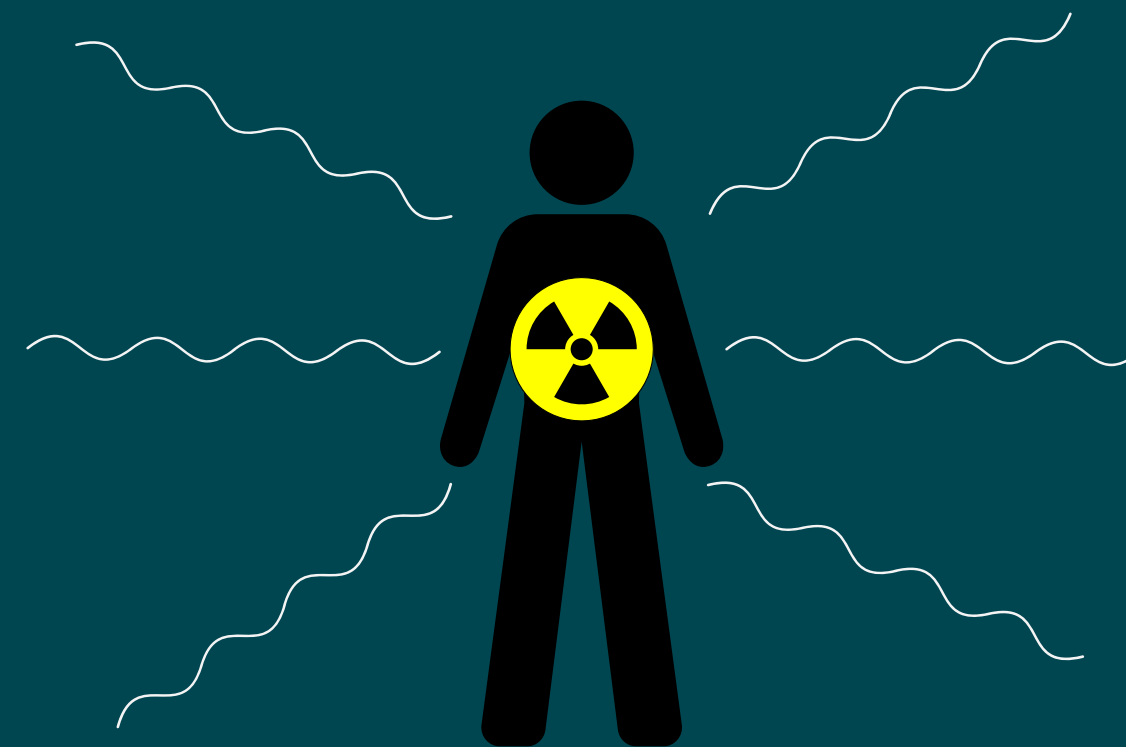
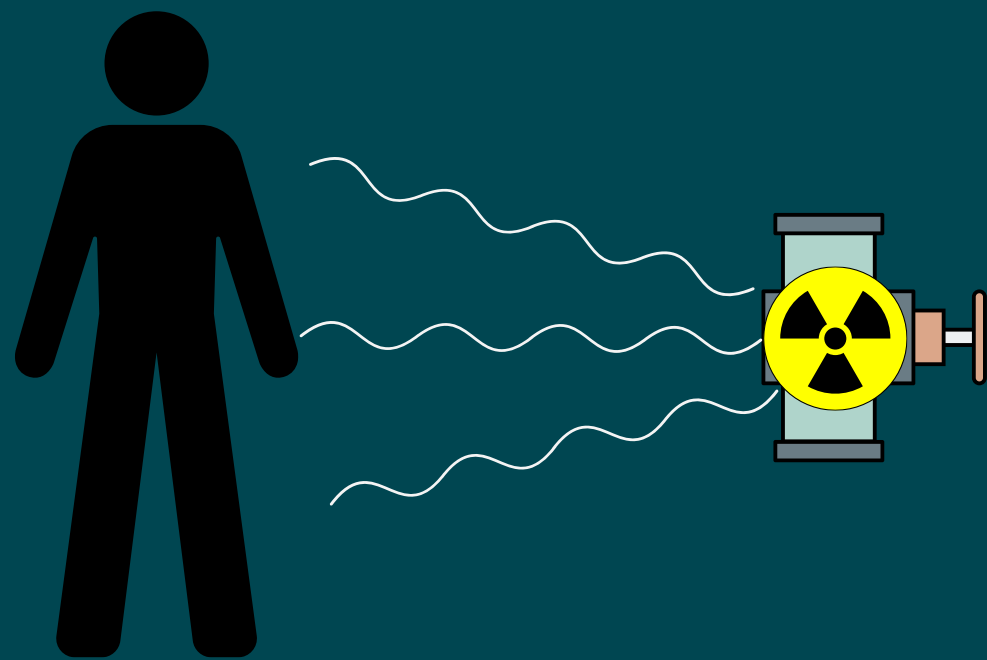


Medicina Nuclear

Carlos Eduardo Sulzbach



Introdução

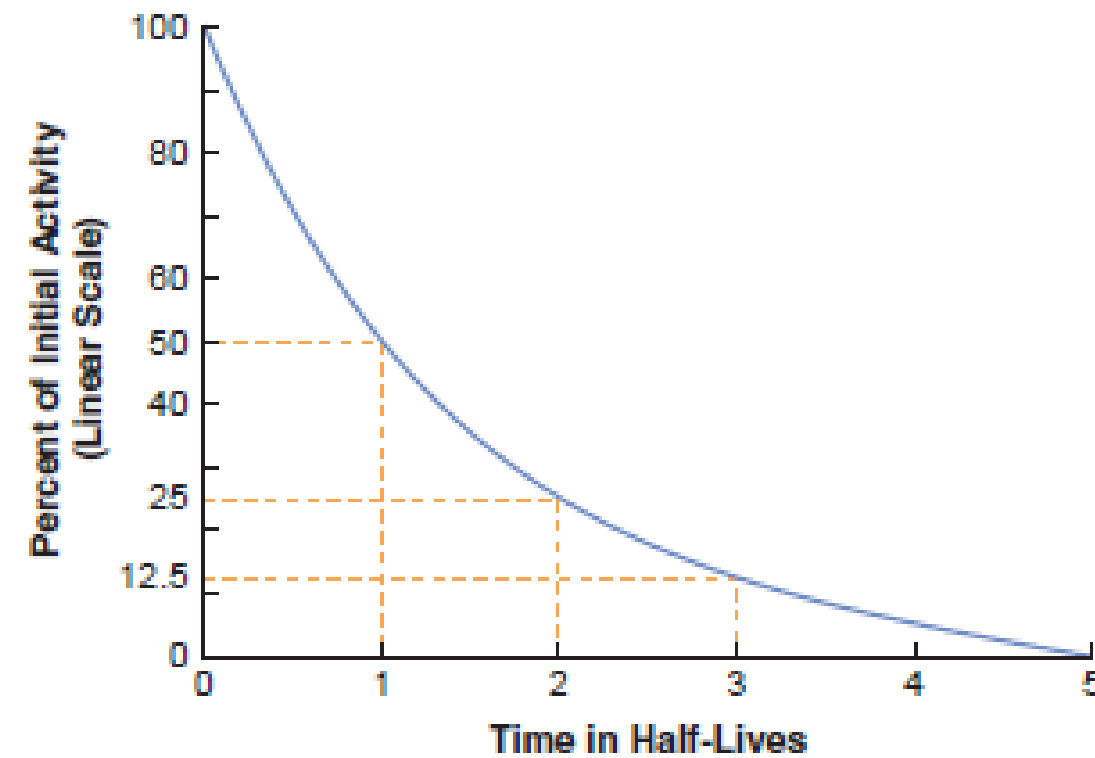


Atividade

A quantidade de material radioativo, expresso como um número de átomos radioativos que passa por uma transformação nuclear por unidade de tempo

Meia-vida

Tempo necessário para o número de átomos radioativos em uma amostra cair pela metade

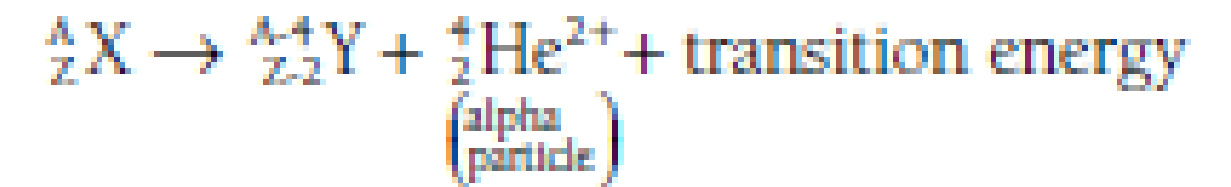


Fonte: JERROLD T. BUSHBERG - *The Essential Physics of Medical Imaging*, - 3rd.

