

Medicina Nuclear (MN)

Diagnóstico por la imagen

Sistemas e Imágenes Médicas

Medicina Nuclear

- ✦ Introducción
- ✦ Radioactividad
- ✦ Radiofármacos
- ✦ Imagen planar por MN: *cámara gamma*
- ✦ Características de la imagen
- ✦ Tomografía por emisión de fotones singulares: *SPECT*
- ✦ Tomografía por emisión de positrones: *PET*

Introducción

“La medicina nuclear se puede definir como el uso de sustancias radioactivas para el diagnóstico y tratamiento de pacientes y quizás el estudio de enfermedades en humanos”

(Wagner 1995)

Introducción

- ✦ Las imágenes de medicina nuclear muestran la distribución espacial de un radiofármaco en el cuerpo.
- ✦ Por tanto, no aportan información *anatómica* sino ***fisiológica (funcional)*** de un órgano o sistema del paciente.

Introducción

Principio de funcionamiento

- ✦ Muchas condiciones patológicas son iniciadas por un cambio químico o bioquímico en los tejidos.
- ✦ Estos cambios se pueden observar visualizando la toma y distribución de un **radiofármaco**: compuesto químico marcado con un elemento radioactivo (*radioisótopo*).
 - ✦ La estructura química del radiofármaco le hace afín a un determinado órgano o tejido, donde se acumula.
- ✦ El radiofármaco emite una radiación (normalmente rayos γ) que es visualizada mediante una cámara especial (*cámara gamma*).

Introducción

Principio de funcionamiento

- ✦ las imágenes de cámara gamma convencionales producen una proyección 2D de una distribución tridimensional del radiofármaco.
 - ✦ La cámara gamma es sensible sólo a los rayos γ que inciden perpendicularmente al plano del sensor.
- ✦ Los métodos tomográficos permiten reconstruir las imágenes de una serie de secciones paralelas del cuerpo:
 - ✦ **SPECT**: *Single Photon Emission Computed Tomography*
 - ✦ **PET**: *Positron Emission Tomography*

Introducción

Principio de funcionamiento

- ✦ La **información fisiológica** del órgano o sistema bajo estudio se obtiene mediante el estudio de:
 - ✦ La **distribución espacial** del radioisótopo
 - ✦ El **ritmo de incorporación y/o eliminación** del radioisótopo en el órgano

Radioactividad

- ✦ Los núcleos atómicos contienen una combinación determinada de protones y neutrones.
 - ✦ El número de protones (número atómico, Z) define las propiedades químicas de cada elemento.
- ✦ Los **isótopos** son elementos cuyos núcleos tienen el mismo número de protones pero distinto número de neutrones.
- ✦ Los **radioisótopos** son isótopos con un núcleo inestable (por exceso o defecto de neutrones).
 - ✦ La **radioactividad** es el proceso por el cual estos isótopos se transforman en elementos estables.

Radioactividad

Desintegración radioactiva

- ✦ En el proceso de desintegración, el radioisótopo ***pierde energía*** en forma de partículas o radiación electromagnética (***rayos γ***).
- ✦ El modo en que un radioisótopo se desintegra puede ser:
 - ✦ *Por emisión o captura de un nucleón*: neutrones y protones
 - ✦ *Por emisión o captura de partículas β* : electrones y positrones.

Radioactividad

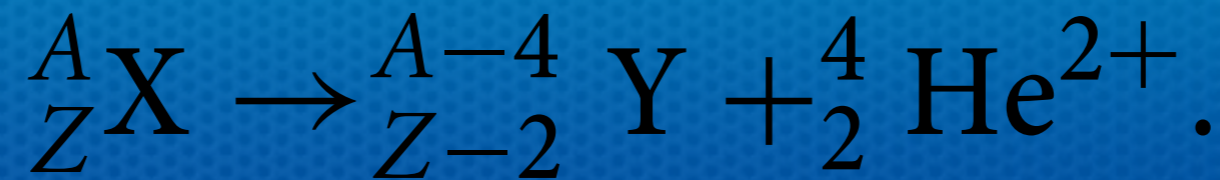
Modos de desintegración radioactiva

- ✦ La transformación o desintegración del radioisótopo se produce por diversos mecanismos:
 - ✦ *Emisión de partículas α*
 - ✦ *Emisión de partículas β^- (electrones)*
 - ✦ *Emisión de partículas β^+ (positrones)*
 - ✦ *Captura de electrón*
- ✦ Esta desintegración se suele acompañar de la emisión de rayos γ

Radioactividad

Emisión de partículas α

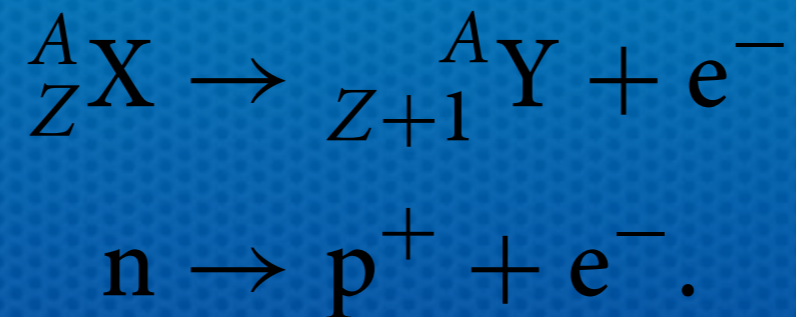
- Una partícula α es un núcleo de Helio (dos protones y dos neutrones) con carga positiva.
- Es una partícula muy energética (3-7 MeV) pero con un rango de actuación muy corto.
 - No se usa en diagnóstico médico, sólo en radioterapia.



Radioactividad

Emisión de partículas β^- (electrones)

- ✦ Un radioisótopo con exceso de neutrones pierde energía y se convierte en estable transformando un neutrón en un protón y un electrón.
- ✦ El electrón es expulsado del núcleo con mucha energía.

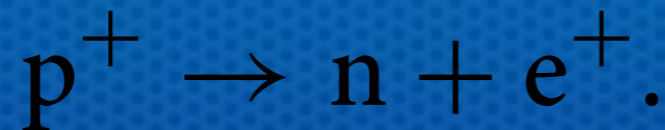
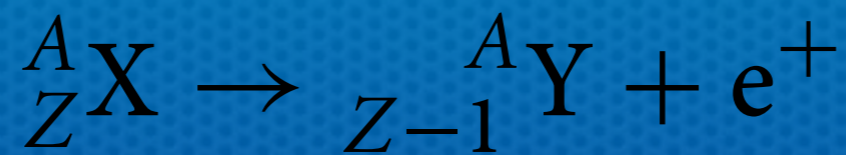


- ✦ Algunos radioisótopos se transforman en un elemento metaestable, que más tarde se estabiliza emitiendo un rayo gamma (p.ej. el ^{99m}Tc)

Radioactividad

Emisión de partículas β^+ (positrones)

- Un radioisótopo con déficit de neutrones pierde energía y se convierte en estable transformando un protón en un neutrón y un positrón.

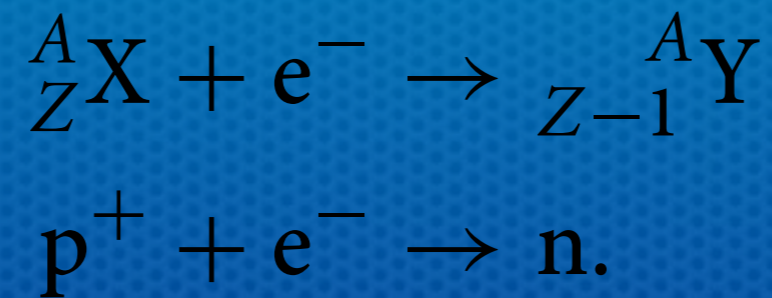


- El positrón rápidamente colisiona con un electrón aniquilándose mutuamente y emitiendo un par de fotones de 511 keV en direcciones opuestas.

Radioactividad

Captura de electrones

- Un protón captura un electrón de la órbita K convirtiéndose en un neutrón:



- El isótopo producido emite radiación X característica al cubrirse el hueco del e^- en la órbita K.
- La energía adicional es emitida en forma de rayos γ .
 - Esta emisión puede ser metaestable, caracterizada por un retardo en su desintegración.

Radioactividad

Desintegración radioactiva

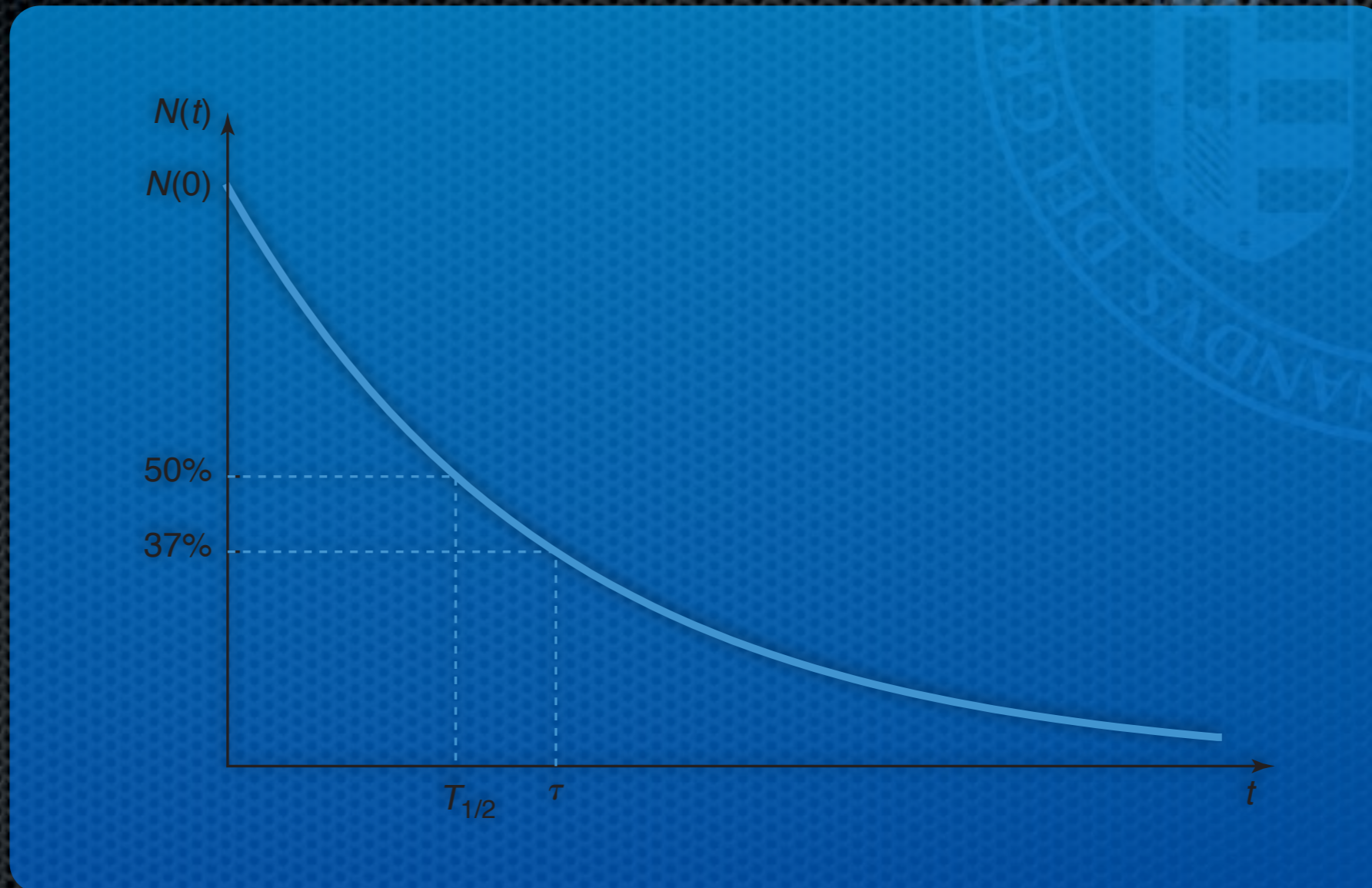
- ✦ La **cantidad** de radioactividad se mide como el número de transformaciones radioactivas que ocurren por segundo.
 - ✦ Unidad SI: **Bequerel** (Bq), equivale a 1 desintegración/s
 - ✦ Unidad tradicional: **Curie** (Ci), 1 mCi = 37 MBq
- ✦ La desintegración radioactiva es un proceso **estocástico**, pero siempre se cumple que la actividad decrece en fracciones constantes por cada intervalo de tiempo:

$$N(t) = N(0)e^{-\lambda t}$$

λ : constante de desintegración

Radioactividad

Desintegración radioactiva



La desintegración radioactiva decae exponencialmente

Radioactividad

Desintegración radioactiva

- ✦ **Tiempo de vida media:**

- ✦ Es el tiempo que tarda un radioisótopo en disminuir su actividad de desintegración a la mitad.

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}$$

- ✦ **Tiempo de vida media efectivo:**

- ✦ En el cuerpo humano, el metabolismo acelera la velocidad de eliminación del radiofármaco con su propia constante t_{biol}
- ✦ El efecto conjunto de ambos reduce la vida media efectiva del radiofármaco a:

$$\frac{1}{t_{eff}} = \frac{1}{t_{biol}} + \frac{1}{t_{1/2}}$$

Radiofármacos

- ✦ Compuesto químico, inocuo al organismo, que se usa como **soporte** de un radioisótopo para dirigirlo a un órgano o sistema específico.
- ✦ El compuesto químico seleccionado se *marca* **sustituyendo** uno de sus átomos por un radioisótopo emisor puro de **rayos γ** .
- ✦ En el caso del PET, se usan radioisótopos emisores de positrones.

Radiofármacos

Características deseables

- ✦ Características deseables del **radioisótopo**:
 - ✦ $T_{1/2}$ corto (pocas horas)
 - ✦ Desintegración en un elemento estable o de $T_{1/2}$ muy largo
 - ✦ Emisión de rayos γ exclusivamente (en el rango de 50 a 300 keV, idealmente 150 keV y monoenergéticos)
 - ✦ De fácil y firme adhesión al fármaco
 - ✦ Disponible fácilmente en los centros de diagnóstico
 - ✦ Actividad específica elevada

Radiofármacos

Características deseables

- ✦ Características deseables del **radiofármaco**:
 - ✦ Que se localice rápida y mayoritariamente en el órgano o tejido de interés
 - ✦ Que la velocidad de eliminación sea cercana a la duración del estudio
 - ✦ Baja toxicidad
 - ✦ Producto estable *in vitro* e *in vivo*
 - ✦ Fácil y barato de obtener en las dosis adecuadas para cada paciente

Radiofármacos

Radiofármacos de emisión γ

Z	RADIOISÓTOPO	T	keV
24	Cromo-51	28 d	320
27	Cobalto-57	270 d	122
	Cobalto-60	5,27 a	1332
31	Galio-67	79,2 h	92, 184, 296
34	Selenio-75	120 d	265
38	Estroncio-87m	2,8 h	388
43	Tecnecio-99m	6 h	140
49	Indio-111	2,8 d	173, 247
	Indio-113m	1,73 h	393
53	Yodo-123	13,3 h	159
	Yodo-125	60 d	35,27
	Yodo-131	8,04 d	364
54	Xenon-133	5,3 d	81
55	Cesio-137	30 a	662
80	Mercurio-197	2,7 d	77
81	Talio-201	73 h	135,167

Radiofármacos

Radiofármacos emisores de positrones

RADIOISÓTOPO	T
Fluor-18	110 min
Carbono-11	20 min
Nitrógeno-13	10 min
Oxígeno-15	2 min
Rubidio-82	75 s
Tecnecio-94m	50 min

Radiofármacos

Producción de radiofármacos

- ✦ **Captura de neutrones / Fisión nuclear**
 - ✦ Utilizan un pequeño reactor nuclear, que bombardea un elemento con neutrones de alta energía (100 MeV)
 - ✦ Se usa para generar el ^{99}Mo (elemento padre del $^{99\text{m}}\text{Tc}$)
- ✦ **Bombardeo con partículas cargadas**
 - ✦ Utilizan un acelerador de partículas (*cyclotron*)
 - ✦ Se usa para generar el ^{201}Ti , ^{67}Ga , ^{111}In y ^{123}I
- ✦ **Generadores de radioisótopos *in-situ***
 - ✦ Utilizan un radioisótopo con $T_{1/2}$ largo que se desintegra en radioisótopos de $T_{1/2}$ corto que son recogidos diariamente (p. ej., $^{99\text{m}}\text{Tc}$)

Radiofármacos

Utilización de radiofármacos

- ✦ El I se utiliza en estudios del tiroides y renales.
- ✦ El ^{133}Xe y el $^{81\text{m}}\text{Kr}$ se utilizan inhalados para estudios pulmonares.
- ✦ El ^{67}Ga se utiliza para detectar tumores y abscesos, al adherirse a las proteínas del plasma.
- ✦ El ^{111}In (y $^{113\text{m}}\text{In}$) marca los glóbulos blancos y plaquetas, por lo que se utiliza para localizar abscesos y trombosis.
- ✦ Con mucho, el radiofármaco más utilizado es el $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

Imagen planar

La cámara gamma

- La cámara gamma es un aparato que permite obtener imágenes de la distribución del radiofármaco en el cuerpo humano.

