

MEDICINA NUCLEAR DIAGNÓSTICA. PET Y SPECT

Cruz Lozano, José Ángel
Fernández Galán, Santiago





INDICE:

- 0. Introducción
- 1. Fundamentos Físicos de la Medicina Nuclear
- 2. Radiofarmacia Diagnóstica
- 3. Instrumentación en la Medicina Nuclear Diagnóstica
- 4. Tomografía por emisión de fotones simples (SPECT)
- 5. Tomografía por emisión de positrones (PET)

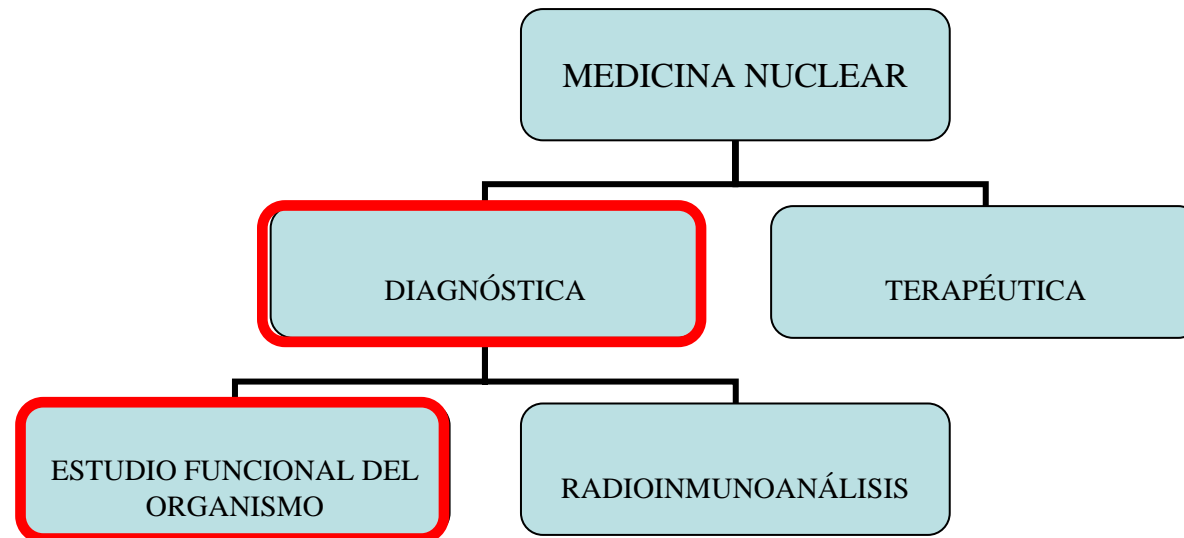
0. INTRODUCCIÓN



0. INTRODUCCIÓN

¿Qué es la medicina nuclear?

Es la especialidad médica que utiliza los radionúclidos en el diagnóstico, la terapéutica y la investigación.

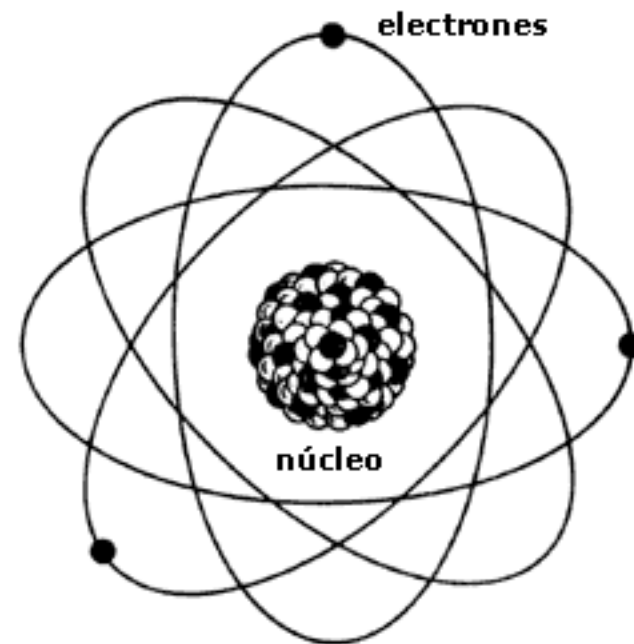


1. FUNDAMENTOS FÍSICOS DE LA MEDICINA NUCLEAR



1.1. EL ÁTOMO

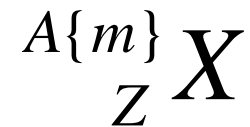
- Formado por un **núcleo** (protones y neutrones atraídos entre sí por fuerzas nucleares fuertes) y unos **electrones orbitando** a su alrededor (atraídos por el núcleo por interacción electromagnética) en un radio 10.000 veces mayor que el del núcleo.
- Tres **parámetros** definen el átomo:
 - **A:** Número atómico
 - **Z:** Número masico
 - **W:** Energía de enlace entre nucleones





1.2. LOS NÚCLIDOS

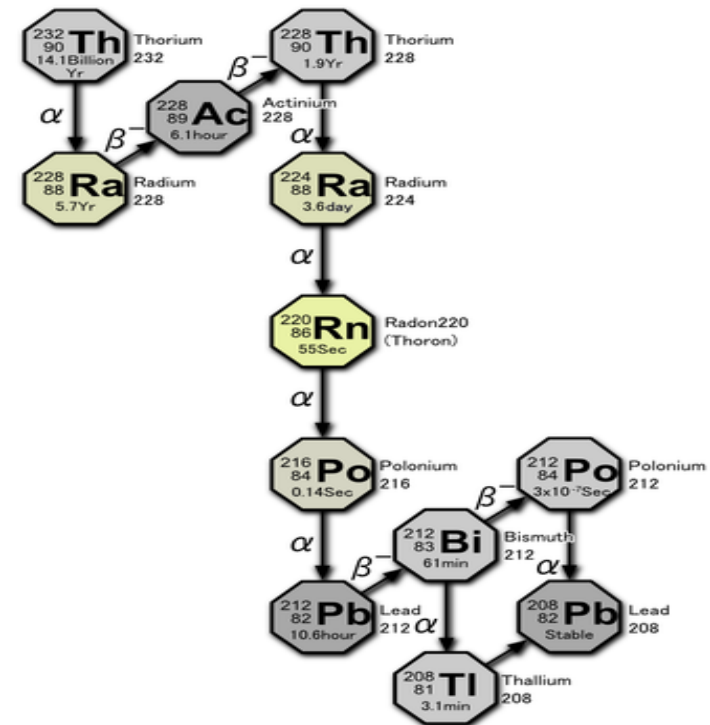
- Un **núclido** es una de las diferentes configuraciones que puede tener un núcleo para una misma especie química.
- Definido en base a parámetros: A, Z y W.



- Los núclidos se clasifican en:
 - **Isótopos**: Distinto A para la misma especie química
 - **Isóbaros**: Igual A para distinta especie química
 - **Isótonos**: Igual A-Z (neutrones) para distinta especie química
 - **Isómeros**: Igual A y Z y distinto W

1.3. PROCESOS NUCLEARES. LA DESINTEGRACIÓN RADIOACTIVA

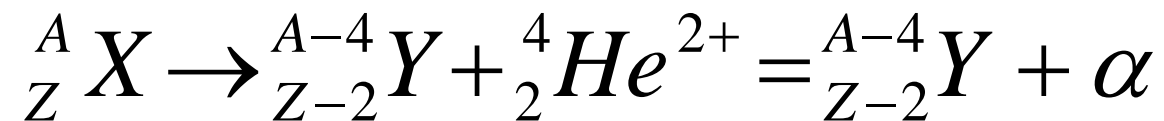
- Existen ciertos **núclidos inestables** que tienen a la estabilidad mediante la liberación de partículas (partículas alfa y partículas beta) y radiaciones (rayos gamma). Este proceso se conoce como **Desintegración Radioactiva**.