Tipos de Decaimento

Alfa

Partículas pesadas
Pouco penetrante



Beta menos (Negatron)

Excesso número de nêutrons
Conversão de um nêutron em um próton



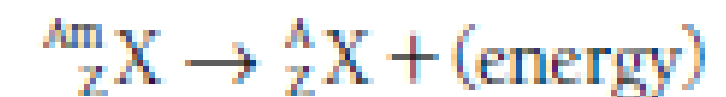
Beta mais (Positron)

Excesso número de prótons
Conversão de um próton em um nêutron



Transição Isométrica

Núcleo em estado excitado



Fonte: JERROLD T. BUSHBERG - *The Essential Physics of Medical Imaging*, - 3rd.

Radionuclídeos para Imagem



Características desejadas

- Emissão de partículas
- Energia do fóton primário entre 50 e 500 keV
- Meia-vida física maior que o tempo necessário para preparar o material para injeção
- Meia-vida efetiva maior que o tempo do exame
- Forma química e reatividade adequadas
- Baixa toxicidade
- Ter uma estabilidade

Radionuclídeos para Imagem

	SYMBOL	PHYSICAL HALF-LIFE	APPROXIMATE ENERGY
Photon-Emitting Radionuclides for Imaging			Gamma (keV)
Technetium-99m	$^{99m}_{43}\text{Tc}$	6 hr	140
Molybdenum-99	$^{99}_{42}\text{Mo}$	67 hr	181,740,780
Iodine-123	$^{123}_{53}\text{I}$	13.2 hr	159
Iodine-131	$^{131}_{53}\text{I}$	8.0 day	364
Xenon-133	$^{133}_{54}\text{Xe}$	5.3 day	81
Gallium-67	$^{67}_{31}\text{Ga}$	78.3 hr	90, 190, 290, 390
Indium-111	$^{111}_{49}\text{In}$	67 hr 173,247	
Indium-113m	$^{113m}_{49}\text{In}$	1.7 hr	392
Thallium-201	$^{201}_{81}\text{Tl}$	73.1 hr	69, 81 (x rays from mercury daughter)
Krypton-81 m	$^{81m}_{36}\text{Kr}$	13 sec	191
Positron-Emitting Radionuclides for Imaging			Positron (MeV)
Carbon-11	$^{11}_{6}\text{C}$	20 min	0.960
Nitrogen-13	$^{13}_{7}\text{N}$	10 min	1.190
Oxygen-15	$^{15}_{8}\text{O}$	2 min	1.730
Fluorine-18	$^{18}_{9}\text{F}$	110 min	0.635
Rubidium-82	$^{82}_{37}\text{Rb}$	1.3 min	3.150
Unsealed Radionuclides Used for Therapy			Emissions
Phosphorus-32	$^{32}_{15}\text{P}$	14.3 day	1.71 MeV max; 0.7 MeV mean beta
Strontium-89	$^{89}_{38}\text{Sr}$	50.5 day	1.46 MeV max; 0.58 MeV mean beta; 910 keV gamma (0.01%)
Yttrium-90	$^{90}_{39}\text{Y}$	64 hr	2.2 MeV max; 0.93 MeV mean beta
Iodine-131	$^{131}_{53}\text{I}$	8.0 day	0.19 MeV mean beta; 364 keV gamma (82%)
Samarium-153	$^{153}_{62}\text{Sm}$	46 hr	0.81 MeV max; 0.23 MeV mean beta; 103 keV gamma (28%)
Rhenium-186	$^{186}_{75}\text{Re}$	90 hr	0.34 MeV mean beta; 186 keV gamma (9%)
Gold-198	$^{198}_{79}\text{Au}$	2.7 day	0.96 MeV max; 0.31 MeV mean beta; 412 keV gamma (96%)

Note: The approximate range (cm) of beta particle in tissue is the energy (MeV) divided by two.

Radiofármaco

Acoplamento do radionuclídeo com componentes estáveis que são localizados por órgãos ou estados de doença

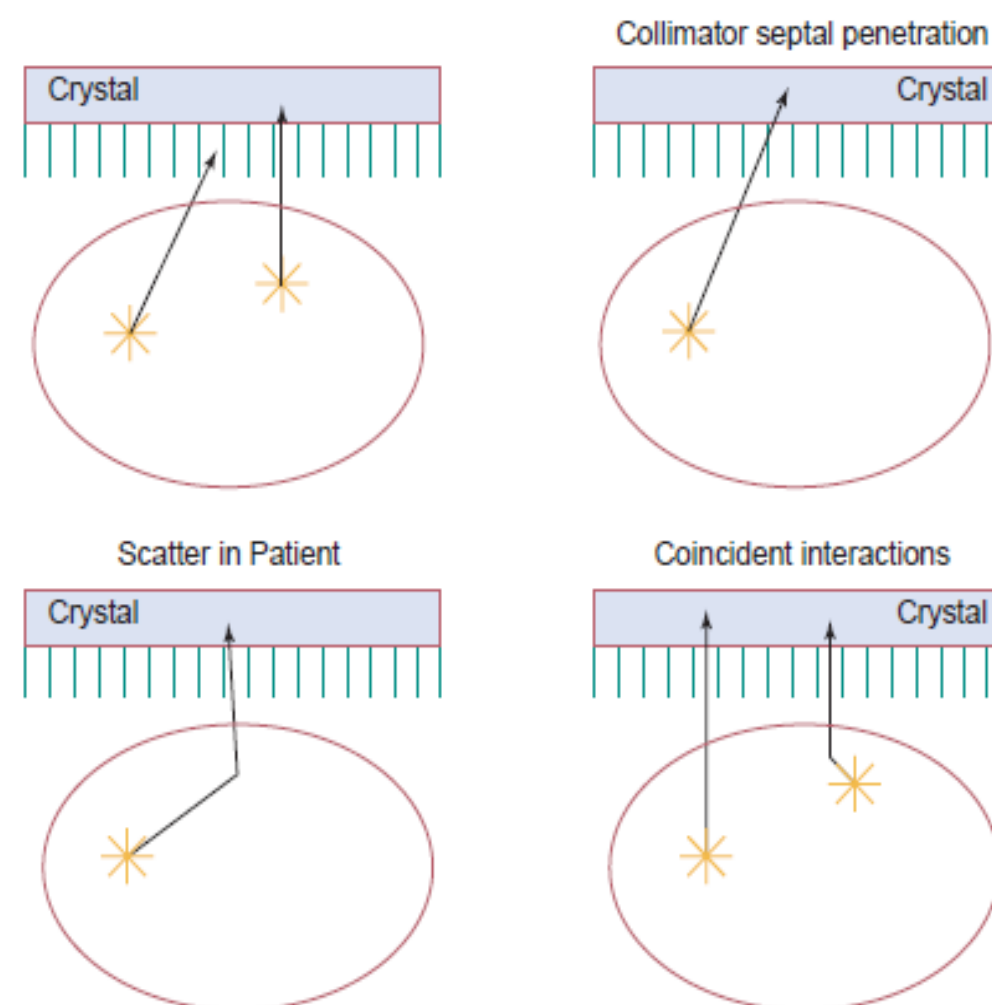
Mechanisms of Localization and Examples

Capillary blockade	Macroaggregated albumin in lung
Diffusion	Filtration of DTPA by kidney
Sequestration	Leukocytes for abscess scanning
	Labeled platelets (damaged endothelium)
	Heat-damaged red blood cells for splenic scanning
Phagocytosis	Colloid scanning for liver and spleen, bone marrow, and lymph nodes
Receptor binding	Neuroreceptor imaging
Active transport	Iodocholesterol in adrenal scanning
	Iodine or pertechnetate (accumulation by choroid plexus, Meckel's diverticulum, salivary gland, stomach, and thyroid)
	Tchnetium-99m IDA analogs in liver/biliary tract
	Orthoiodohippurate in renal tubules
	Thallos ions in myocardium
Metabolism	Fluorodeoxyglucose imaging of brain, tumor, and myocardium
Compartmental containment	Labeled red blood cells for gated blood pool studies
Compartmental leakage	Labeled red blood cells for detection of gastrointestinal bleeding
Physicochemical adsorption	Phosphate bone-scanning agents
Antibody-antigen reactions	Tumor imaging, monoclonal antibodies