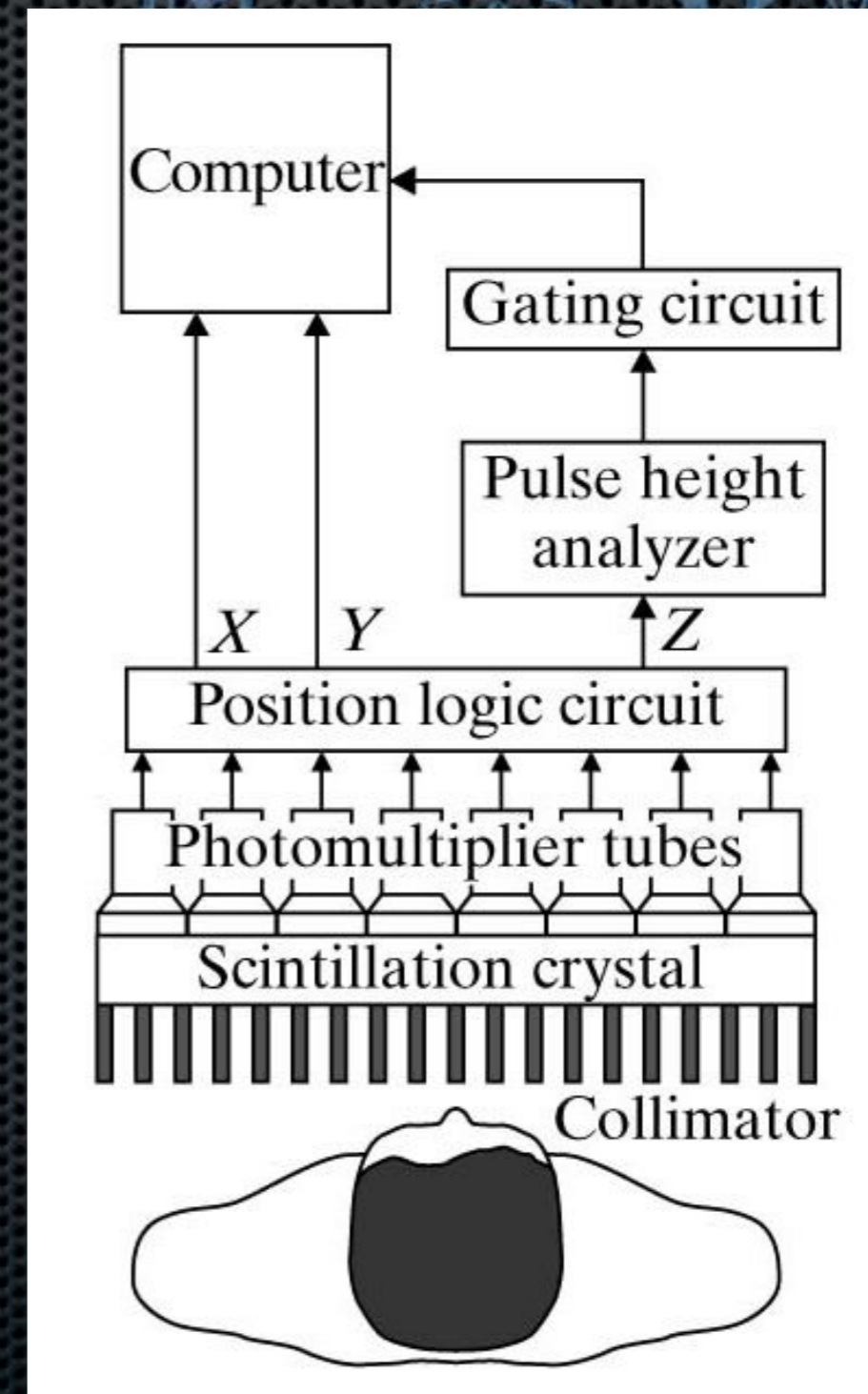


Imagen planar

La cámara gamma

- ✦ Está formada por un conjunto de tubos multiplicadores.
- ✦ Cada conjunto de tubos mide la respuesta del impacto de cada fotón como (Z, X, Y)
 - ✦ Z es la energía del impacto
 - ✦ X y Y son las coordenadas

$$Z = \sum_{k=1}^K a_k$$

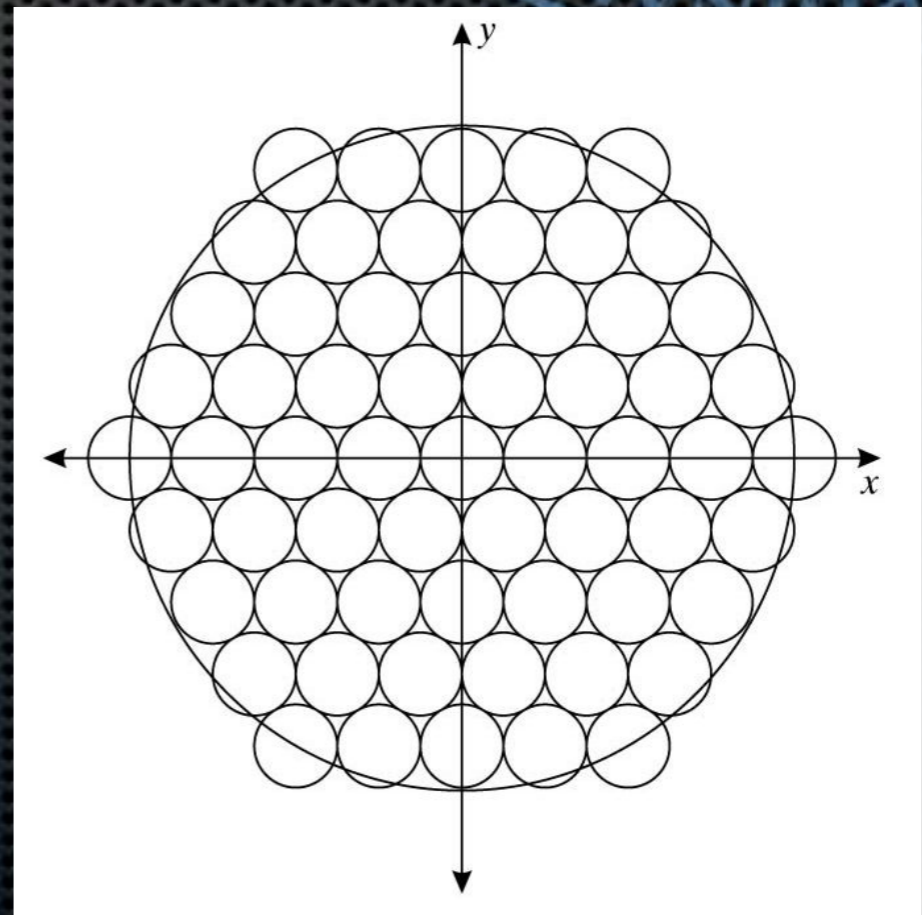


Imagen planar

La cámara gamma

- ✦ Análisis de la altura del pulso
 - ✦ La cámara detecta la energía de cada fotón.
 - ✦ Permite discriminar efecto Compton
 - ✦ Permite eliminar impactos múltiples

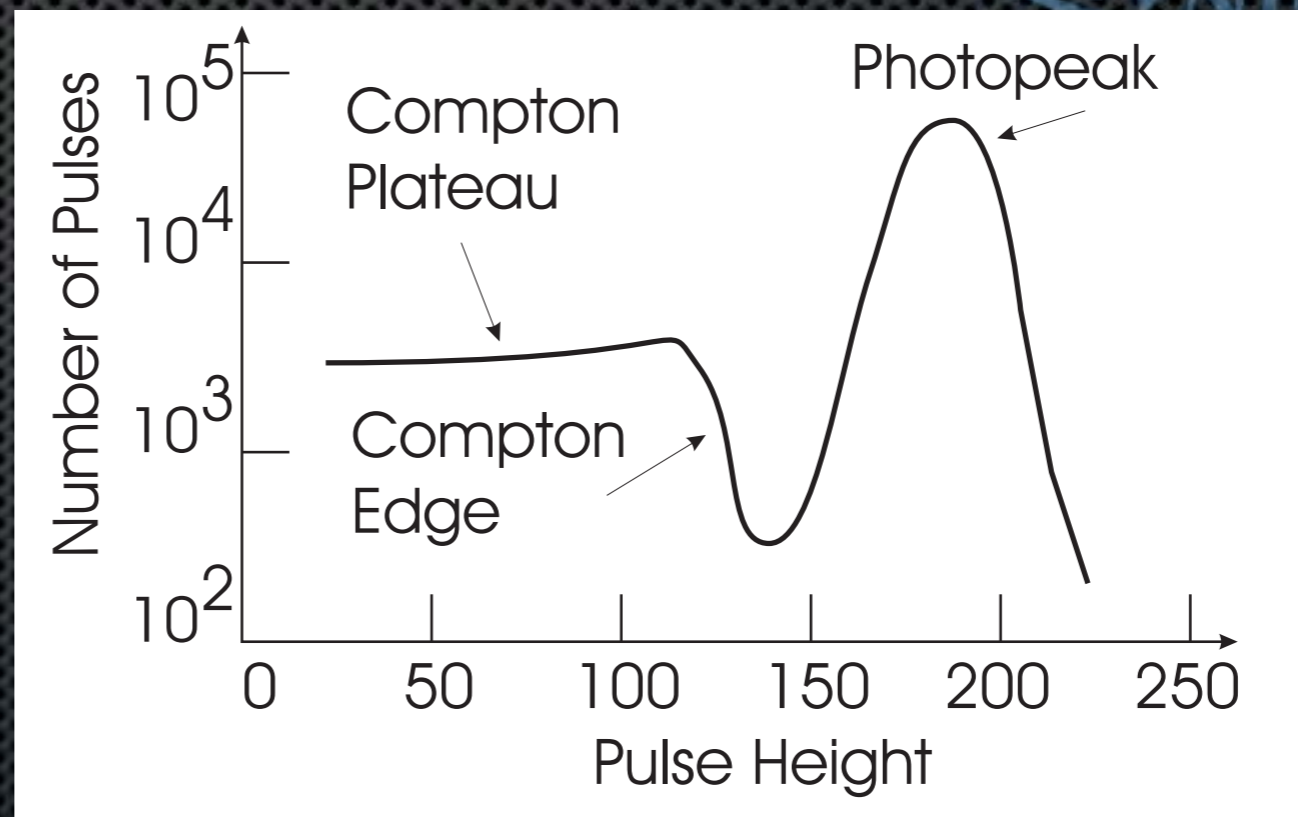


Imagen planar

La cámara gamma

- ✦ Lógica de posicionamiento del pulso
 - ✦ A partir de las lecturas de los PMT se localiza el centro de masas de la respuesta:

$$X = \frac{1}{Z} \sum_{k=1}^K x_k a_k$$
$$Y = \frac{1}{Z} \sum_{k=1}^K y_k a_k$$

Imagen planar

Cámara gamma

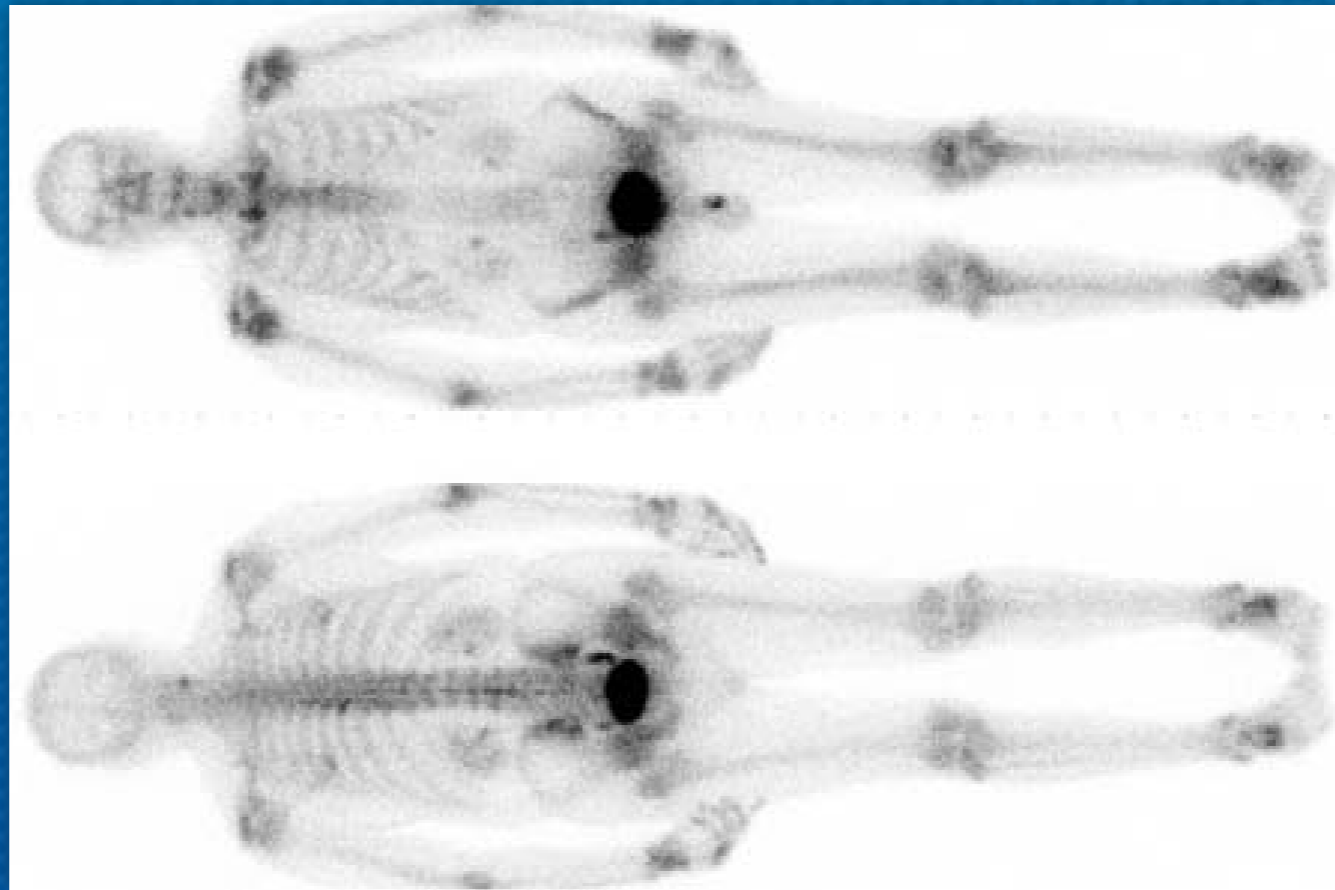


Figure 5.7 ^{99m}Tc -MDP study acquired with a dual-head gamma camera. The detector size is about 40×50 cm, and the whole-body images are acquired with slow translation of the patient bed. MDP accumulates in bone, yielding images of increased bone metabolism. As a result of the attenuation, the spine is more visible in the lower, posterior image. (Courtesy of Department of Nuclear Medicine.)

Características de la imagen

Parámetros de calidad

- ✦ Uniformidad del detector
- ✦ Resolución espacial
- ✦ Relación señal/ruido
- ✦ Sensibilidad y resolución de energía
- ✦ Contraste

Características de la imagen

Uniformidad del detector

- ✦ Una cámara gamma debe dar una respuesta uniforme ante un campo uniforme.
 - ✦ Causas de no-uniformidad:
 - ✦ Fotomultiplicador defectuoso
 - ✦ Cristal centelleador roto o dañado
 - ✦ Contaminación por radiación de fondo
 - ✦ Colimador desplazado

Características de la imagen

Resolución espacial

- ✦ Es la habilidad del sistema para separar dos fuentes de radiación cercanas.
 - ✦ Se define como la mínima distancia entre fuentes que permite diferenciarlas.
 - ✦ Es la contribución conjunta de:
 - ✦ **Resolución intrínseca** de la cámara (cristal, fotomultiplicadores y lógica de posicionamiento del haz)
 - ✦ **Resolución del colimador** (produce emborronamiento)
 - ✦ **Resolución del sistema**: tiene en cuenta la dispersión de la radiación dentro del paciente y la distancia a la fuente
 - ✦ EN MN se suele expresar como el **FWHM** (*full width half maximum*) del *line spread function* (LSF)

Características de la imagen

Resolución espacial

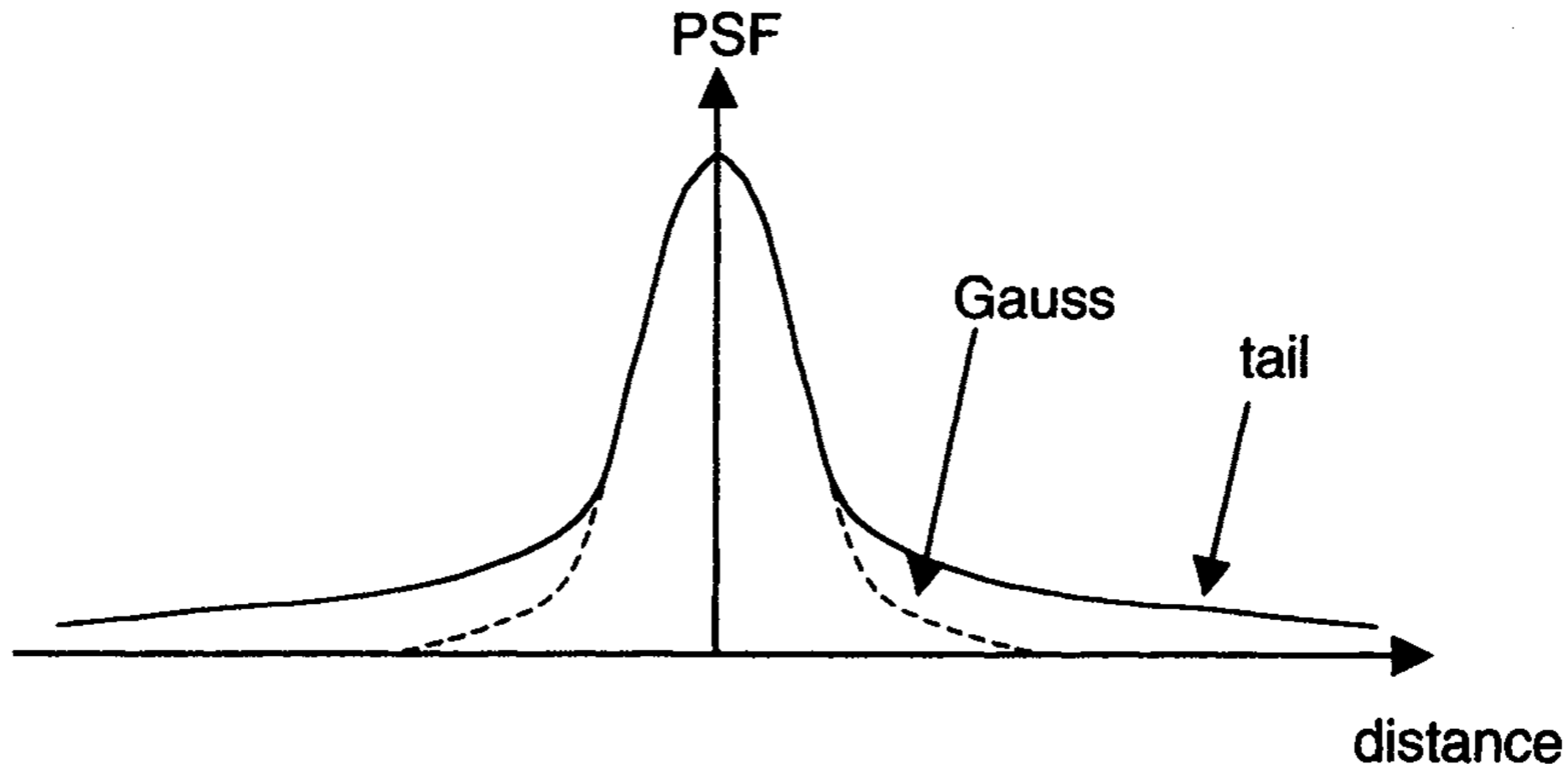
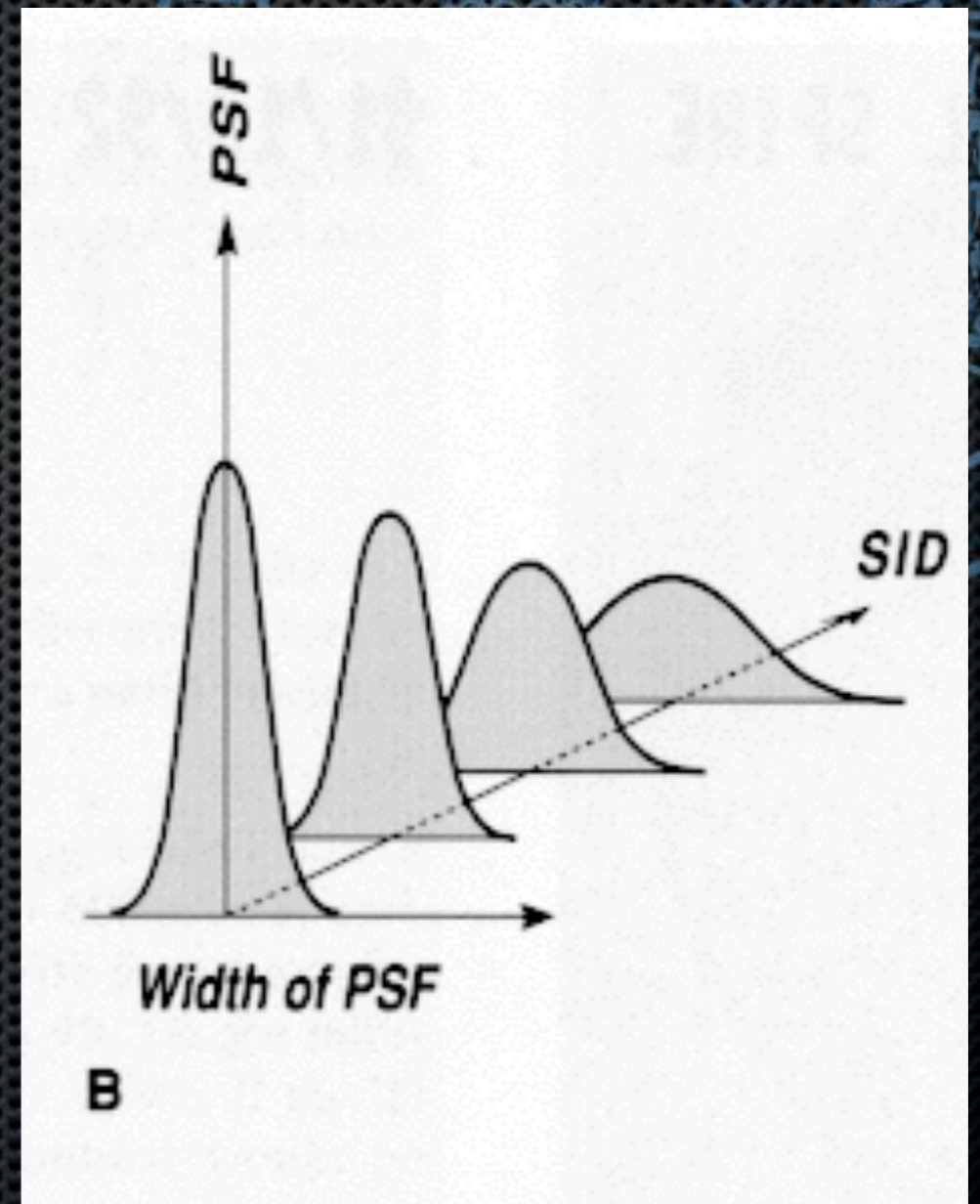


FIGURE 2.10. The typical PSF of a nuclear medicine scan. The contribution from Compton scattering within the patient gives the PSF a long tail. A Gaussian function, which would result if only the contributions from the gamma camera and collimator were considered, is also shown for comparison.

