



PRINCÍPIOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS EM MEDICINA NUCLEAR

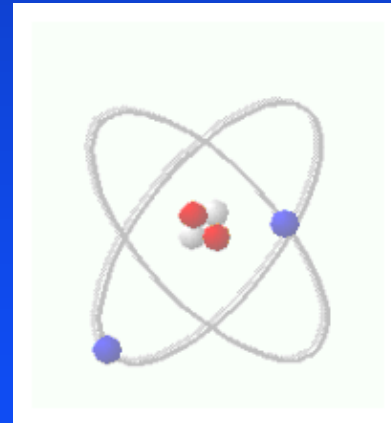
Marina de Sá Rebelo
Serviço de Informática
InCor-HCFMUSP

Agosto 2011

Agenda

- Instrumentação e princípios físicos
 - princípios gerais
 - formação da imagem: instrumentação
- Técnicas de aquisição
 - imagens estáticas
 - imagens sincronizadas
 - imagens dinâmicas
 - imagens tomográficas: SPECT & PET

Princípios Físicos



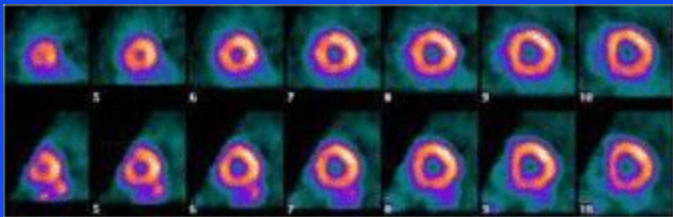
Princípios gerais

- Alterações anatômicas são precedidas por mudanças funcionais
- Medicina Nuclear permite a visualização desses indicadores precoces de doença através da administração e mapeamento de agentes marcados com material radioativo no organismo

Radiofármacos

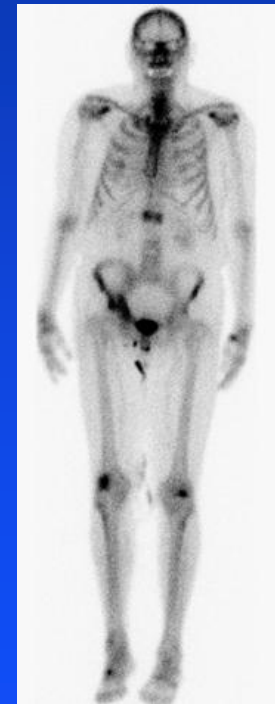
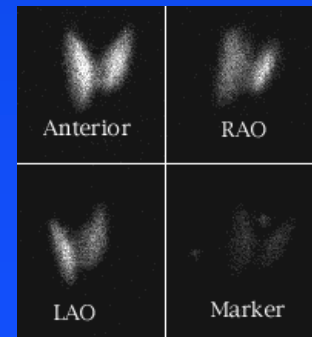
- Agentes, ou fármacos marcados com material radiotativo - radioisótopos, têm a função de mostrar a função fisiológica de órgãos ou sistemas

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



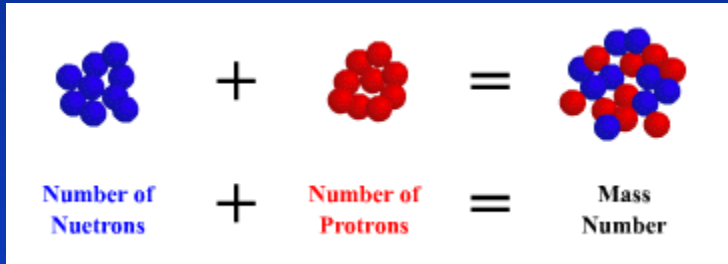
Cloreto deTálio (Tl-201)
músculo cardíaco

Iodeto de Sódio (I-131)
tireóide



MDP (Tc-99M)
Osso

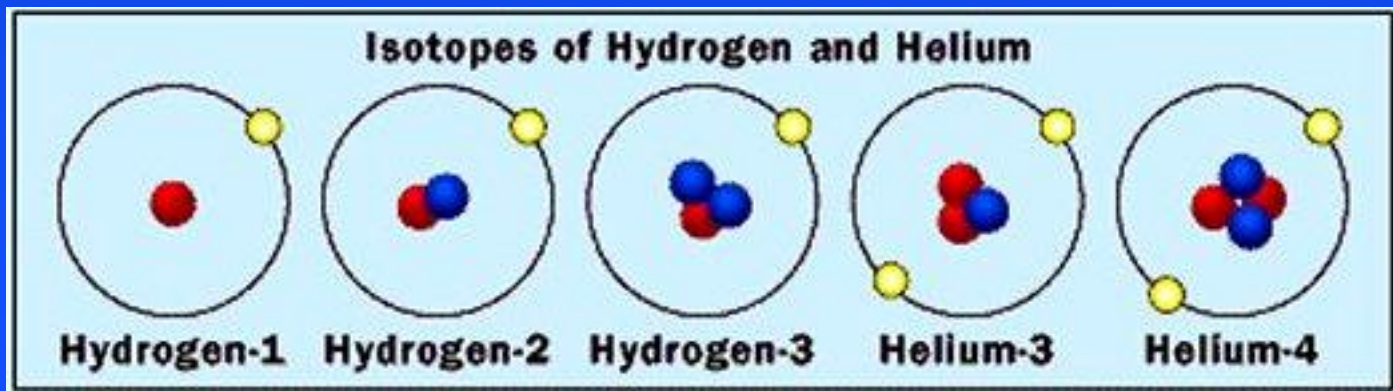
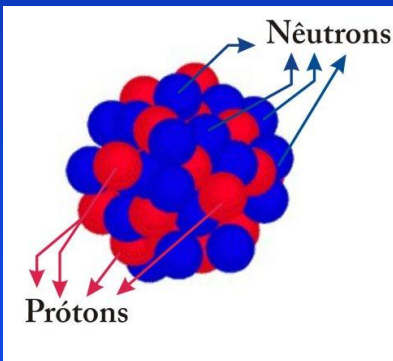
Isótopos



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

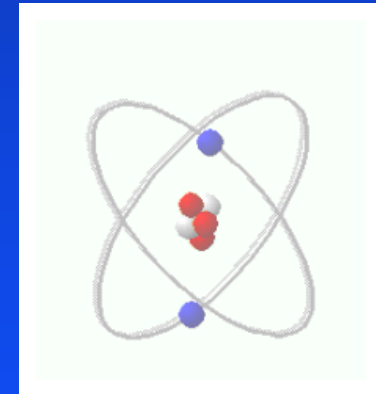
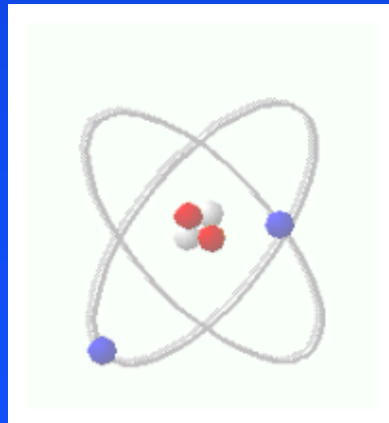
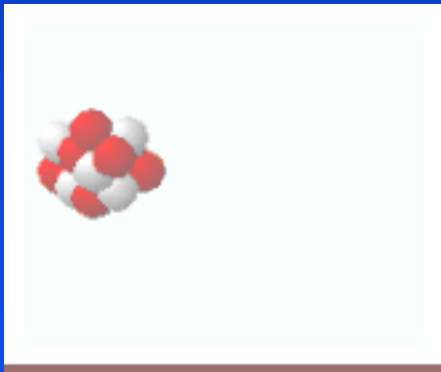
Pode ter o número de nêutrons diferente

isótopos: átomos com mesmo Z e número de massa diferente



Radioisótopos

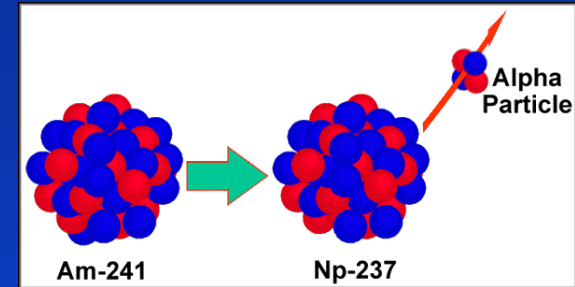
Núcleos de certos isótopos são instáveis : estão em níveis energéticos excitados e podem dar origem à emissão de uma 'partícula' do núcleo



Tipos de decaimento radioativo

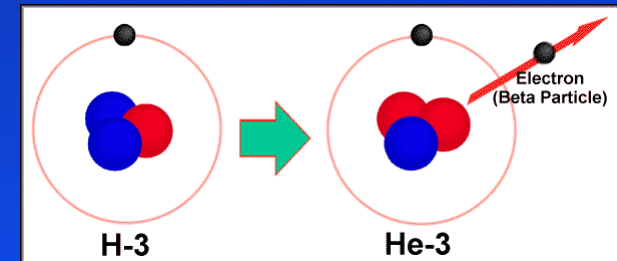
- Decaimento α :

Emissão de núcleo de He
(4-8 MeV)

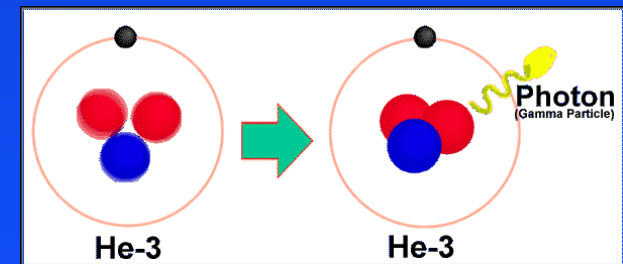


- Emissão de partícula β :

Emissão de Elétron - espectro contínuo de energias



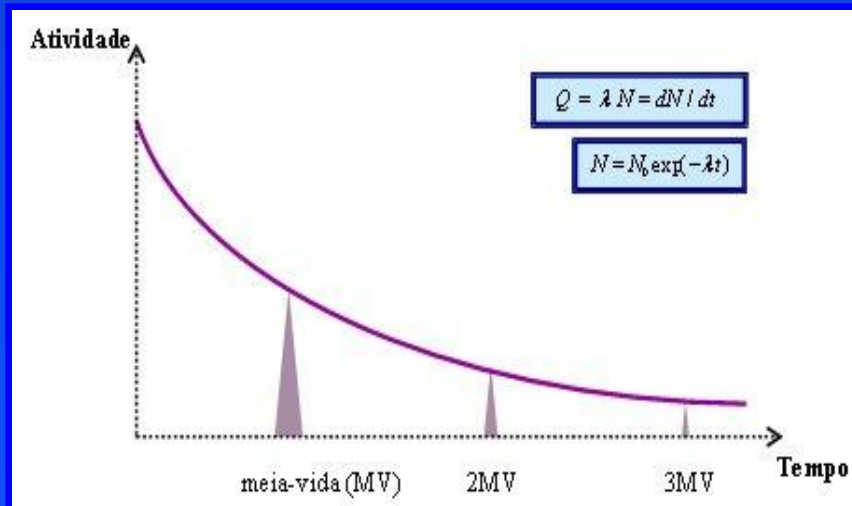
- Emissão de raios γ :
onda eletromagnética
valores discreto de energia



- Nêutrons

Atividade e Meia-Vida

- O decaimento de uma amostra radioativa é estatístico: é impossível prever quando um determinado átomo 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

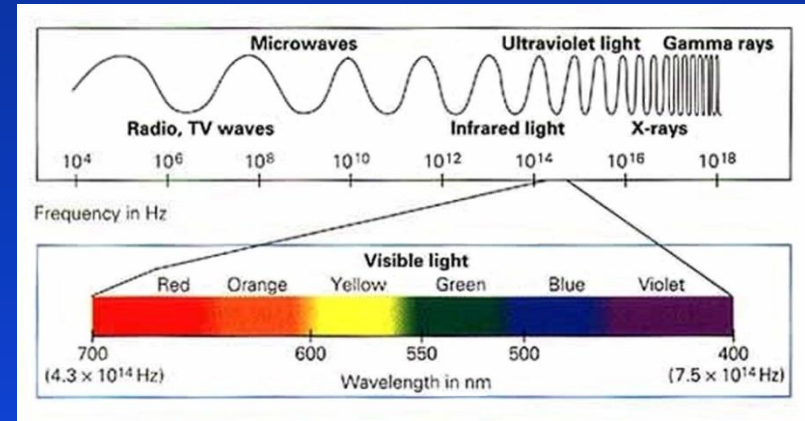
- Tecnécio-99m (diversas aplicações)
 - * Energia: 140 Kev
 - * Meia vida: 6h
- Tálcio-201 (músculo cardíaco)
 - * Energia: 135 Kev
 - * Meia vida: 62,5 h
- Iodo-131 (tireóide)
 - * Energia: 380 Kev
 - * Meia vida: 8 dias
- Iodo-123 (tumores)
 - * Energia: 159 KeV
 - * Meia vida: 13,22