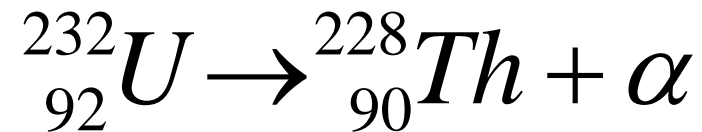


1.3.1. DESINTEGRACIÓN ALFA

- Caracterizada por la **emisión de una partícula alfa** (núcleo de He).



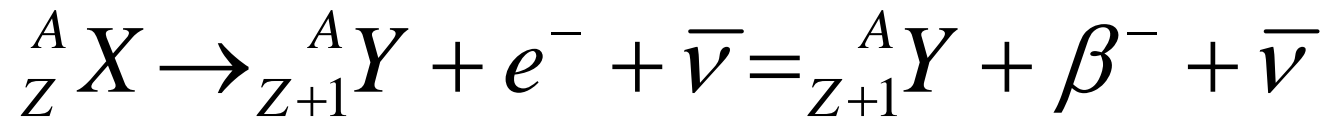
- Por ejemplo:



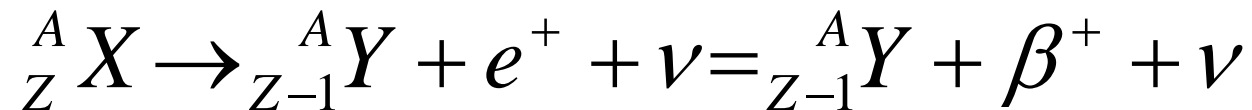
1.3.2. DESINTEGRACIÓN BETA

- Caracterizada por la **emisión de una partícula beta** (e- o e+).

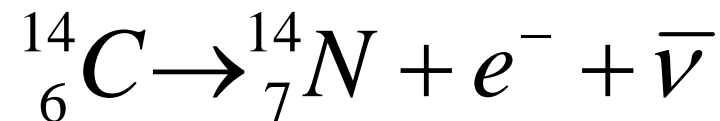
- Desintegración **beta menos** (partícula beta = electrón)



- Desintegración **beta mas** (partícula beta = positrón)

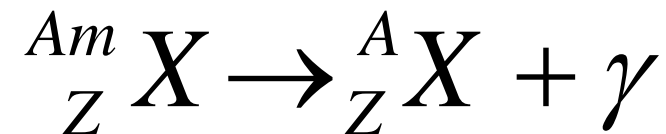


- Por ejemplo:

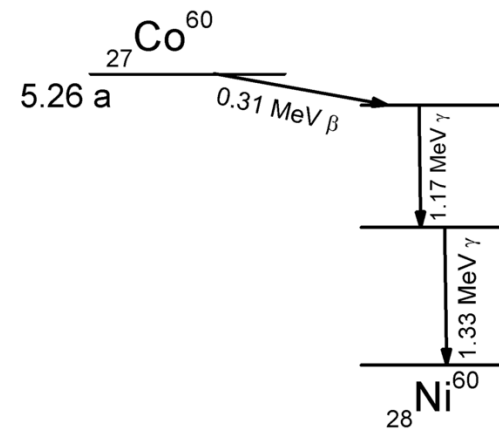
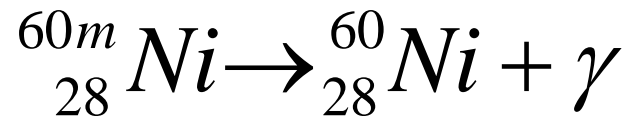
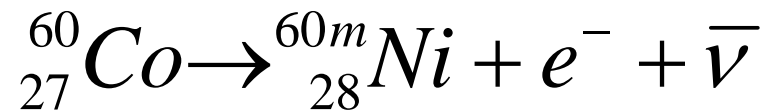


1.3.3. DESINTEGRACIÓN GAMMA

- Caracterizada por la **emisión de radiación gamma**, generalmente como consecuencia de una desintegración beta anterior:



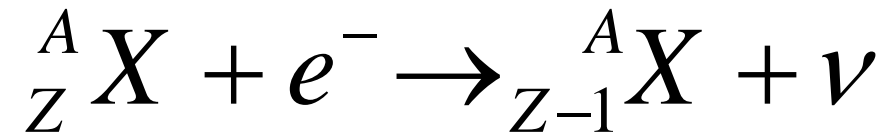
- Por ejemplo:



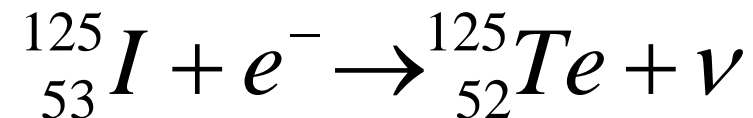


1.3.4. CAPTURA ELECTRÓNICA

- Proceso alternativo a la desintegración beta positiva para bajas energías de emisión. Consiste en la captura de un electrón de la corteza y su transformación en un neutrón:



- Por ejemplo:





1.4. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

¿Qué definimos como radiación?

Propagación de la energía a través de un medio material o del vacío.

Tipos de radiación:

- Radiación electromagnética (Ondas electromagnéticas).
- Radiación corpuscular (Partículas subatómicas)

Efectos de la radiación sobre un medio material:

excitación e ionización.



1.4.1. INTERACCIÓN DE LAS PARTÍCULAS CARGADAS CON LA MATERIA

- Las partículas cargadas al incidir sobre un medio material continuo ceden su energía a este y terminan siendo absorbidas por la materia.
- **Radiación ionizante**
- **Alcance:** Espesor mínimo del material para que la partícula sea absorbida.



1.4.1.1. INTERACCIÓN DE LOS ELECTRONES CON LA MATERIA

- A nivel general, se produce un cambio en la trayectoria del electrón y un cambio insignificante en la posición del átomo.
- Matizando:
 - Si colisiona con los electrones del átomo provocará excitación e incluso ionización.
 - Si colisiona con el núcleo se produce un cambio brusco de movimiento y la emisión de una radiación de frenado:

$$E_{\gamma \text{ frnado}} [MeV] = \frac{E_{\text{electrón}} [MeV] \cdot Z}{1400}$$



1.4.1.2. INTERACCIÓN DE LAS PARTÍCULAS ALFA CON LA MATERIA

- Tiene un efecto más acusado que el de los electrones por poseer mas carga y masa.
 - Mayor efecto ionizador
- Menor alcance que los electrones

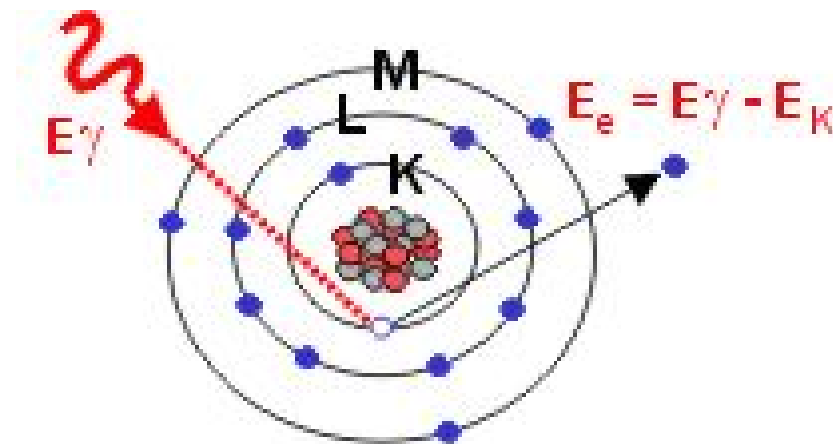


1.4.2. INTERACCIÓN DE LOS FOTONES CON LA MATERIA

- Interacciones completamente distintas a las de las partículas cargadas, ya que los **fotones no poseen carga**.
- Los fotones **puede atravesar medios muy extensos** sin que se produzca interacciones.
- **Ionización indirecta** del medio.