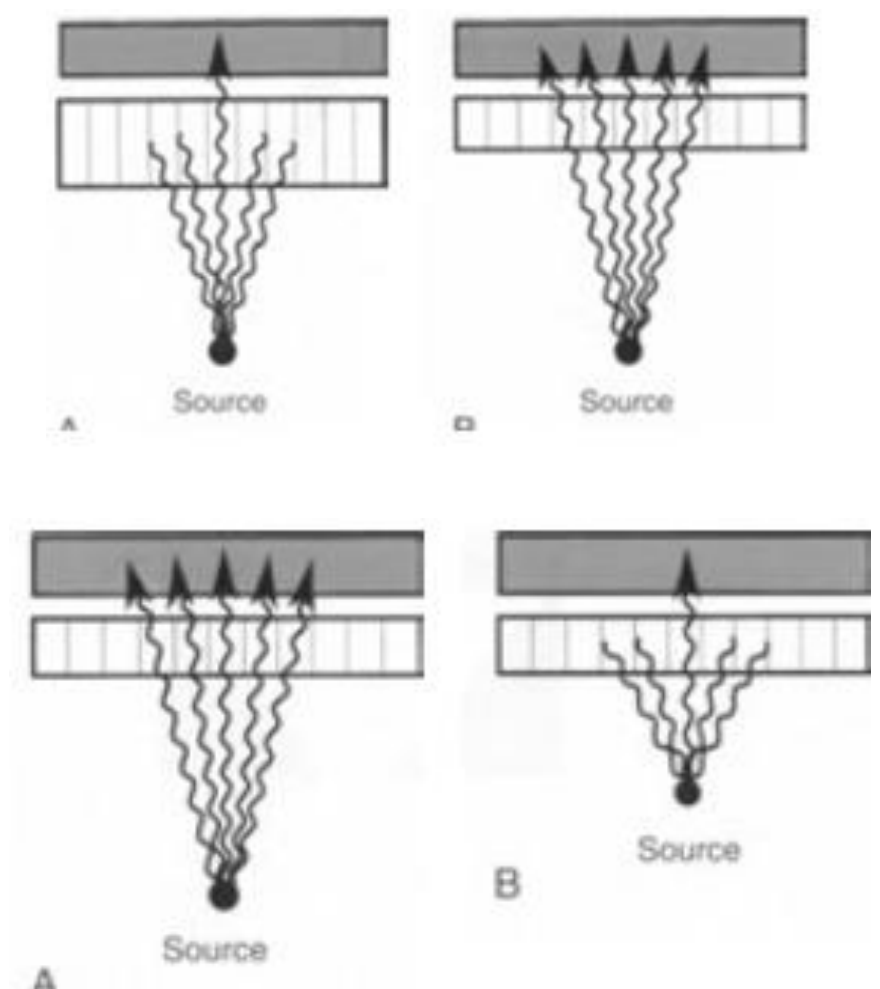
DTPA, diethylenetriaminopenta-acetic acid; IDA, iminodiacetic acid.

Colimador

- Só fótons de certas direções podem chegar no cristal, que passaram pelas septas, os outros serão absorvidos pelo colimador
- Feito de material de alto número atômico
- A espessura do colimador vai variar dependendo do radionúclideo

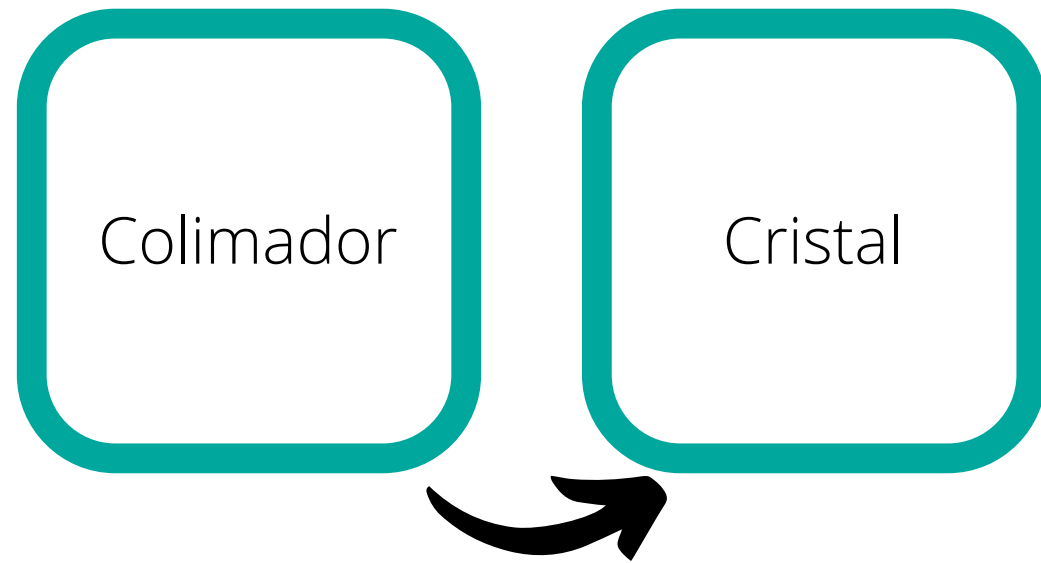


Fonte: JERROLD T. BUSHBERG - *The Essential Physics of Medical Imaging*, - 3rd.