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

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

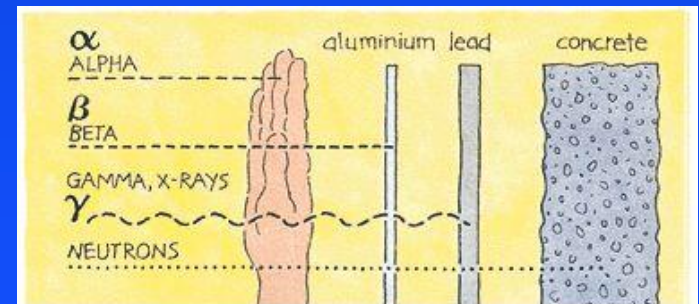
Radiação

Radiação: energia na forma de ondas eletromagnéticas ou partículas

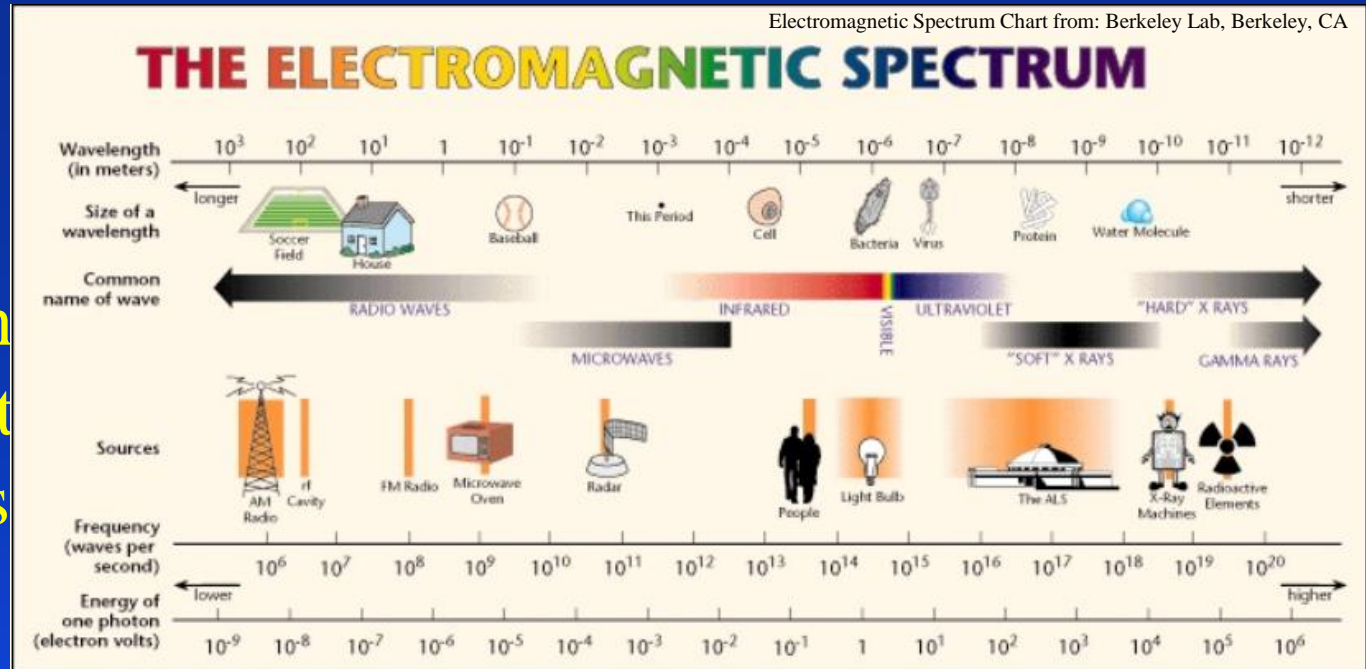


Não ionizante: não possui energia suficiente para ionizar átomos: microondas, luz visível, RF, ultra-violeta

Ionizante: tem energia para remover elétrons de átomos nos materiais que atravessa. Esse processo é chamado de ionização

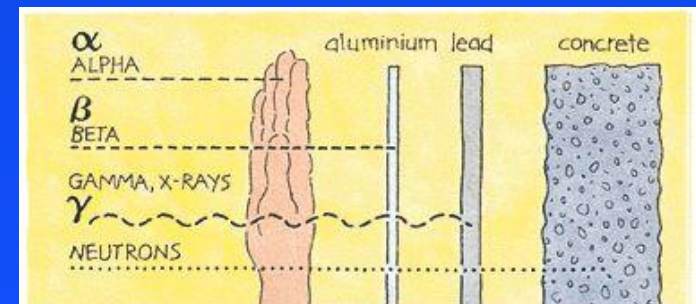


Radiação: em
de ondas elet
ou partículas

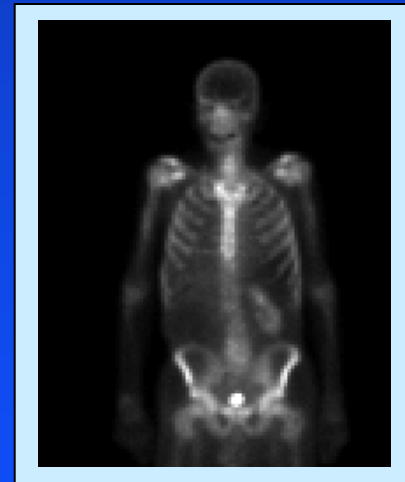


Não ionizante: não possui energia suficiente para ionizar átomos: microondas, luz visível, RF, ultra-violeta

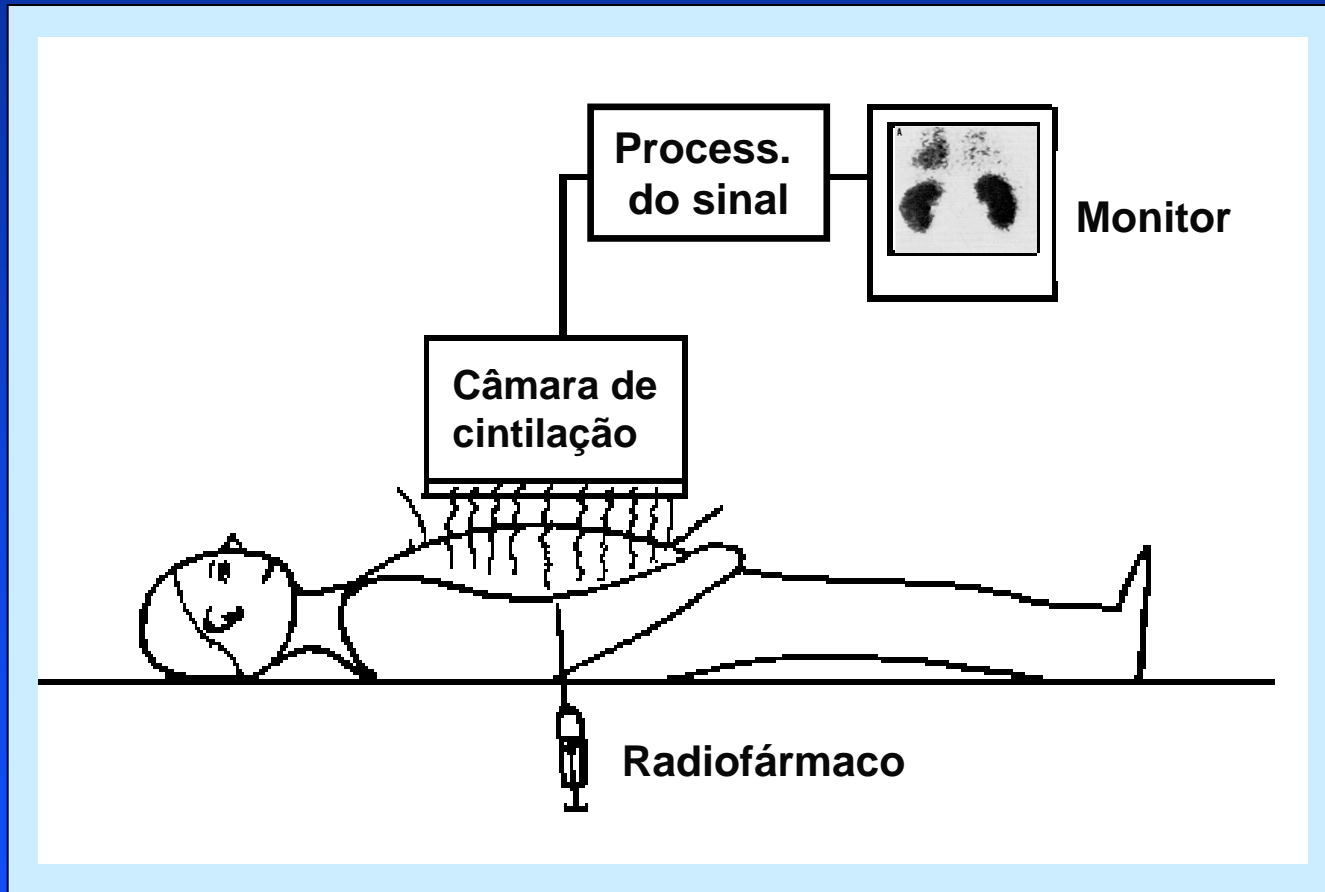
Ionizante: tem energia para remover elétrons de átomos nos materiais que atravessa. Esse processo é chamado de ionização



Formação da Imagem

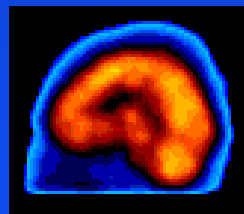
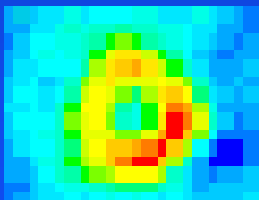
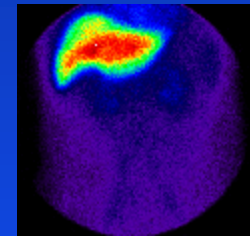


Formação da Imagem



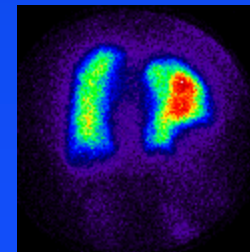
Uma imagem de Medicina Nuclear é o mapa da distribuição do composto marcado com material radioativo dentro do paciente

distribuição predominante do órgão que se deseja estudar



resolução baixa comparada com CT ou ressonância

valor diagnóstico muito alto
fornece informações funcionais



Detecção do sinal



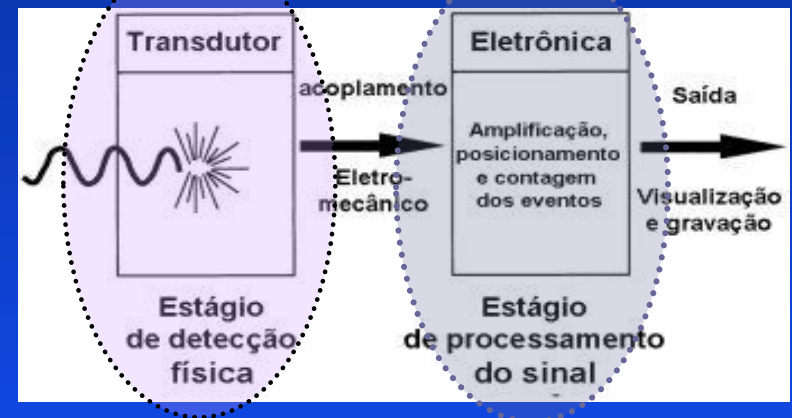
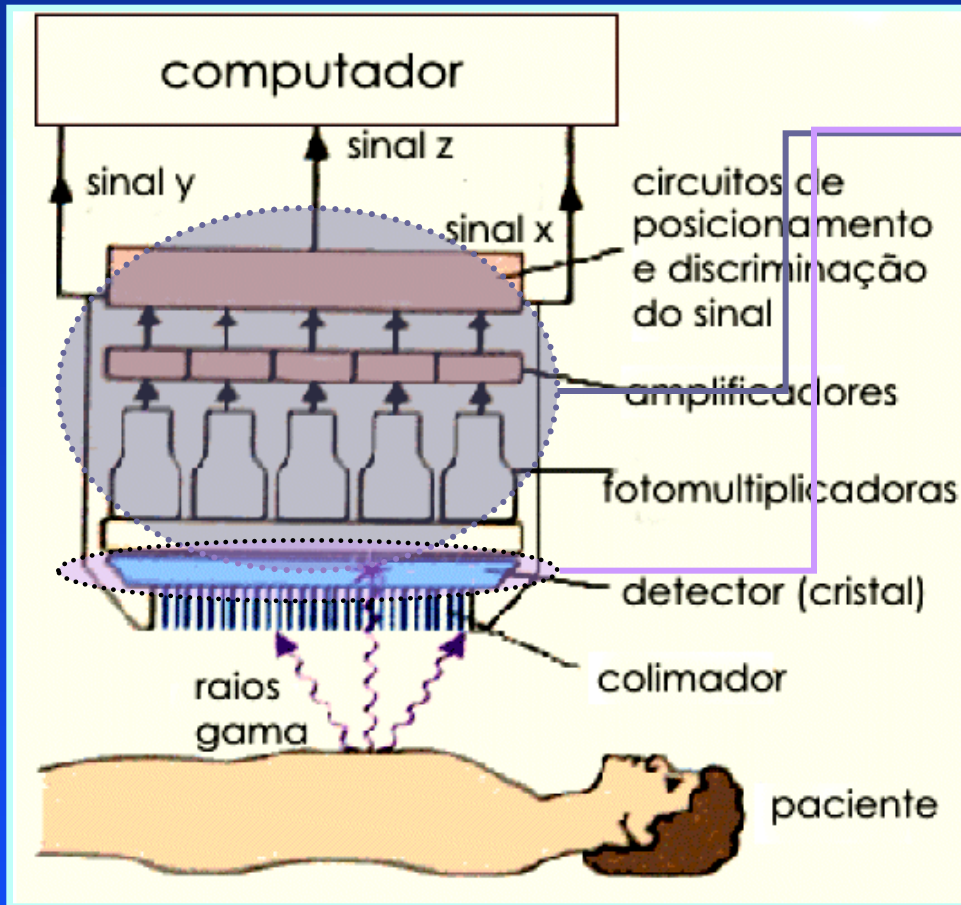
Sistema de detecção

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

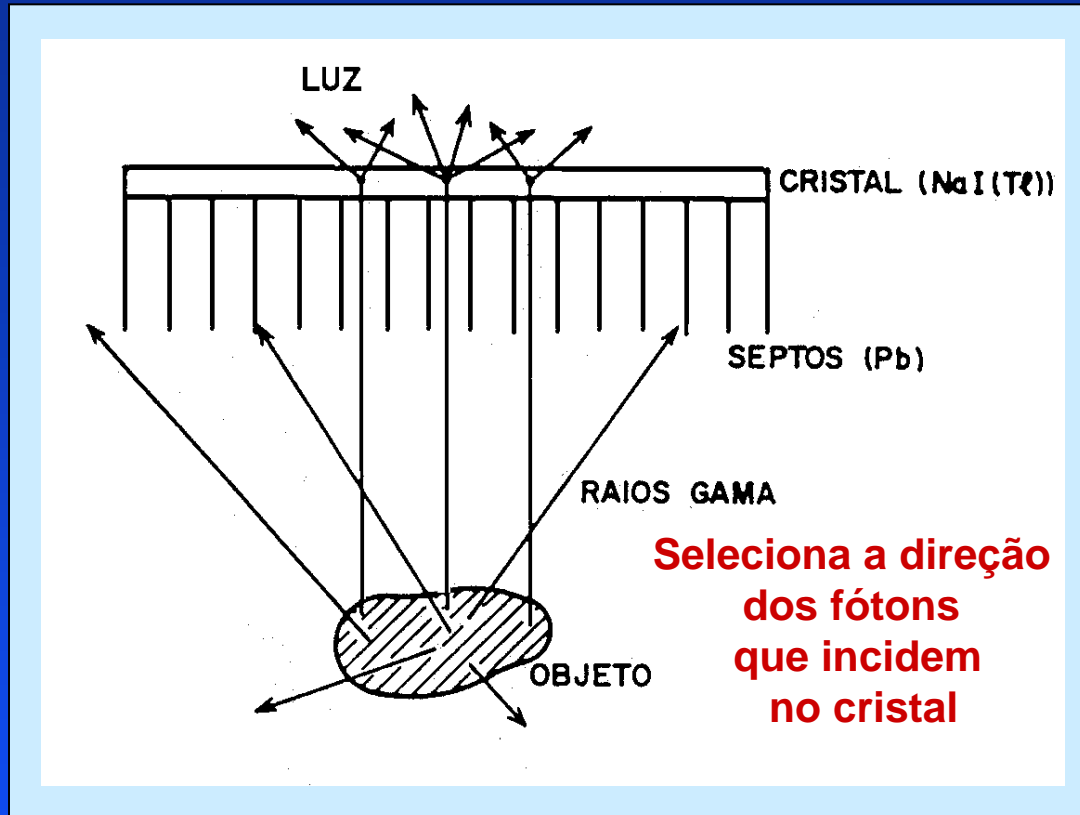
Composta basicamente por:

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

Sistema de detecção

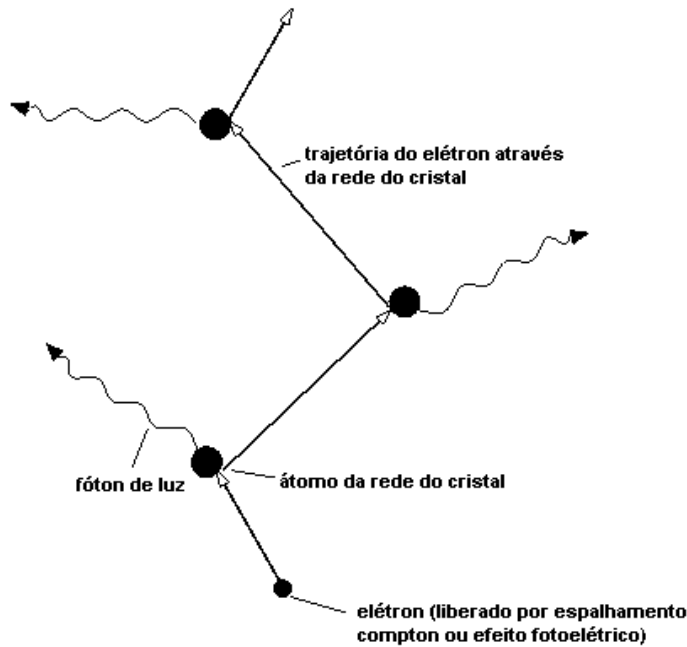


Colimador (septos paralelos)



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

Cintilação



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 cristal ele vai liberar elétrons, que integram com átomos do cristal para produzir luz, em um processo conhecido como cintilação

Detetor de cintilação

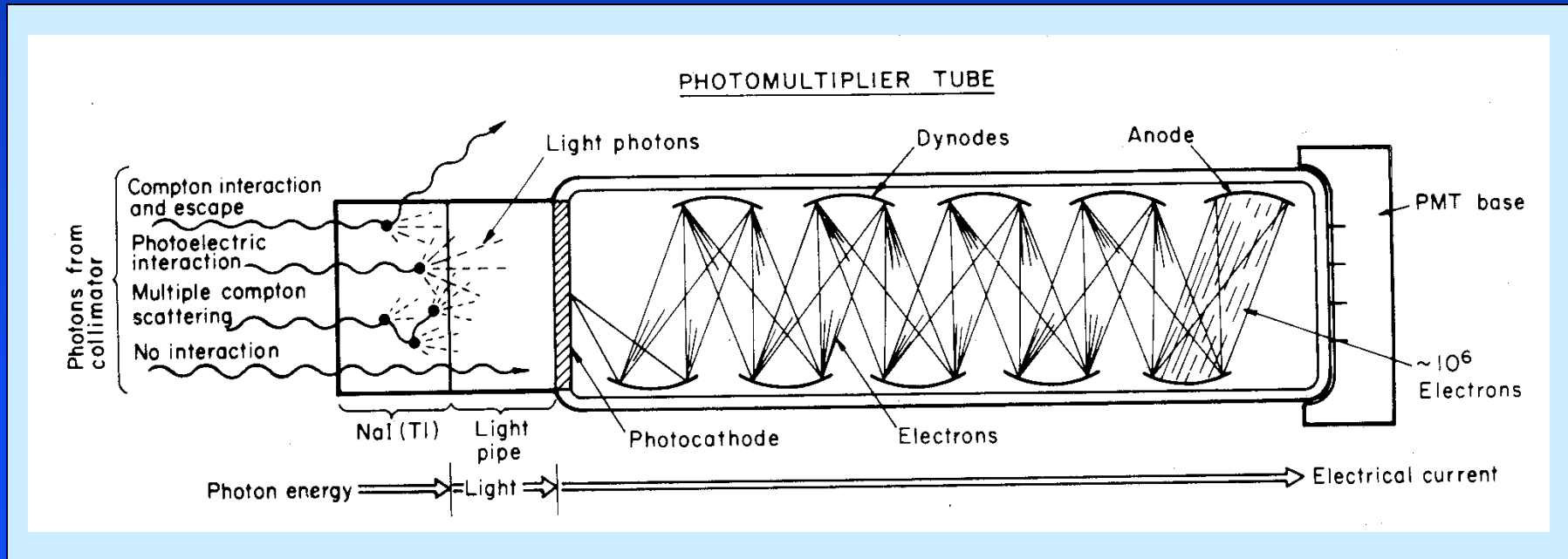


- Para detectar a radiação gama são utilizados detetores de cintilação
- Geralmente as câmaras utilizam detetores de cristal de Iodeto de Sódio ativado com Tálcio - NaI(Tl)
- Esse cristal tem eficiência máxima para detecção de fótons com energia na faixa comumente utilizada em Medicina Nuclear
- Tipicamente tem espessura de 3/8" e diâmetro de 30-50 cm

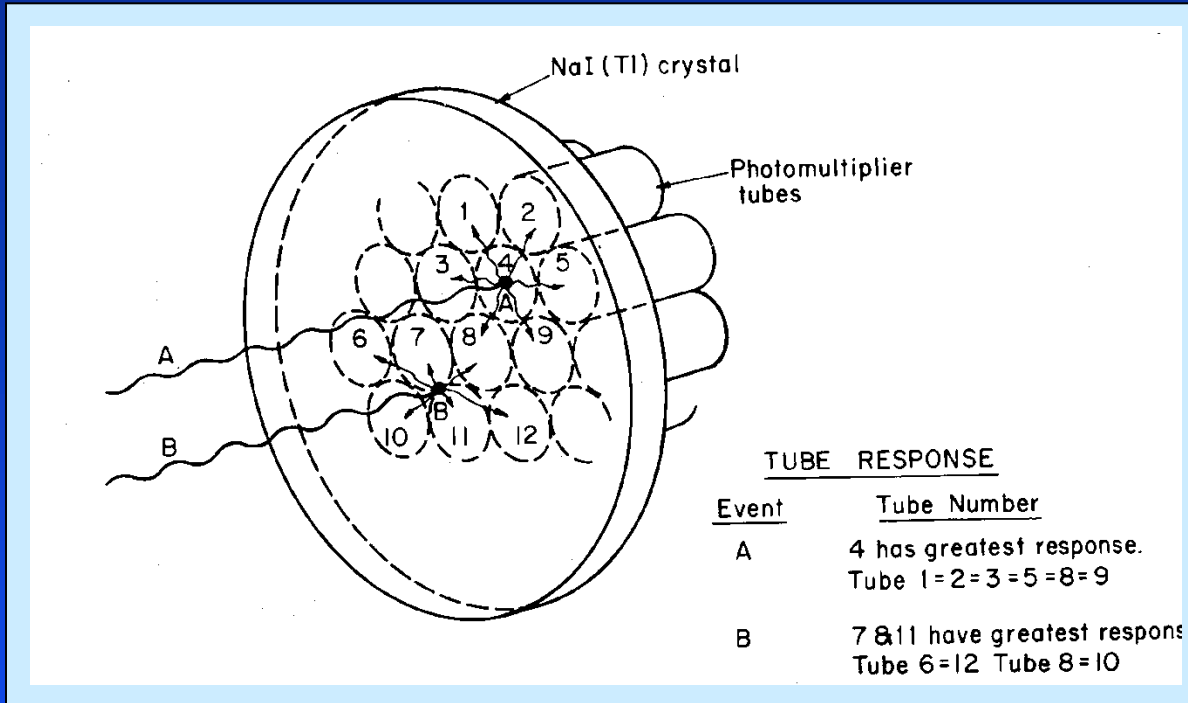
Fotomultiplicadora



Ampliação e conversão do sinal

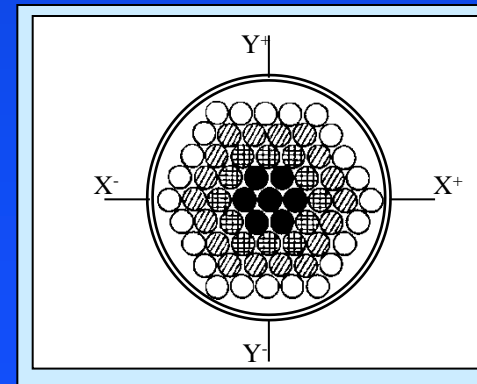


Fotomultiplicadora



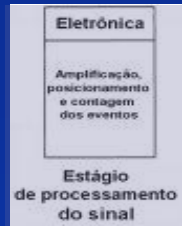
A luz recebida é
 proporcional
 à distância entre a
 fotomultiplicadora e
 a cintilação

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



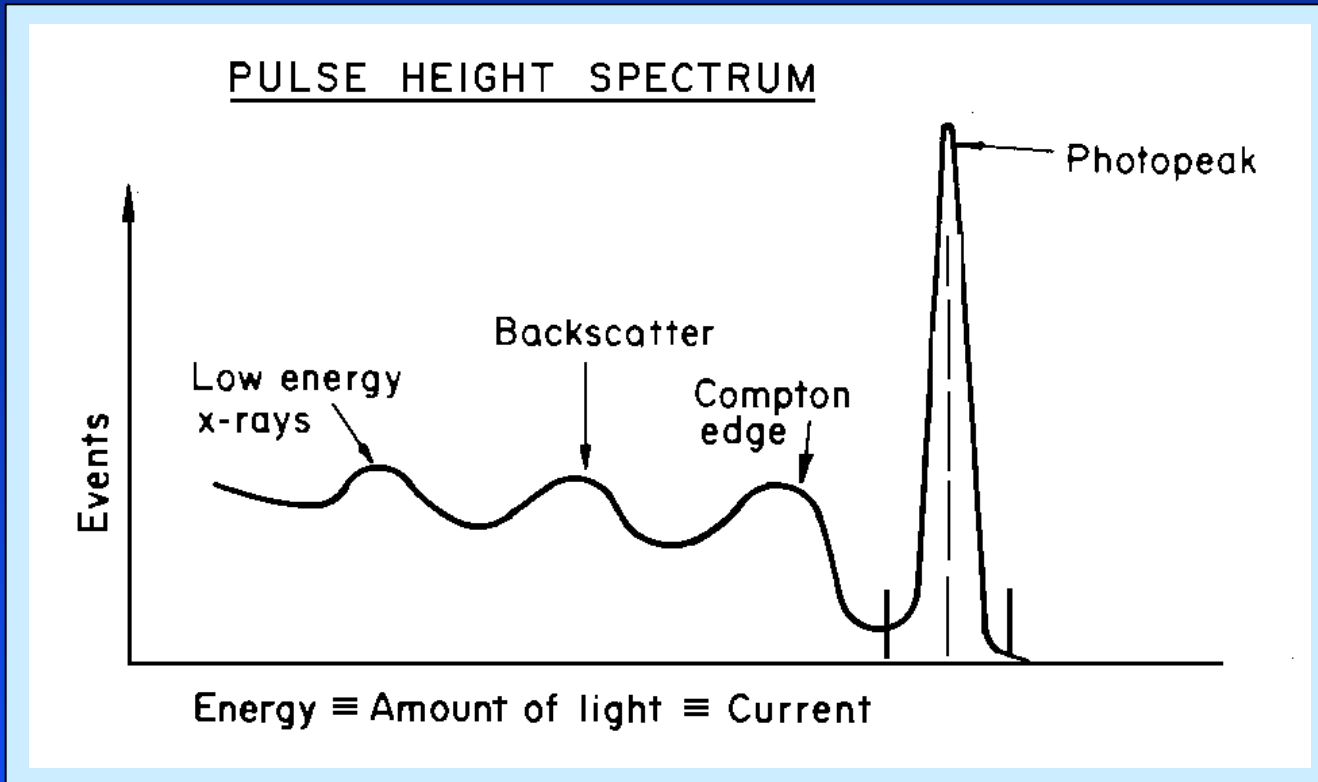
37 a 91 PMT's

Sinal detectado



- Cada isótopo decai com fótons de energia característica. A amplitude do pulso detectado é proporcional à energia depositada pelo fóton no cristal
- O sinal obtido não é monoenergético: espalhamento dos fótons no paciente outros eventos concorrentes
- Evento válido: é aquele em que toda a energia do fóton é depositada no cristal

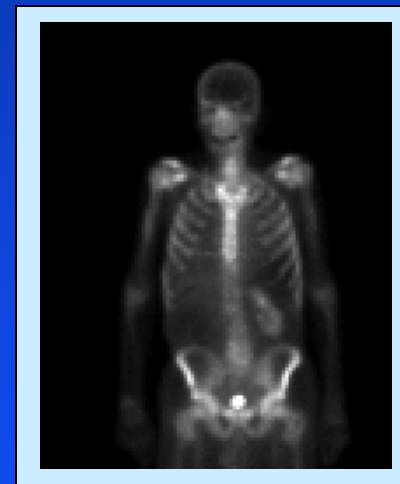
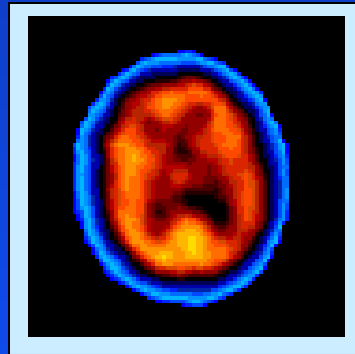
Janela de energia



A seleção da faixa do sinal para os eventos válidos é efetuada pelo analisador de altura de pulso, que, em geral, seleciona pulsos proporcionais à energia do fóton $\pm 10\%$.