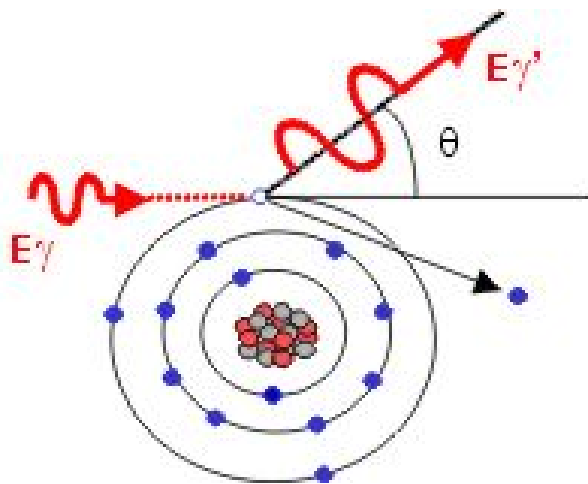
1.4.2.1. EFECTO FOTOELÉCTRICO

- Absorción completa de la energía del fotón incidente con la expulsión de un electrón (fotoelectrón)
- Si se permite reconfiguración electrónica dará lugar a una radiación característica (electrones Auger)



1.4.2.2. EFECTO COMPTON

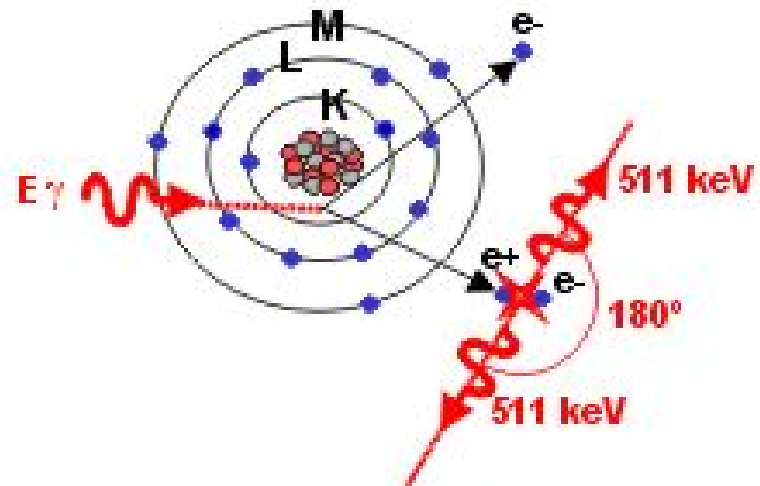
- Absorción parcial de la energía del fotón incidente con la expulsión de un electrón.
- La trayectoria del fotón se modifica según un ángulo de dispersión.



$$E_{\gamma \text{ disperso}} [keV] = \frac{E_{\gamma \text{ incidente}} [keV]}{1 + \frac{E_{\gamma \text{ incidente}} [keV] \cdot (1 - \cos \theta)}{511}}$$

1.4.2.3. FORMACIÓN DE PARES

- Desaparición del fotón incidente con la aparición de un electrón y un positrón, como consecuencia de la interacción del fotón con el núcleo atómico.
- Este mecanismo de interacción requiere una energía mínima ($E=mc^2$).
- Posteriormente, el positrón se combina con un electrón dando lugar a un proceso de aniquilación.



2. RADIOFARMACIA DIAGNÓSTICA





2.1. EL CONCEPTO DE RADIOFÁRMACO

¿Qué es un radiofármaco?

Es un medicamento radioactivo usado para el **diagnóstico** y tratamiento de enfermedades en medicina nuclear.

Clasificación en función de su estructura química:

- Elementos radioactivos o radionúclidos
- Moléculas inorgánicas
- Moléculas orgánicas de pequeño y mediano tamaño
- Péptidos y moléculas complejas de gran tamaño
- Células marcadas

2.1. EL CONCEPTO DE RADIOFÁRMACO

Principales radionúclidos usados en medicina nuclear

Radionúclido	KeV	T1/2
⁵¹ Cr	325	27,8 días
⁵⁷ Co	140	270 días
⁵⁹ Fe	1.098	46,3 días
⁶⁷ Ga	39	3,25 días
⁷⁵ Se	300-400	121 días
⁸⁵ Sr	510	64 días
¹¹¹ In	170	2,8 días
¹²⁵ I	364	8,04 días
¹³² Xe	81	5,3 días
¹⁹⁷ Hg	77	2,7 días
¹⁹⁸ Au	420	2,69 días
Radionúclidos de vida corta		
^{68m} Ga	511*	68 minutos
⁸¹ Rb	511	47 horas
^{87m} Sr	388	2,8 horas
^{99m} Tc	140	6 horas
^{113m} In	390	1,7 horas
¹²³ I	159	13 horas
¹²⁵ I	35	60 días
²⁰¹ Tl	30-140	72 horas

I 131

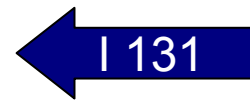
Tc 99m

* Derivado de un positron.

2.1. EL CONCEPTO DE RADIOFÁRMACO

Principales radiofármacos usados en medicina nuclear

Radionúclido	Radiofármacos	Estudios gammagráficos
Tecnecio 99m	^{99m} Tc-pertecnetato sódico	Cerebro, tiroides
	DTPA (Sn)-Tc	Riñón, cerebro
	Seroalbumina humana con Tc	Angiografías con radio-núclidos
	Microesferas de Tc (albúmina humana)	Pulmón
	Polifosfatos, difosfatos o pirofosfatos de Tc (HMDP, EHDP)	Huesos
	HIDA	Higado, función biliar
	MAG 3	Función renal
	HMPAO	Perfusión cerebral en SPECT
	Isonitrilos	Perfusión cardíaca
	Anticuerpos antimiosina	Estudio de lesión cardíaca
Yodo 131	¹³¹ I-yoduro sódico	Tiroides
	Ortohipurato sódico- ¹³¹ I (hippuran)	Estudios renales
Yodo 123	¹²³ I-yoduro sódico	Función tiroidea
	Yodometil-19-norcolesterol	Suprarrenales
Galio 67	⁶⁷ Ga-citrato de galio	Tumores y abscesos
Xenón 133	¹³³ Xe en gas o disolución salina	Pulmón
Talio 201	²⁰¹ Tl-MIBG (metayodobenzil-guanidina)	Estudios cardíacos
Selenio 75	Norcolesterol- ⁷⁵ Se	Suprarrenales
^{99m} Tc, ¹²³ I, ¹¹¹ In	Anticuerpos antitumorales	Tumores





2.1. EL CONCEPTO DE RADIOFÁRMACO

La desintegración del radiofármaco le hace tener un tiempo de vida limitado, en muchos casos requerimos fabricación extemporánea.

Clasificación en función de su elaboración:

- Radiofármacos listos para su uso (Tiempo de vida medio, permite su distribución)
- Radiofármacos preparados a partir de productos semifabricados (Tiempo de vida corto, kits generadores)
- Radiofármacos producidos inmediatamente antes de su administración (Tiempo de vida muy corto, radiofármacos PET (producidos en ciclotrón))
- Radiofármacos producidos a partir de muestras del propio paciente (células del propio paciente marcadas con radionúclidos)

2.1. EL CONCEPTO DE RADIOFÁRMACO



Bario 133,
usado como
contraste en
radiología

Generador de Mo-
99/Tc-99m



Ciclotrón
utilizado en
medicina

2.1. EL CONCEPTO DE RADIOFÁRMACO

Clasificación en función de la vía de administración:

- Administración oral (soluciones, cápsulas)
- Administración parental (soluciones, coloides, suspensiones, elementos celulares sanguíneos)
- En inhalación (gases, aerosoles)





2.2. MECANISMOS DE LOCALIZACIÓN DEL RADIOFÁRMACO

¿Cómo se determinan las patologías?

Delimitando zonas de elevada o baja captación en áreas de distribución homogénea, o determinando la funcionalidad del radiofármaco en el organismo.

Vías de localización de un radiofármaco:

- Transporte activo (Estudio de la glándulas tiroides)
- Bloqueo capilar (Gammagrafía de perfusión celular)
- Secuestro celular (Estudio del bazo)
- Fagocitosis (Estudio del sistema retículoendotelial)
- Localización compartimental (Estudio del líquido cefalorraquídeo)



2.3. METABOLIZACIÓN DE LOS RADIOFÁRMACOS

Tras ser administrado, el radiofármaco se distribuye por el organismo en función de factores fisiológicos y de sus propiedades fisicoquímicas (Afinidad a determinados órganos).

