

PTC2892
 Princípios da Formação e Processamento
 de Imagens Médicas
 Medicina Nuclear
 Prof. Sérgio S Furuie

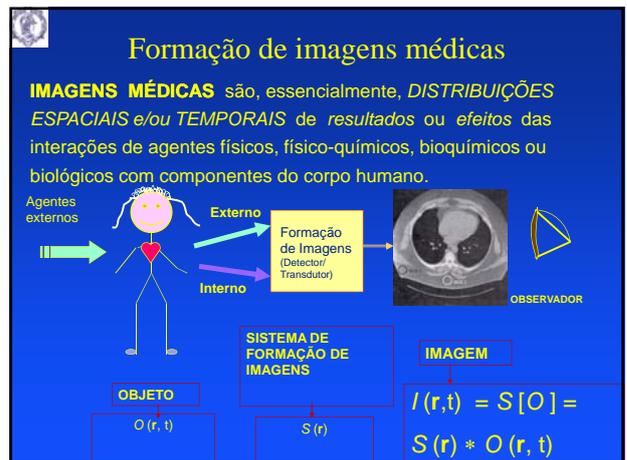
Adaptado dos slides do PTC 5892 – M Rebelo, S Furuie

Plano da aula de hoje

- Princípios físicos de Medicina Nuclear
- Formação de imagens em Medicina Nuclear
- As aulas estão no site:
 * <http://moodle.stoa.usp.br>

Revisando alguns pontos

MODALIDADE	FORMAS DE ENERGIA	PARÂMETROS FÍSICOS	INFORMAÇÕES
Consulta: Visual, auditivo, tato, movimento, ...	Luz Som Mecânica, ...		História da saúde Sintomas
Radiologia: Convencional Digital Tomográfica	Ondas e.m.	h, l, μ, p	Anatomia Dinâmica Dimensões Volumes
Ultra-sonografia: Modo – A Modo – B Modo – TM Doppler 3 - D	Ondas mecânicas	l, z V_s, V_r, f_d	Anatomia Dimensões Massa Movimento Função Velocidade Fluxo, ...
Medicina Nuclear: Convencional SPECT PET	Ondas e.m.	l, μ	Função Metabolismo Dimensões Volumes Anatomia
Ressonância Magnética Nuclear: Tomográficas Funcionais	Ondas e.m.	Campos magnéticos Momentos magnéticos, T_1, T_2, ρ	Anatomia Alterações na estrutura dos tecidos Dinâmica Função
Microscopia: Óptica Eletrônica	Luz visível Elétrons Luz síncrotron	l Coef. transmissão elet. Coef. reflexão elet.	Histológicas Estruturas celulares Superfície



Medicina Nuclear : princípios físicos

O QUE É?
 POR QUÊ?
 COMO SE FORMAM AS IMAGENS?

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

Instrumentação e 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, conhecidos como radiofármacos, 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.

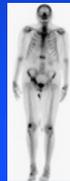
Cloreto de Tálcio (Tl-201)
músculo cardíaco



Iodeto de Sódio (I-131)
tireóide



MDP (Tc-99m)
Osso



Radioisótopos

- Z (número atômico) \Rightarrow número de prótons
- N \Rightarrow número de nêutrons
- A (número de massa) \Rightarrow prótons + nêutrons

- isótopos:
Z igual - A diferente



- Certos isótopos são instáveis (radioisótopos): estão em níveis energéticos excitados e podem dar origem à emissão de uma 'partícula' do núcleo.
- Núcleo passa a um estado menos excitado

Tipos de decaimento radioativo

- Decaimento α
núcleo de He - energia típica 4-8 MeV
- Emissão de partícula β
elétron - espectro contínuo de energias
- Emissão de raios γ
onda eletromagnética - valores discretos de energia
- Nêutrons

Meia-Vida

- A atividade de um radioisótopo é dada por:

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

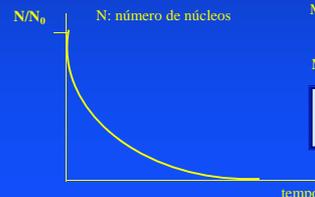
$$N = N_0 \exp(-\lambda t)$$

λ : cte de decaimento
N: número de núcleos

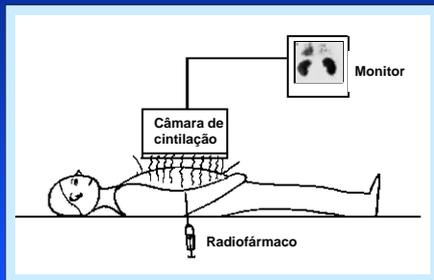
Meia vida física: $N = 0.5 * N_0$
Ex: ^{99m}Tc : 6 horas (γ : 140 keV)