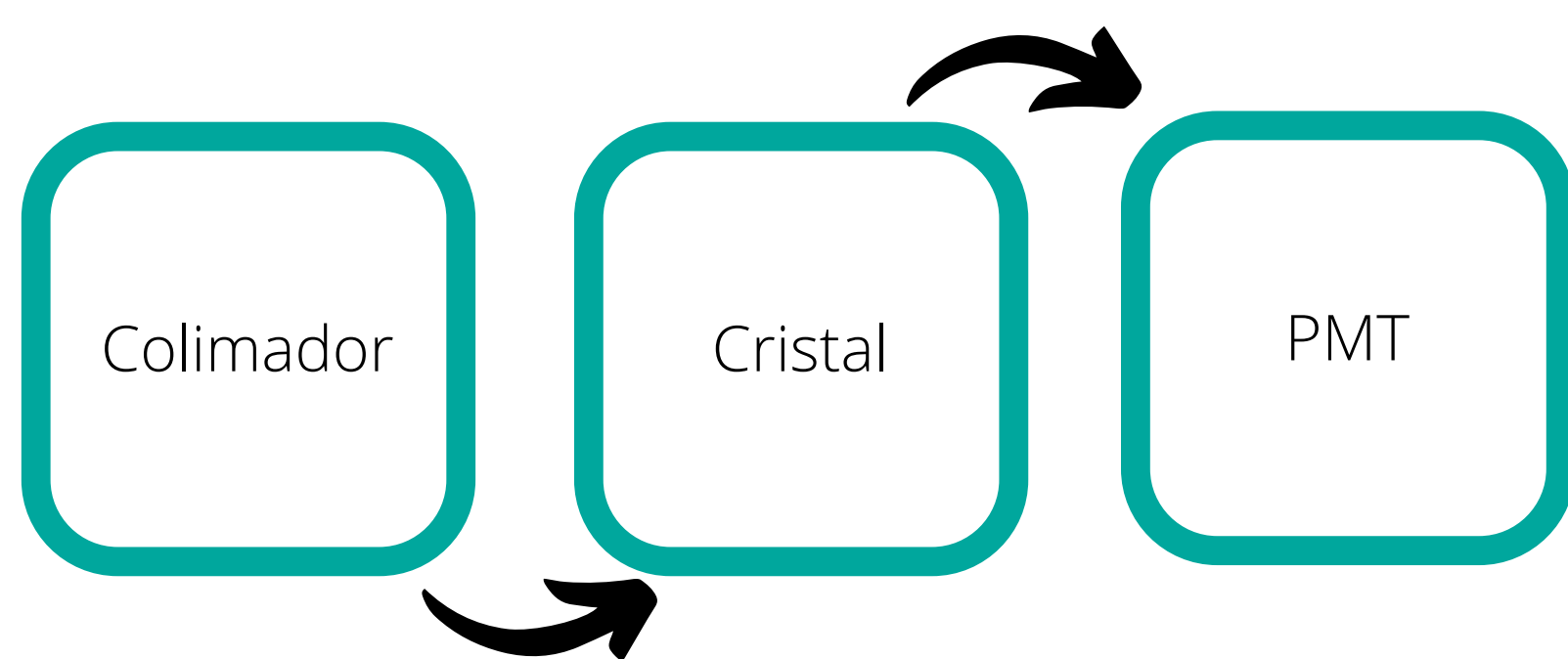


Fonte: FRED A. METTLER, Jr., MILTON J. GUIBERTEAU

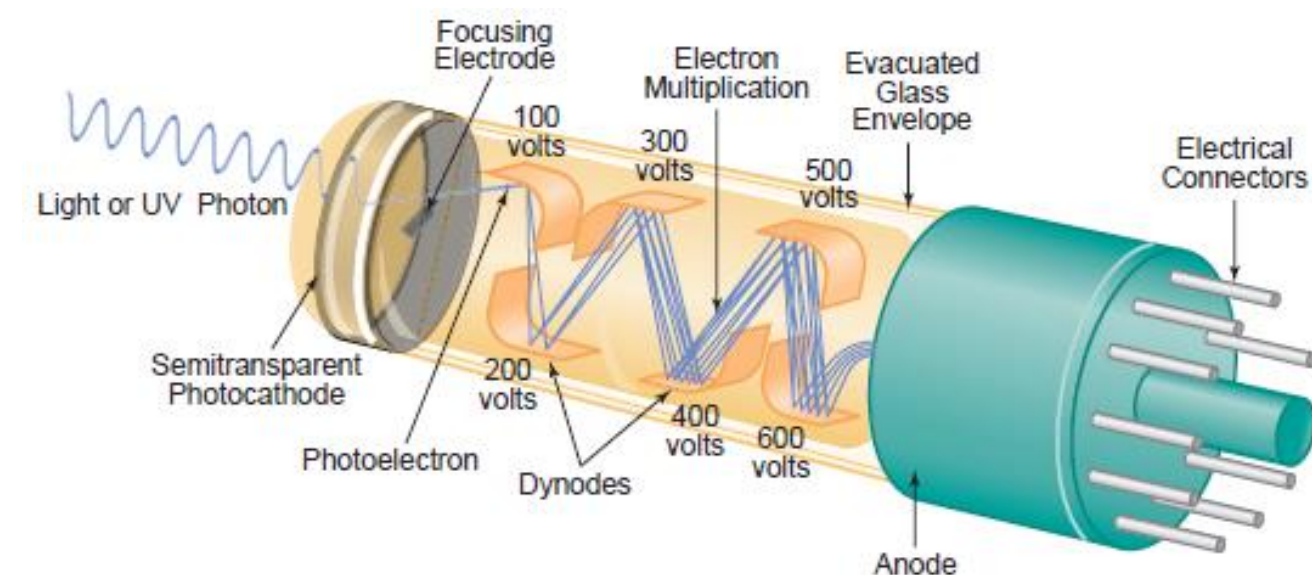
- *Essentials of nuclear medicine imaging* —5th ed.



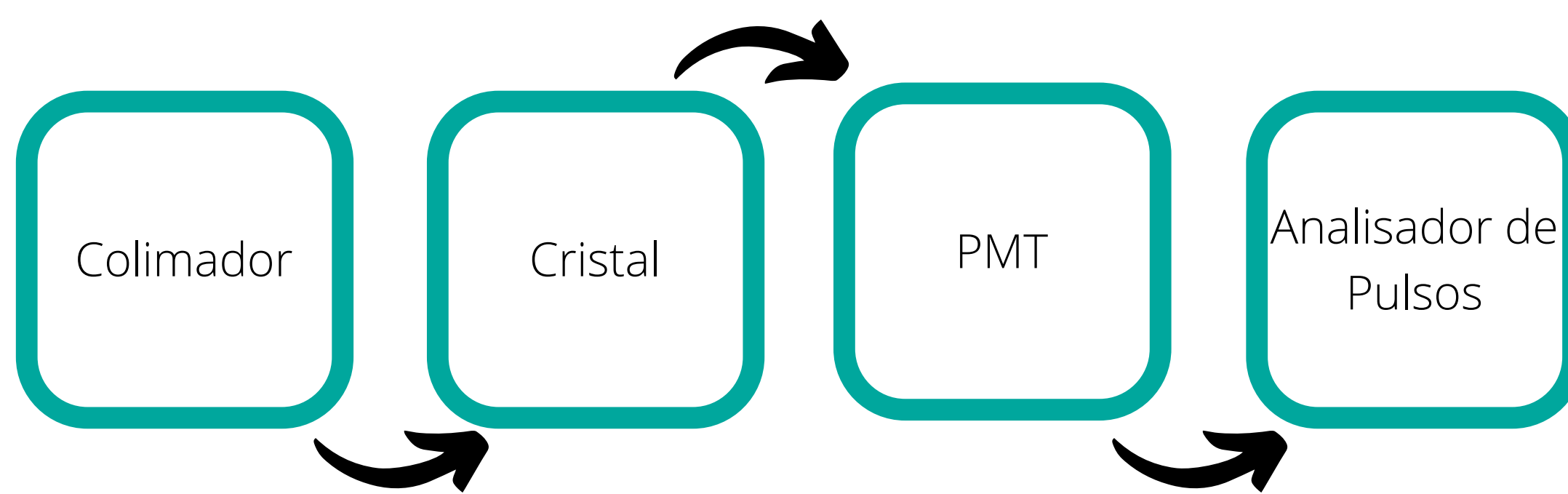
- Elemento cintilador
- Emite fóton de luz ou radiação ultravioleta após interagir com radiação ionizante
- Iodeto de Sódio dopado com Tálcio [NaI(Tl)]



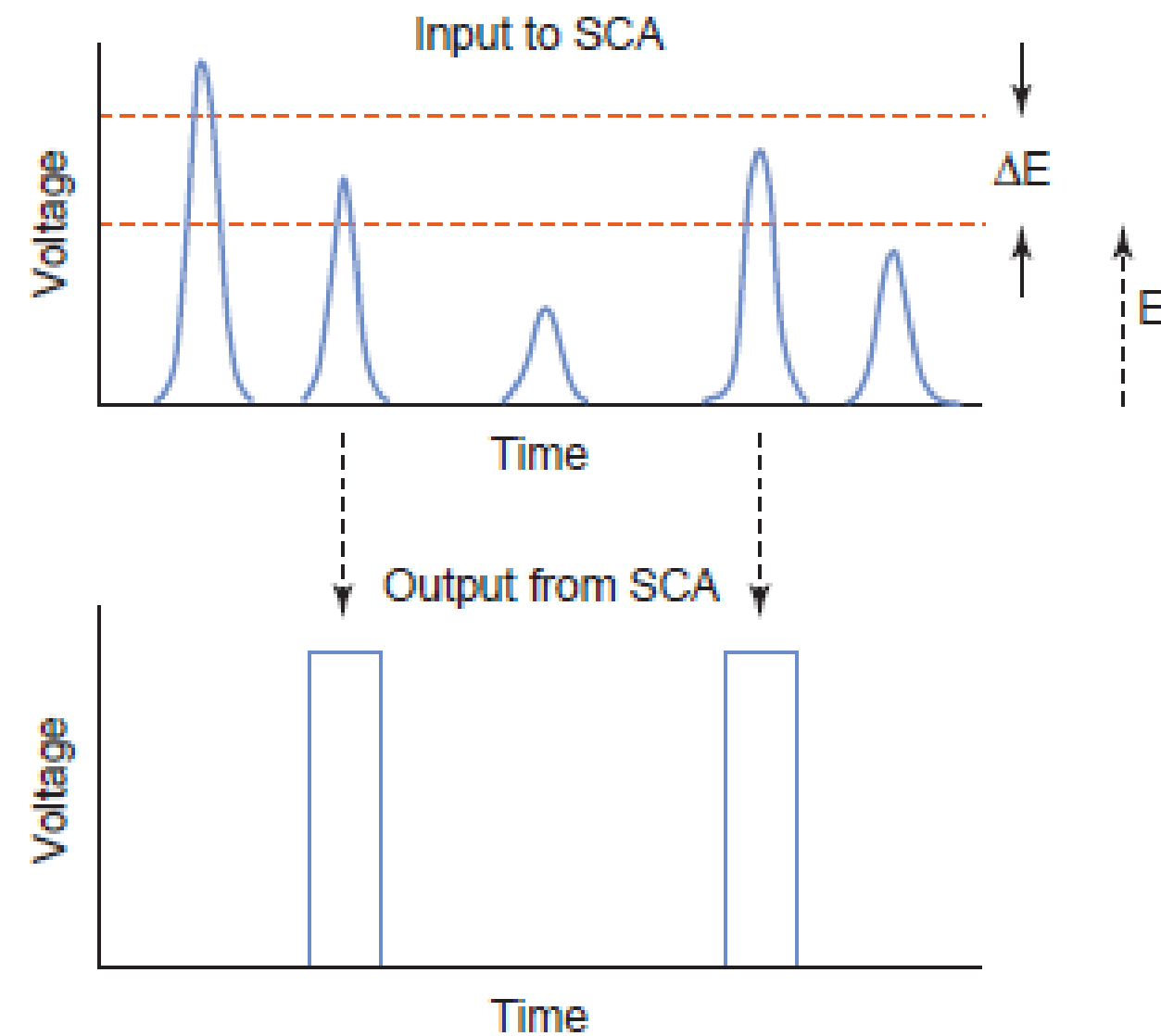
- Converte luz em um sinal eletrônico
- Uma cintilação que ocorre no cristal é armazenado em 1 ou mais PMT
- O sinal vai ter 3 componentes: 2 coordenadas espaciais (X e Y) e um sinal (Z)



Fonte: JERROLD T. BUSHBERG - *The Essential Physics of Medical Imaging*, - 3rd.