Características de la imagen

Resolución espacial

- El colimador sólo acepta los fotones que llegan en un ángulo sólido muy pequeño.
- Por tanto, el FWHM de la función de dispersión (PSF) aumenta linealmente con la distancia de la fuente al colimador



relación entre distancia a la fuente y resolución

Características de la imagen

Relación Señal/Ruido

- ✦ La actividad radioactiva es **estocástica**: El SNR es proporcional a la raíz del número de fotones detectados.
 - ✦ A mayor radiación, mejor SNR.
 - ✦ La cantidad de radiación administrada está limitada por la dosis aceptable en el paciente.
 - ✦ La actividad radioactiva se distribuye por todo el paciente. Sólo el 20% se concentra en el órgano de interés.
 - ✦ Los tejidos atenúan la radiación que sale al exterior.
 - ✦ Los rayos γ se emiten isotrópicamente: sólo uno pocos atraviesan el colimador de la cámara.
 - ✦ El tiempo de integración de la cámara está limitado por una serie de factores.

Características de la imagen

Relación Señal/Ruido

El ruido es siempre el principal factor que limita la calidad de las imágenes de cámara gamma.

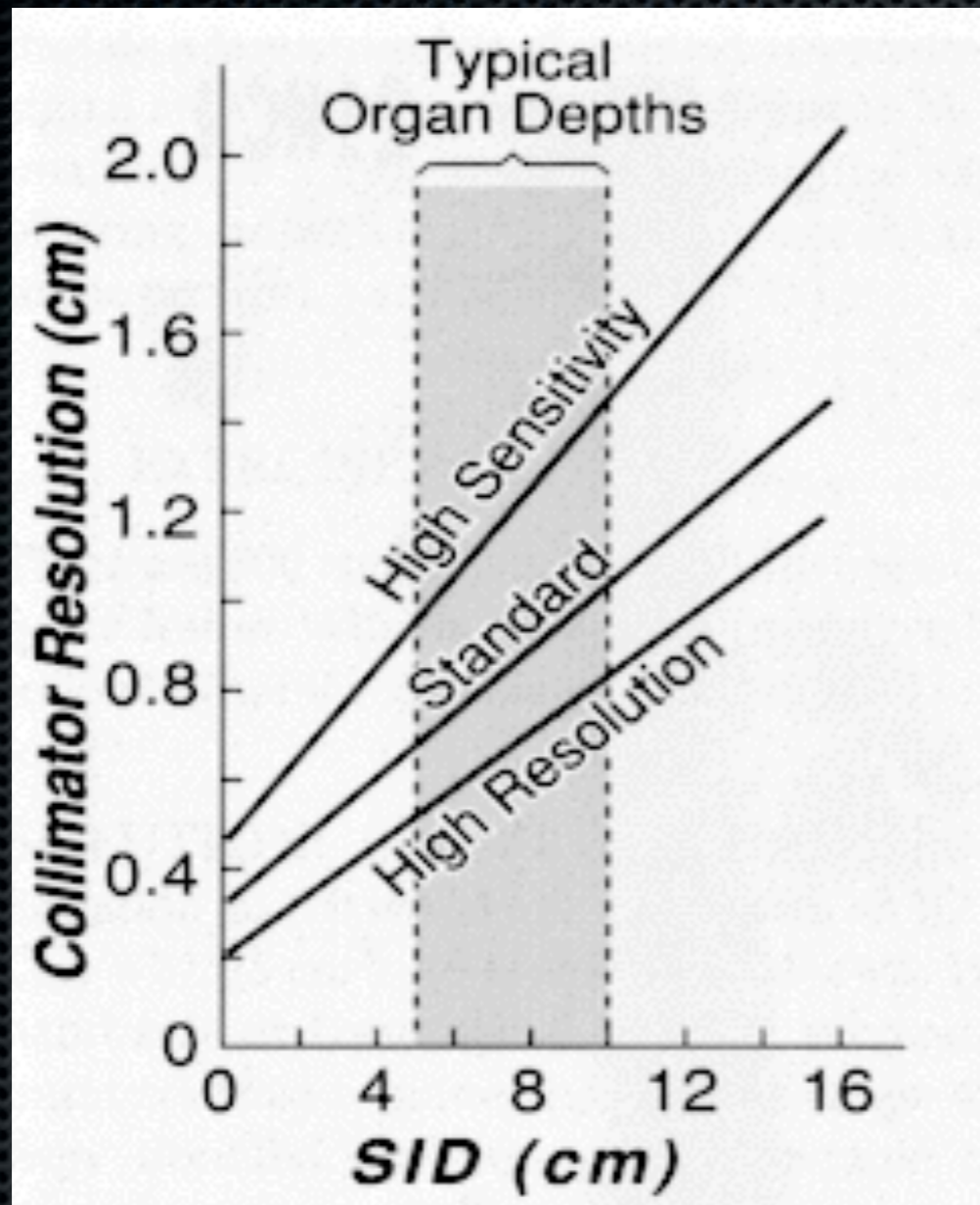
Características de la imagen

Sensibilidad y resolución de energía

- ✦ La sensibilidad mide el número de cuentas en una unidad de tiempo por actividad radioactiva.
 - ✦ Unidades: cuentas por segundo / MBq
 - ✦ Depende del cristal, la sensibilidad del detector y el colimador:
 - ✦ Por debajo de 100 keV, la sensibilidad intrínseca (cristal y detector) es prácticamente del 100%. Por encima depende del grosor del cristal.
 - ✦ Normalmente el colimador es el factor limitador:
 - ✦ A mayor resolución espacial, menor sensibilidad

Características de la imagen

Sensibilidad y resolución de energía



relación entre sensibilidad y resolución

Características de la imagen

Contraste

- ✦ Mide la diferencia relativa entre la concentración del radiofármaco en el tejido normal y el patológico.
- ✦ Depende del número de cuentas adquiridas (nivel de ruido).
 - ✦ Se puede mejorar el contraste:
 - ✦ reduciendo el ruido (con mayor dosis de radiación)
 - ✦ mejorando la sensibilidad (a costa de reducir la resolución espacial)

Tomografía SPECT

Single Photon Emission Computed Tomography

- ✦ Imágenes tomográficas de la distribución del radiofármaco:
 - ✦ Obtienen la distribución en una sección (corte) del paciente
 - ✦ Proporcionan información funcional (metabolismo)
 - ✦ Mejor CNR que las imágenes planas (factor de 5 ó 6)
 - ✦ Peor resolución espacial, debido al menor conteo de fotones (alrededor de 1 cm) y los problemas de atenuación de la emisión

Tomografía SPECT

Single Photon Emission Computed Tomography

- El equipo está formado por varias cámaras gamma
- las cámaras giran alrededor del paciente en círculo o elípticamente
- Posiciones de adquisición:
 - 60 a 64 para una matriz de 64 x 64 píxeles
 - 120 a 128 para una matriz de 128 x 128 píxeles

Tomografía SPECT

Single Photon Emission Computed Tomography

- Conforme las cámaras giran, se van adquiriendo imágenes del paciente
 - Las imágenes son corregidas respecto a la radiación dispersa y la atenuación
 - Se forma la imagen por retroproyección filtrada o por algoritmos iterativos
 - Se pueden generar imágenes de un corte o una reconstrucción tridimensional directa

Tomografía SPECT

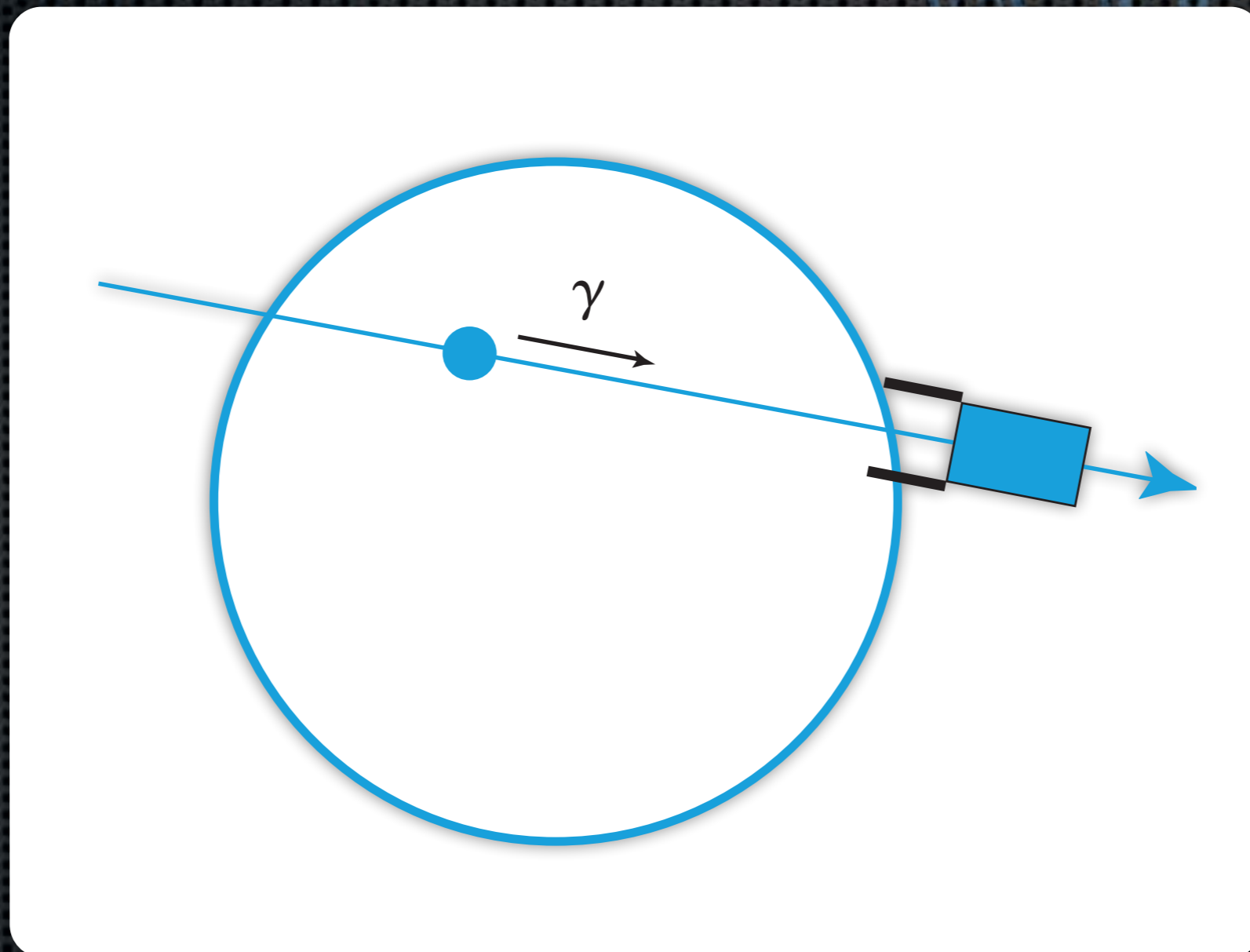
Single Photon Emission Computed Tomography

- Colimación de los fotones
 - En imágenes por Rayos X, el origen de cada fotón es conocido, lo que define una línea de proyección entre la fuente y el detector.
 - En medicina nuclear, el origen del fotón es desconocido, lo que hace necesario colimar el haz para determinar esta información espacial.
 - Las cámaras gamma de los equipos SPECT tienen un colimador mecánico formado por una plancha de plomo con pequeños agujeros.
 - Esta colimación reduce mucho la sensibilidad del equipo.

Tomografía SPECT

Single Photon Emission Computed Tomography

- Colimación de los fotones



Tomografía SPECT

Single Photon Emission Computed Tomography

- ✦ Los estudios que se realizan son fundamentalmente:
 - ✦ Miocardio
 - ✦ Flujo sanguíneo cerebral
 - ✦ Problemas óseos
 - ✦ Rastreo de tumores en general

Tomografía SPECT

Single Photon Emission Computed Tomography

- ✦ Correcciones de la imagen
 - ✦ **Efecto de la dispersión:** en MN no hay colimación de la emisión, por lo que influye en mayor medida
 - ✦ **Efecto de la atenuación:** los rayos emitidos se atenúan por el propio paciente, con una dependencia espacial

Tomografía SPECT

Single Photon Emission Computed Tomography

- ✦ Corrección de la dispersión:
 - ✦ ***Método de la doble ventana de energías:***
 - ✦ Se mide la cantidad de rayos en la ventana de los rayos y directos y la energía en una subventana de los rayos y dispersos (de menor energía).
 - ✦ A partir de ambos se puede calcular la contribución directa

$$C_{prim} = C_{total} - \frac{C_{sub} W_m}{2W_s}$$

Tomografía SPECT

Single Photon Emission Computed Tomography

- ✦ Corrección de la atenuación:
 - ✦ ***Método de la estimación:***
 - ✦ Se asume que la atenuación es invariante espacial, y se calcula a partir de una estimación del volumen (medida por TAC o RMI)
 - ✦ ***Método de la fuente patrón:***
 - ✦ Se realiza una medida de transmisión mediante una fuente radioactiva de ^{153}Gd que permite estimar la distribución espacial del coeficiente de atenuación de cada tejido

Tomografía PET

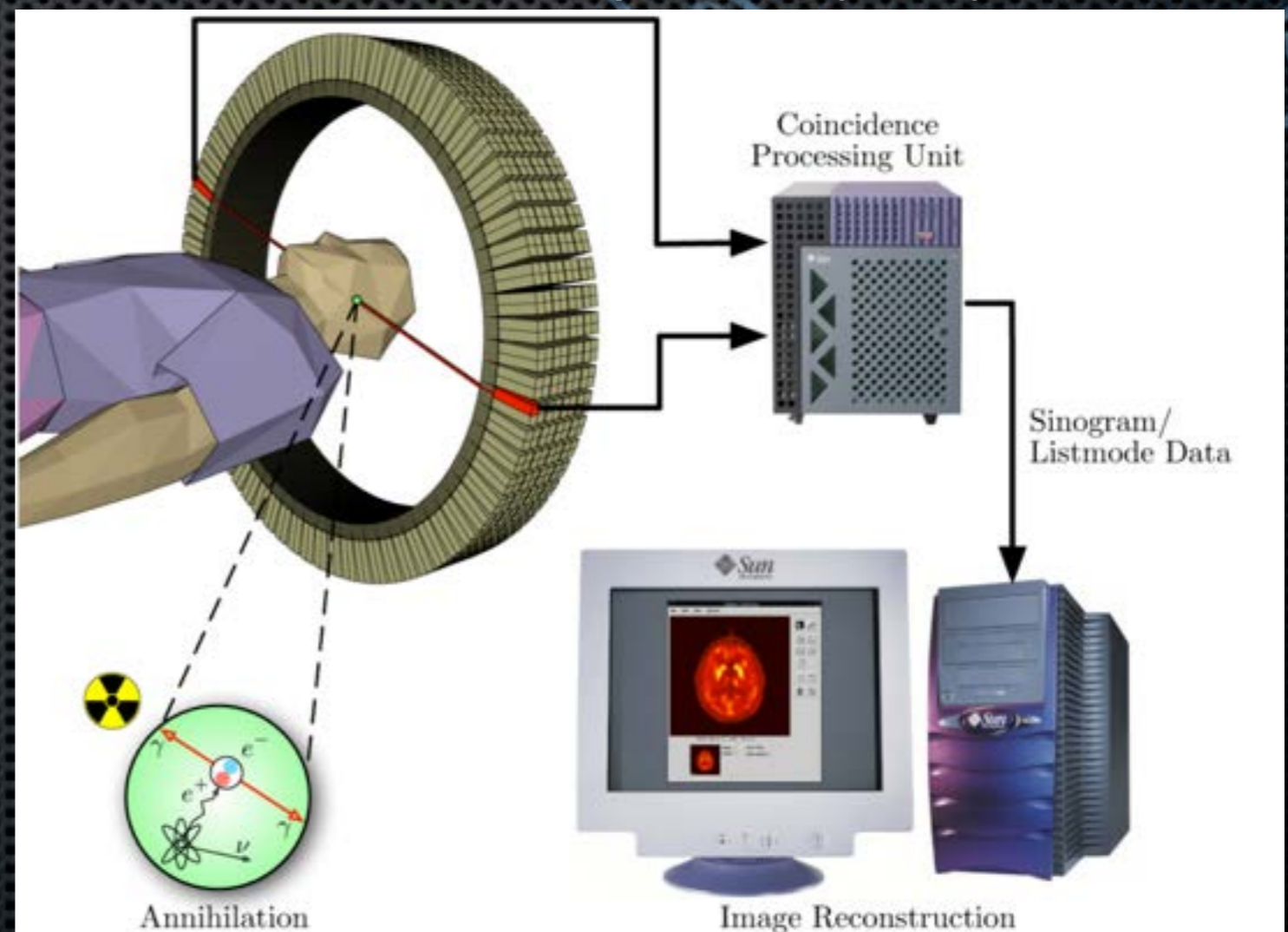
Positron Emission Tomography

- ✦ Técnica tomográfica que detecta la radiación producida por un radiofármaco que emite *positrones* (partículas β^+).
 - ✦ Los positrones emitidos son aniquilados por un e^- cercano, produciendo dos rayos γ opuestos a 511 keV.
 - ✦ La detección en coincidencia de ambos rayos aumenta la SNR del sistema y su resolución espacial respecto al SPECT.

Tomografía PET

Funcionamiento

- Para poder detectar en coincidencia los rayos γ y se usa un anillo completo de detectores (centelleadores) alrededor del paciente.
- La posición de la colisión en los dos cristales que detectan el par de rayos γ y antiparalelos determina una línea de respuesta (LOR).