Meia vida efetiva:

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

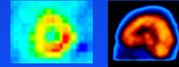


Formação da Imagem



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

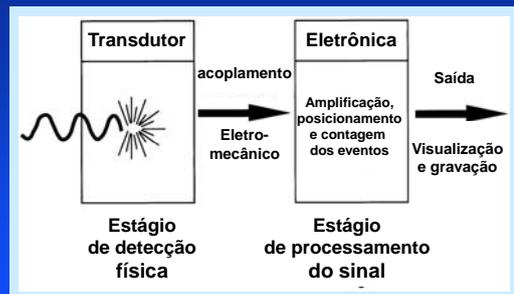


resolução baixa comparada com CT ou ressonância

valor diagnóstico muito alto fornece informações funcionais



Deteção do sinal

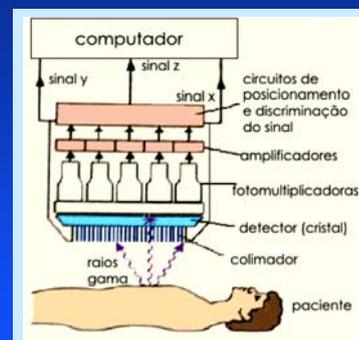


Sistema de detecção

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



Colimador (septos paralelos)



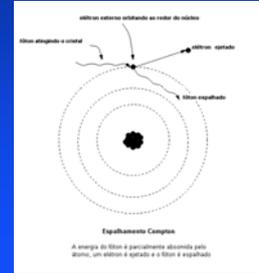
A imagem formada no cristal é uma projeção bidimensional da distribuição tridimensional do radiofármaco no organismo

Tipos de interação

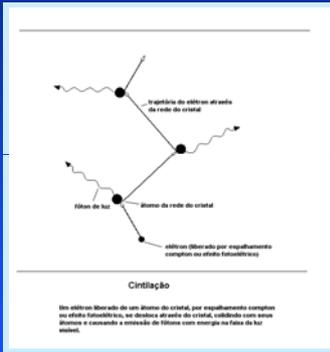
efeito fotoelétrico



espalhamento compton



Cintilação



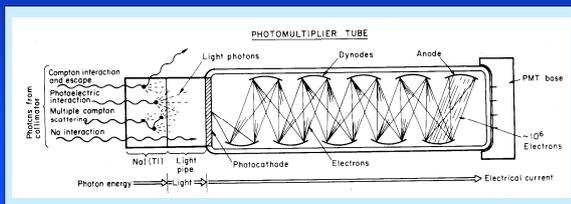
Quando o raio gama atinge o cristal ele vai liberar elétrons, que interagem com átomos do cristal para produzir luz, em um processo conhecido como cintilação.

Detetor de cintilação

- Para detectar a radiação gama são utilizados detectores de cintilação.
- Geralmente as câmaras utilizam detectores 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



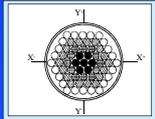
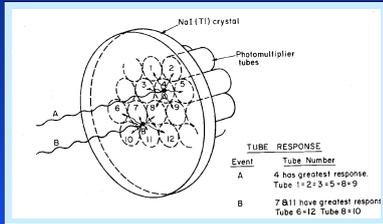
Sabemos contar o número de fótons para cada detector.

FORMANDO IMAGENS

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

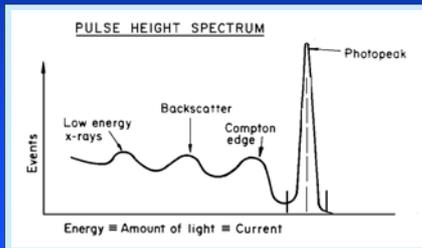


Array ordenado

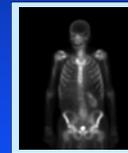
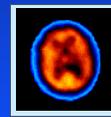
Janela de energia

- Evento válido é aquele em que toda a energia do fóton é depositada no cristal.
- 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

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 $\pm 10\%$.

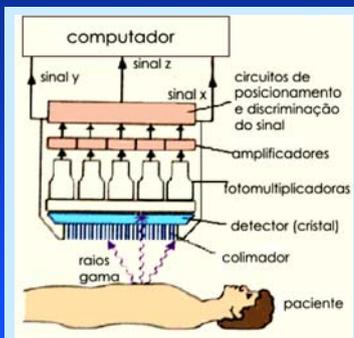


Ao final do processo de aquisição e formação da imagem, em cada pixel a contagem é proporcional às cintilações produzidas nesse ponto.