- São contados só interações que estiverem dentro de uma certa faixa de energia
- Reduz o efeito de radiação de espalhamento, radiação de fundo ou eventos advindos de outros radionuclídeos



Fonte: JERROLD T. BUSHBERG - *The Essential Physics of Medical Imaging*, - 3rd.

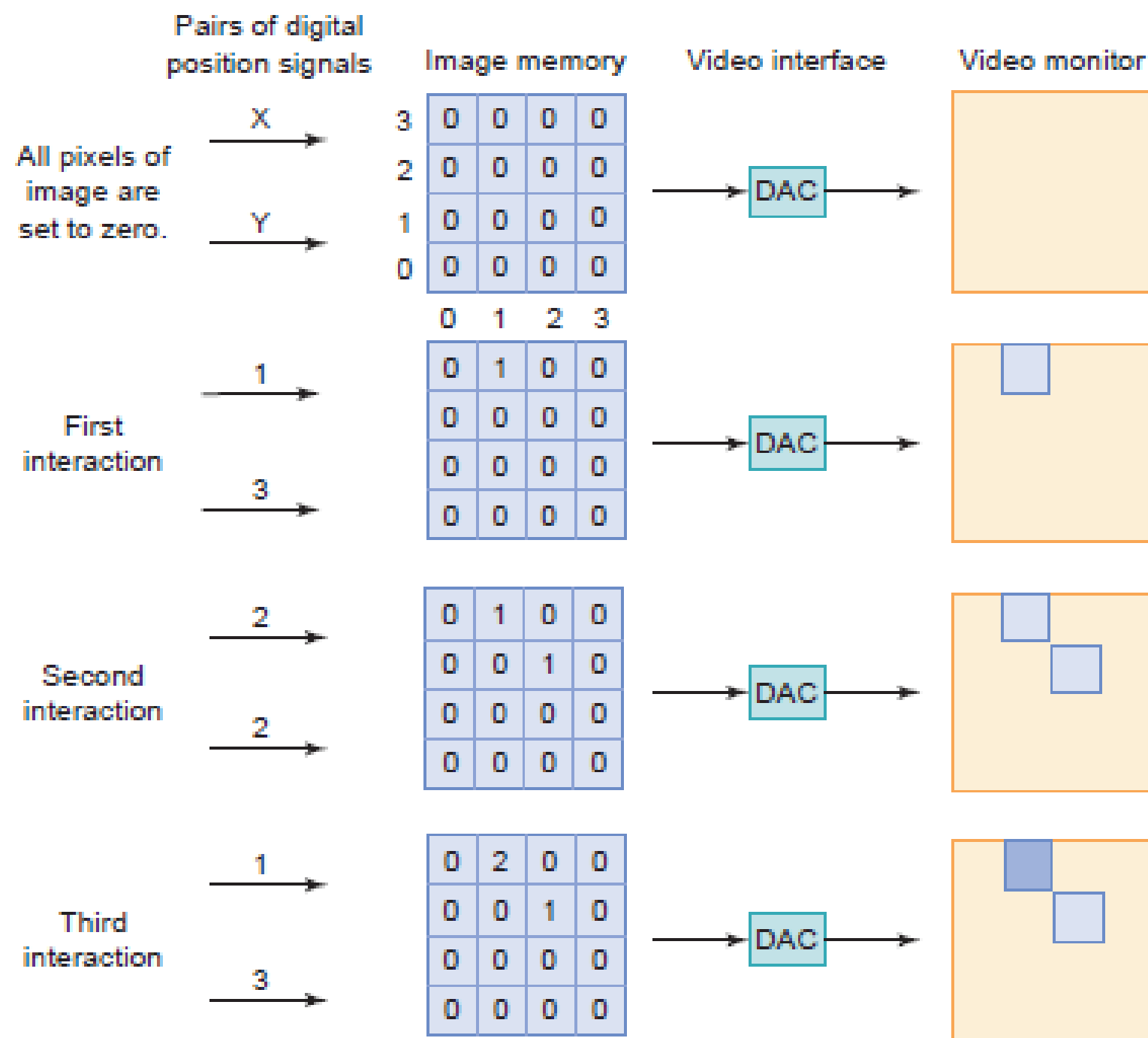
Aquisição de Imagens

Aquisição de Modo de Quadros (Frame-Mode Acquisition)

- Estático
- Dinâmico
- Gated

Aquisição de Modo Lista (List-Mode Acquisition)

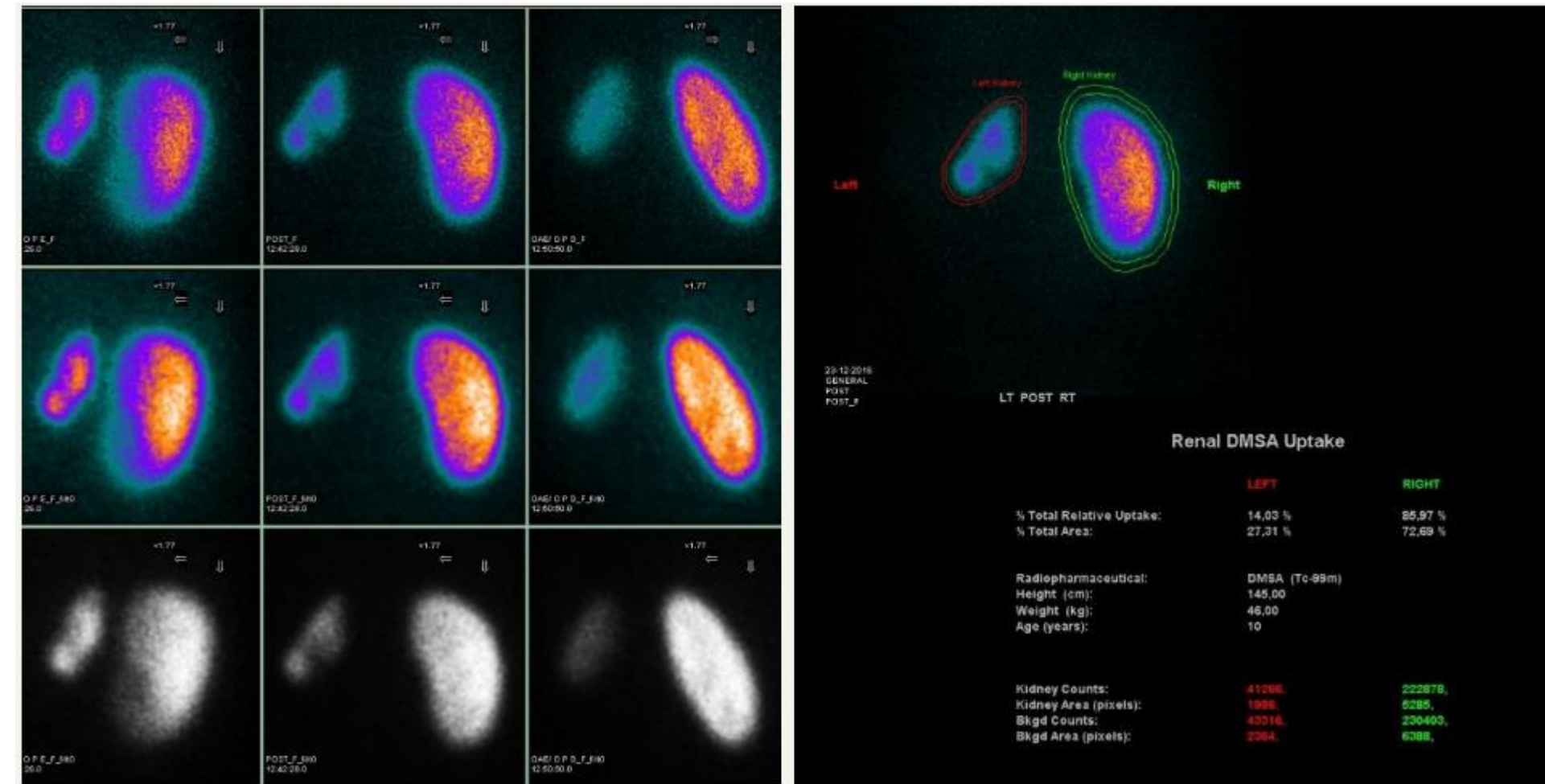
Aquisição de Modo de Quadros (Frame-Mode Acquisition)