Tomografía PET

Funcionamiento

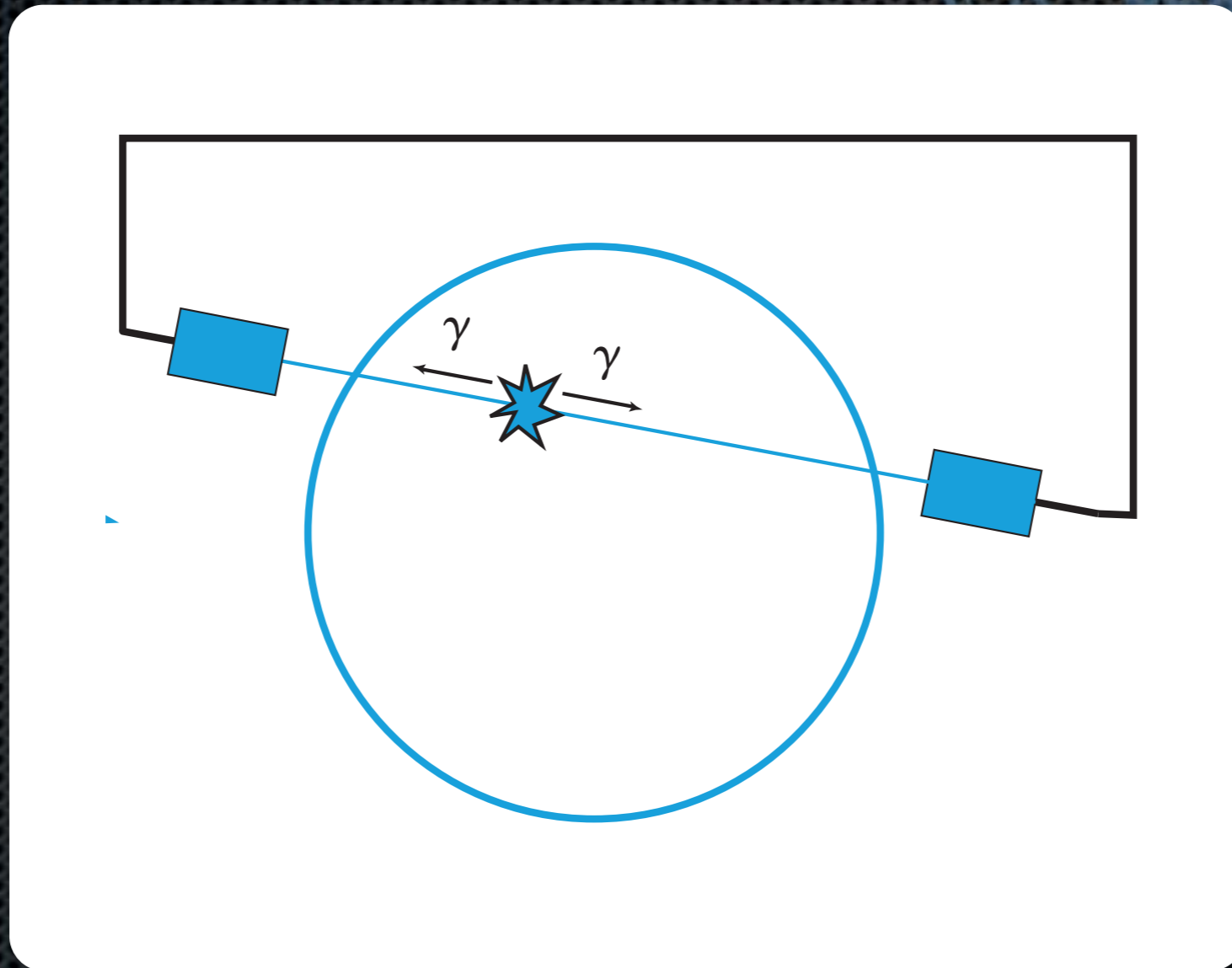
✦ **Colimación:**

- ✦ Al igual que en los equipos SPECT, es necesario colimar el haz para poder determinar la información espacial de los fotones emitidos.
- ✦ Sin embargo, en el PET no es necesario usar un colimador mecánico, ya que la detección en coincidencia de los pares de rayos y antiparalelos permite establecer una línea de respuesta de su posición (*colimación electrónica*).

Tomografía PET

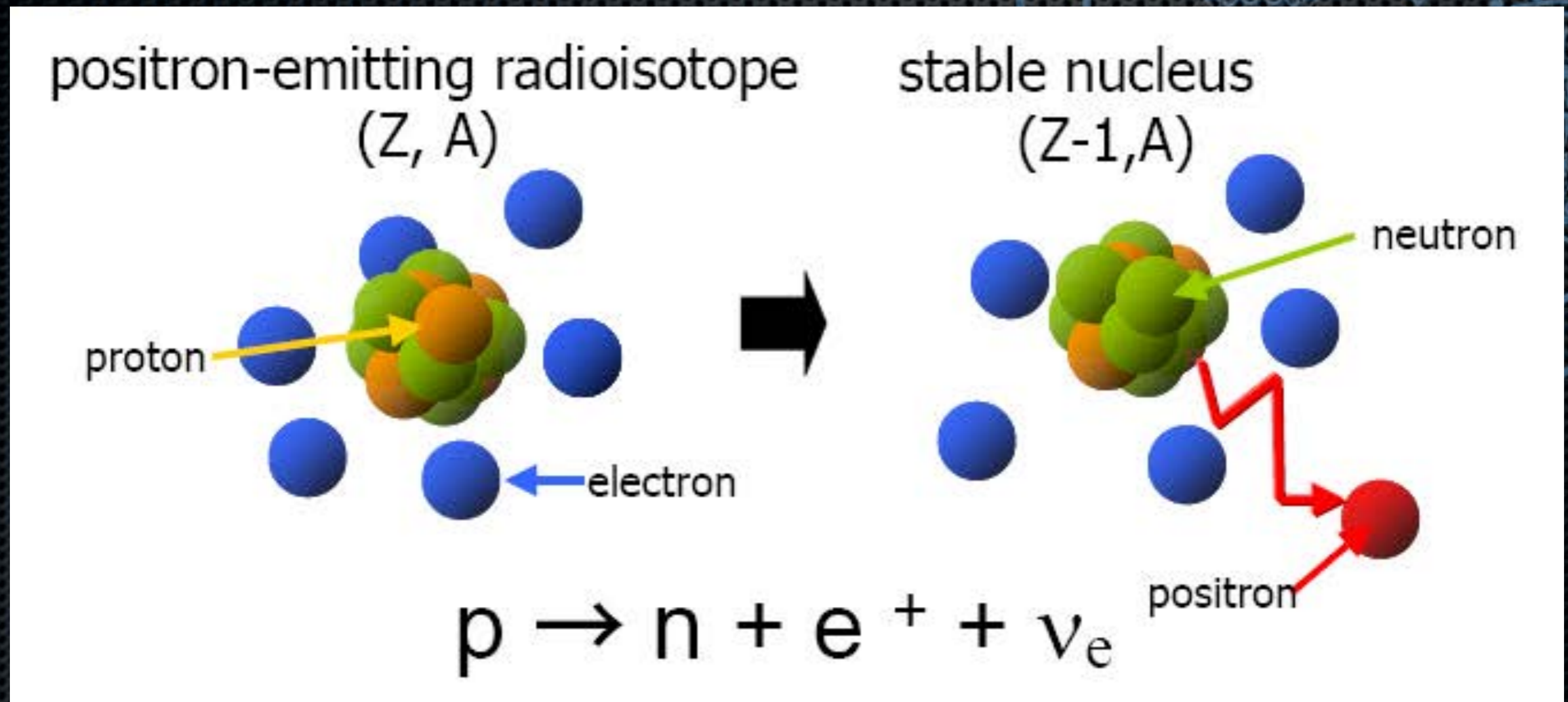
Funcionamiento

- Colimación electrónica:



Tomografía PET

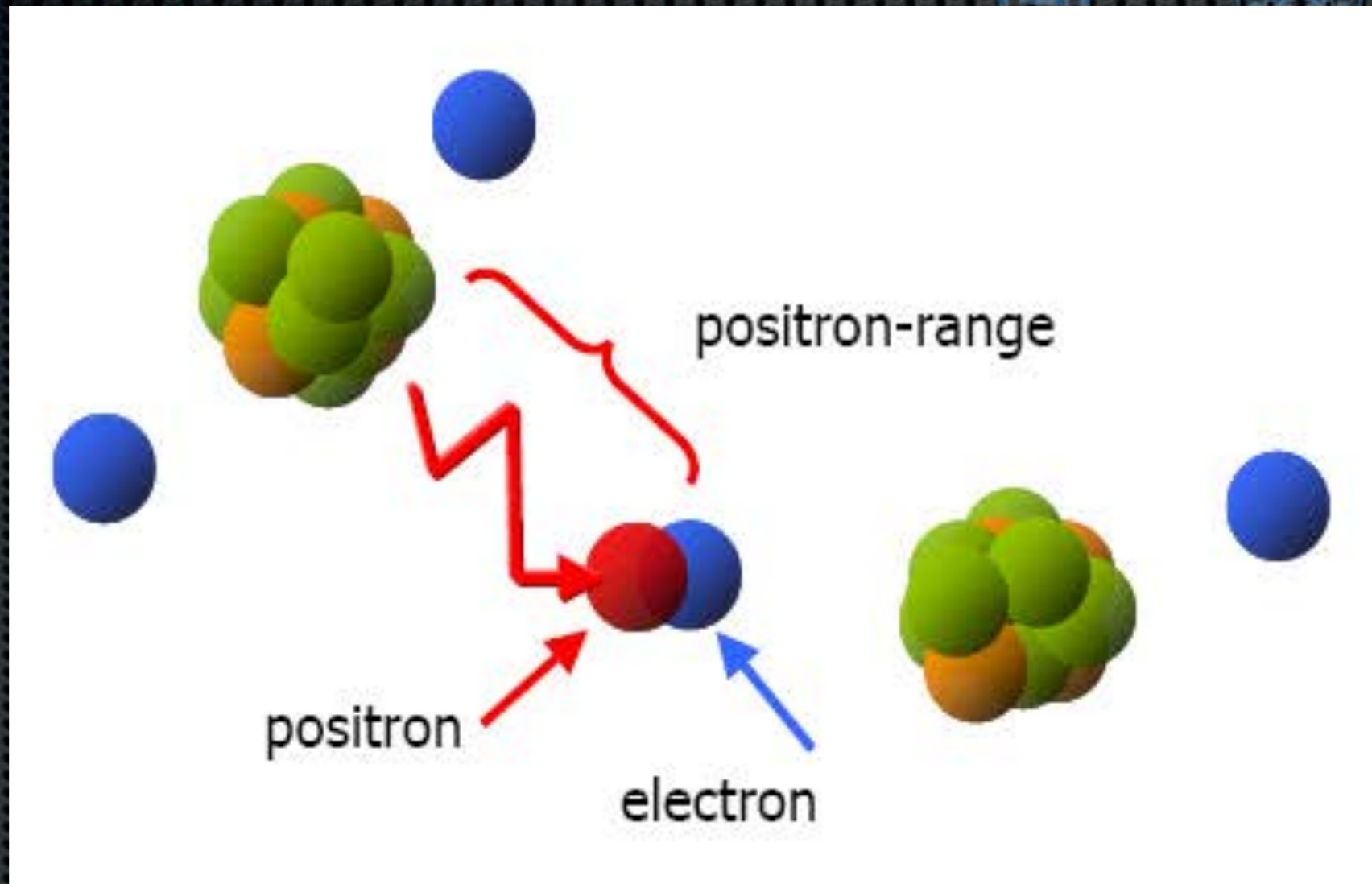
Funcionamiento



producción de positrones

Tomografía PET

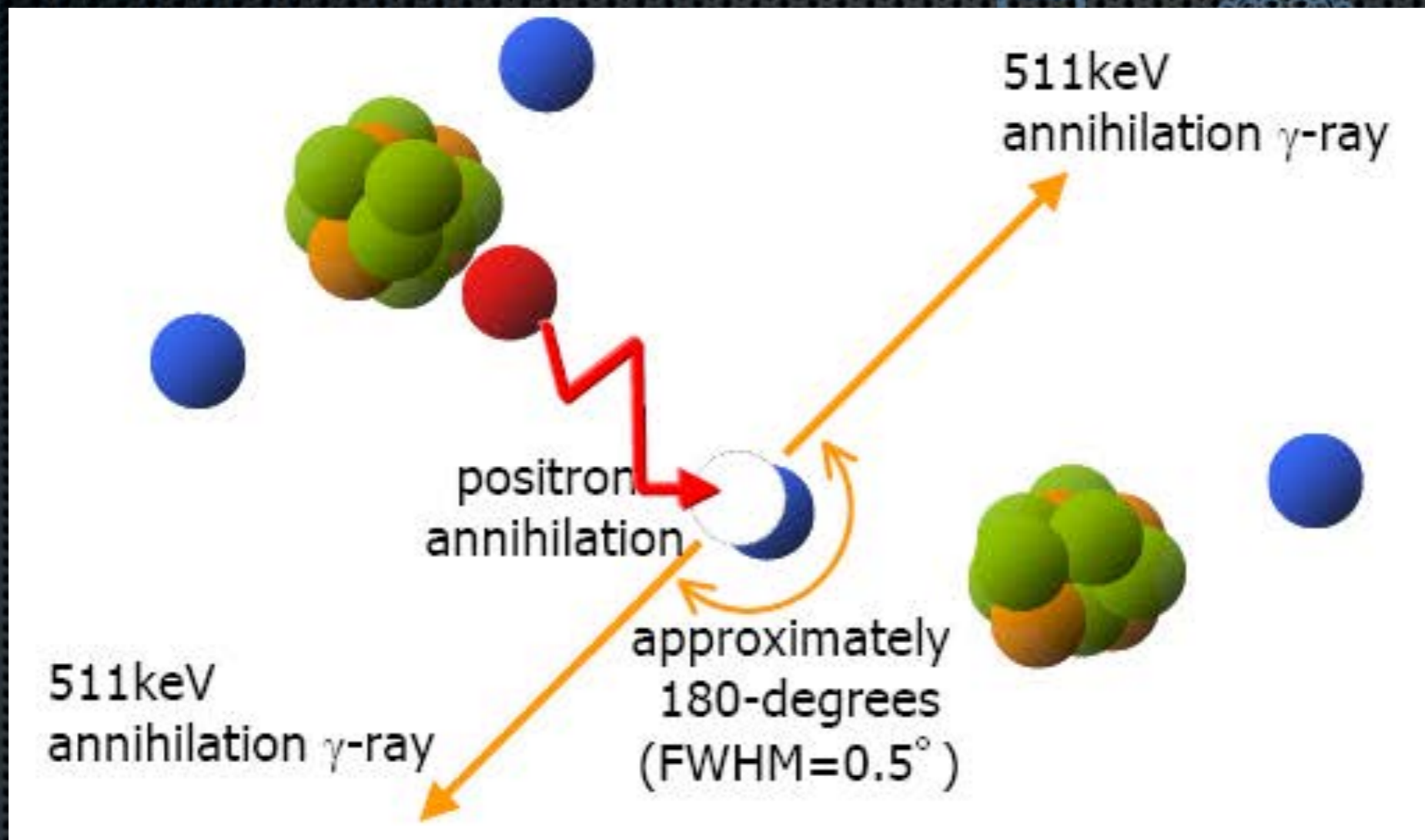
Funcionamiento



aniquilación

Tomografía PET

Funcionamiento



emisión de rayos γ antiparalelos

Tomografía PET

Radioisótopos

Isotpe	Half life (min)	Maximum positron range (mm)
^{11}C	20.4	4.2
^{15}O	2.1	8.2
^{18}F	110.0	2.4
^{68}Ga (^{68}Ge)	68.1 (288 day)	9.3

Tomografía PET

Instrumentación

- Cristales centelleadores:**
 - Cada bloque de 64 x 64 cristales se une a un grupo de 4 tubos fotomultiplicadores sensibles a la posición

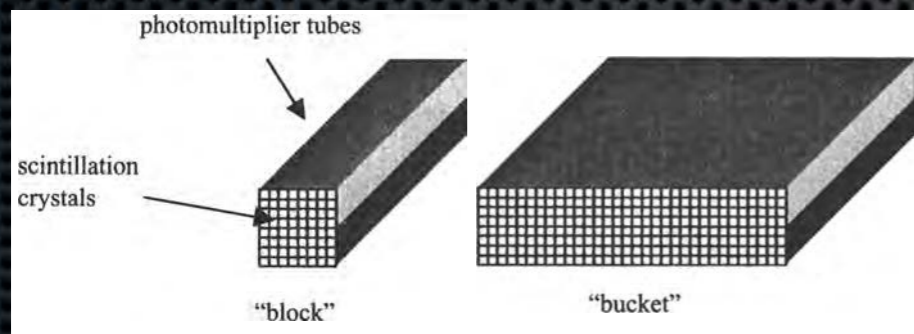


TABLE 2.4. Properties of Various Detectors Employed in PET^a

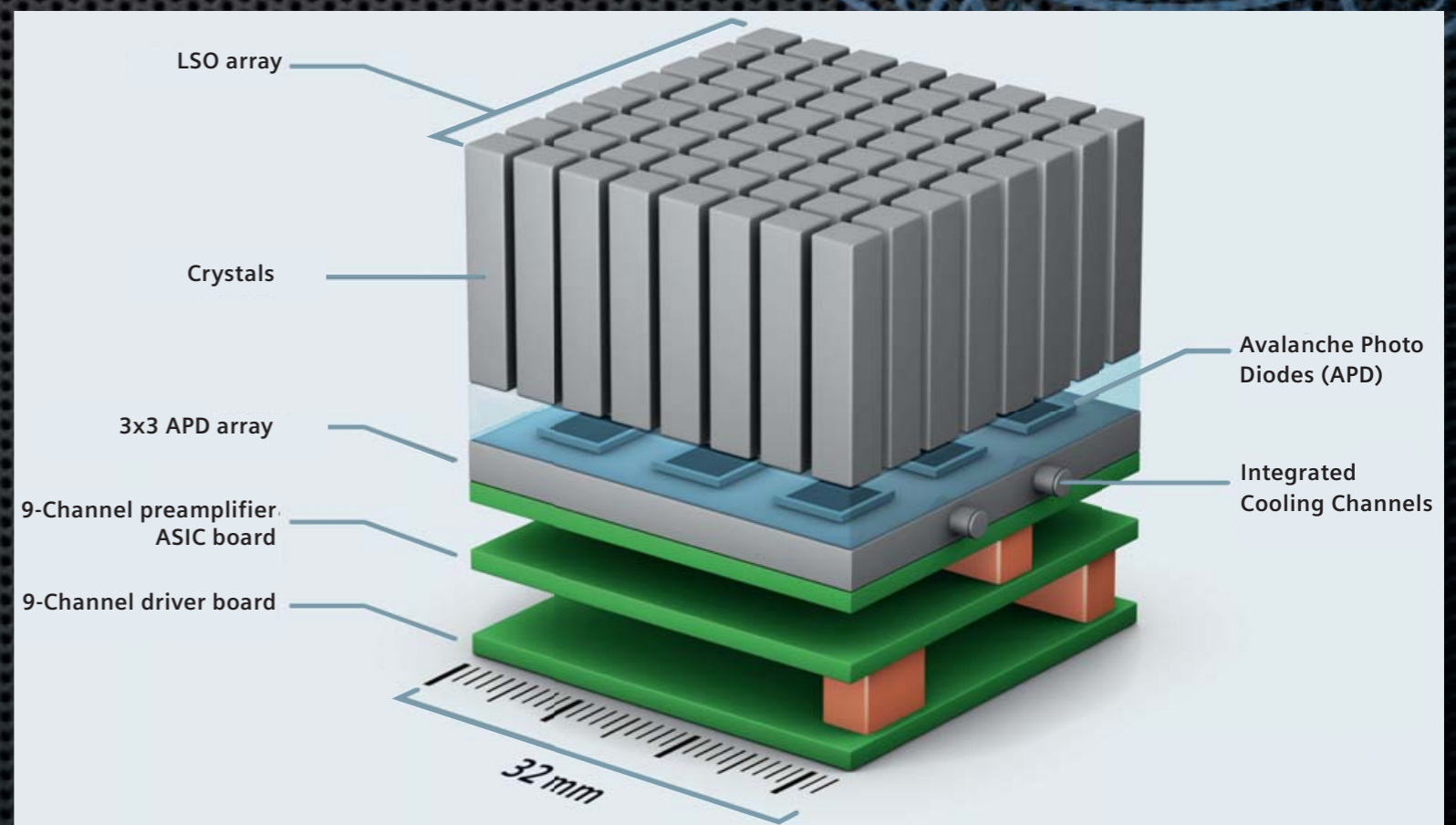
Material	Decay Time (ns)	Emission Intensity	Density (g/cm ³)	λ_{emitted} (nm)	η	A_{eff}	Hygroscopic
BGO	300	0.15	7.13	480	2.15	75	No
GSO(Ce)	60 _{prim} , 600 _{sec}	0.3	6.71	430	1.85	59	No
BaF ₂	0.8 _{prim} , 600 _{sec}	0.12	4.88	220, 310	1.49	53	No
CsF	4	0.05	4.64	390	1.48	53	Yes
CaF ₂ (Eu)	900	0.4	3.18	435	1.44	17	No
LSO(Ce)	40	0.75	7.40	420	1.82	65	Yes
NaI(Tl)	230 _{prim} , 1000 _{sec}	1	3.67	410	1.85	51	Yes

^a A_{eff} is the effective atomic number, η is the refractive index, and decay times are expressed as primary and secondary decays. The emission intensity is reported relative to a value of 1.0 for NaI(Tl). GSO(Ce) is cerium-doped gadolinium orthosilicate (Gd₂SiO₅), and LSO(Ce) is cerium-doped lutetium orthosilicate (Lu₂SiO₅).