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

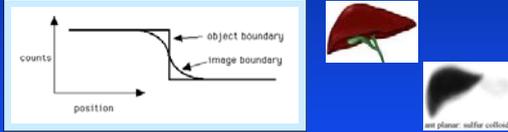
RESUMINDO:



DEGRADAÇÃO DAS IMAGENS

Resolução Espacial

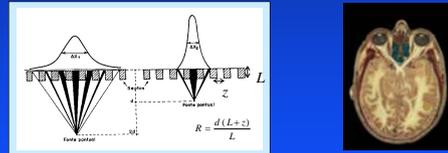
- Refere-se ao grau de borramento nas bordas entre diferentes regiões da imagem



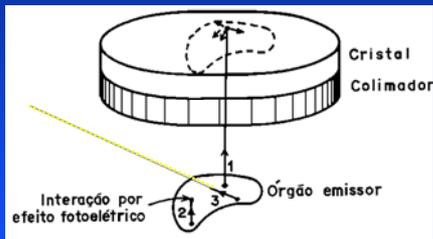
- Característica da câmara: descreve sua habilidade em distinguir duas fontes radioativas pontuais como entidades distintas.

Depende de alguns fatores:

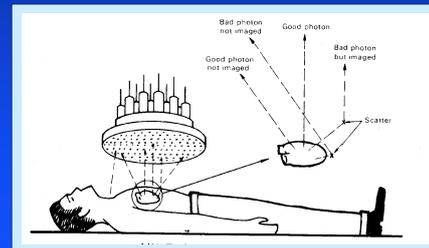
- Resolução intrínseca (cristal + fotomultip.)
- Resolução do colimador (septos diam/comp)



Atenuação e 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.



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.



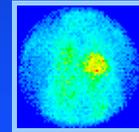
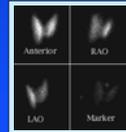
Ruído estatístico

- 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

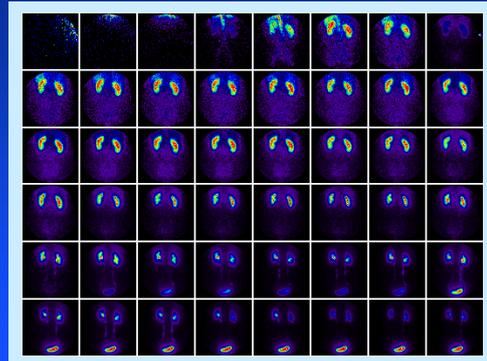
Imagens Estáticas

- 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



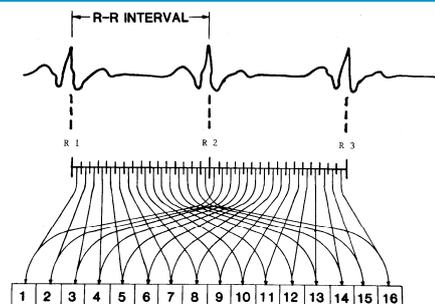
Imagens Dinâmicas

- 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 seqüenciais são adquiridas.
- Cada imagem é composta de contagens acumuladas em um período pré-fixado de tempo

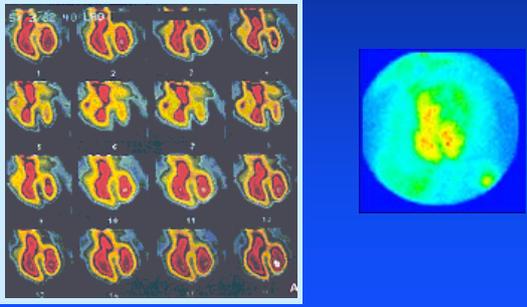


Aquisição sincronizada (Gated)

- 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.