- Antes da aquisição, todos os pixels são colocados em 0
- Assim que começa aquisição, sinais com posições em X e Y são recebidos
- Cada par corresponde a detecção de um fóton e designa um pixel na imagem
- Assim, uma contagem a adicionada naquele pixel
- Depois de muitos pares de sinais de posição são recebidos, uma imagem é formado

Estático

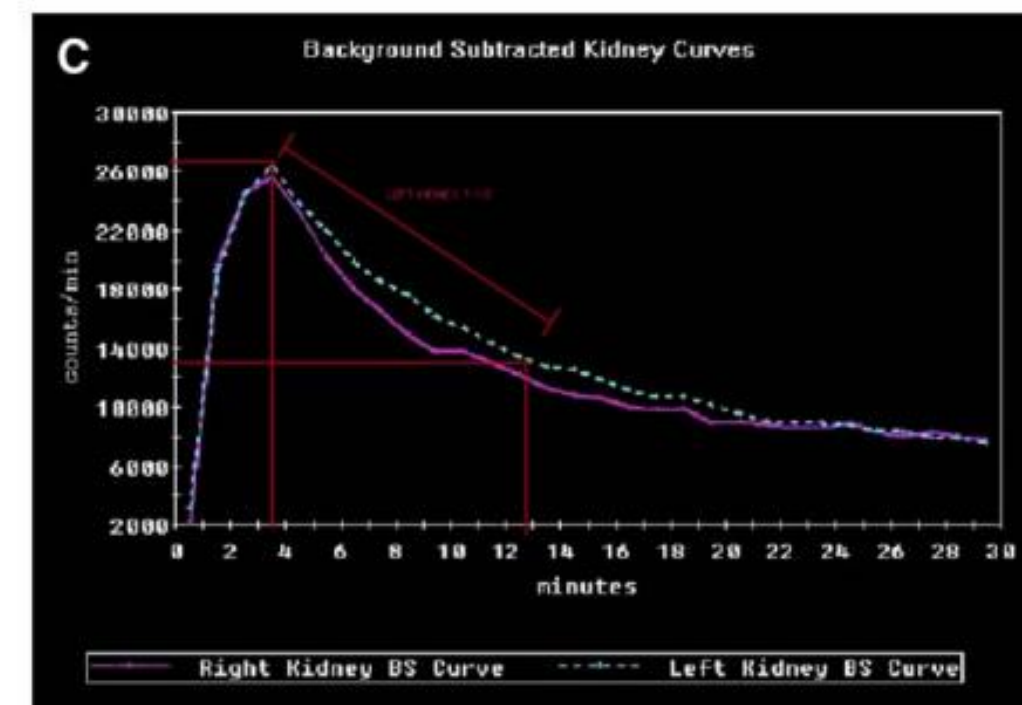
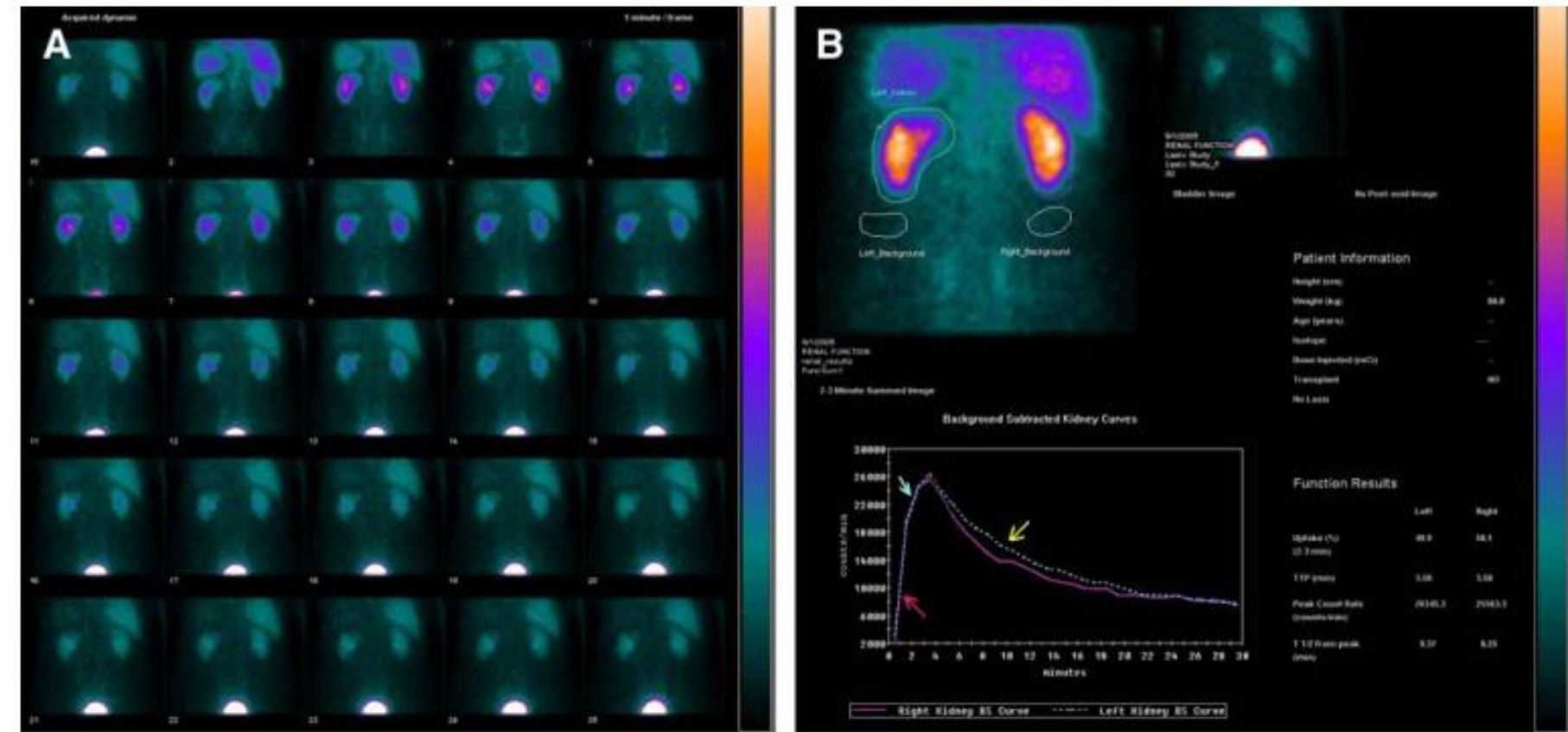
- A imagem é adquirida por um intervalo de tempo ou até um certo número de contagem



Fonte: Fernandes , Ana Rita Oliveira (2017)