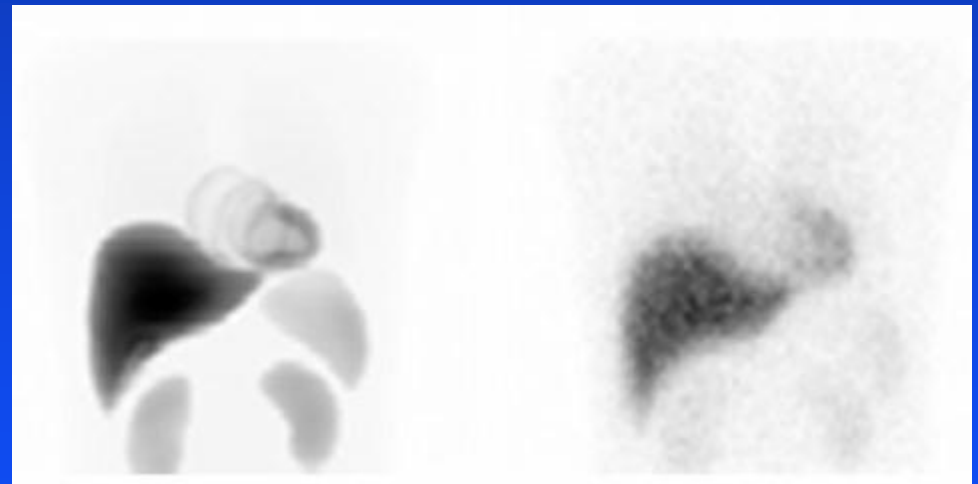
Ao final do processo de aquisição e formação da imagem, em cada pixel a contagem é proporcional às cintilações produzidas nesse ponto



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

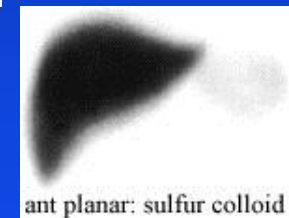
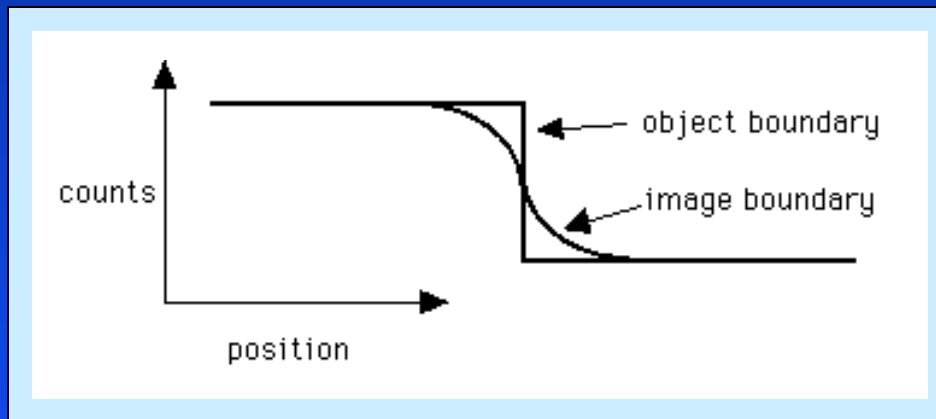
Qualidade da Imagem

- Fatores que afetam a qualidade da imagem
 - * Resolução
 - * Atenuação
 - * Espalhamento
 - * Ruído estatístico



Resolução Espacial

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

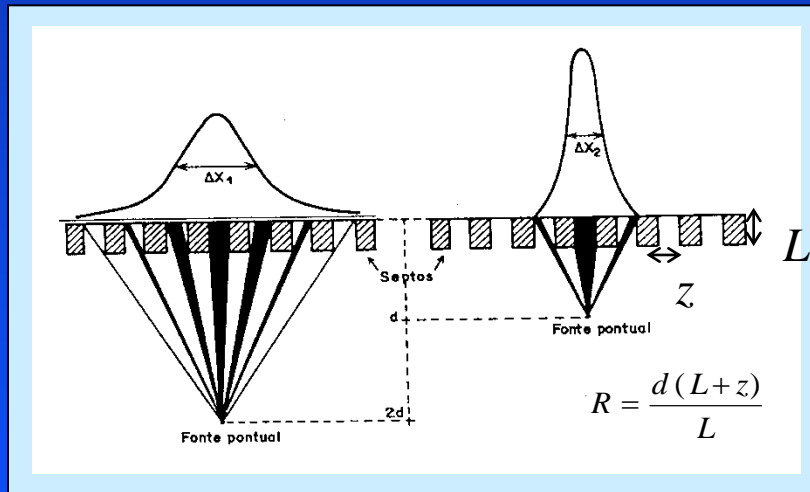


- Característica da câmara: descreve sua habilidade em distinguir duas fontes radioativas pontuais como entidades distintas

Resolução Espacial

Depende de alguns fatores:

- . Resolução intrínseca (cristal + fotomultip.*)
- . Resolução do colimador (septos diam/comp)



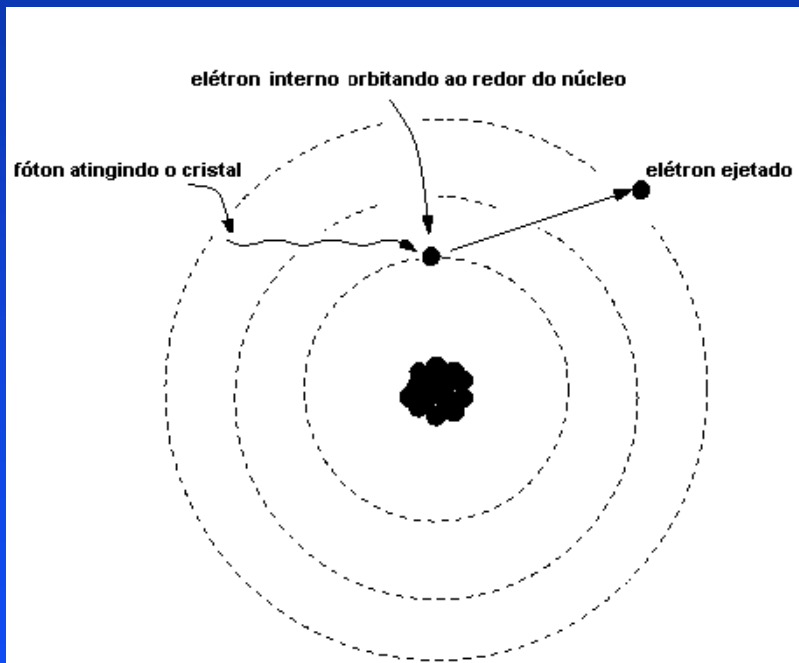
* CDR – resposta colimador-detector



SPECT: 6 ~ 10mm longe
animal: submilimétrica
PET ~ 5mm

Tipos de interação (Atenuação e espalhamento)

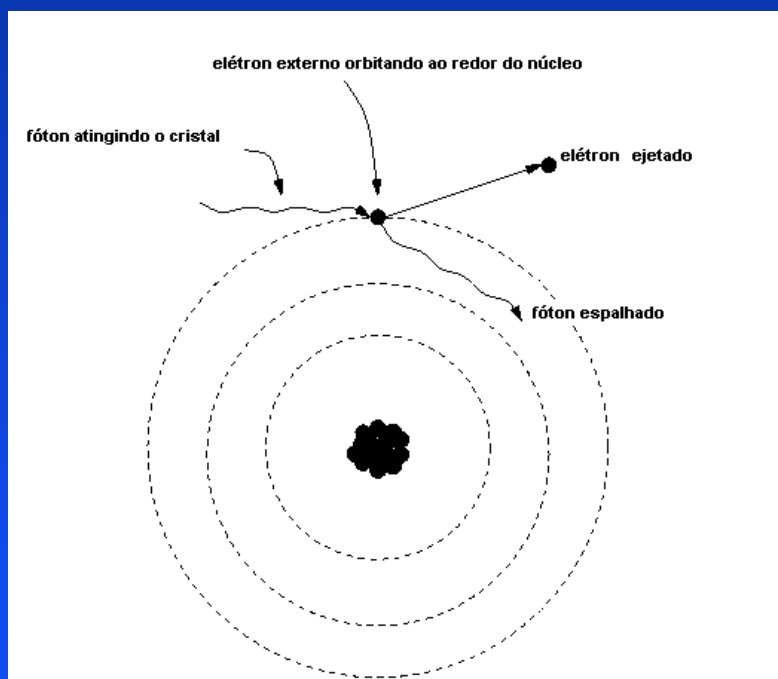
efeito fotoelétrico



Efeito Fotoelétrico

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

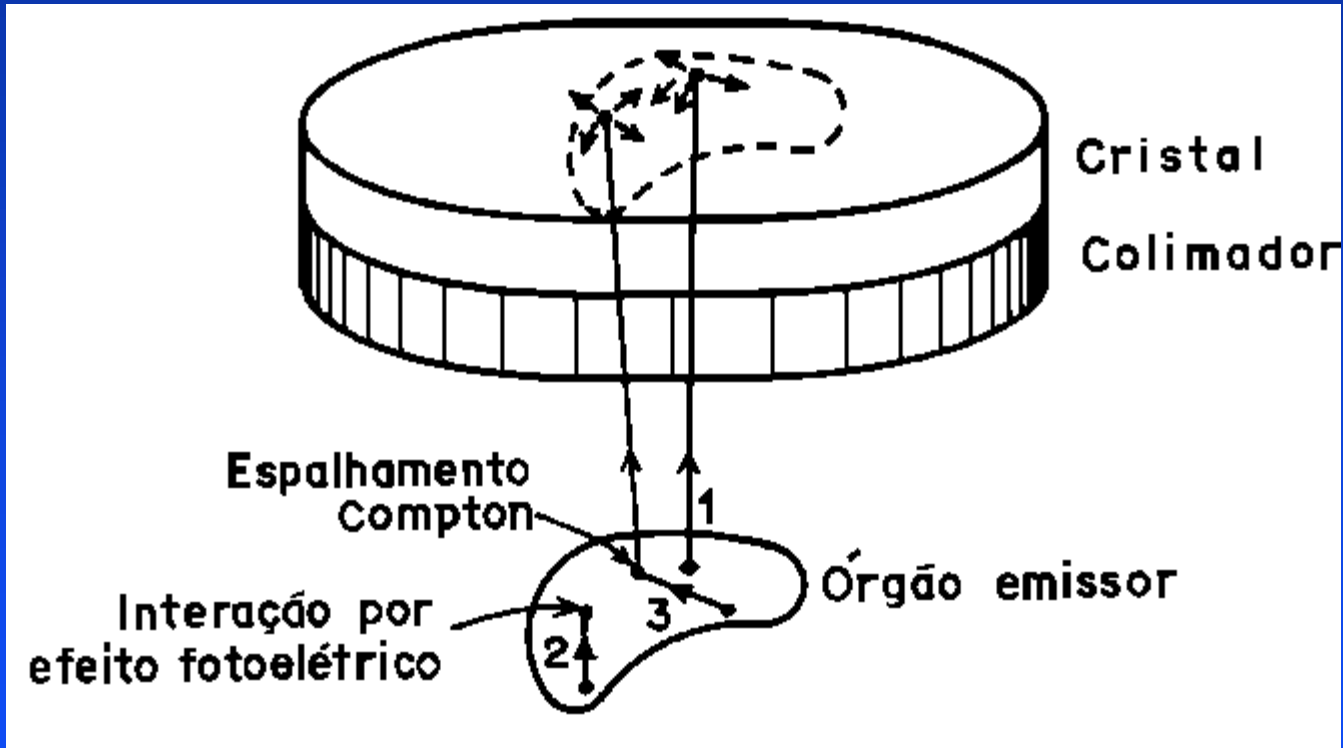
espalhamento compton



Espalhamento Compton

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

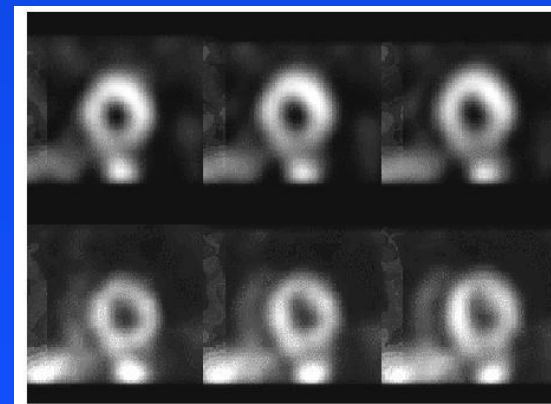
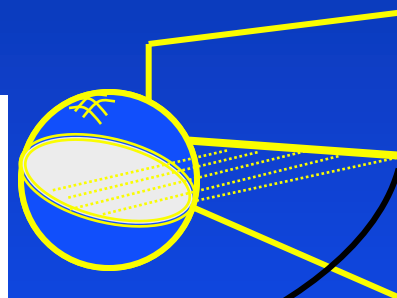
Atenuação e espalhamento



Atenuação

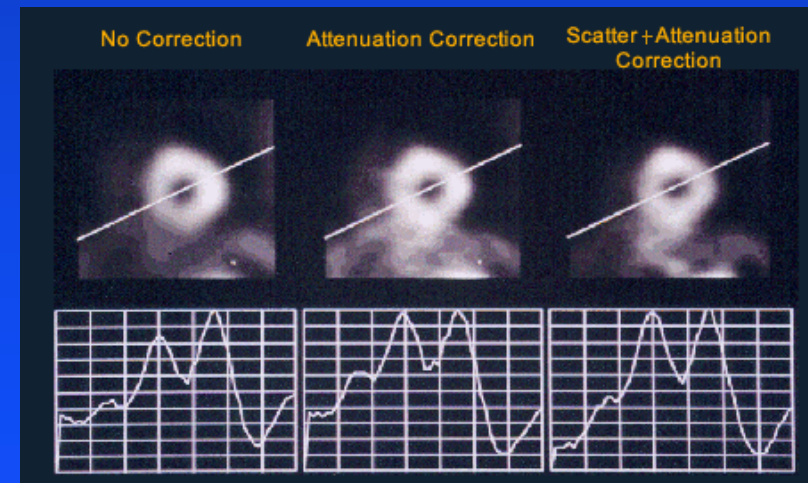
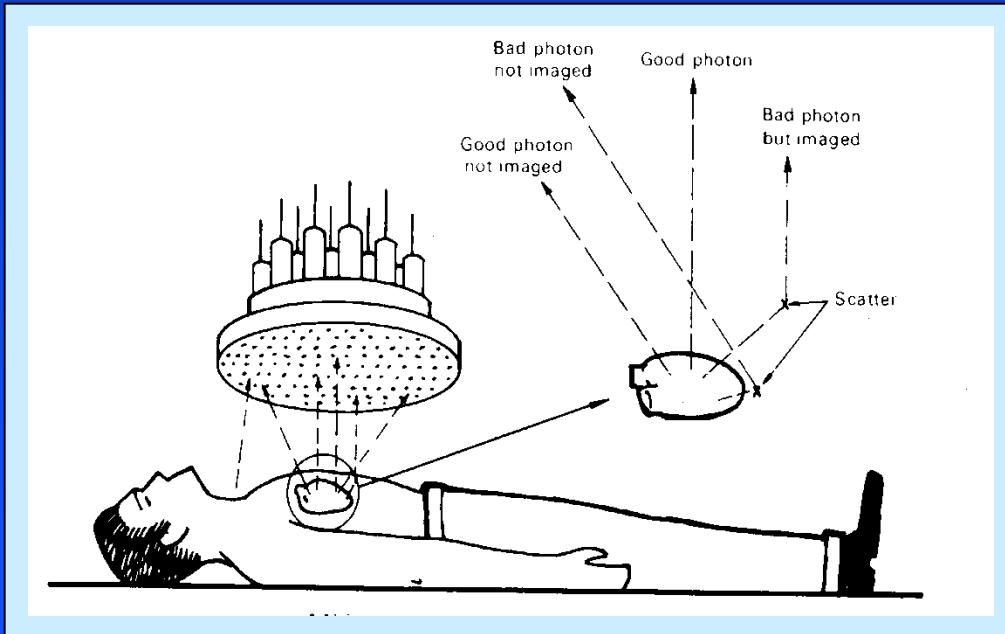
A atenuação reduz a taxa de contagem de uma maneira não uniforme (a taxa de atenuação é proporcional a $e^{(-\mu x)}$)

são detectados menos eventos provenientes de fontes profundas do que de fontes superficiais equivalentes.