Tomografía PET

Instrumentación

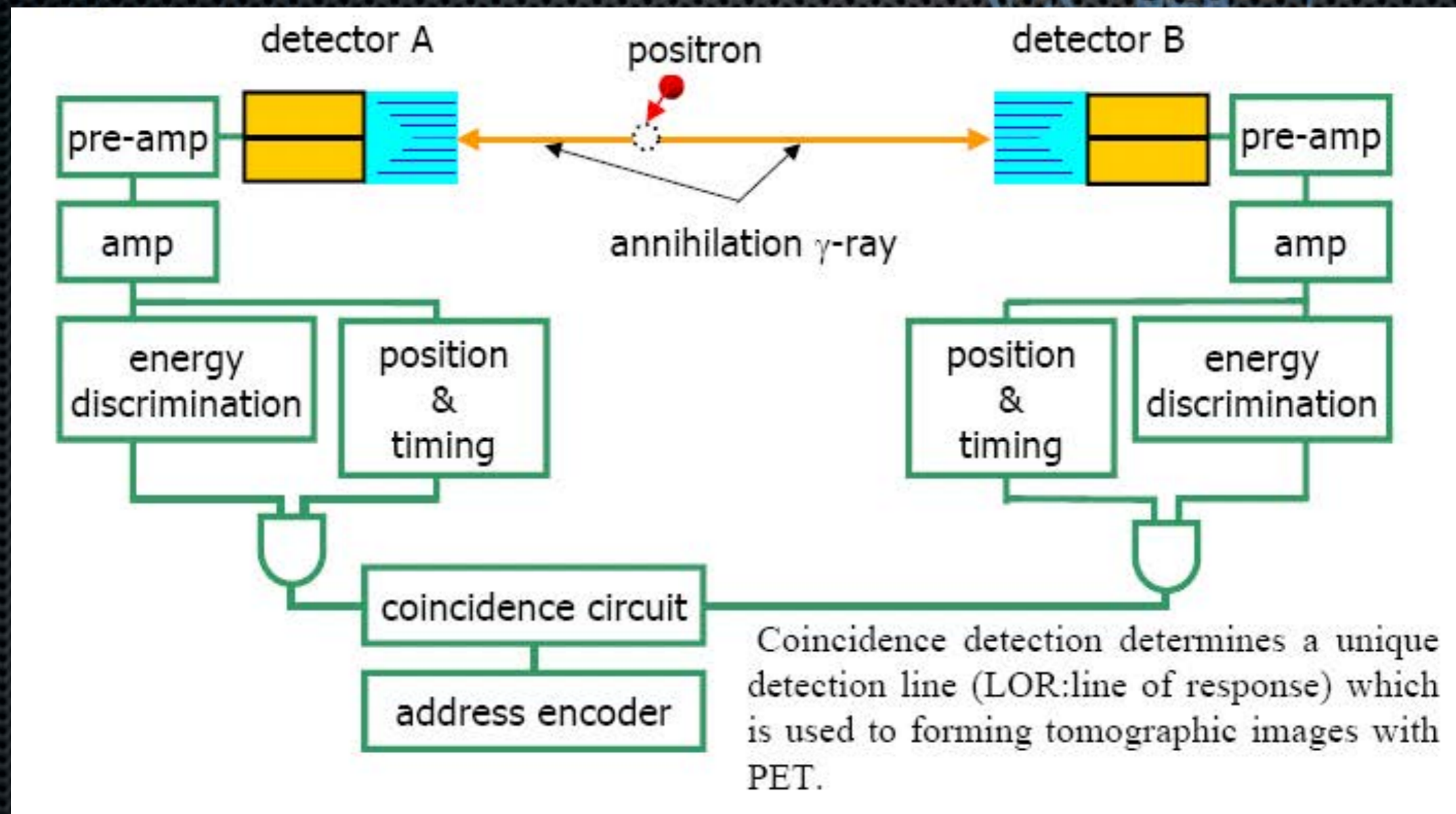
- ✦ **Cristales centelleadores:**
 - ✦ Los PET más modernos usan cristales de LSO (*Lutetium Oxyorthosilicate*) unidos a fotodiodos de avalancha (APD) en lugar de TFM.



Tomografía PET

Instrumentación

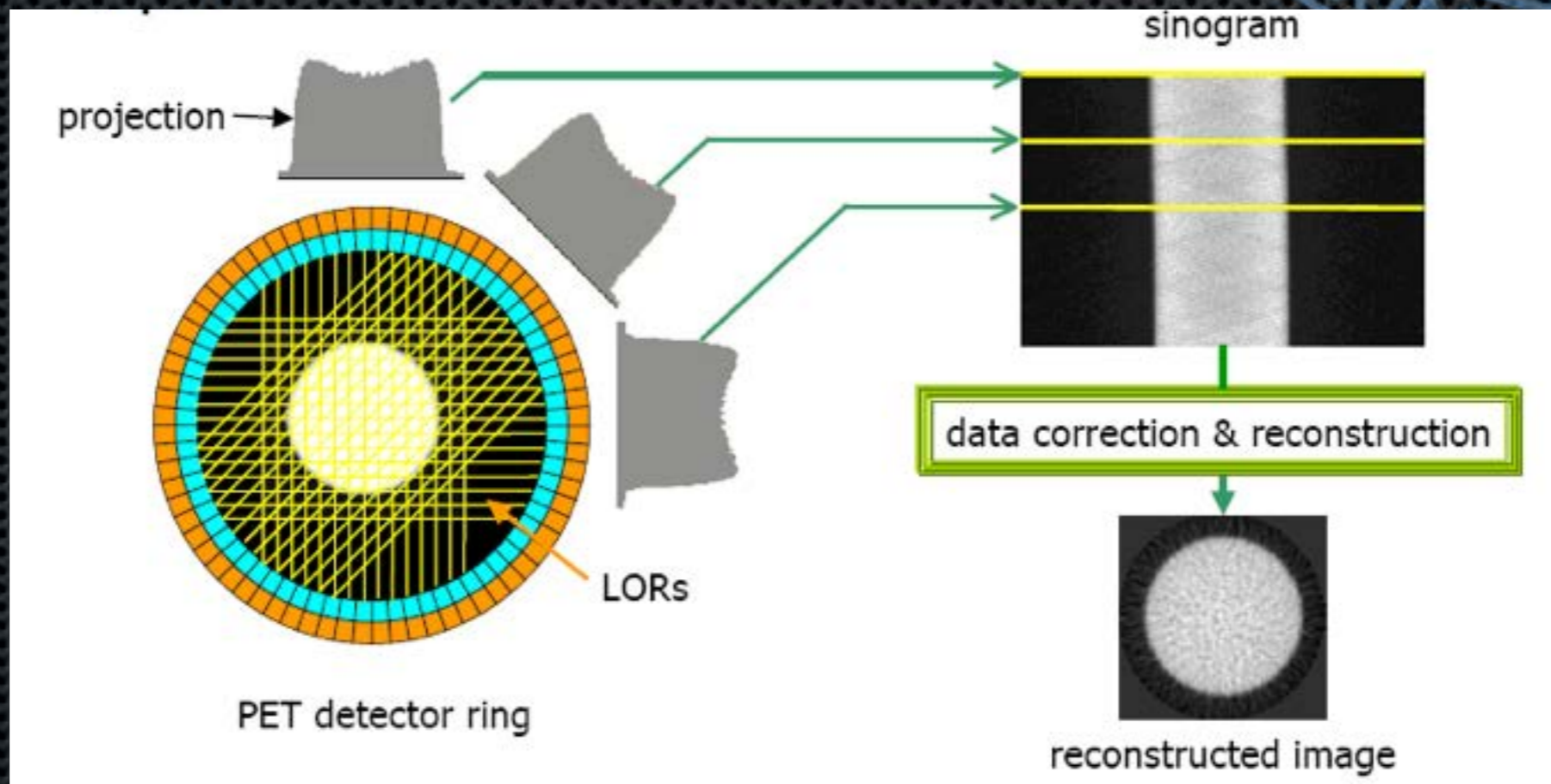
• Circuito de detección coincidente



Tomografía PET

Reconstrucción de imágenes

- Las imágenes se obtienen por **algoritmos iterativos** o por **retroproyección filtrada**, después de corregir los datos:
 - Efectos de la atenuación
 - Coincidencias múltiples, accidentales o dispersas



Tomografía PET

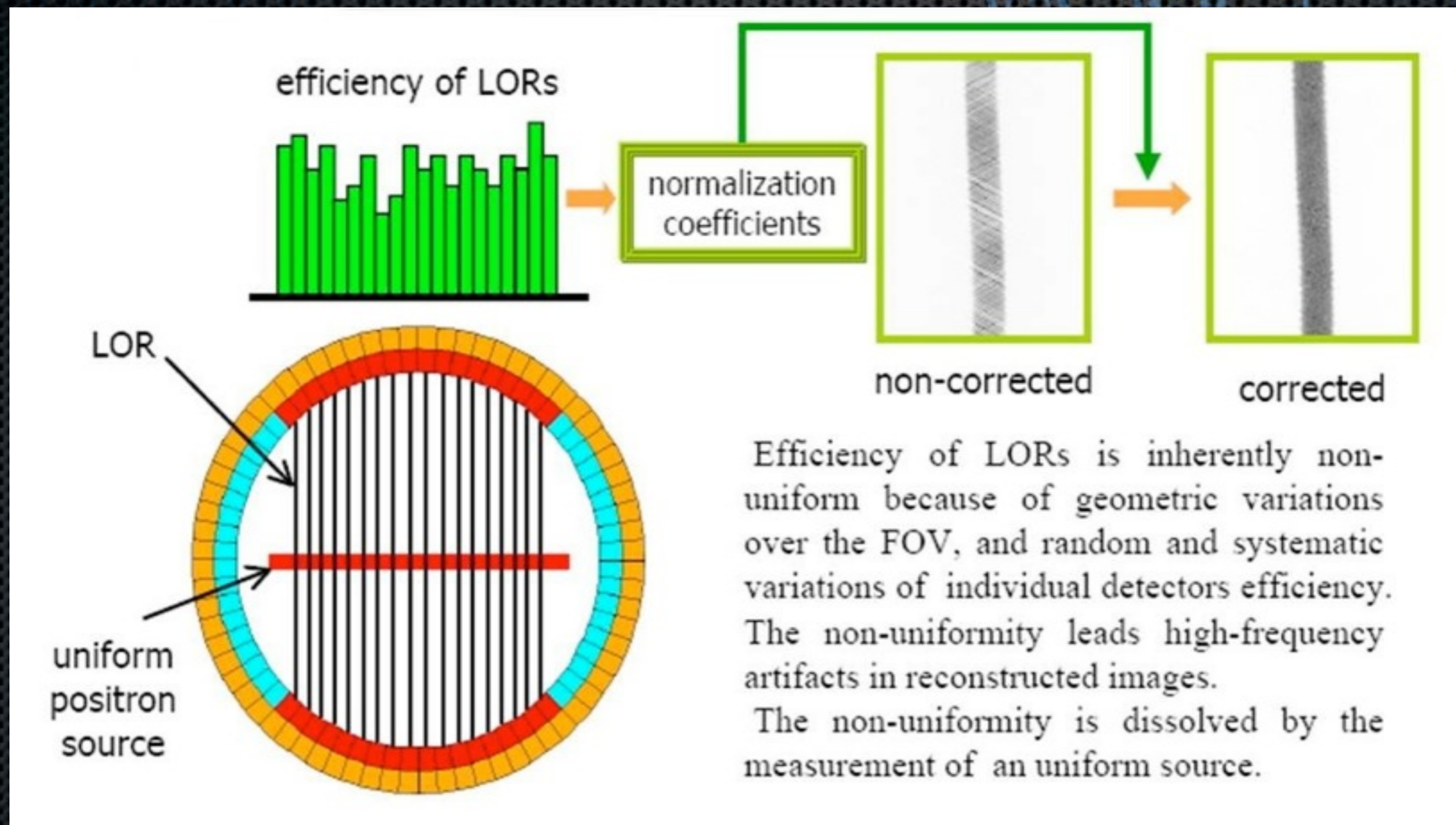
Características de imagen

- ✦ Factores que influyen en la calidad de imagen:
 - ✦ *Falta de uniformidad en la eficiencia de detección*
 - ✦ *Atenuación de los fotones en el paciente*
 - ✦ *Resolución espacial*
 - ✦ *Coincidencias aleatorias*
 - ✦ *Coincidencias por dispersión*
 - ✦ *Errores estadísticos*
 - ✦ *Pérdida de cuentas*

Tomografía PET

Características de imagen

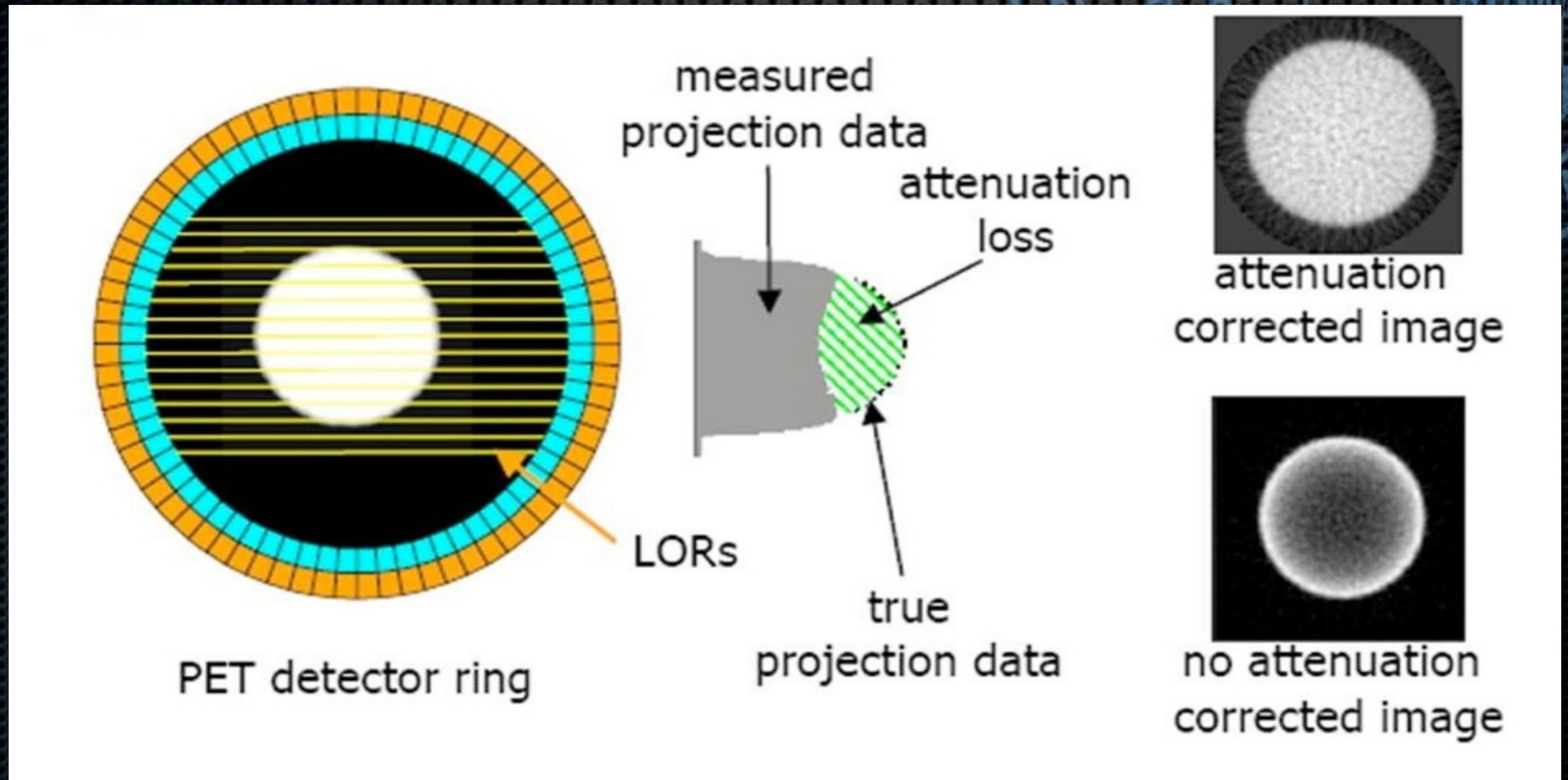
- Falta de uniformidad en la eficiencia de detección