¿Por qué es interesante la metabolización del radiofármaco?

Porque facilitará su eliminación.

¿Qué reacciones metabólicas puede sufrir el radiofármaco?

- Reacciones no sintéticas (oxidación, reducción, hidrólisis, ...)
- Reacciones sintéticas (reacciones propias de la química orgánica)



2.4. CARACTERÍSTICAS DESEABLES DE UN RADIOFÁRMACO

- Facilidad de captación por parte del instrumental
- Facilidad de disponibilidad
- Tiempo de vida media efectiva corta (Tiempo de vida media radioactiva, Tiempo de vida media biológica)
- Captación elevada por el órgano explorado
- Inercia metabólica

CONCLUSIÓN: Nos interesan radiofármacos que aporten una máxima eficiencia en el diagnóstico y una mínima dosis de radiación al paciente.



2.5. SÍNTESIS DE RADIOFÁRMACOS

Factores determinantes para obtener un medicamento seguro y de calidad:

- Compatibilidad química y estequiometría
- Carga y tamaño de la molécula
- Unión a proteínas plasmáticas
- Estabilidad
- Biodistribución

3. INSTRUMENTACIÓN EN LA MEDICINA NUCLEAR DIAGNÓSTICA





3.1. INTRODUCCIÓN A LA INSTRUMENTACIÓN

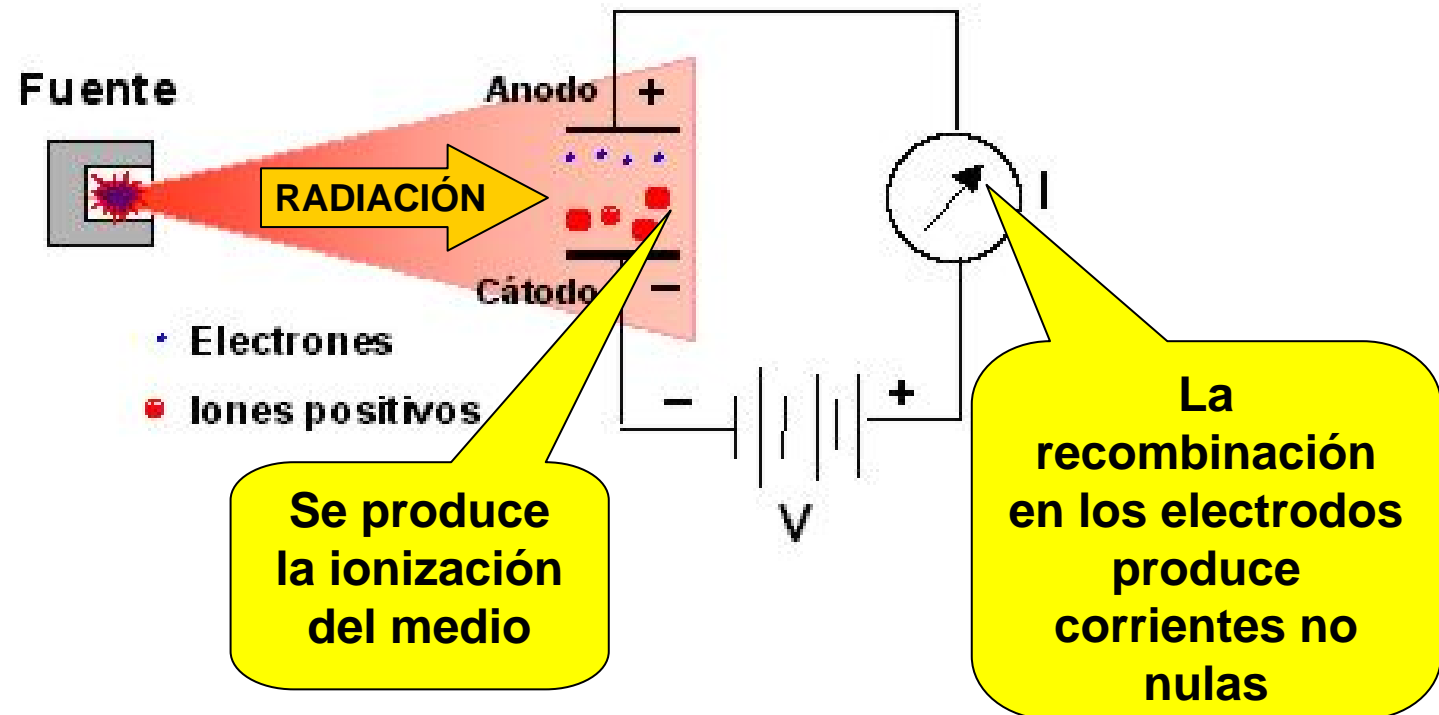
DETECTOR: Elemento clave del equipo de medida.

Equipos de medida:

- **Contador:** Mide la actividad radioactiva
- **Dosímetro:** Mide la energía depositada por la radiación en el medio
- **Espectrómetro:** Mide la energía de la radiación

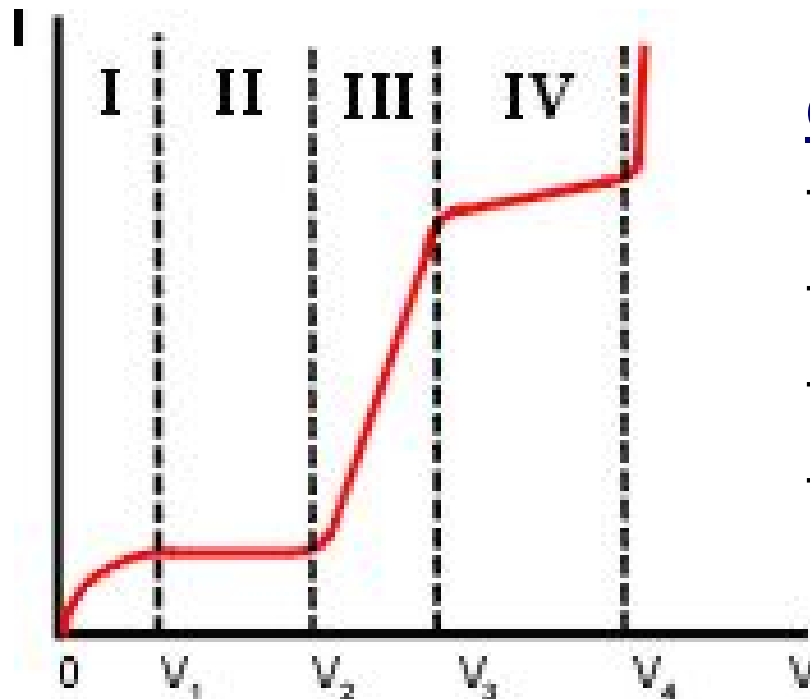
3.2. DETECTORES DE GAS

Su estructura se basa en dos electrodos (ánodo y cátodo) separados por un volumen de gas, que servirá como material de detección.



3.2. DETECTORES DE GAS

El comportamiento del detector depende de la tensión aplicada a sus electrodos.



Característica V-I del detector:

Tramo I: **Zona de recombinación**

Tramo II: **Zona de saturación**

Tramo III: **Zona proporcional**

Tramo IV: **Zona de Geiger-Müller**

3.2.1. CÁMARA DE IONIZACIÓN

- Detector de gas trabajando en la **zona de saturación** (Corriente proporcional a la radiación).
- Formada por una cámara cilíndrica a presión ambiente (**cámara abierta**) o presurizada (**cámara cerrada**), siendo esta última de mayor sensibilidad.
- Aplicación como **dosímetro** o **activímetro** (Gas noble, por ejemplo: argón).



3.2.2. CONTADOR PROPORCIONAL

- Detector de gas en zona proporcional.
- Sensibilidad mayor respecto a la cámara ionizante en un factor de 10^5 y 10^6 .
- Aplicación como contador o espectrómetro.