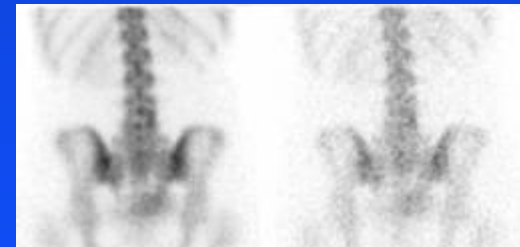
Espalhamento

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



Ruído estatístico

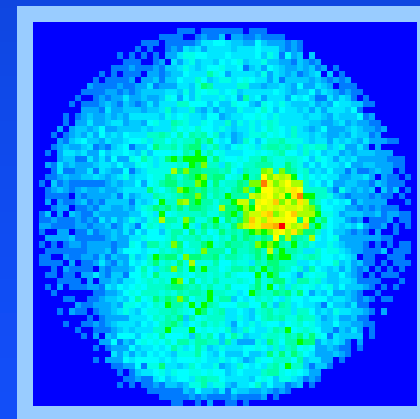
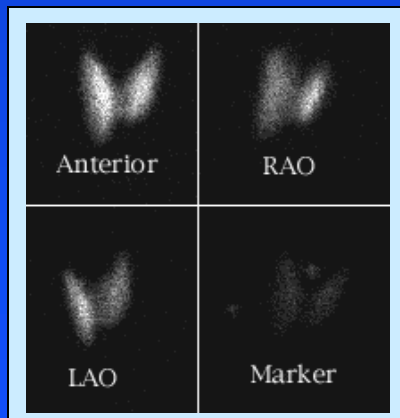
- Não é possível prever exatamente qual átomo vai decair em um dado instante
- O número de desintegrações por unidade de tempo flutua ao redor de um valor médio, segundo a distribuição de Poisson
 - ⇒ Erro na medida da intensidade de cada ponto da imagem \sqrt{N}
- Ruído baixo: atividade injetada, tempo de aquisição, sensibilidade da câmara, radiofármaco



Técnicas de Aquisição

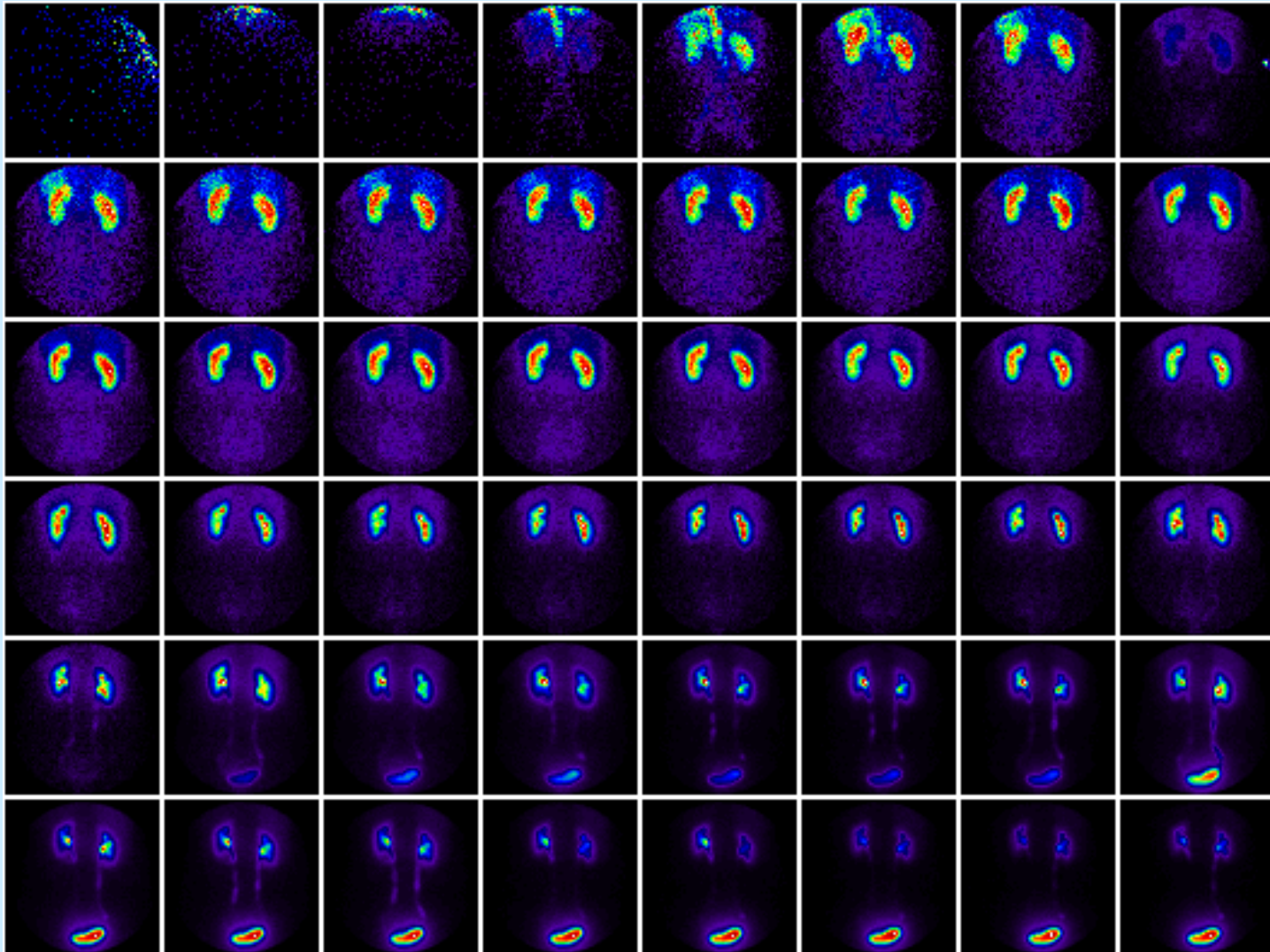
Imagens Estáticas

- 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 Dinâmicas

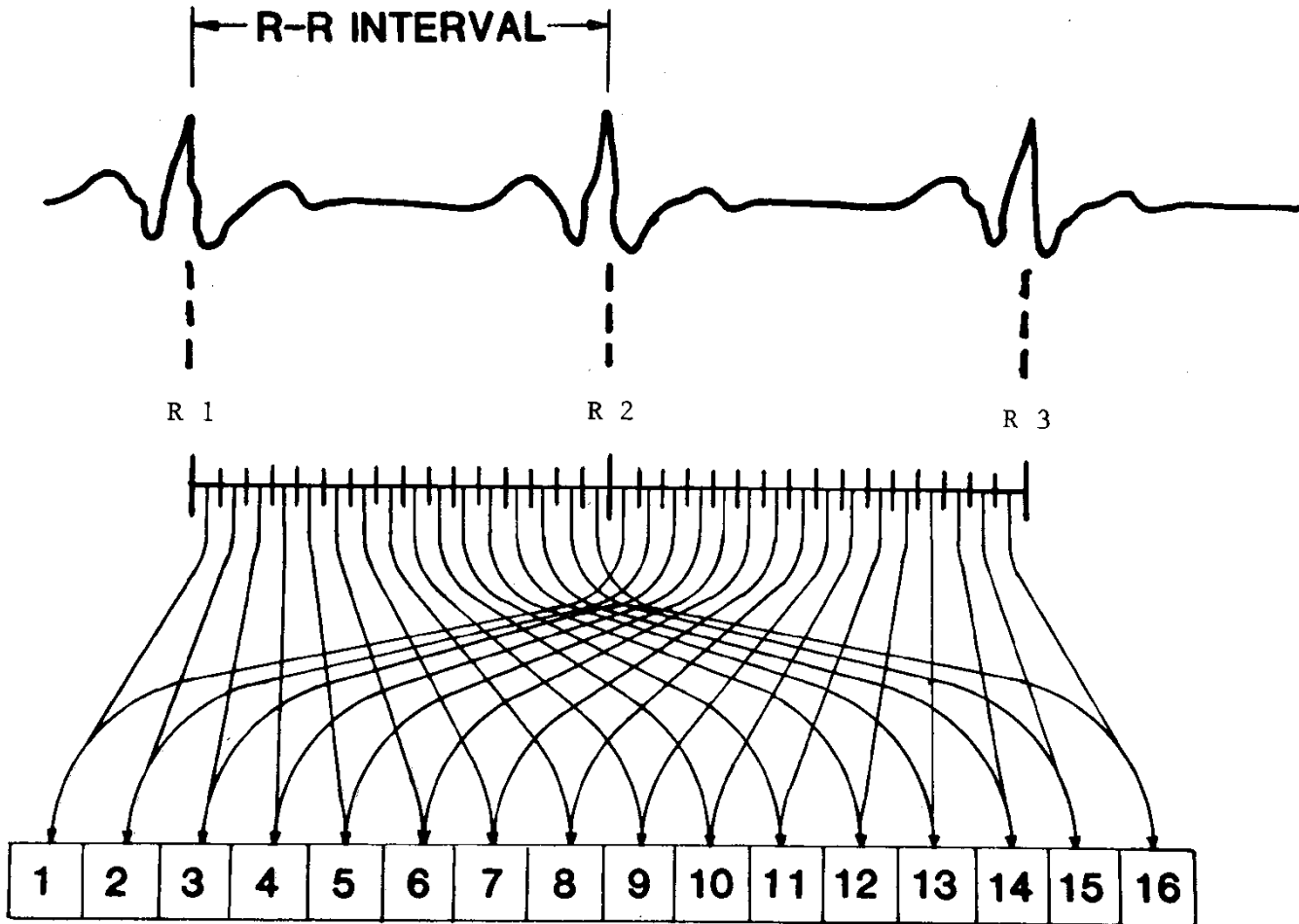
- Essa técnica é empregada quando o fenômeno a ser estudado é variável no tempo (porém não necessariamente periódico)
- A aquisição é semelhante àquela de imagens estáticas, exceto pelo fato de que várias imagens sequenciais são adquiridas
- Cada imagem é composta de contagens acumuladas em um período pré-fixado de tempo



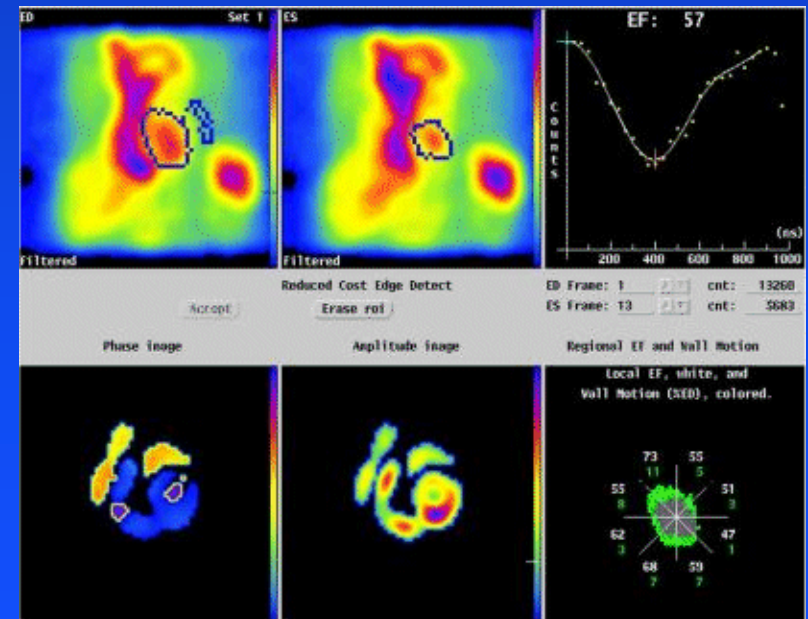
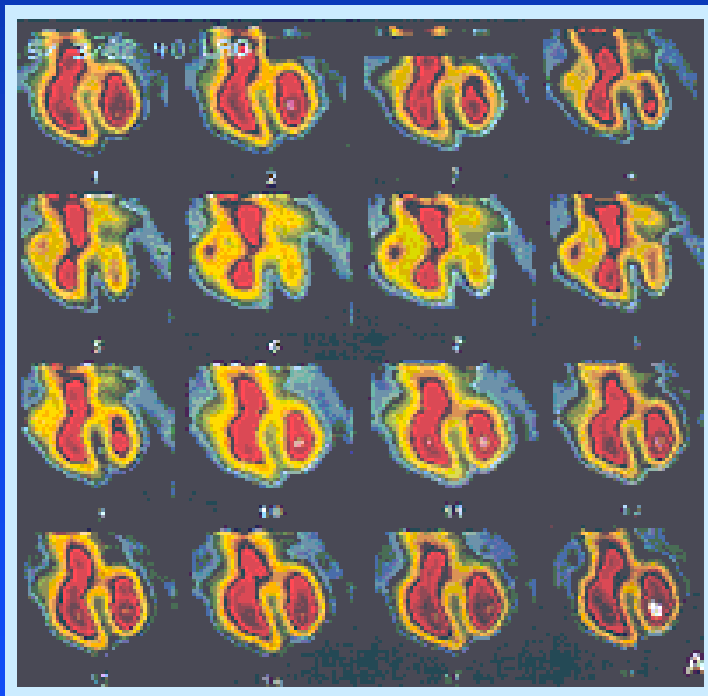
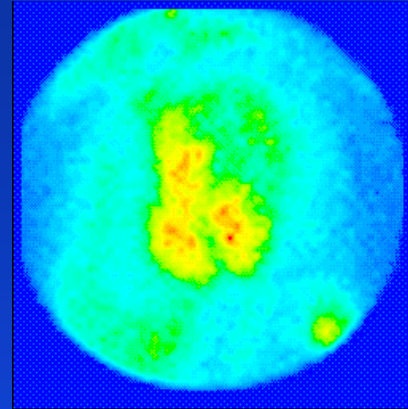
Aquisição sincronizada (Gated)