Dinâmica

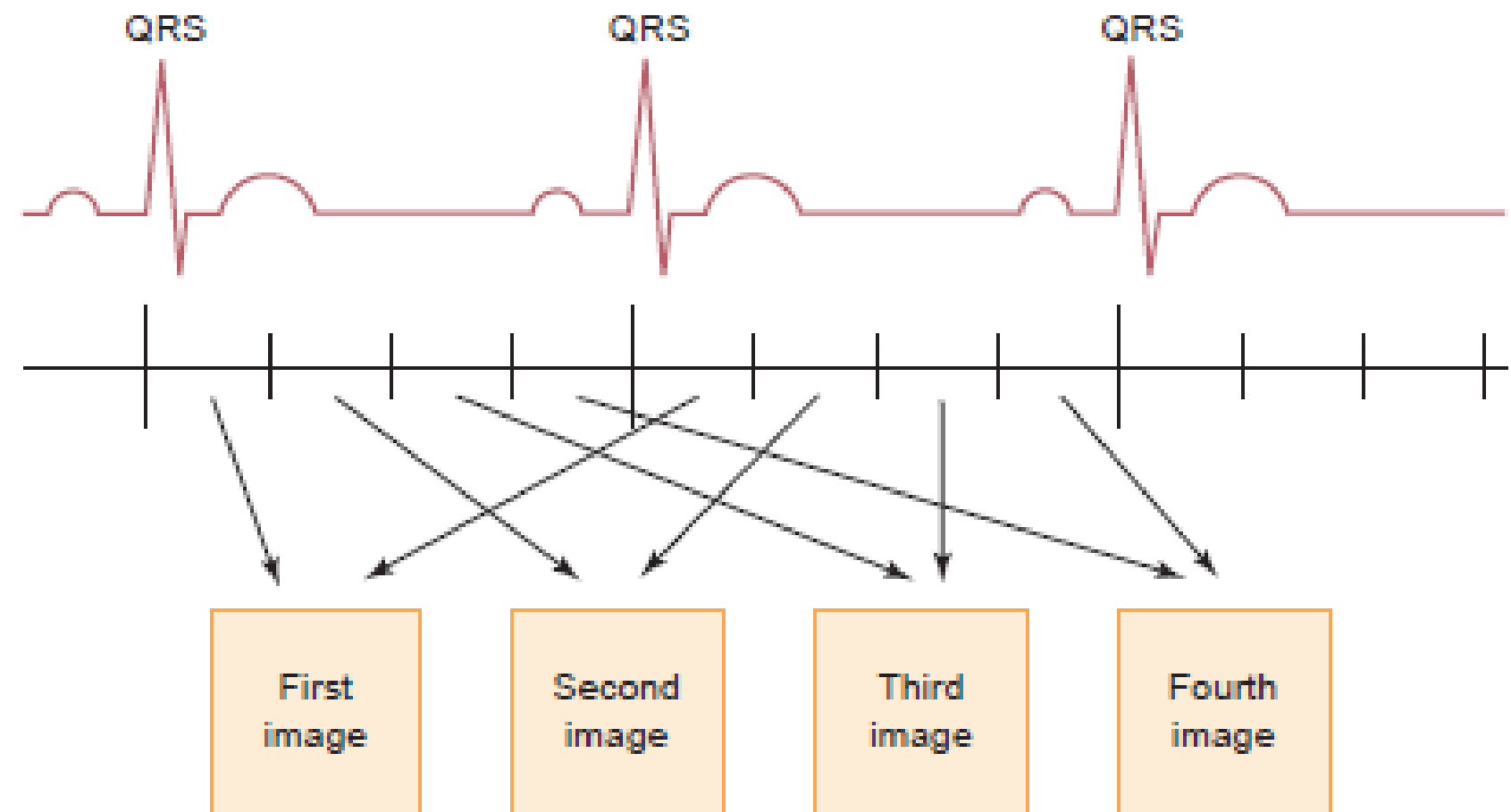
- Uma série de imagens são adquiridas uma após a outra
- Tempo por imagem



Fonte: IC. RICHARD- Radionuclide Imaging in Urology, Urologic Clinics of North America, Volume 33, Issue 3, 2006

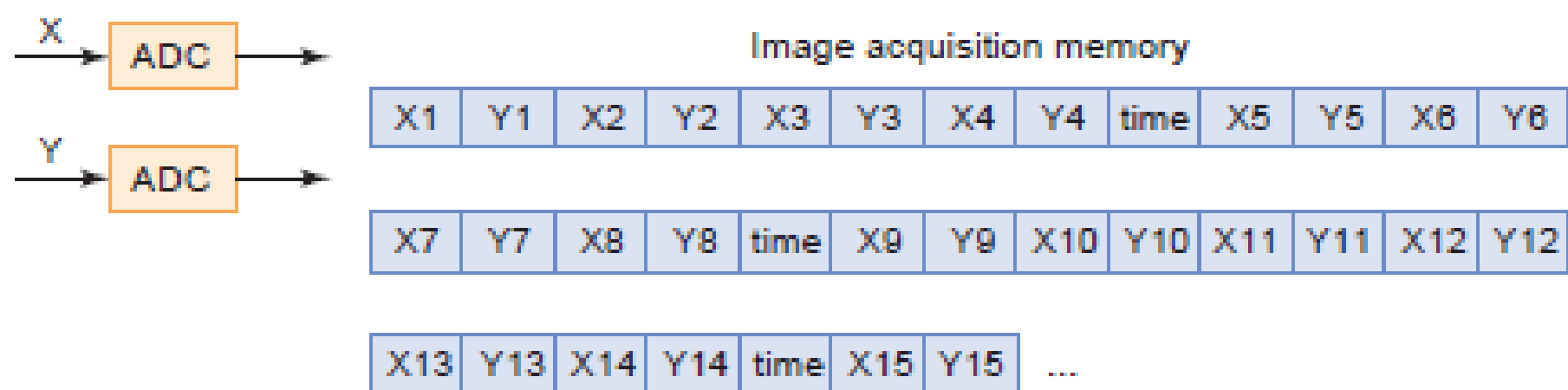
Gated

- É uma imagem dinâmica repetitiva
- É utilizado um eletrocardiograma



Fonte: JERROLD T. BUSHBERG - *The Essential Physics of Medical Imaging*, - 3rd.

Aquisição de Modo Lista (List-Mode Acquisition)



Os pares de valores X e Y são armazenados em uma lista, ao invés de formar uma imagem imediatamente

Fonte: JERROLD T. BUSHBERG - *The Essential Physics of Medical Imaging*, - 3rd.

Equipamentos

- Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)
- Positron Emission Tomography (PET)

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)

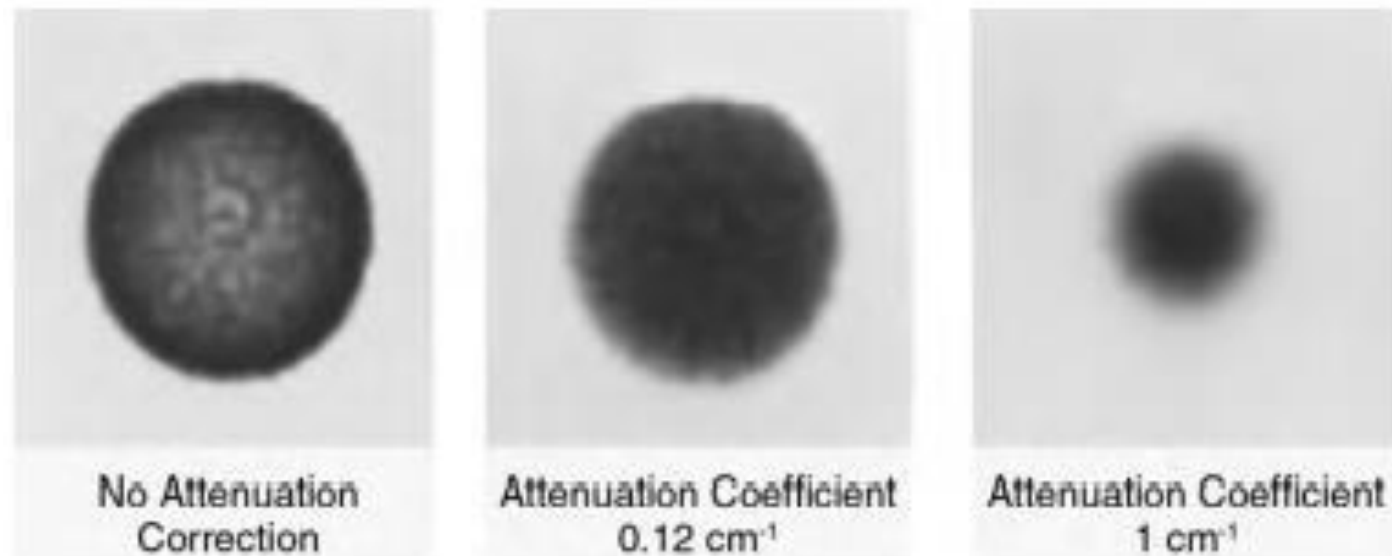


Fonte: JERROLD T. BUSHBERG - *The Essential Physics of Medical Imaging*, - 3rd.

- A maioria dos SPECT utilizam uma ou mais cabeças de câmara de cintilação que giram ao redor do paciente e projeções de imagens
- A reconstrução da imagens transversais por FBP ou IR
- Matriz de 64x64 ou 128x128

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)