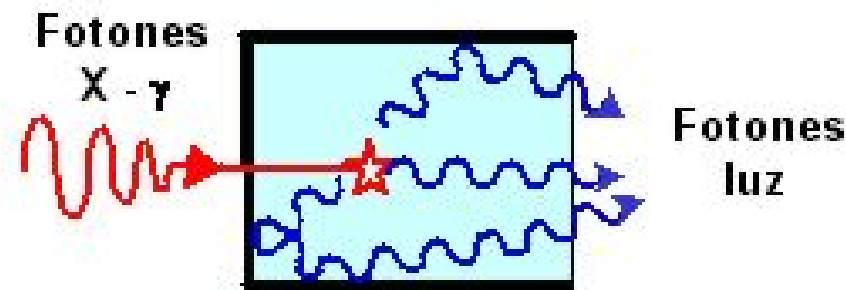
3.2.3. CONTADOR GEIGER

- Detector de gas trabajando en la zona de Geiger-Müller.
- Todos los **impulsos** prácticamente **del mismo valor** independientemente de la energía de la radiación.
- Permite obtener dispositivos de **bajo coste** y **alta sensibilidad**.
- Sólo tiene aplicación **como contador**.



3.3. DETECTOR DE CENTELLEO

- Basado en sustancias centelleadoras fluorescentes, principalmente INa(Ta) .
- Emisión de luz comprendida entre 390 y 450 nm.
- Tiempo de respuesta entre 2 ns y 20 μs .
- Intensidad de la luz obtenida proporcional a la energía de la radiación absorbida.





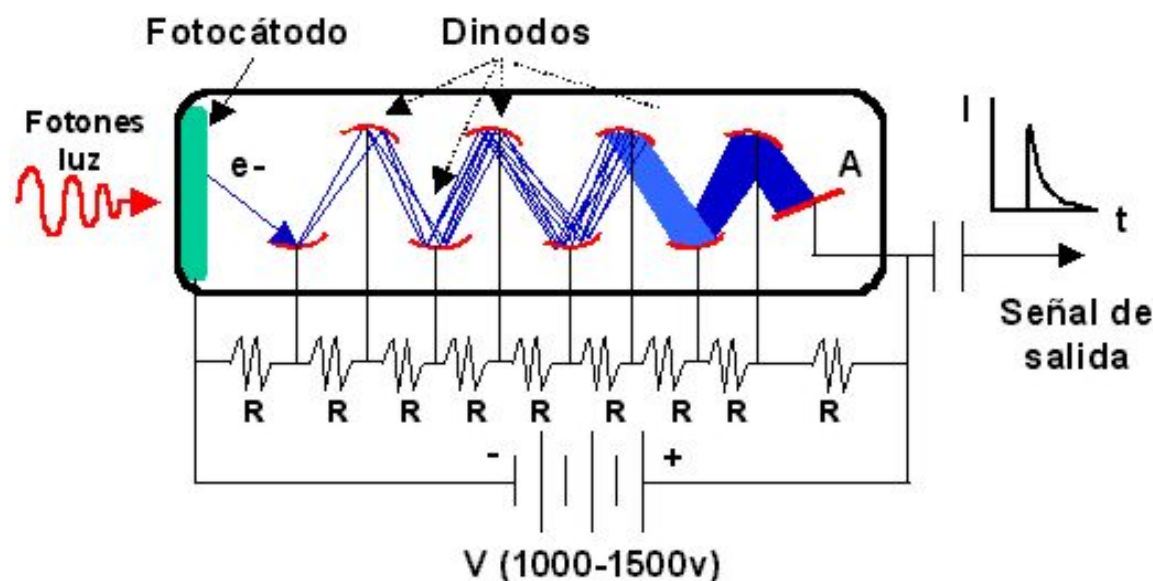
3.3.1. TUBO FOTOMULTIPLICADOR

PROBLEMA DEL DETECTOR DE CENTELLEO: Intensidad de la luz emitida muy débil.

SOLUCIÓN: Amplificarla mediante el acoplo de un FOTOMULTIPLICADOR.

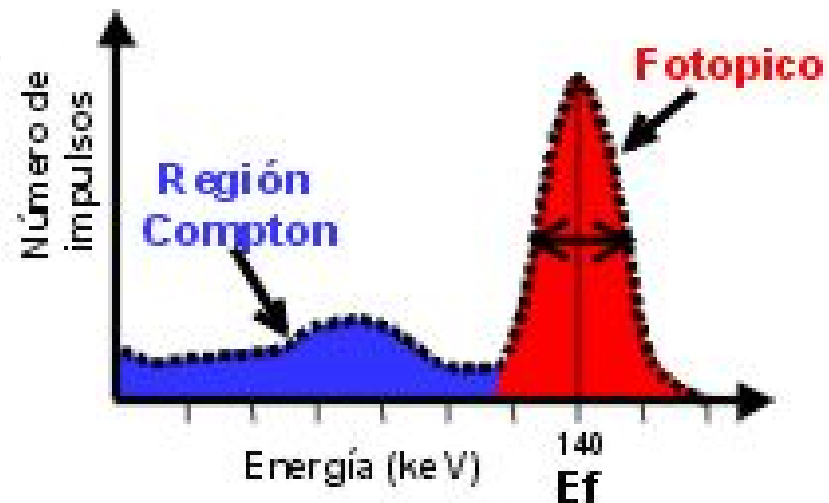
3.3.1. TUBO FOTOMULTIPLICADOR

- Estructura formada por una ampolla estanca de cristal con una ventana donde incide la luz al detector y en cuyo interior se encuentra el fotocátodo, el ánodo y una serie de dinodos.
- Polarización con tensiones entre 1000 y 1500 V entre ánodo y fotocátodo y del orden de 100 V entre los dinodos.
- Presenta una ganancia, $G=d^m$, del orden de 10^{10} .



3.3.2. ESPECTROMETRÍA GAMMA

- El espectro obtenido es combinación del **efecto Compton** y del **efecto fotoeléctrico**.
- Nos suele interesar sólo la zona del **fotopico** por lo que se selecciona a través de un **analizador monocanal**.



4. SPECT





4.1. Introducción

- SPECT->Tomografía por emisión de fotones únicos
 - Tomografía significa dibujo del cuerpo, e implica una imagen del interior del cuerpo
- Utiliza radionúclidos emisores de fotón simple, emitiendo rayos gamma por el cuerpo del paciente
- Razones por las cuales SPECT es atractivo
 - Evita que las imágenes no deseadas se superpongan
 - Imágenes tridimensionales=>mejoran interpretación