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

Aquisição sincronizada (Gated)



Ventriculografia Radioisotópica: Aquisição sincronizada com o ECG

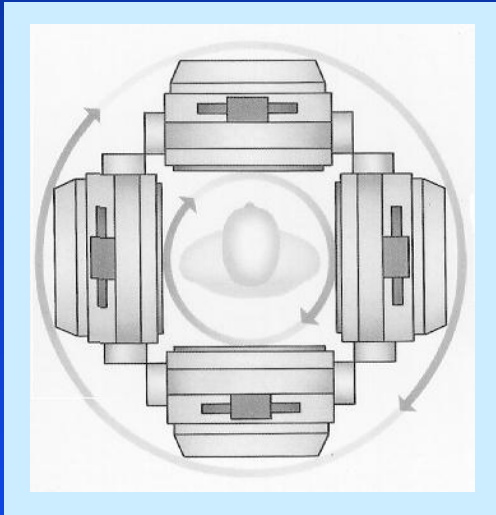


Imagens tomográficas

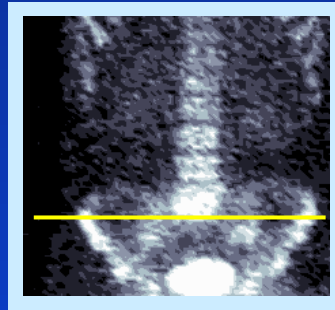
- As imagens obtidas com as técnicas descritas fornecem uma projeção plana de uma fonte volumétrica provocando uma sobreposição de estruturas
- A localização de lesões pode estar oculta pela sobreposição de outras camadas
- Essa localização pode ser melhorada através do isolamento de seções do órgão

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

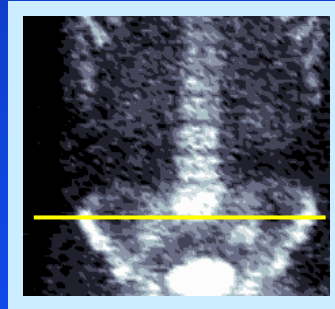
SPECT



Câmara de cintilação tomográfica

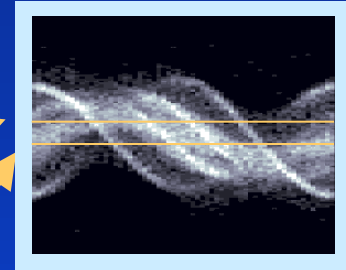


θ_x

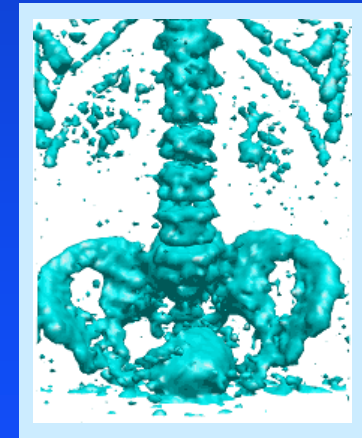


θ_y

projeções

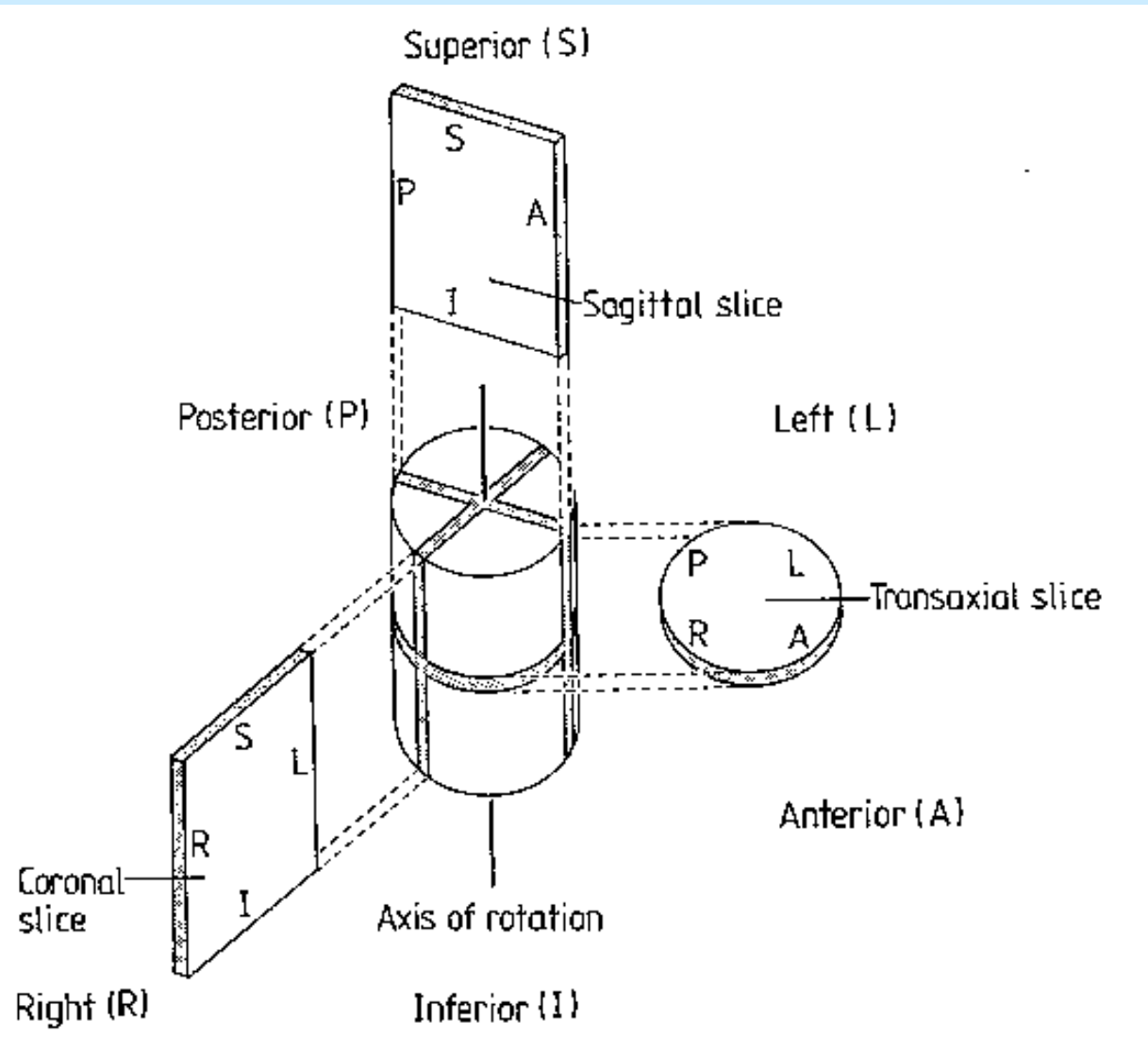


sinograma

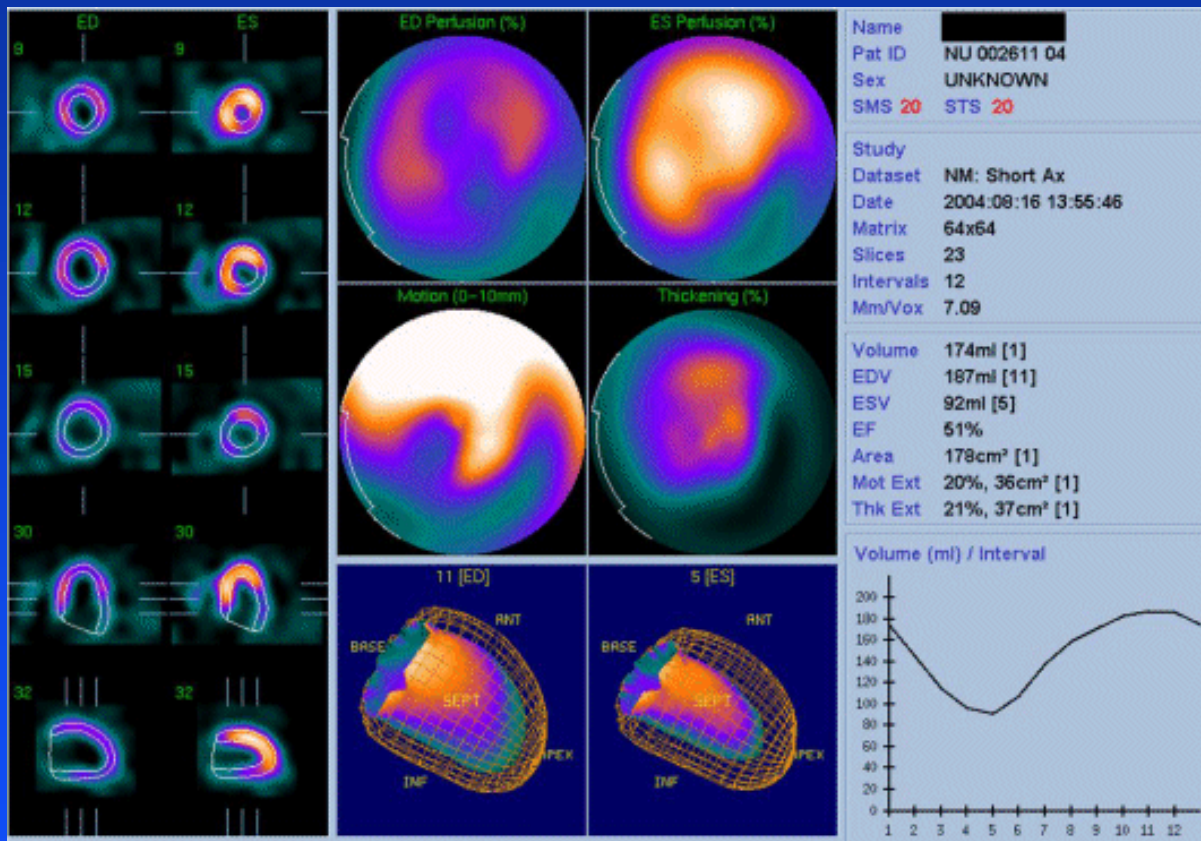


renderização 3D

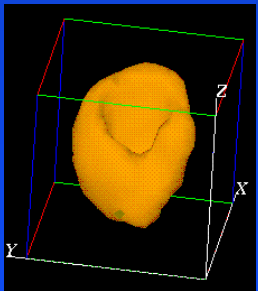
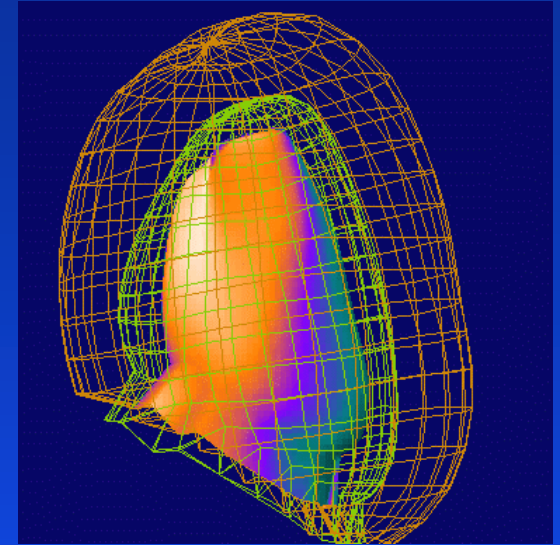
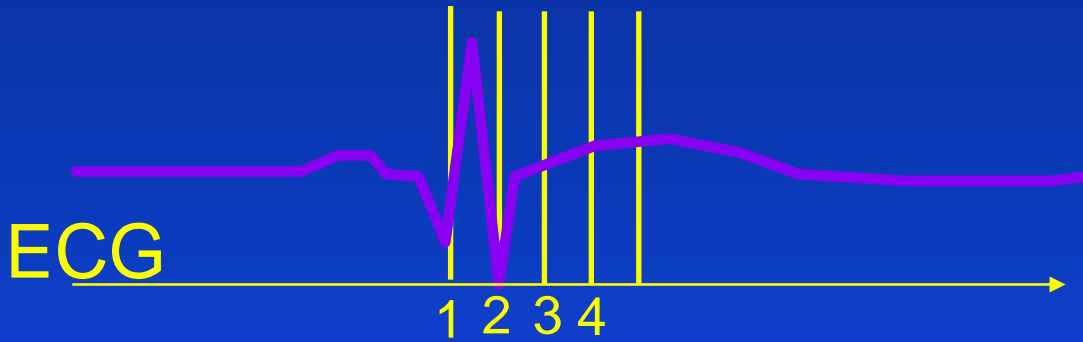
Cortes tomográficos



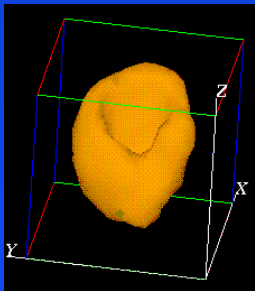
Visualização



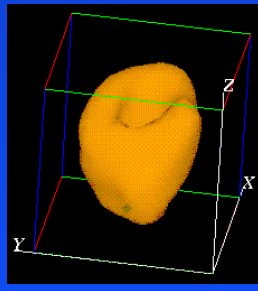
GATED SPECT



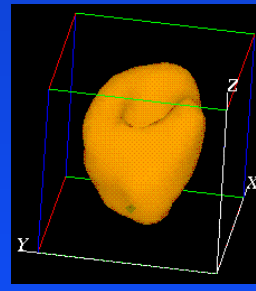
1



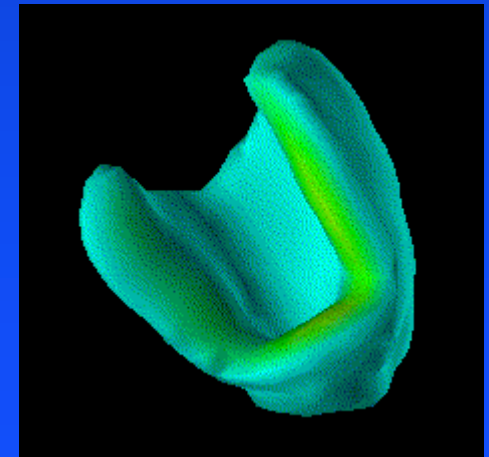
2



3



4



Tomografia por emissão de pósitron - PET

- Pósitron (β^+ ou e^+)
partícula sub-nuclear com as mesmas propriedades do elétron , exceto pela carga elétrica positiva
- Emissão
emitido por um radionuclídeo incorporado ao radio-fármaco administrado ao paciente