Tomografía PET

Características de imagen

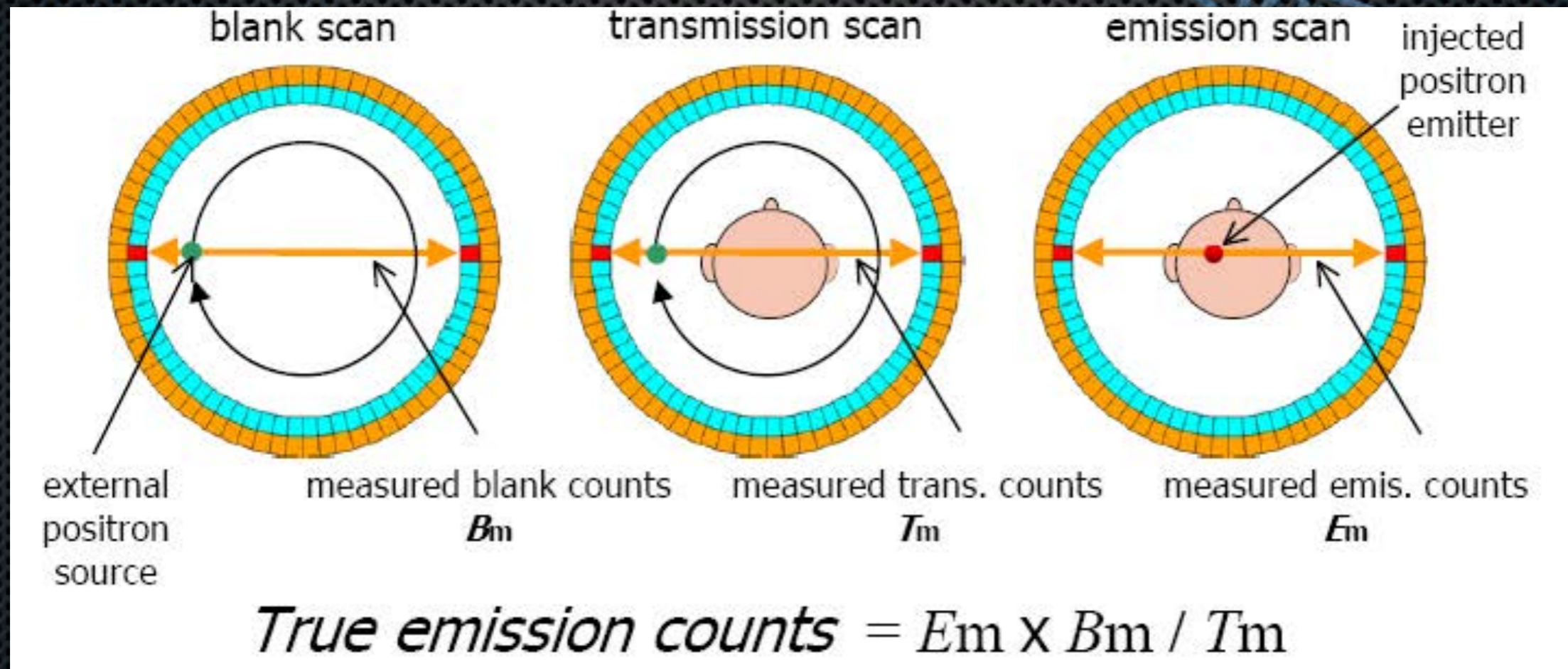
- Atenuación de los fotones en el paciente



Tomografía PET

Características de imagen

- ✦ Corrección de la atenuación:
 - ✦ Asumir un coeficiente de atenuación espacialmente uniforme
 - ✦ Estimar empíricamente la atenuación con una fuente de emisión calibrada



Tomografía PET

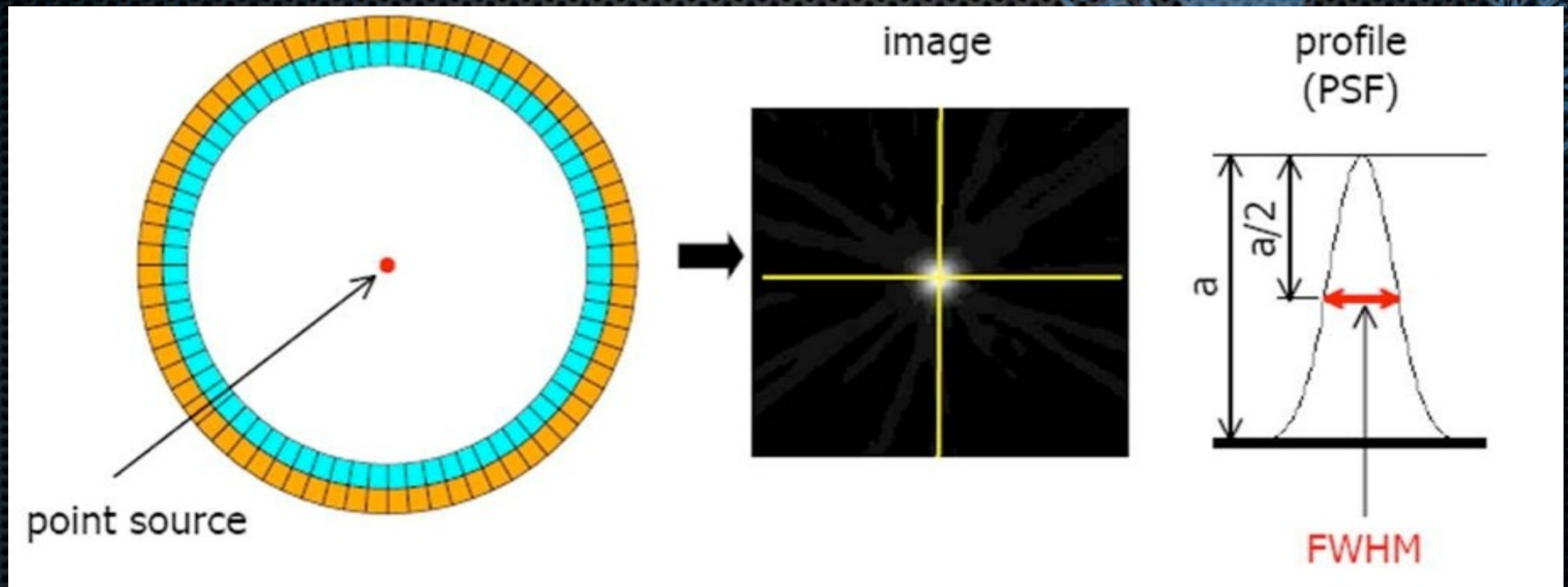
Características de imagen

- ✦ Pérdida de cuentas:
 - ✦ Tiempo muerto del detector
 - ✦ El centelleo dura un pequeño instante de tiempo después de cada colisión de un fotón.
 - ✦ Durante ese instante no se detectan nuevas colisiones.
 - ✦ Tiempo muerto de la electrónica entre lecturas
 - ✦ El detector integra durante un intervalo de tiempo, lee la intensidad y vuelve a empezar.
 - ✦ Durante el instante de lectura no se pueden contar nuevas colisiones.

Tomografía PET

Características de imagen

- Resolución espacial: la estimación del lugar de la colisión no es exacta.



Tomografía PET

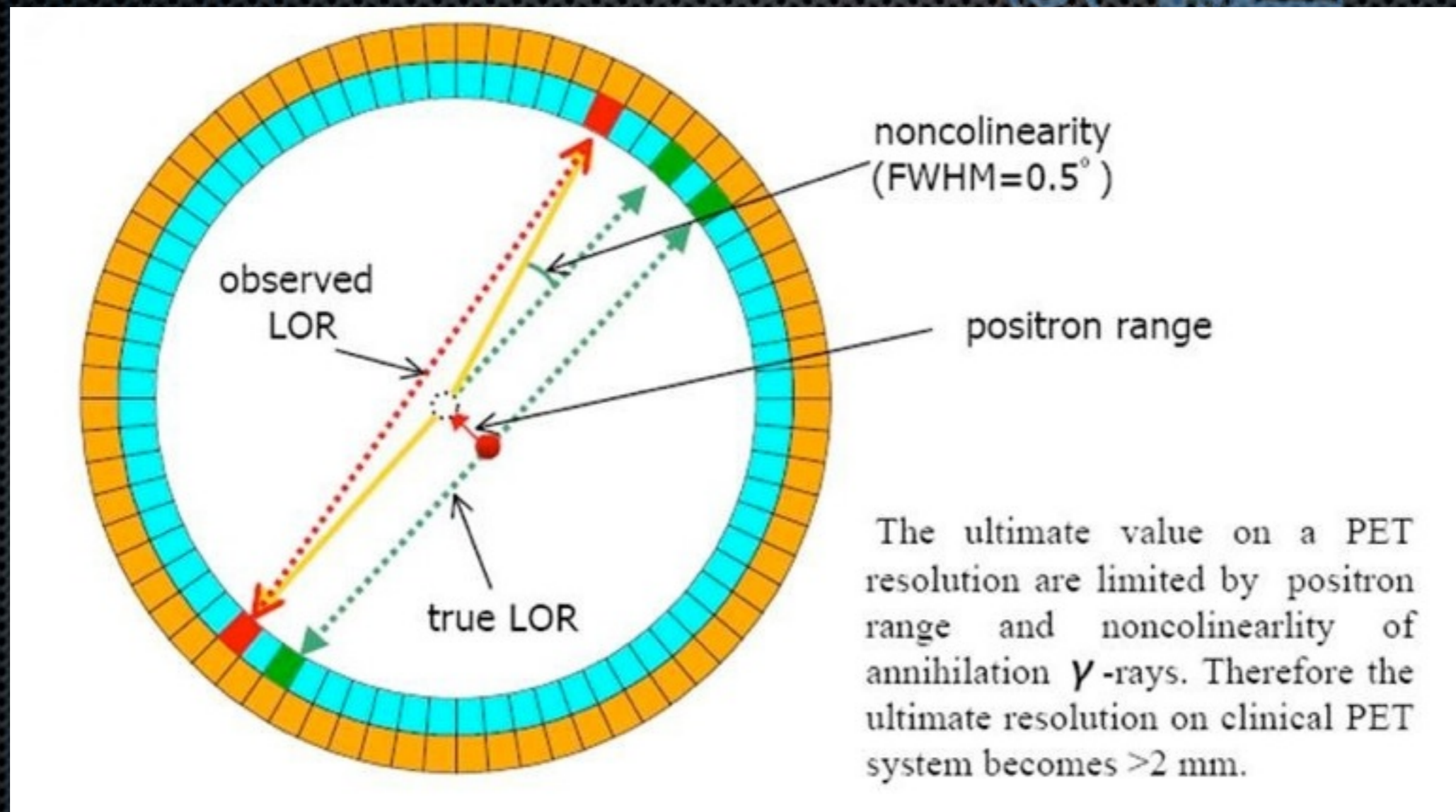
Características de imagen

- ✦ Factores que afectan a la resolución:
 - ✦ El rango de aniquilación del positron (de 0.2 a 2 mm)
 - ✦ La desviación respecto a 180° de los rayos y antiparalelos (0.3°, que corresponden a 2.8 mm)
 - ✦ La resolución del detector (de 2 a 4 mm)
- ✦ La combinación da una resolución global de **3-4 mm** para anillos pequeños y **4-8 mm** para sistemas de cuerpo entero

Tomografía PET

Características de imagen

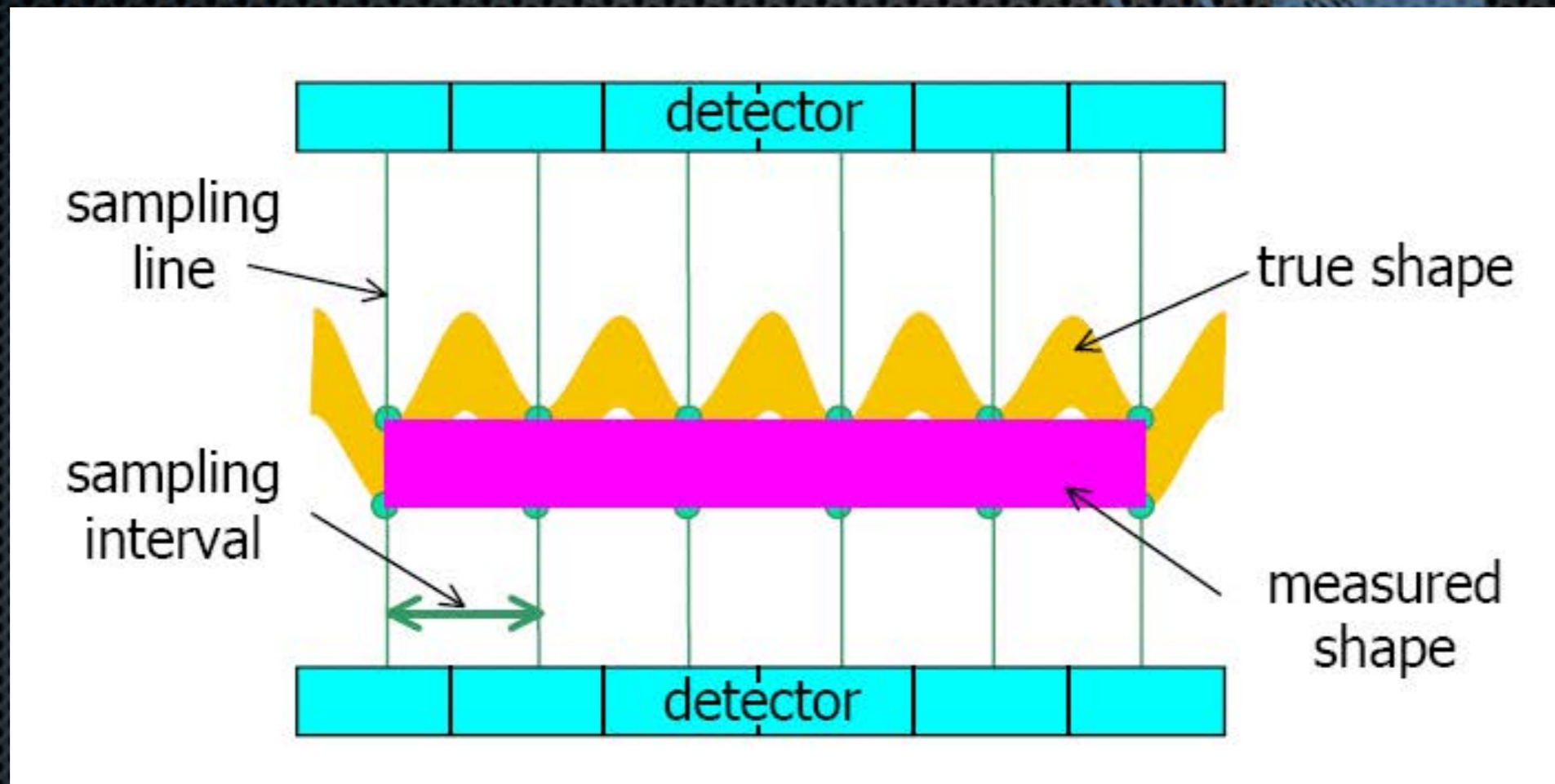
- Rango de aniquilación y no colinealidad