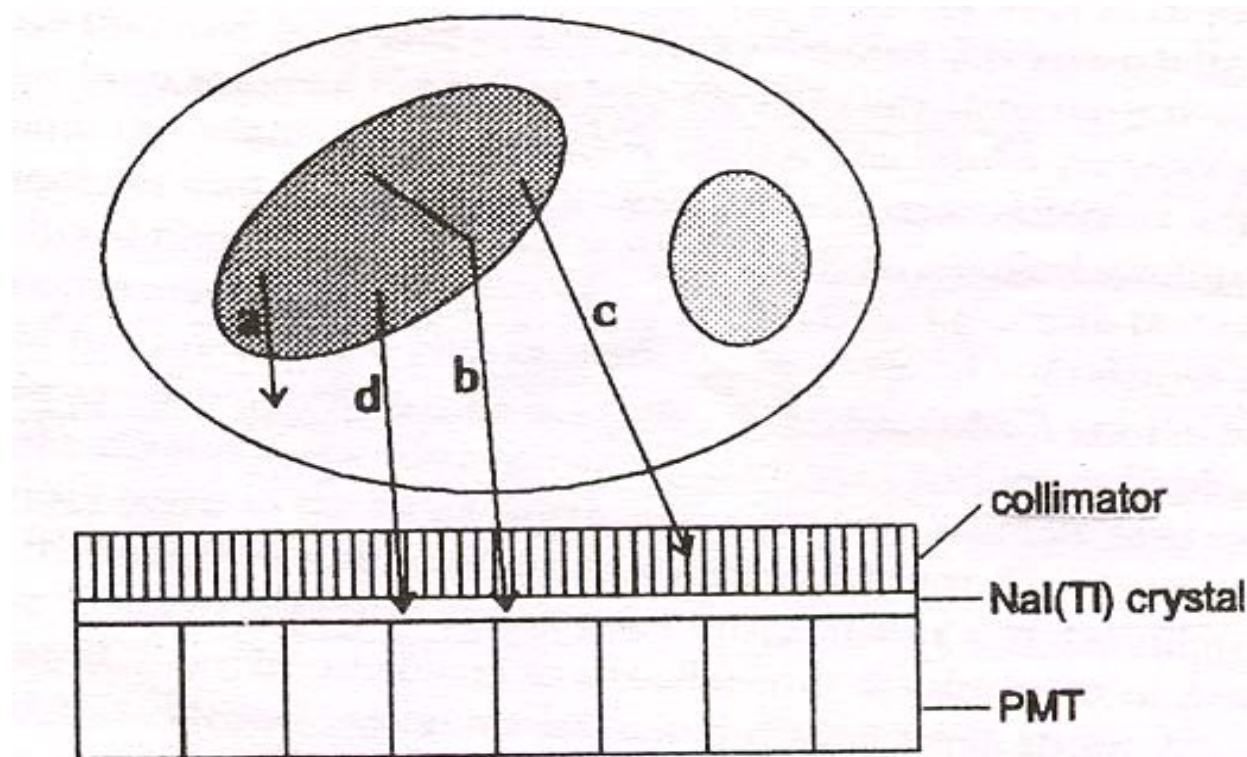


4.2. Adquisición de SPECT

- Se hace rotar una cámara gama alrededor del paciente, registrando una imagen en cada paso angular
- **Tamaño de la matriz a usar:** por regla general es que haya 2.5píxeles por FWHM
- **Número de proyecciones angulares a adquirir:** usar 120 ángulos en una adquisición de 360°
- **Tiempo de adquisición de cada proyección:** adquirir el menor número de cuentas durante el menor tiempo posible a fin de asegurar que el paciente no se mueva

4.3. Procesado de imágenes (I)

- Queda representado de manera esquemática en la figura



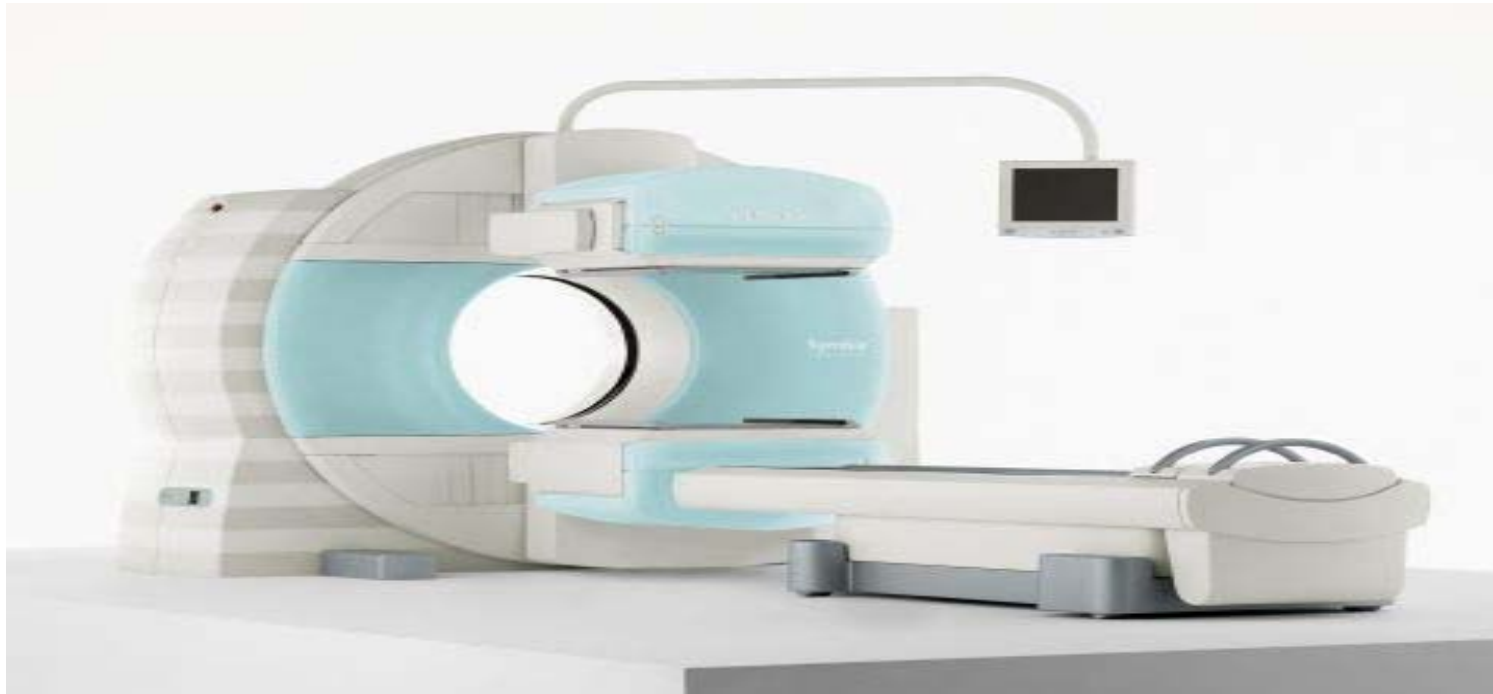


4.3. Procesado de imágenes (II)

- Los rayos de fotones gamma emitidos son detectados por uno ó varios colimadores. La mayoría de los detectores están basados en uno ó varios detectores de centelleo (NaI(Tl)), el más importante es la cámara Anger ó cámara de centelleo
- Un array de tubos fotomultiplicadores (PMTs) se sitúa detrás del cristal de centelleo, cuya misión es detectar el fotón que ha interactuado con el cristal.
 - Un circuito electrónico evalúa las señales procedentes del PMT y determina el lugar donde se ha producido la interacción del fotón en el cristal de centelleo
- Las dimensiones geométricas de las rendijas del colimador determinan las direcciones de los fotones en las que serán detectadas por los cristales de centelleo ó el colimador

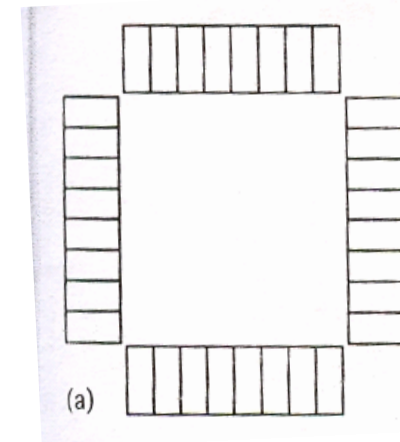
4.3. Procesado de imágenes (III)

- Los fotones que no pasan a través de las rendijas del colimador serán absorbidos
- A continuación se muestra un equipo SPECT en una clínica



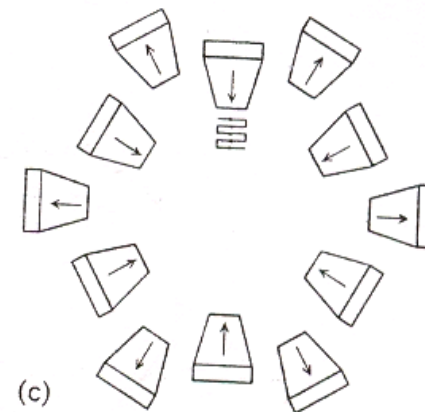
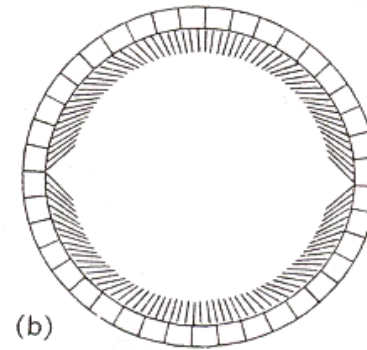
4.4. Instrumentación (I)