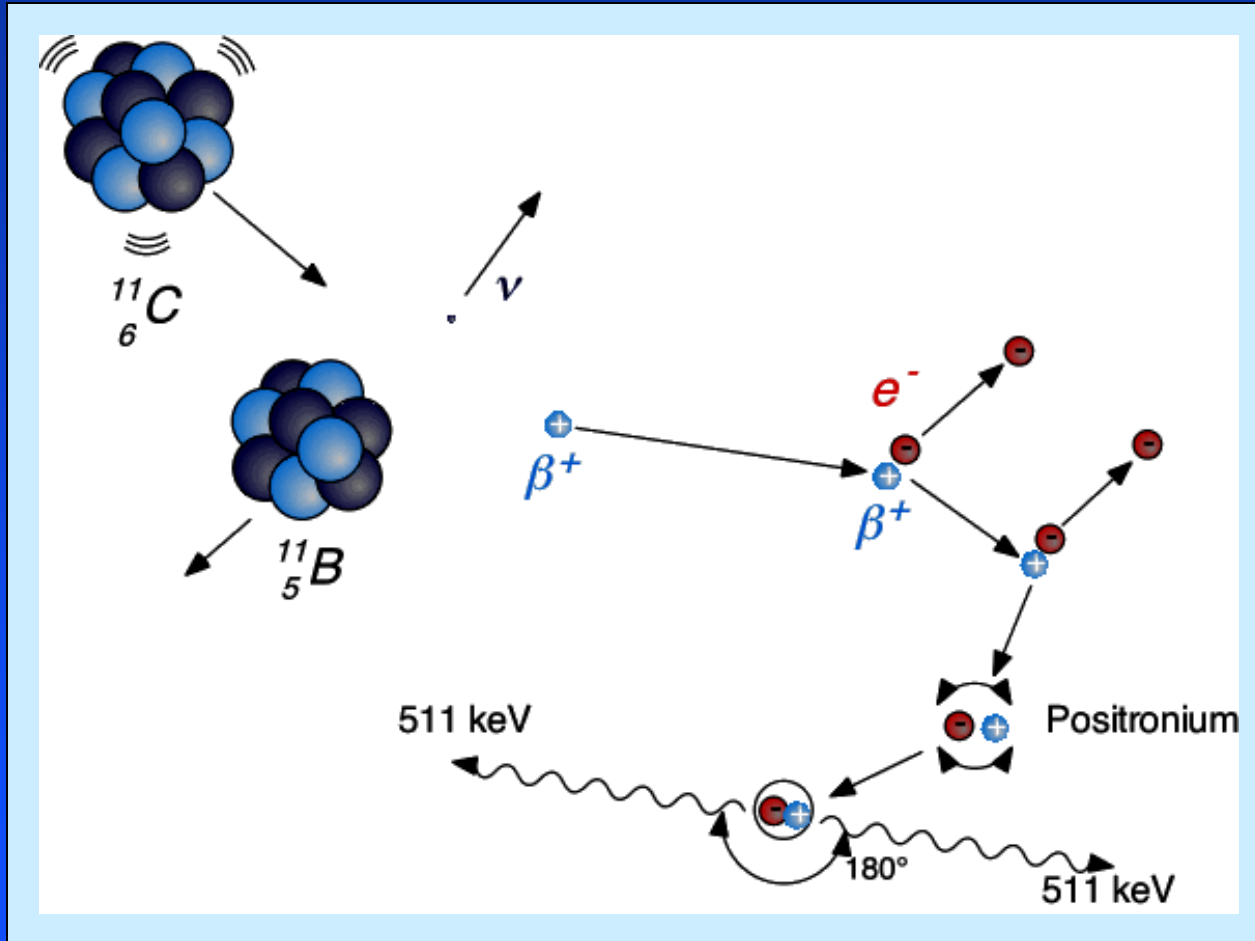
Emissores de β^+ mais usados na Medicina

- São naturalmente encontrados em sistemas biológicos : $^{11}\text{C}^*$, $^{18}\text{F}^\clubsuit$, $^{13}\text{N}^\diamond$, $^{15}\text{O}^\#$
- Podem ser incorporados em moléculas biologicamente ativas : açúcares, proteínas, água, gases, amino-ácidos
- Molécula mais comum é fluorodeoxyglucose (FDG), um açúcar, que é um análogo da glicose. Possuem meia - vida física bastante curta, entre 1,5 e 110 minutos, resultando em baixas doses absorvidas pelos pacientes

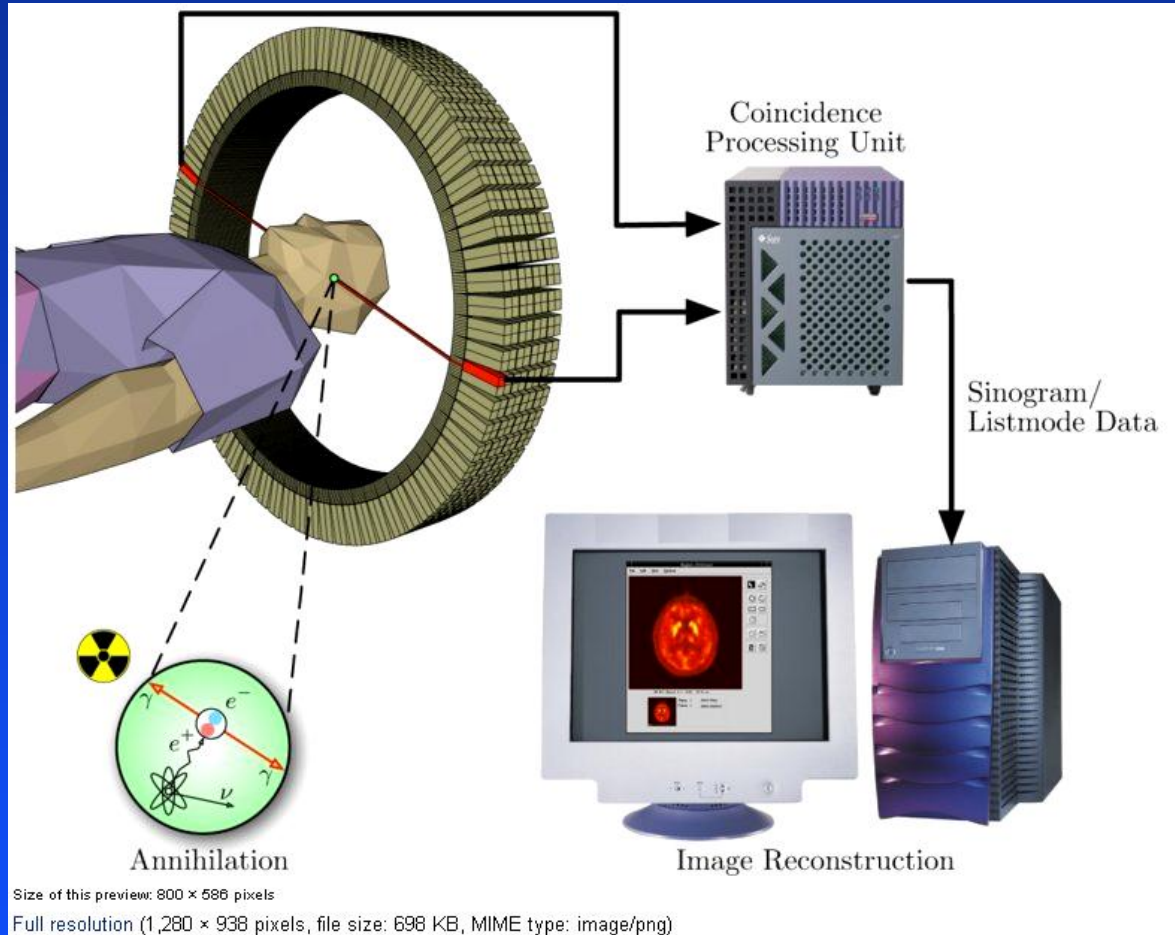
** meia vida: 20,3 min, \clubsuit meia vida: 109,7 min,*

\diamond meia vida: 10min; $\#$ meia vida: 2 min;

Tomografia por emissão de pósitron - PET



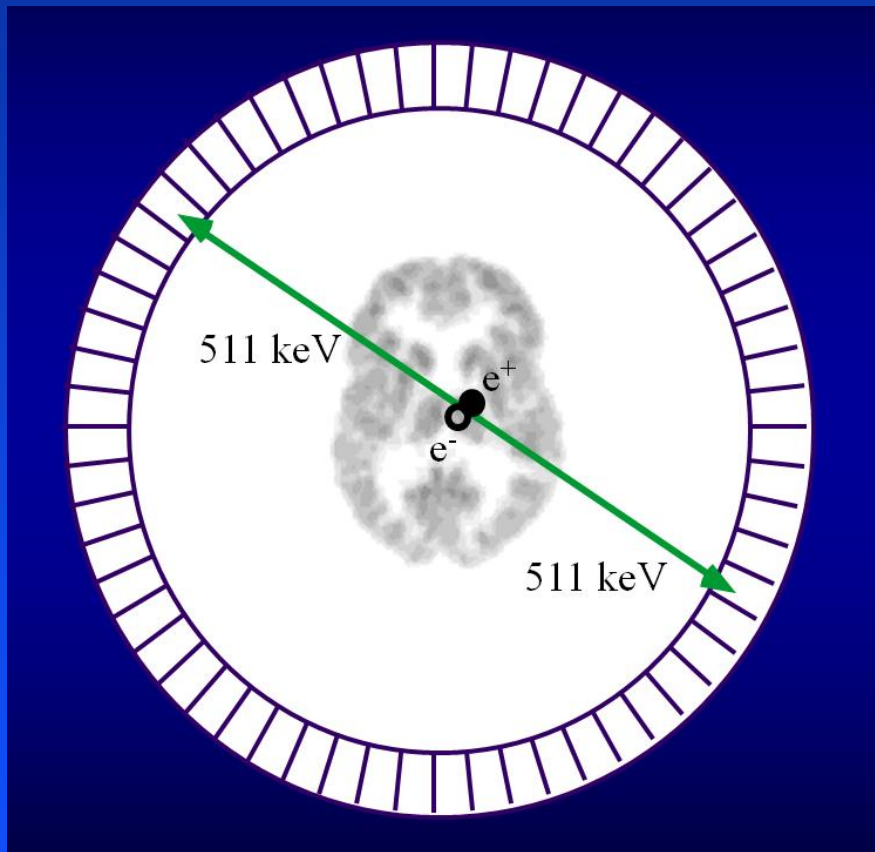
Detecção do sinal



Os dois fótons com
mesma direção e
em sentidos
opostos são
detectados por um
circuito de
coincidência

Cristal típico: bismuth germinate – otimizado para fótons de 511Kev

Aniquilação do pósitron



Resultado da aniquilação:

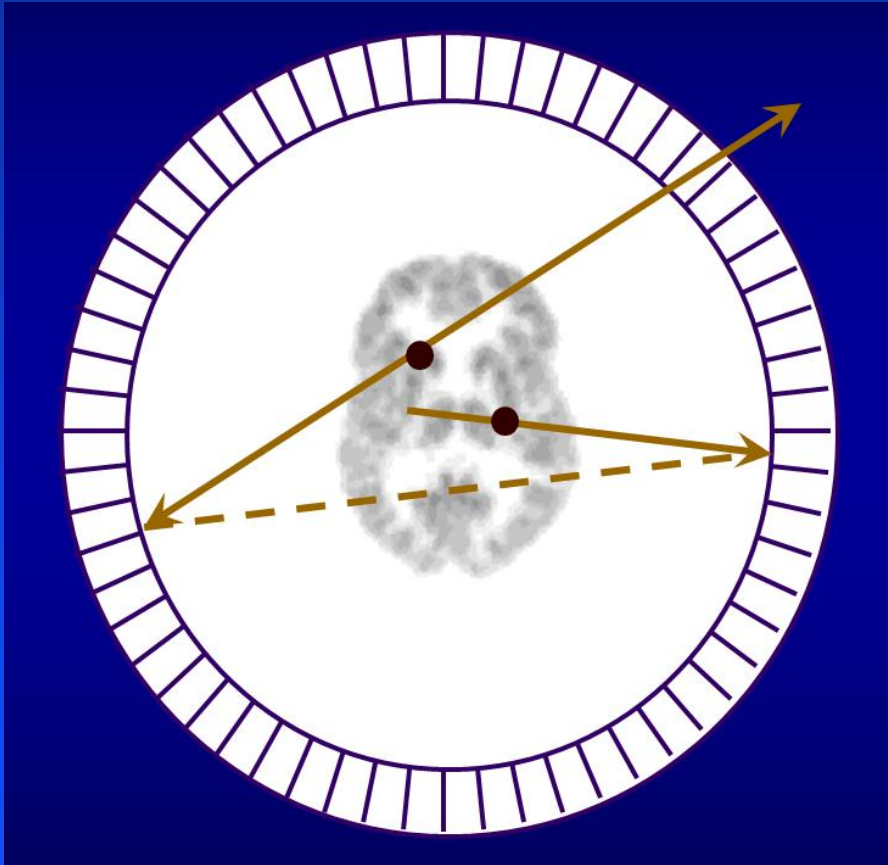
- . 2 fótons de 511 keVs
- . 180°
- . Linha de resposta
- . Perfil (projeção) – sem colimador