Imagens de Ventriculografia Radioisotópica: Aquisição sincronizada com o ECG

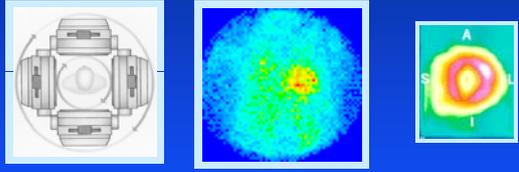


Imagens tomográficas

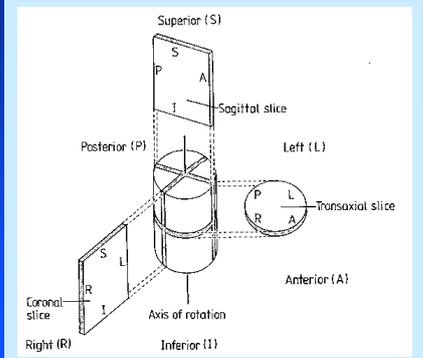
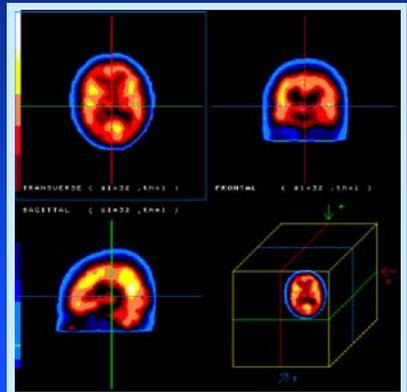
- As imagens obtidas com as técnicas descritas fornecem uma projeção plana de uma fonte volumétrica provocando uma sobreposição de estruturas.
- A localização de lesões pode estar oculta pela sobreposição de outras camadas.
- Essa localização pode ser melhorada através do isolamento de seções do órgão

- 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 **Imagem de projeção do tórax** **Corte transversal do miocárdio após reconstrução tomográfica**

SPECT



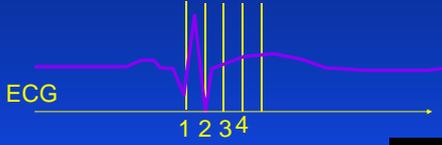


projeção

sinograma

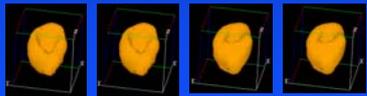
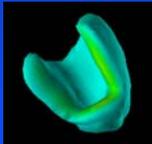
renderização 3D

GATED SPECT



ECG

1 2 3 4

1

2

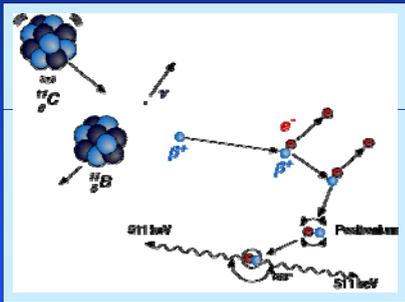
3

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 radionucléido incorporado ao radio-fármaco administrado ao paciente.

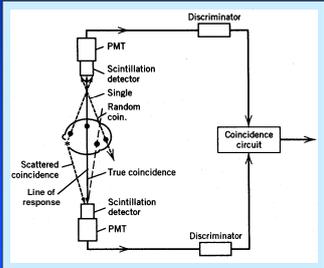
Tomografia por emissão de pósitron - PET



Emissores de β^+ mais usados na Medicina

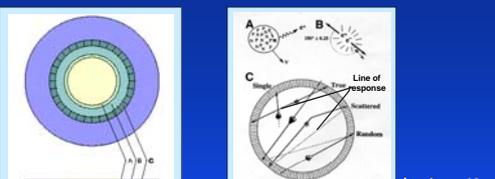
- São naturalmente encontrados em sistemas biológicos : ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O ;
- Podem ser incorporados em moléculas biologicamente ativas : açúcares, proteínas, água, gases, amino-ácidos ;
- Possuem meia-vida física bastante curta, entre 1,5 e 110 minutos, resultando em baixas doses absorvidas pelos pacientes.

Detecção do sinal



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

Detecção do sinal



$\Delta t_{\text{coinc}} = 10 \sim 12 \text{ ns}$

A. fontes para mapas de atenuação
 B. absorvedores de fótons espalhados
 C. blocos de detetores (BGO)
 D. fotomultiplicadoras
 E. blindagem



MEDICINA NUCLEAR : APLICAÇÕES CLÍNICAS

Sites

- <http://radiographics.rsnaajnl.org/cgi/content/full/19/2/481>
- <http://www.physics.ubc.ca/~mirg/home/tutorial/tutorial.html>

Filtro adaptativo: ImageJ

- Podemos utilizar o filtro de Wiener (Lee) adaptativo

$$y = A(x) = 2\sqrt{x + \frac{3}{8}}$$

$$E(x) > 20$$

$$Y \approx N(\bar{y}, 1)$$

 1. Transformar ruído em aprox. Gaussiano, aditivo usando Transformada de Anscombe
 2. Filtro de Lee
 3. Transformada inversa Anscombe

For the [Poisson distribution](#) the mean m , and variance v , are not independent: $m = v$. The Anscombe transform aims at transforming the data so that the variance is set approximately 1 whatever the mean. It transforms Poissonian data to approximately Gaussian data of standard deviation 1 and is valid provided that the mean value of the Poissonian data is more than 20.