Tomografía PET

Características de imagen

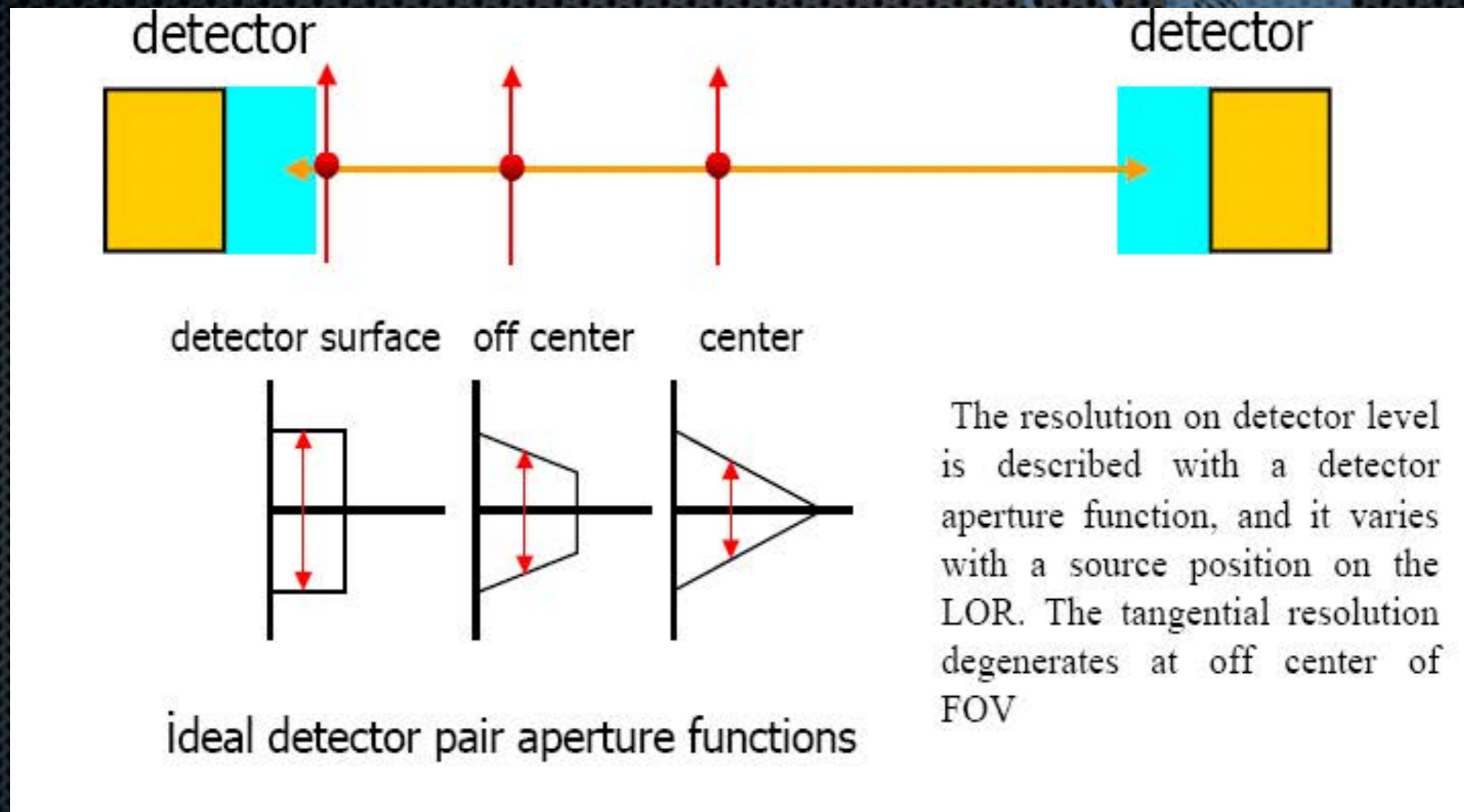
- Tamaño del cristal



Tomografía PET

Características de imagen

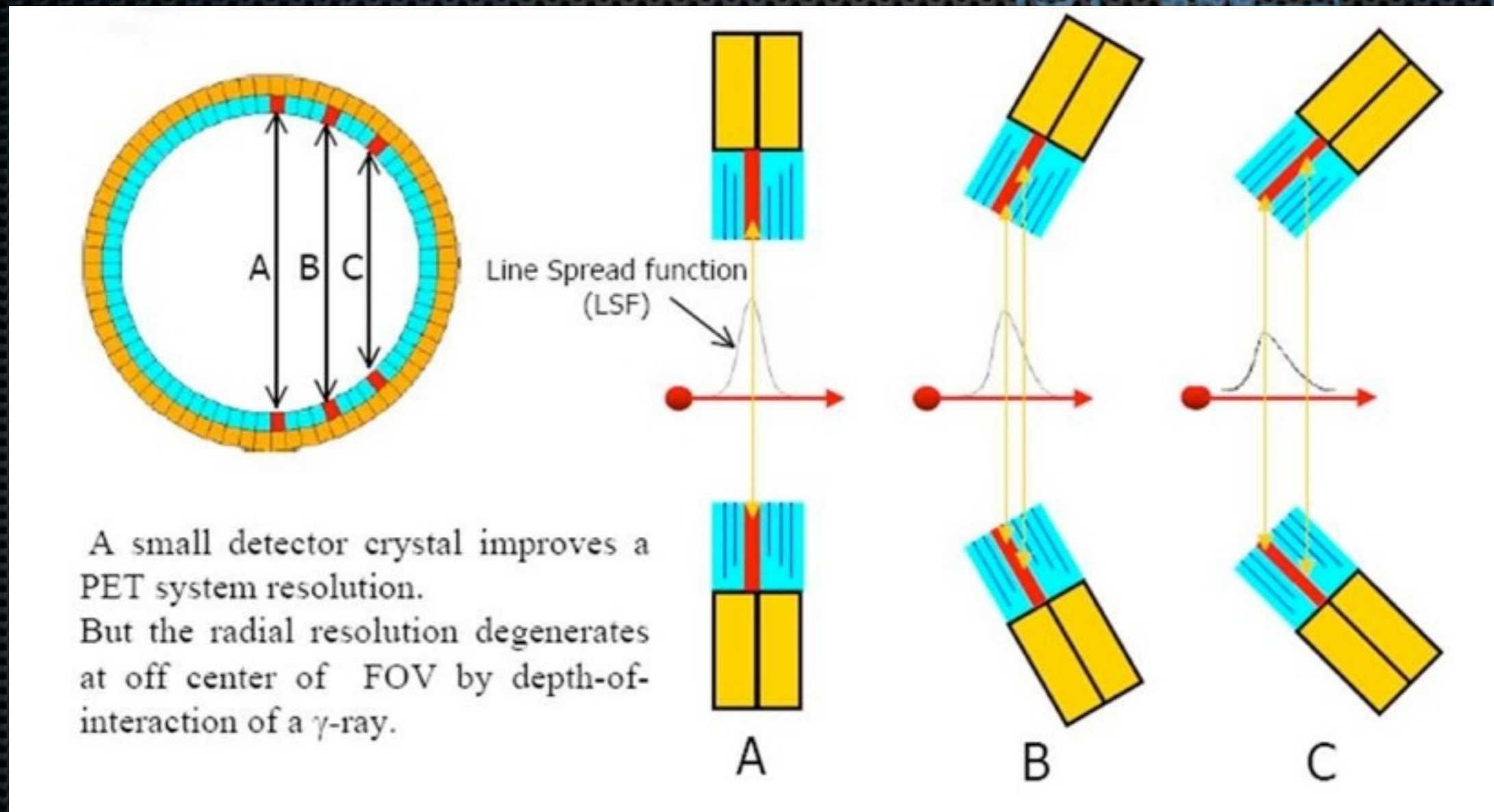
- Función de apertura del par detector



Tomografía PET

Características de imagen

- Función de apertura del par detector



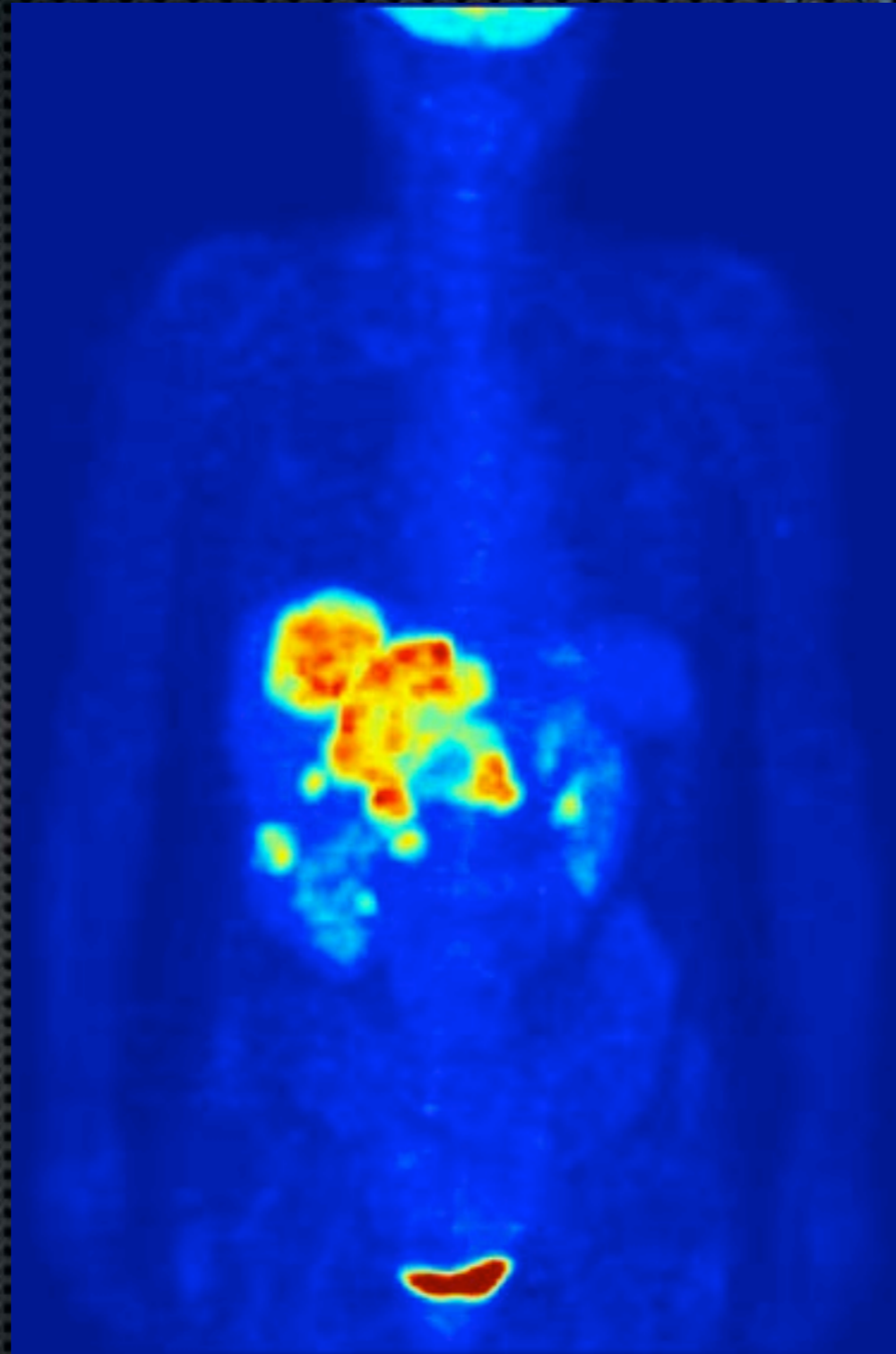
Tomografía PET

Ejemplos



Tomografía PET

Ejemplos



Medicina Nuclear

Ejemplos de uso clínico

- ✦ **Metabolismo óseo**
 - ✦ El **^{99m}Tc MDP** es afín al crecimiento óseo: marca tumores, fracturas, inflamaciones o infecciones en los huesos.
- ✦ **Perfusión del miocardio**
 - ✦ **^{201}Tl** y **^{99m}Tc -Mibi** se acumulan en el miocardio de manera proporcional al flujo sanguíneo
- ✦ **Embolia pulmonar**
 - ✦ Albúmina marcada con **^{99m}Tc** o **^{99m}Tc** inhalado, marcan las zonas donde no llega el aire al respirar

Medicina Nuclear

Ejemplos de uso clínico

✦ Tumores

- ✦ El ^{18}F FDG (PET) traza el metabolismo de la glucosa, que se incrementa notablemente en los tumores

✦ Función tiroidea

- ✦ El I se fija en el tiroides, midiendo su función metabólica

✦ Desórdenes neurológicos

- ✦ Estudia el metabolismo del cerebro mediante SPECT o PET (FDG)

Medicina Nuclear

Ejemplos de uso clínico

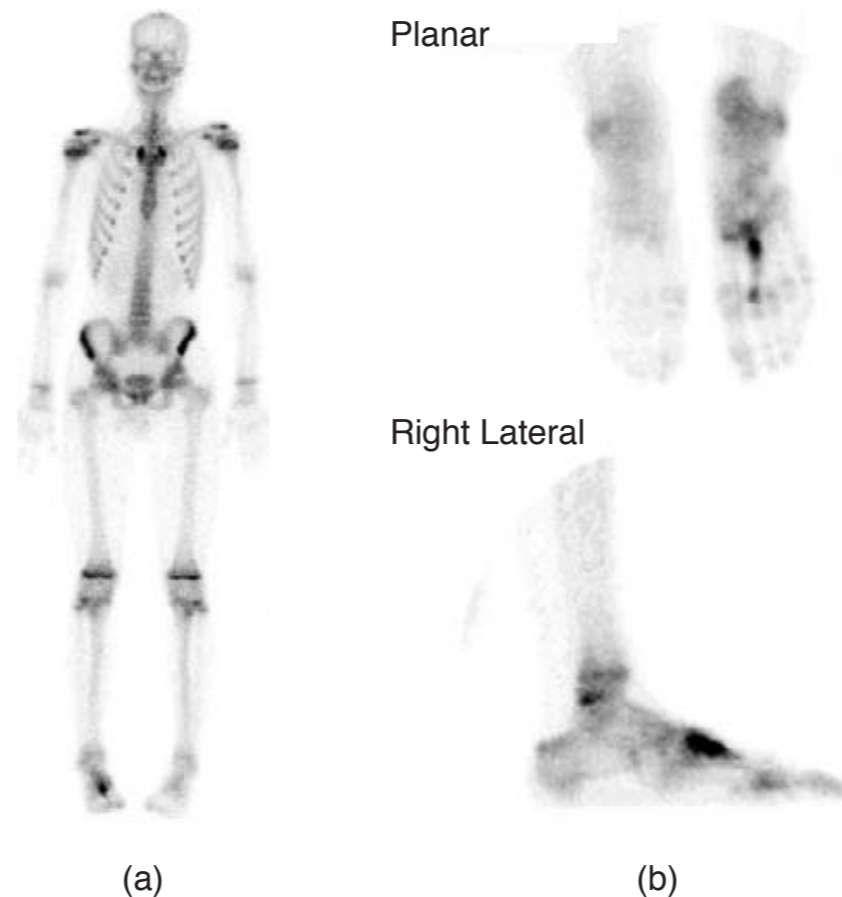


Figure 5.19 Left: whole-body scintigraphy after injection of 25 mCi ^{99m}Tc -labeled methylene diphosphonate. This patient suffers from a stress fracture of the right foot. Right: control scans show an increased uptake in the metatarsal bone II compatible with a local stress fracture. (Courtesy of Professor L. Mortelmans, Department of Nuclear Medicine.)

Medicina Nuclear

Ejemplos de uso clínico

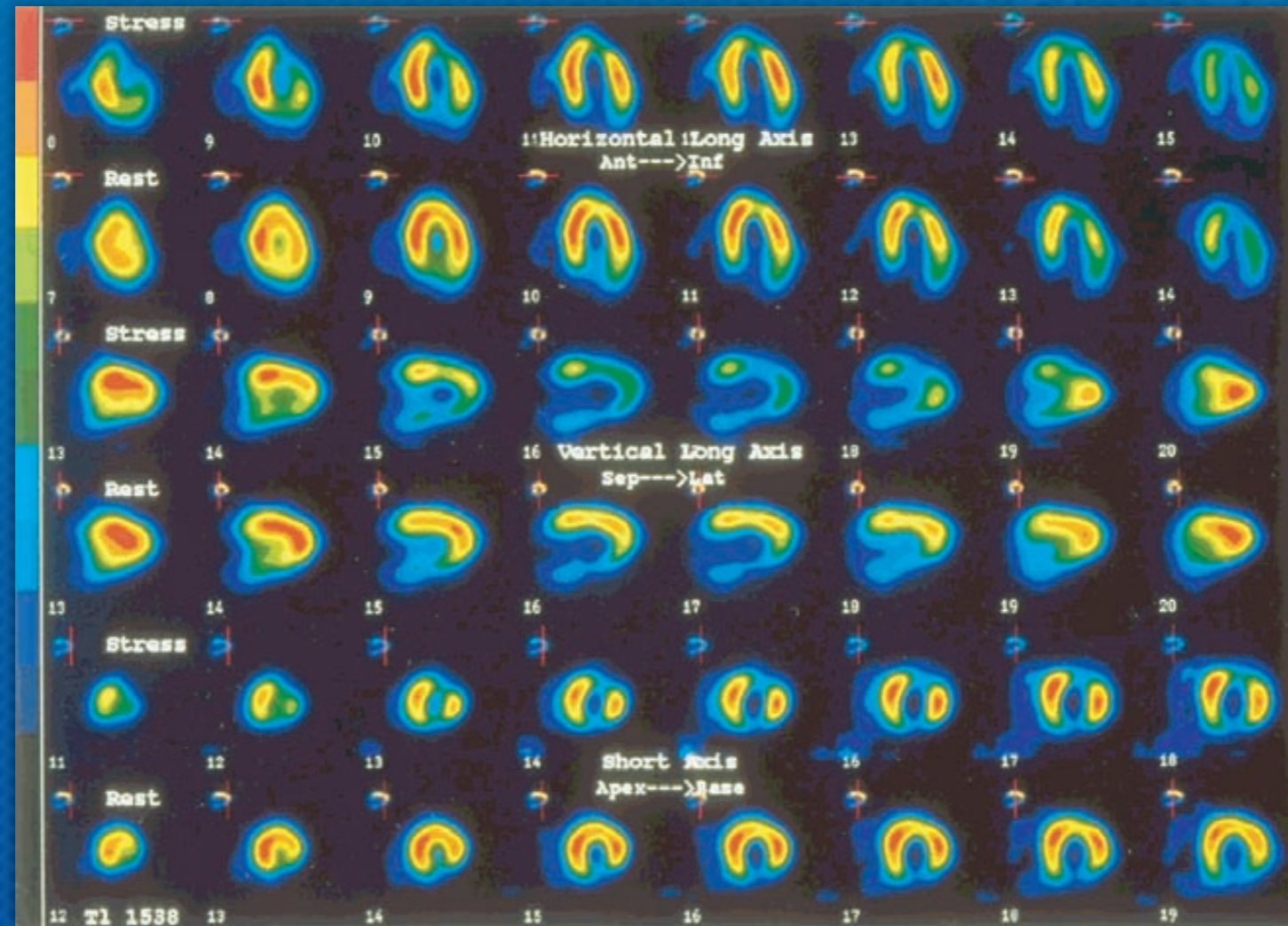


Figure 5.20 Myocardial perfusion SPECT scan. Rows 1, 3, and 5 show the myocardial perfusion during a typical stress test. Rows 2, 4, and 6 show the rest images acquired 3 hours later. The first two rows are horizontal long-axis slices, the middle two rows are vertical long-axis slices, and the bottom two rows are short-axis slices. This study shows a typical example of transient hypoperfusion of the anterior wall. On the stress images, there is a clear perfusion defect on the anterior wall (horizontal-axis slice 9, vertical long-axis 16 to 18, short-axis slice 13 to 18). The perfusion normalizes on the corresponding rest images. (Courtesy of Professor L. Mortelmans, Department of Nuclear Medicine.)

Medicina Nuclear

Ejemplos de uso clínico

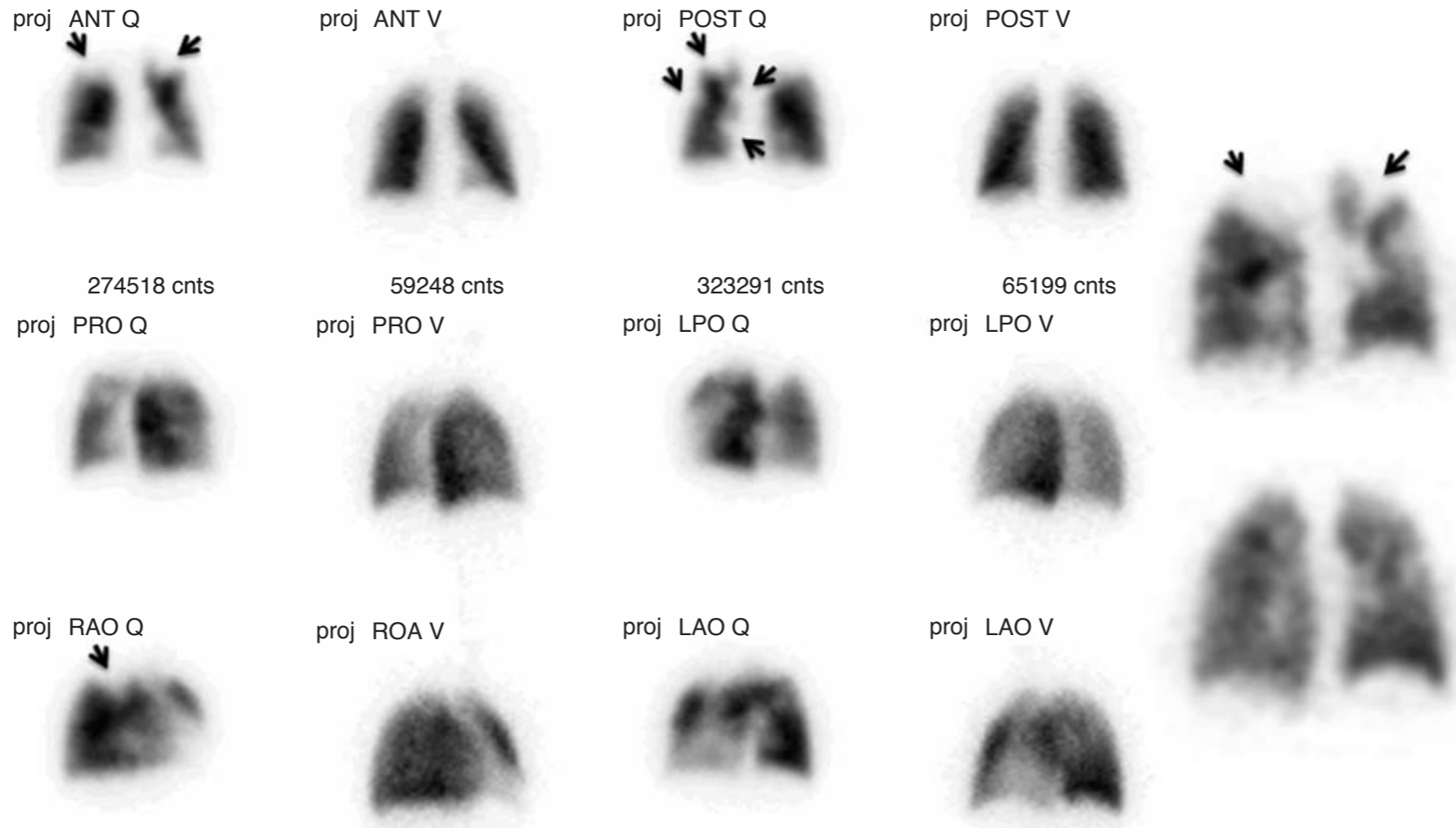


Figure 5.21 Lung perfusion (Q) and ventilation (V) scan. The second and fourth columns show six planar projections of a ventilation SPECT scan obtained after the inhalation of radioactive perrhennegas distributed homogeneously throughout both lungs. The first and third columns show the corresponding lung perfusion images obtained after injection of ^{99m}Tc -labeled macroaggregates. Several triangular-shaped defects (arrows) are visible in the perfusion scan with a normal ventilation at the same site. This mismatch between perfusion and ventilation is typical for lung embolism. The fifth column shows a coronal section of the SPECT data set with triangular defects (arrowheads) in the perfusion (upper row) and a normal ventilation (lower row). (Courtesy of Professor L. Mortelmans, Department of Nuclear Medicine.)