Colimação eletrônica

Equipamento PET

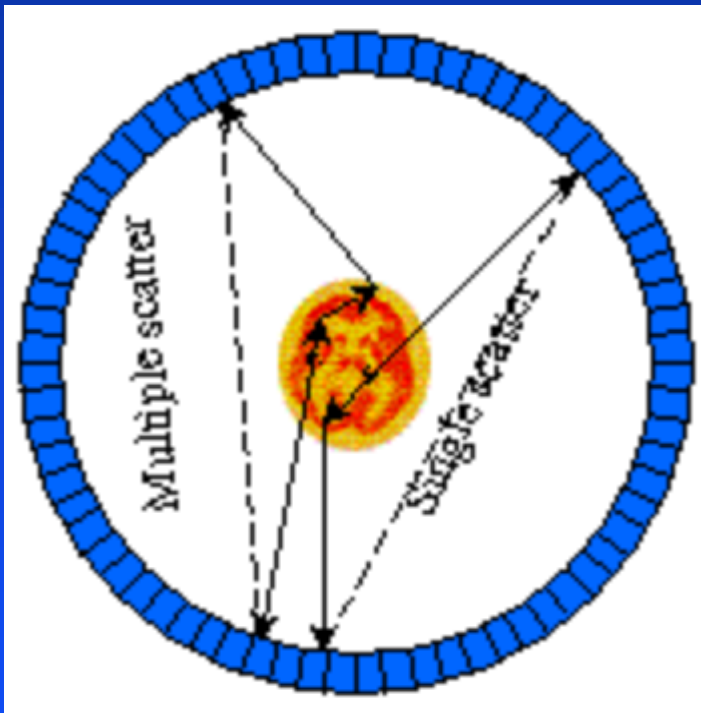
- . Contador de eventos de coincidência

Eventos de coincidência randômicos



- Propriedades do detetor
- . Resolução temporal
 - . Janela de energia

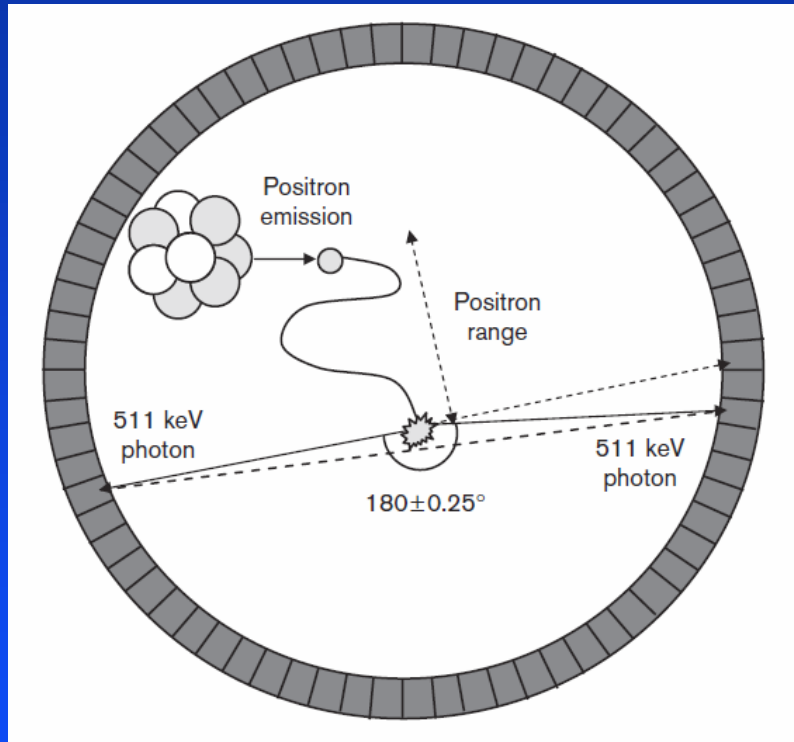
Eventos de espalhamento



Pelo menos um dos
fótons sofreu espalhamento
Compton

$$E_P \cong E_A$$

Resolução espacial



Propriedades Físicas

- . Alcance do pósitron
- . Não colinearidade

PET x SPECT*

	SPECT	PET
Sensibilidade	0,01%	1%
Resolução espacial	~10 mm	~5 mm
	Cristal	N/ colinearidade
	Dim. do colimador	Alcance pósitron
	penetração septal	
	Espalh. septal	
Corr. de atenuação	X	
Corr. randômicos		X

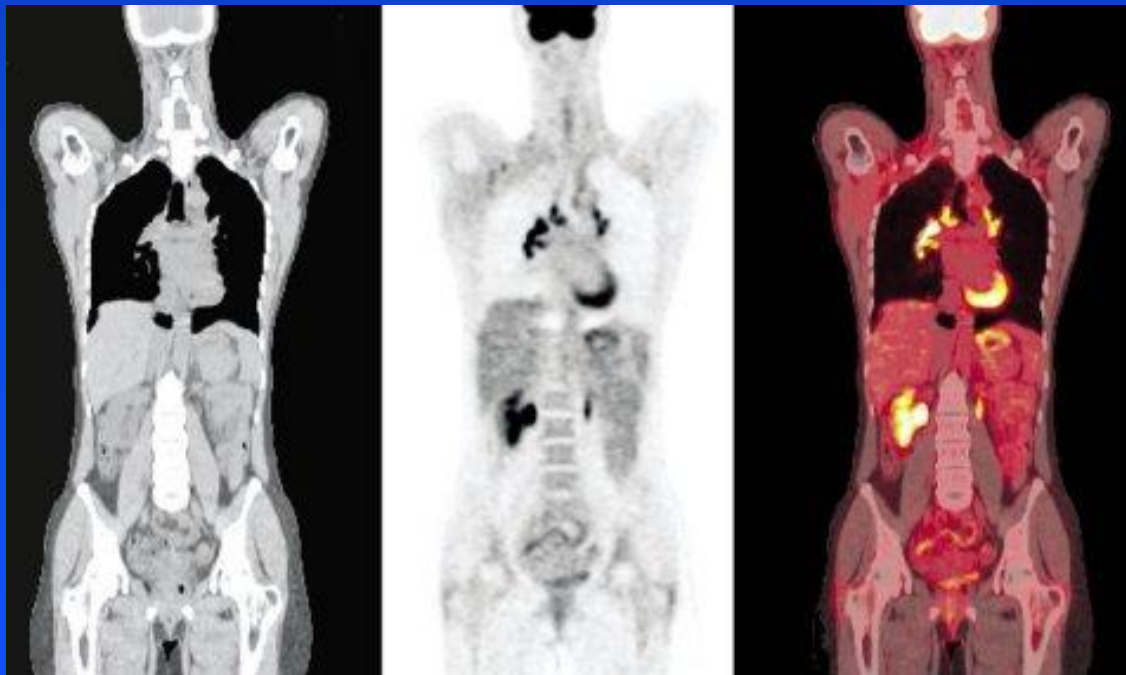
Equipamentos PET-CT

- Equipamentos PET integrados com CT
- Fazem o registro, ou fusão, das duas imagens: informação funcional e anatômica

CT
órgãos e ossos

PET
Atividade celular

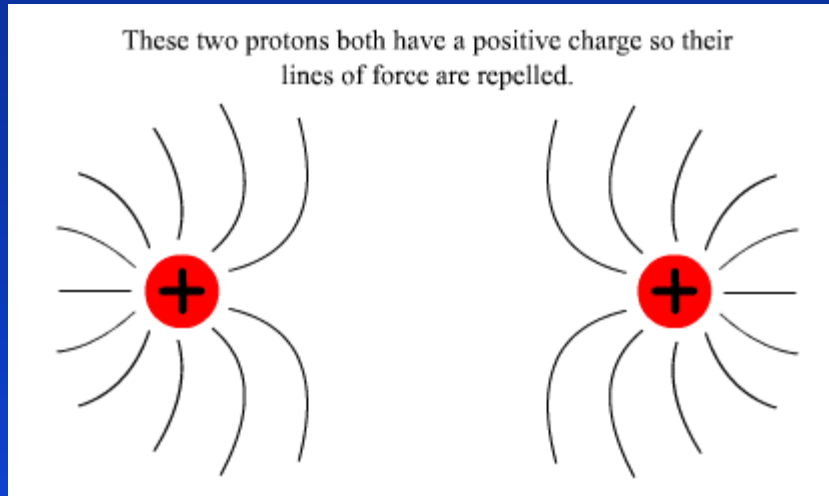
Fusão
Localização exata da
alta atividade celular



Sites

- <http://radiographics.rsna.org/content/19/2/481.full.pdf+html>
(detetores e formação da imagem)
- [ed.org/EducationResources/HighSchool/Radiography/introxrays.htm](http://www.ed.org/EducationResources/HighSchool/Radiography/introxrays.htm)
(radiação gama)
- http://depts.washington.edu/nucmed/IRL/pet_intro/toc.html (PET)
- <http://nguyendangbinh.org/Ebooks/Engineers%20Handbooks/Bronzino%20-%20The%20Biomedical%20Engineering%20Handbook%202nd%20Ed%20%5BCRC%202000%5D/ch067.pdf> (PET)
- <http://81.70.242.211/eab/manual/Publisher/CRC%20Press%20%28Taylor%20&%20Francis%29%20www.crcpress.com/Biomedical%20Imaging%20Principles%20and%20Applications%20in%20Engineering%2010%209780849318108%2035908%20c20080906%20%5B329%5D.pdf> (Biomedical Imaging - livro disponível internet)
- Arman Rahmima and Habib Zaidib. PET versus SPECT: strengths, limitations and challenges. Nuclear medicine communications, March 2008 - Volume 29 – Issue 3 (Comparação PET SPECT).

Átomos instáveis



Partículas com carga de mesmo sinal se repelem.

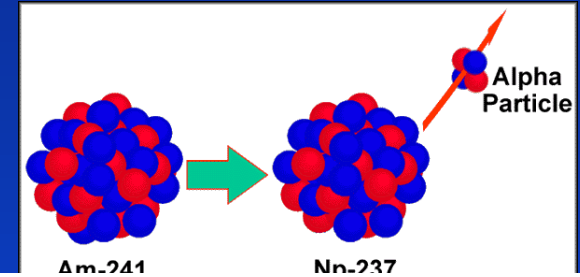
A Força nuclear forte supera a repulsão entre os prótons e mantém o núcleo: energia de ligação (binding energy)

- Em alguns átomos a energia de ligação é forte o suficiente para manter o núcleo unido: núcleo estável
- Em alguns átomos, a energia de ligação não é suficiente para manter o núcleo: núcleo instável. Átomos instáveis perdem neutrons e prótons para se tornarem estáveis.

Tipos de decaimento radioativo

- Decaimento α :

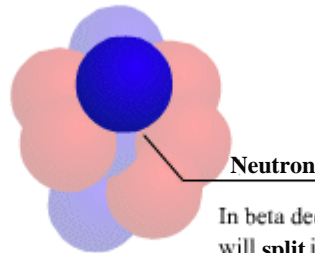
Emissão de núcleo de He
(4-8 MeV)



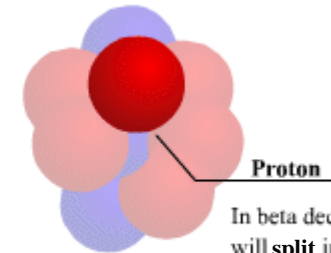
Beta Decay



Here we have a Carbon-14 Nucleus about to undergo Beta decay.



In beta decay a **neutron** from an atom will **split** into one positively charged proton and a negatively charged electron.

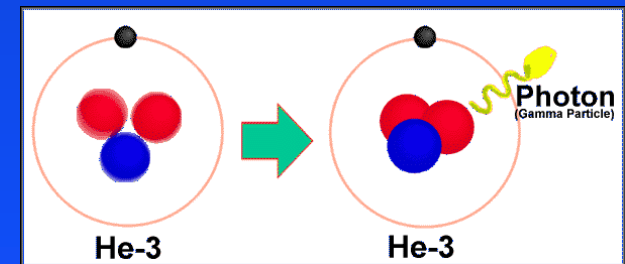


In beta decay a **neutron** from an atom will **split** into one positively charged proton and a negatively charged electron.



- Emissão de raios γ :
onda eletromagnética
valores discreto de energia

- Nêutrons



Meia-Vida

- A atividade de um radioisótopo é dada por:

$$Q = \lambda N = dN / dt$$

$$N = N_0 \exp(-\lambda t)$$

λ : cte de decaimento

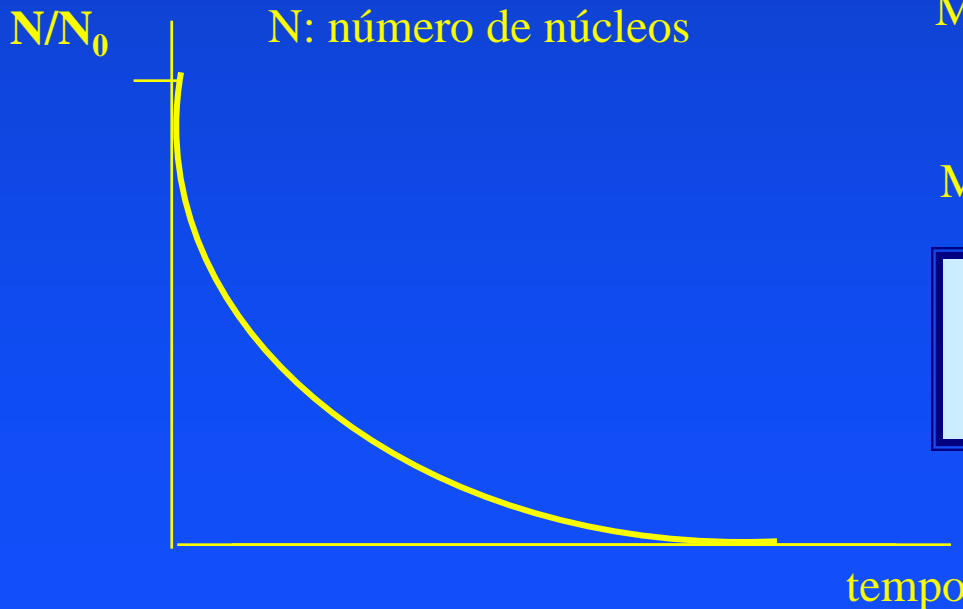
N: número de núcleos

Meia vida física: $N = 0.5 * N_0$

Ex: ^{99m}Tc : 6 horas (γ :140 keV)

Meia vida efetiva:

$$\frac{1}{T(\text{eff})} = \frac{1}{T} + \frac{1}{T(\text{bio})}$$



Dose de radiação absorvida

- A dose absorvida em um exame de MN é expressa como dose efetiva em unidades de Sieverts (μS)
- Doses efetivas podem variar de $6 \mu\text{Sv}$ (0.006 mSv) para uma medida de glomerular filtration rate com 3 MBq chromium-51 EDTA até 37 mSv para um estudo não específico de imageamento tumoral de 150 MBq thallium-201.
- Doses recebidas por trabalhadores seguem regras internacionais