- **Sistema basado en cámara:** Puede ser usado bien como obtención de imágenes SPECT ó de imágenes planares convencionales
 - Desventajas: baja tasa de conteo, sensibilidad menor que en multidetector
- **Cámaras multidetectoras:** Formadas por dos ó tres cabezales
 - El Mark IV sistema cerebral del SPECT consistía en cuatro arrays lineales de ocho detectores de centelleo (NaI(Tl)) organizados en una estructura cuadrangular alrededor de la cabeza del paciente



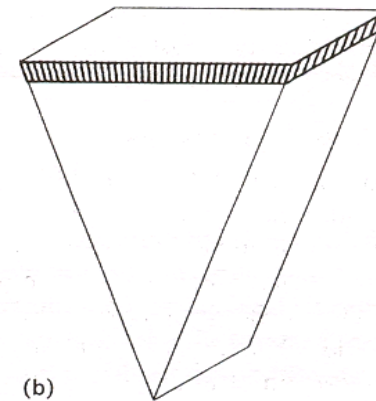
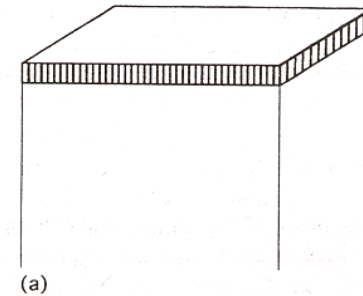
4.4. Instrumentación (II)

- Esta figura consiste en una array de detectores de centelleo configurado de forma de anillo circular. Los datos pronosticados se obtienen mediante unas paletas que oscilan delante de los detectores
- Esta figura consiste en doce detectores que pueden escanear radialmente y tangencialmente



4.5. Colimadores para SPECT

- En la mayoría de los casos, se usa un colimador de alta resolución y orificios paralelos, como el mostrado
- Otro colimador usado es el colimador en abanico (fan-beam). Proporciona mayor sensibilidad y resolución. La eficiencia en detección es 1.5 ó 2 veces superior a la del colimador de agujeros paralelos. Su uso se limita a órganos pequeños



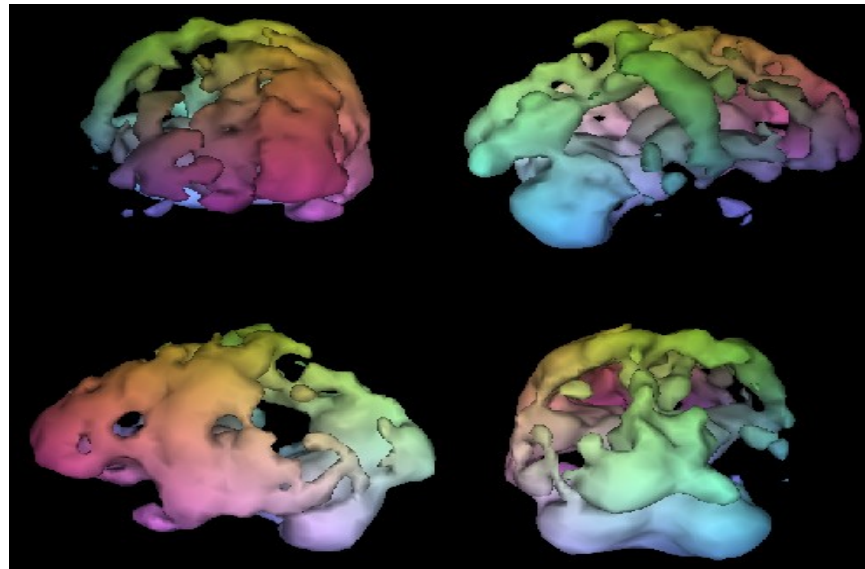


4.6. Reconstrucción del estudio SPECT (I)

- Algoritmos de reconstrucción de imágenes basada en pronóstico
 - **Retroproyección simple:** la imagen reconstruida está formada por la difusión de los valores de los datos pronosticados. Mediante retroproyección de los datos pronosticados, se puede hacer una estimación de la distribución de los objetos. Ofrece pobre resultado
 - **Retroproyección filtrada:** se aplica un filtro para eliminar la dispersión de cuentas.
 - **Algoritmo de reconstrucción iterativa:** Pasos
 - Estimación inicial
 - Calcular las proyecciones que generan esta distribución
 - Comparar las proyecciones estimadas con las actuales
 - Usar la diferencia para alterar la estimación previa
 - Regresar al paso 2 y continuar hasta que la diferencia en el paso 3 sea muy pequeña

4.7. Aplicaciones del SPECT (I)

- **Enfermedad cerebrovascular**
 - Accidente cardiovascular isquémico
 - Accidente cardiovascular hemorrágico
- **Demencias**
 - Demencia de Alzheimer





4.8. Aplicaciones del SPECT (II)

- Demencia de origen vascular
- Demencias frontales
- **Epilepsia**
- **Traumatismo cráneo-encefálico**
- **Tumores**

5. PET






5.1. Introducción

- La tomografía por emisión de positrones se basa en la utilización de elementos emisores de positrones
- Los positrones una vez emitidos recorren una corta distancia a través de la materia, hasta que interaccionan con un electrón, momento en el cual ambas partículas se aniquilan, liberando una energía en forma de dos fotones gamma, cada uno con una energía de 511KeV y con trayectoria perpendicular y direcciones opuestas ambos
- El positrón es inyectado en el cuerpo humano en forma de molécula, llevando dicha molécula un isótopo positrón (ejemplo: $^{11}C, ^{13}N, ^{15}O, ^{18}F$)



5.2. Bases Físicas (I)

- **Punto de aniquilación:** Debido a que dos fotones viajan en direcciones opuestas, el punto de aniquilación estará ubicado en una línea recta que une ambos puntos de detección
- **Atenuación:** Dependerá del recorrido total a través del paciente, pero será independiente de la ubicación exacta del evento de aniquilación en la profundidad del tejido
 - La detección de eventos de positrones necesita la llegada al detector de ambos fotones de 511keV. La pérdida de cualquiera de los fotones debido a la atenuación significa que la detección de coincidencia no se llevará a cabo