Medicina Nuclear

Ejemplos de uso clínico

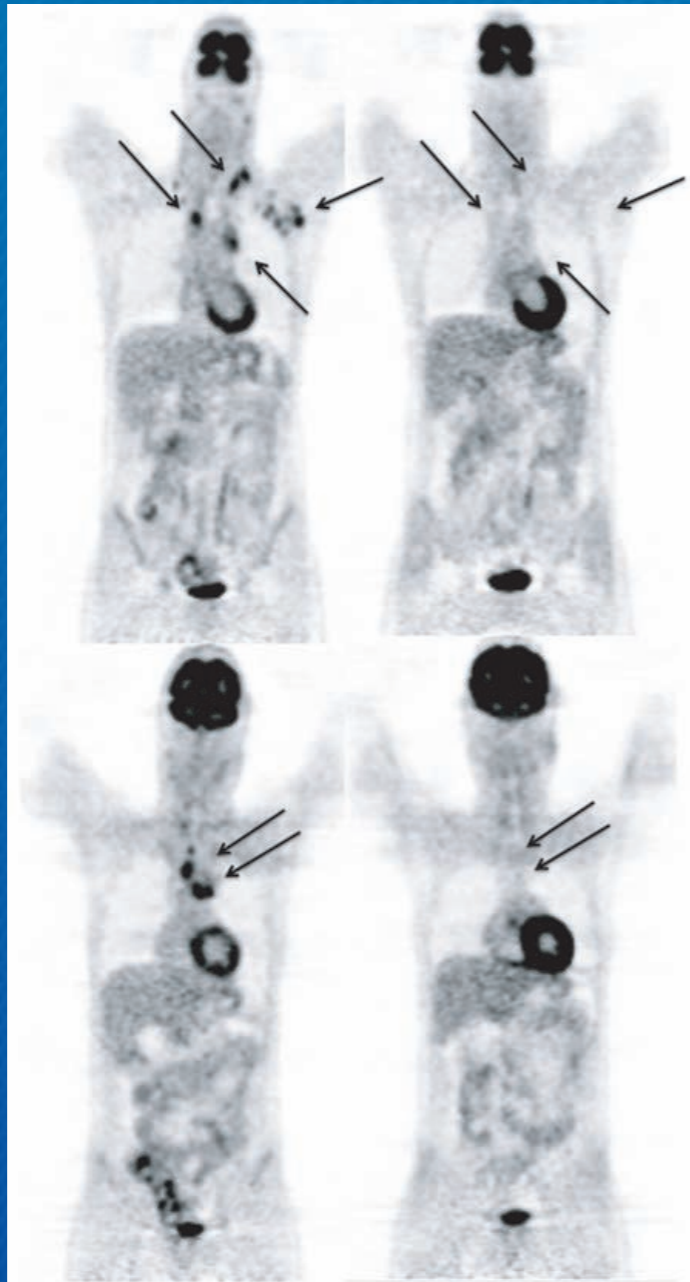


Figure 5.22 ^{18}F FDG PET scan of a patient suffering from a lymphoma in the mediastinum and the left axilla (left column). The pathological ^{18}F FDG uptake in the lymphomatous lymph nodes (arrows) disappeared after chemotherapy (right column). (Courtesy of Professor L. Mortelmans, Department of Nuclear Medicine.)

Medicina Nuclear

Ejemplos de uso clínico

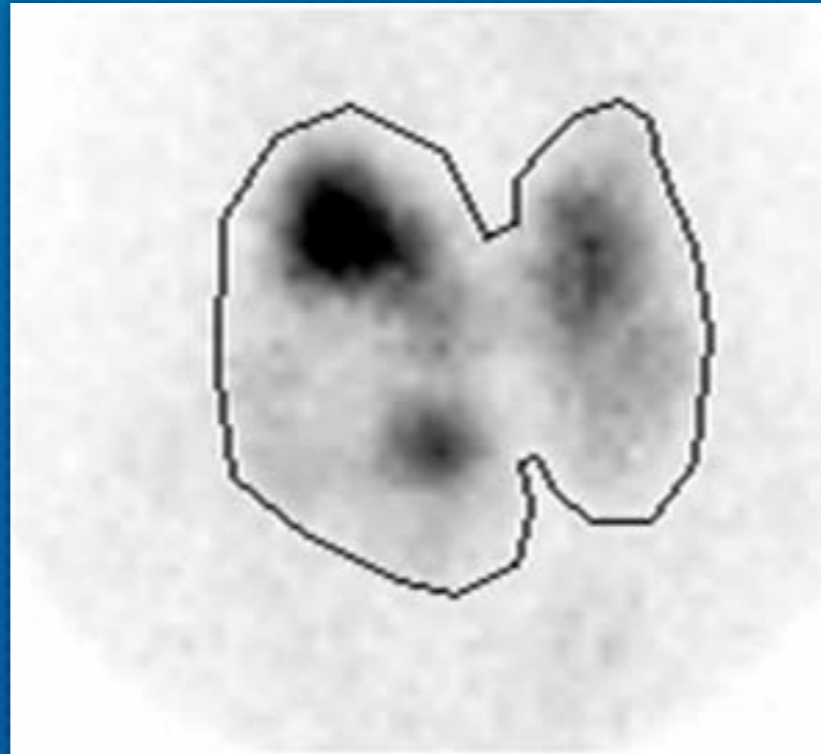
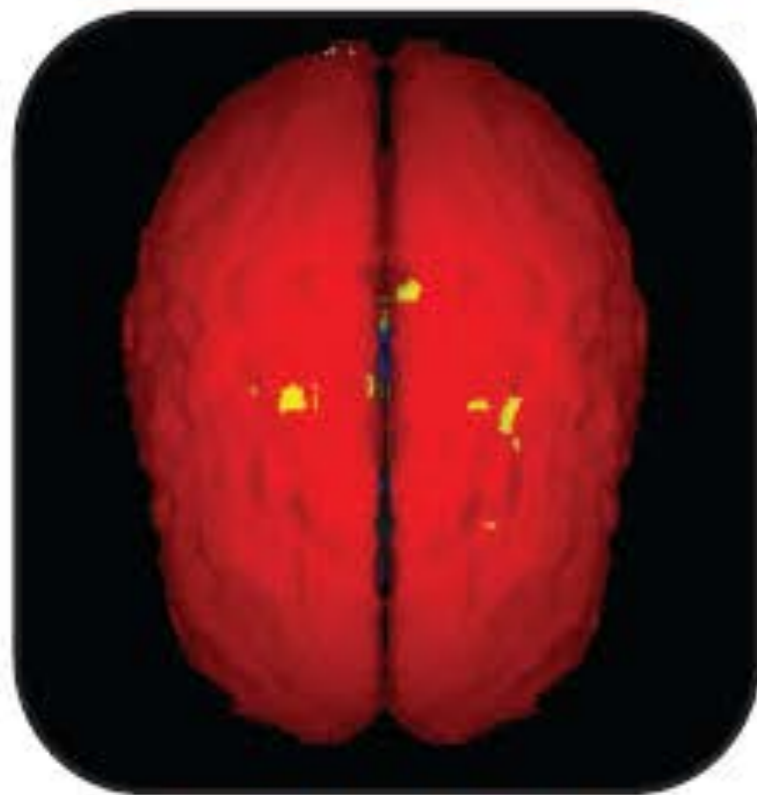


Figure 5.23 ^{99m}Tc pertechnetate thyroid scan of a patient with a multinodular goiter. The irregularly enlarged thyroid is delineated. Several zones of normal and increased uptake are visible. Hyperactive zones are seen in the upper and lower pole of the right thyroid lobe. In the right interpolar region there is a zone of relative hypoactivity. (Courtesy of Professor L. Mortelmans, Department of Nuclear Medicine.)

Medicina Nuclear

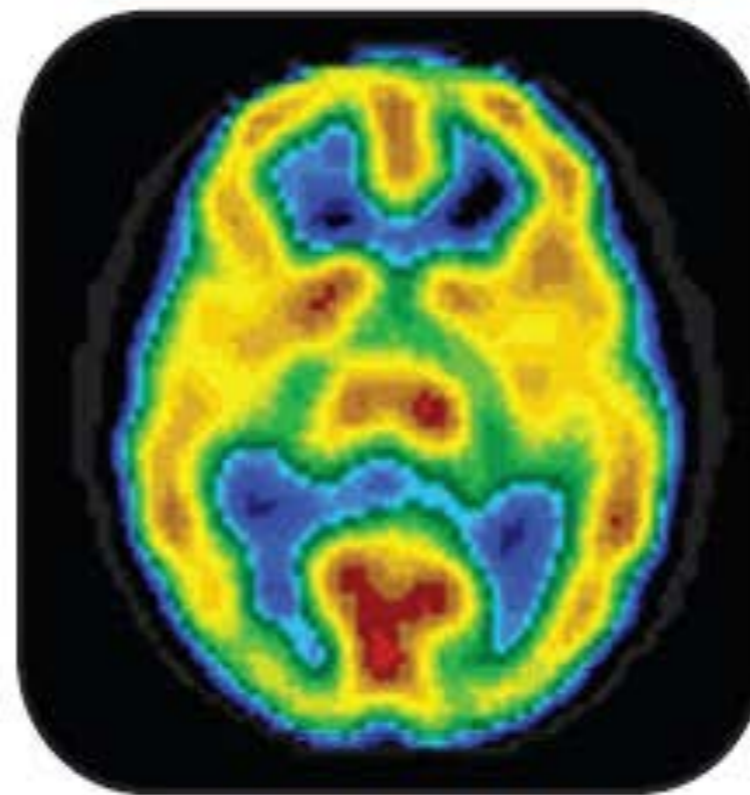
Ejemplos de uso clínico

SURFACE VIEWS

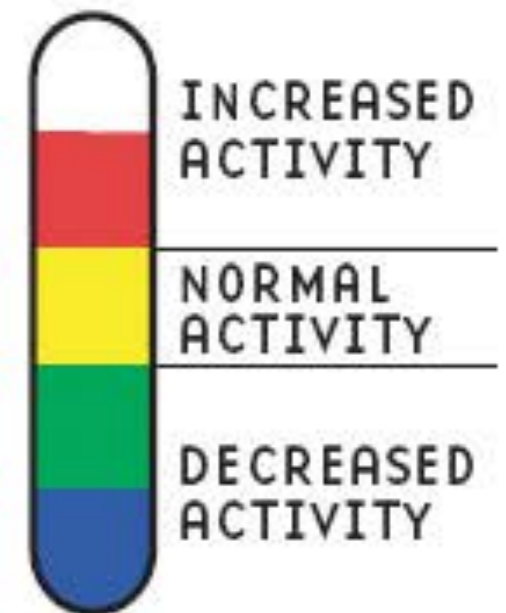


NORMAL BRAIN

INTERNAL VIEWS



NORMAL BRAIN

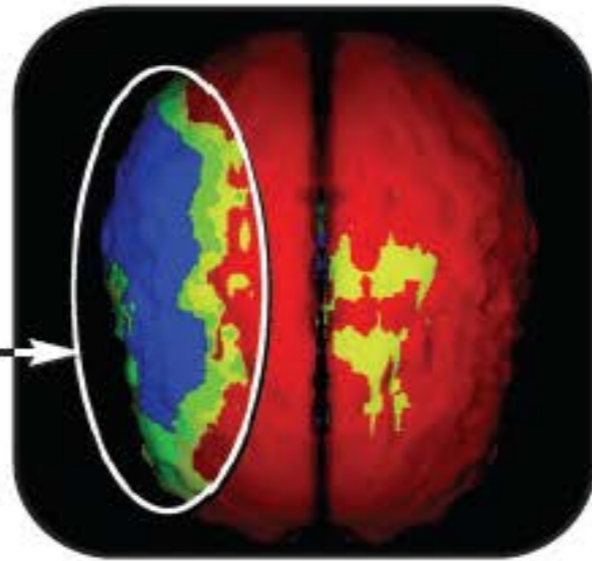


imágenes por SPECT del cerebro

Medicina Nuclear

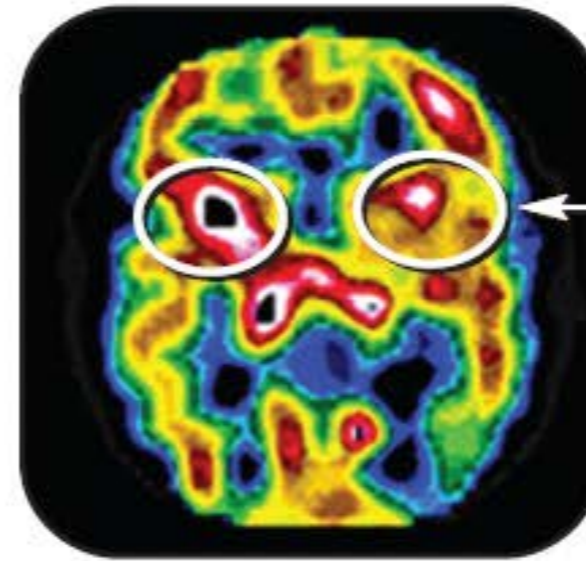
Ejemplos de uso clínico

Significantly decreased blood flow (blue/green) in these areas (frontal parietal lobes) indicates focal points of brain injury.



TRAUMATIC BRAIN INJURY

Increased blood flow (white/red spots in the basal ganglia) is consistent with anxiety/panic disorders.



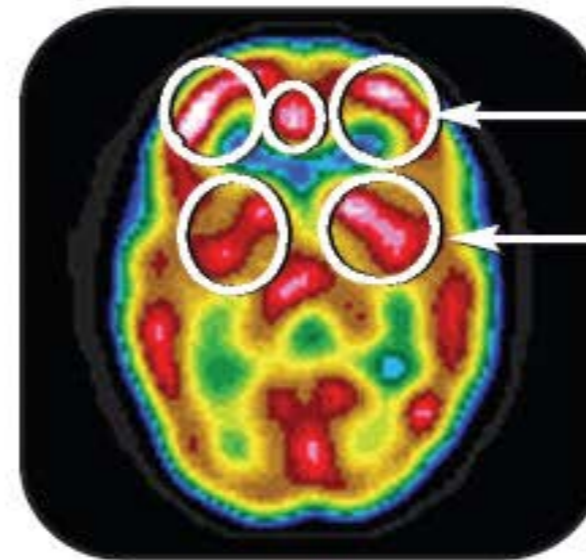
ANXIETY

Focal area of significantly increased perfusion (white spot) is consistent with seizure focus.



SEIZURE

Increased blood flow (white/red spots) in top and middle areas (anterior cingulate gyrus, prefrontal cortex and caudate nuclei) is consistent with obsessive compulsive disorder.



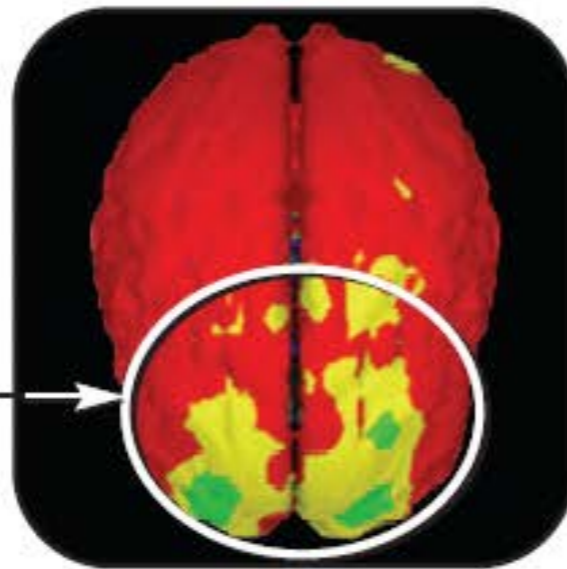
OCD

imágenes por SPECT del cerebro

Medicina Nuclear

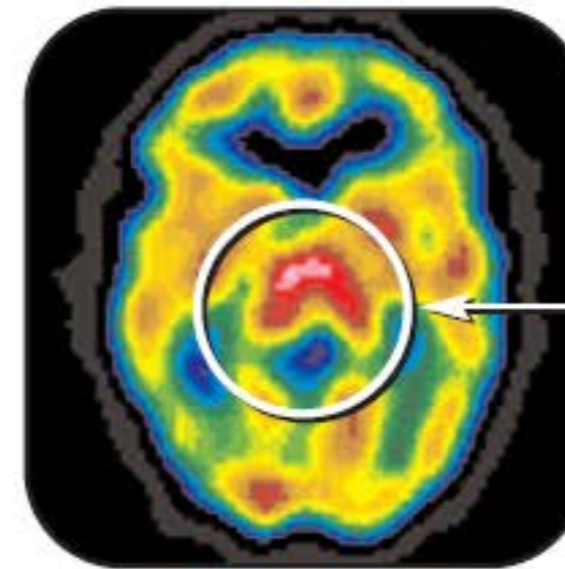
Ejemplos de uso clínico

Decreased blood flow (green/yellow) is consistent with ADHD in this area (frontal lobes).



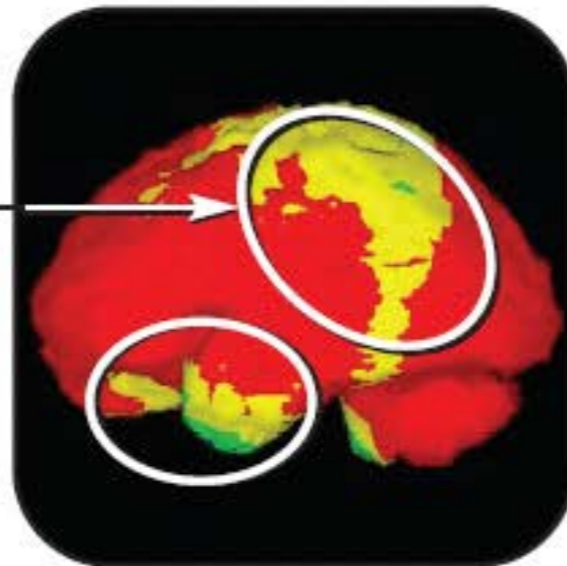
ADHD

Increased blood flow (white/red spot) is symmetric in both sides of this brain system (thalamolimbic) and is consistent with depression.



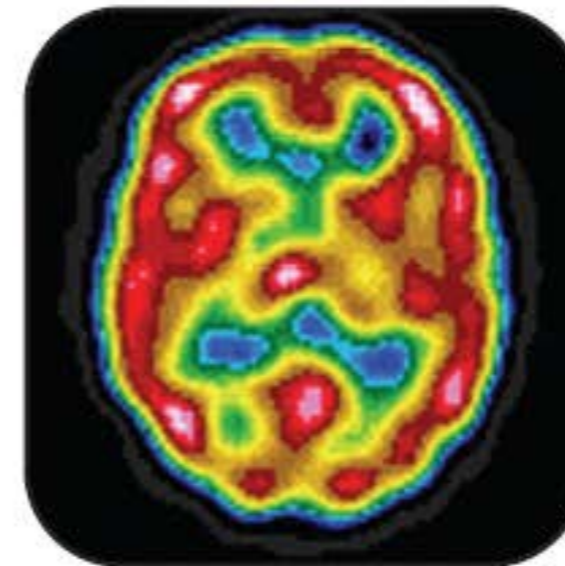
DEPRESSION

Decreased blood flow (yellow/green) in these areas (parietal and posterior temporal lobes) suggests Alzheimer's disease.



ALZHEIMER'S

Overall patchy increase in blood flow and increased asymmetric thalamolimbic activity (white/red spots) is consistent with bipolar disorder.



BIPOLAR

imágenes por SPECT del cerebro