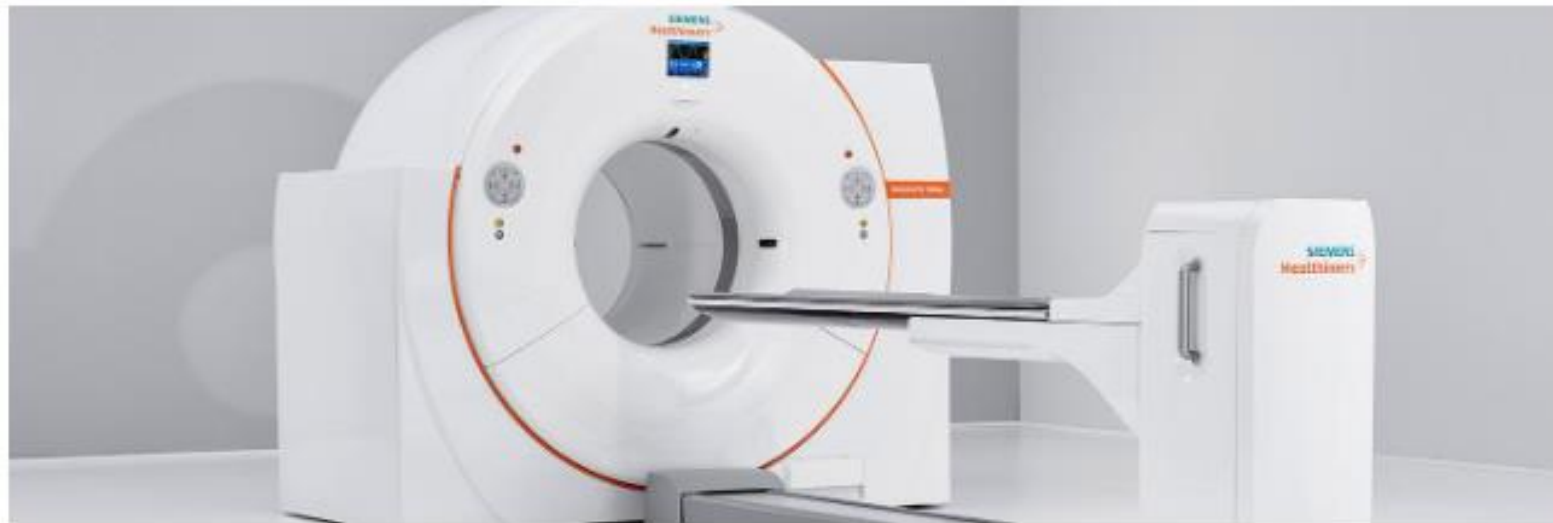
Correção de Atenuação



Fonte: JERROLD T. BUSHBERG - *The Essential Physics of Medical Imaging*, - 3rd.

- Pode ser feito por fontes radioativas seladas que vão medir a atenuação do paciente
- Tem que ter uma diferença de energia significativa em relação ao radiofármaco
- Utilizar um CT

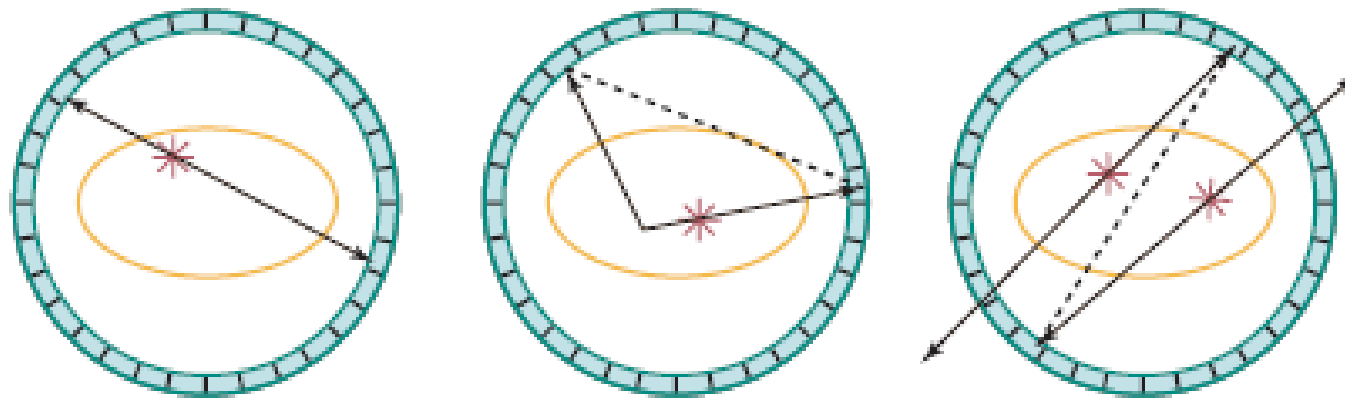
Positron Emission Tomography (PET)



Fonte: Siemens

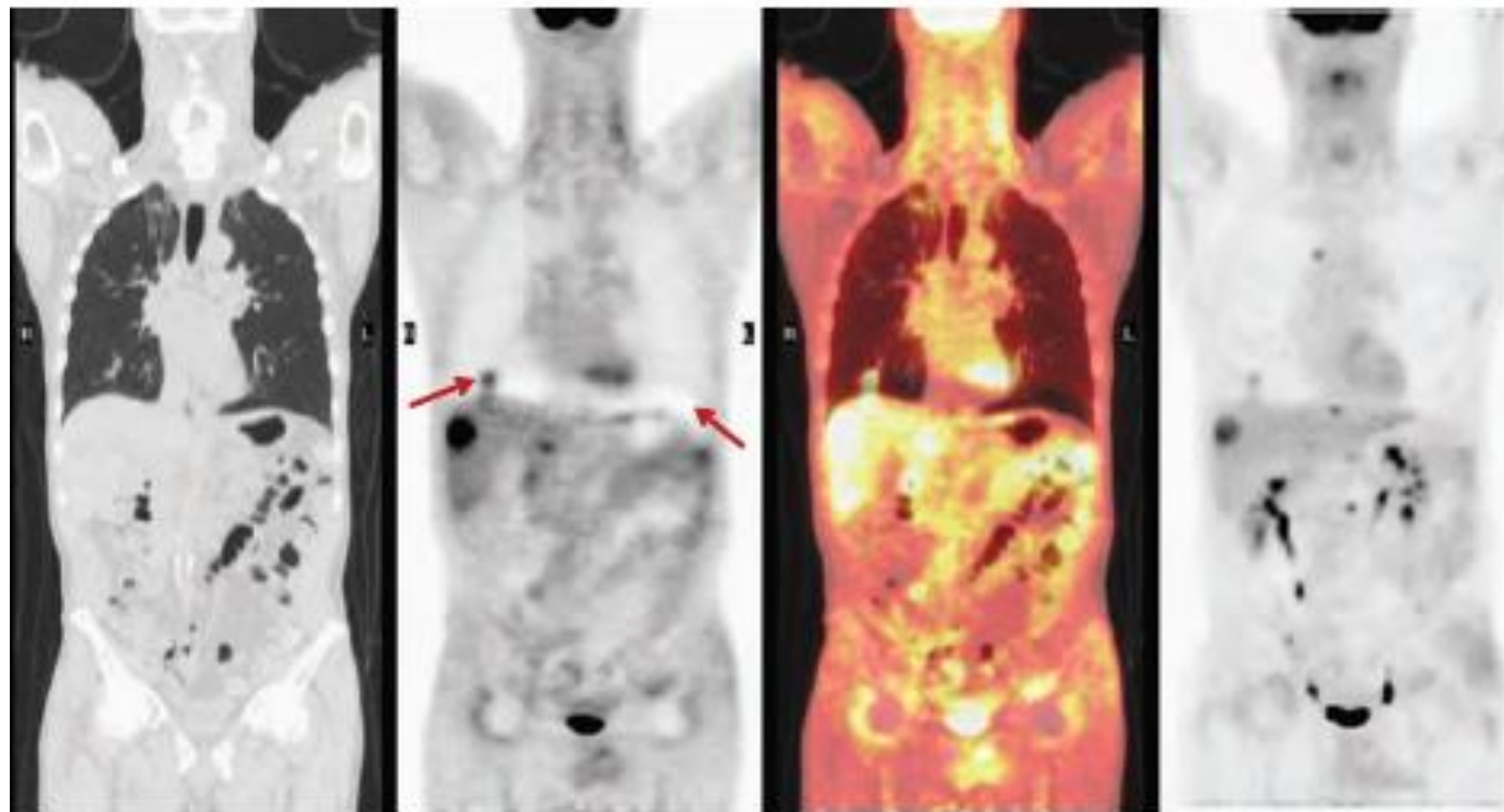
<https://www.siemens-healthineers.com/br/molecular-imaging/pet-ct/biograph-vision>

- Detecção por Coincidência de Aniquilação (ACD)
- Coincidências Verdadeira, Aleatória ou Espalhada
- Janela de Tempo
- Discriminação de Energia
- Linha de Resposta
- A reconstrução da imagens transversais por FBP ou IR (2D) e Analisador Especial em 3D ou IR (3D)



Fonte: JERROLD T. BUSHBERG - *The Essential Physics of Medical Imaging*, - 3rd.

Positron Emission Tomography (PET)



Fonte: JERROLD T. BUSHBERG - *The Essential Physics of Medical Imaging*, - 3rd.

- A correção da atenuação é feita por uma fonte emissora de pósitron ou por CT
- Valor de Absorção Padronizado (SUV)

$$SUV = \frac{\text{Concentração de Atividade num voxel ou grupo de voxels}}{\frac{\text{Atividade administrada}}{\text{Massa do paciente}}}$$

Obrigado