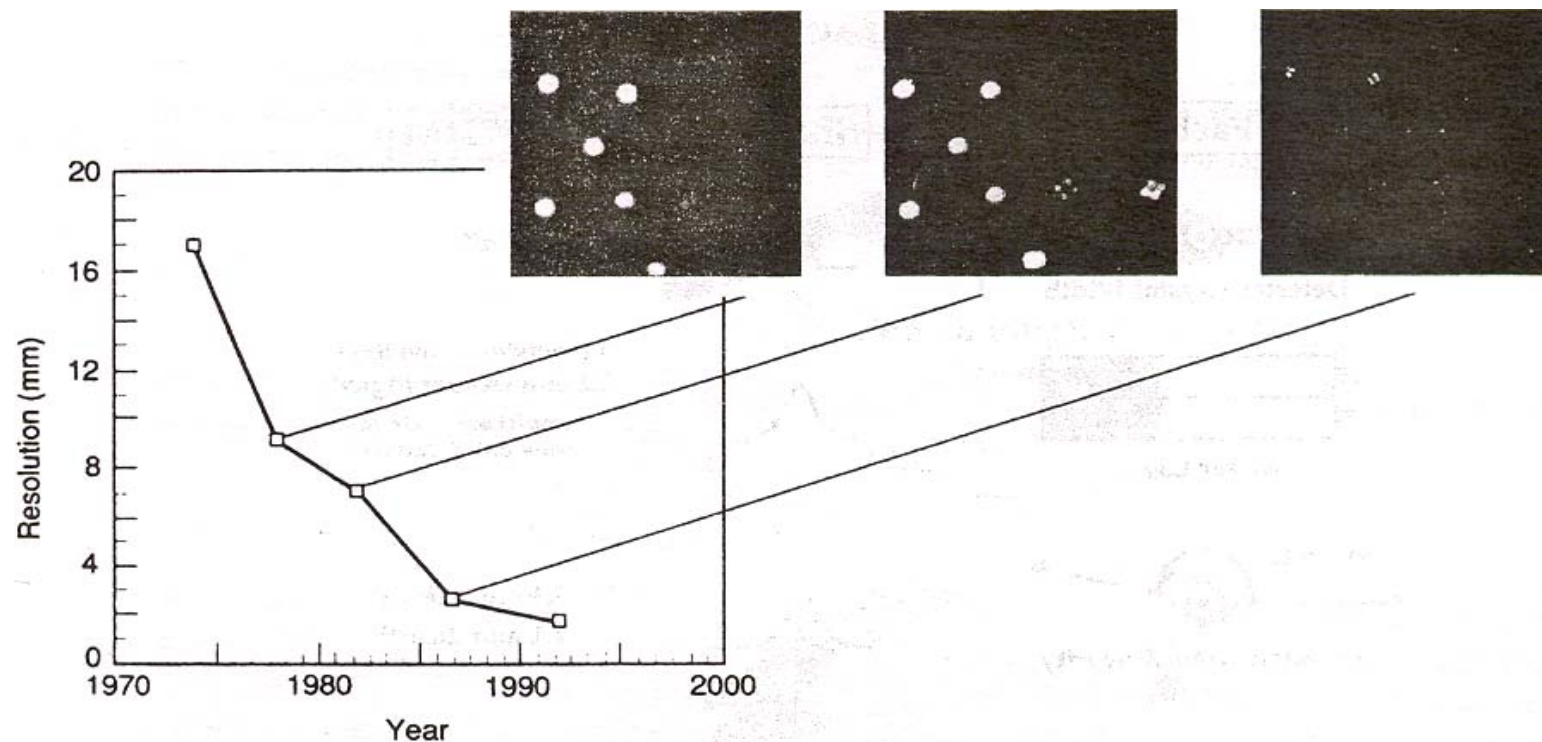


5.2. Bases Físicas (II). Limitaciones físicas de la resolución del PET

- Efecto de alcance: La inexactitud respecto a la verdadera ubicación del evento dependerá de la energía del positrón, que determinará la distancia recorrida antes de la aniquilación
- Efecto angular: Los fotones dobles no viajan exactamente a 180° de diferencia, si no que existe una leve variación angular
- Resolución intrínseca y global: Para un detector de bloque definida por el tamaño de los cristales. La global dependerá de: resolución intrínseca, efecto de alcance y el efecto angular
- Radiación dispersa: Número de eventos dispersos es bajo ($<15\%$), en sistemas PET tridimensionales puede ser importante

5.2. Bases Físicas (III). Limitaciones físicas de la resolución del PET

- Se observa en la siguiente figura cómo ha evolucionado la mejora de la resolución en los últimos años:



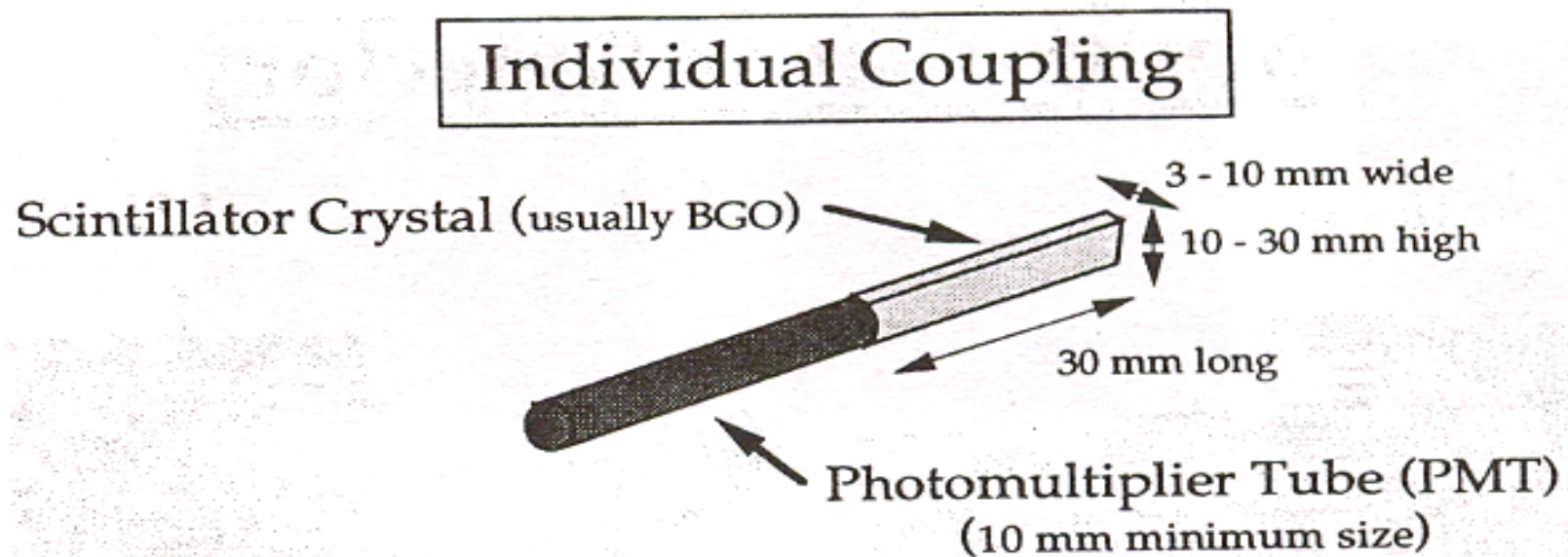


5.3. Instrumentación (I). Materiales detectores

- El sistema consiste básicamente en múltiples detectores en anillo, y cada anillo contiene un juego de pequeños detectores
- Las características más importantes de los detectores de centelleo incluyen: alta densidad y número atómico efectivo, alta producción de luz y velocidad de respuesta
- Están formados por un cristal que convierte la alta energía de los fotones a luz visible, y también formados por un tubo fotomultiplicador que produce un pulso de corriente proporcional a la cantidad de fotones visibles que interactúan con el fotocátodo

5.3. Instrumentación (II). Materiales detectores

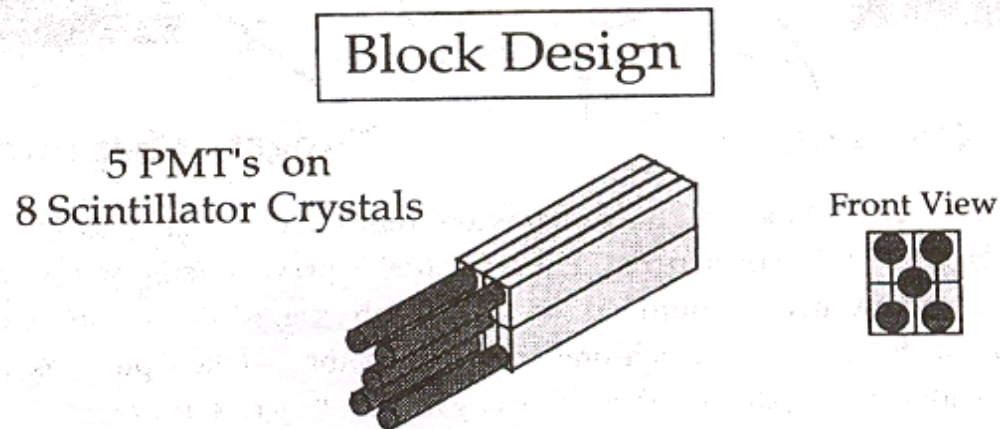
- El diseño “individual coupled” es capaz de tener una elevada resolución y mostrar datos a elevada velocidad. Pero requiere tubos fotomultiplicadores muy caros.



5.4. Instrumentación (III).

Materiales detectores

- El diseño del bloque detector codificado está basado en un sistema codificador para determinar la interacción en el cristal.
 - Es más barato, pero los errores hacen que aumente la resolución espacial y la electrónica para decodificar la salida es más complicada
 - Formado por 5 tubos fotomultiplicadores que están acoplados a 8 cristales de centelleo. Cuando un tubo fotomultiplicador es activado es que un fotón ha impactado contra uno de los cristales del tubo fotomultiplicador



5.4. Instrumentación (IV). Materiales detectores

- A continuación se muestra un equipo completo detector de positrones

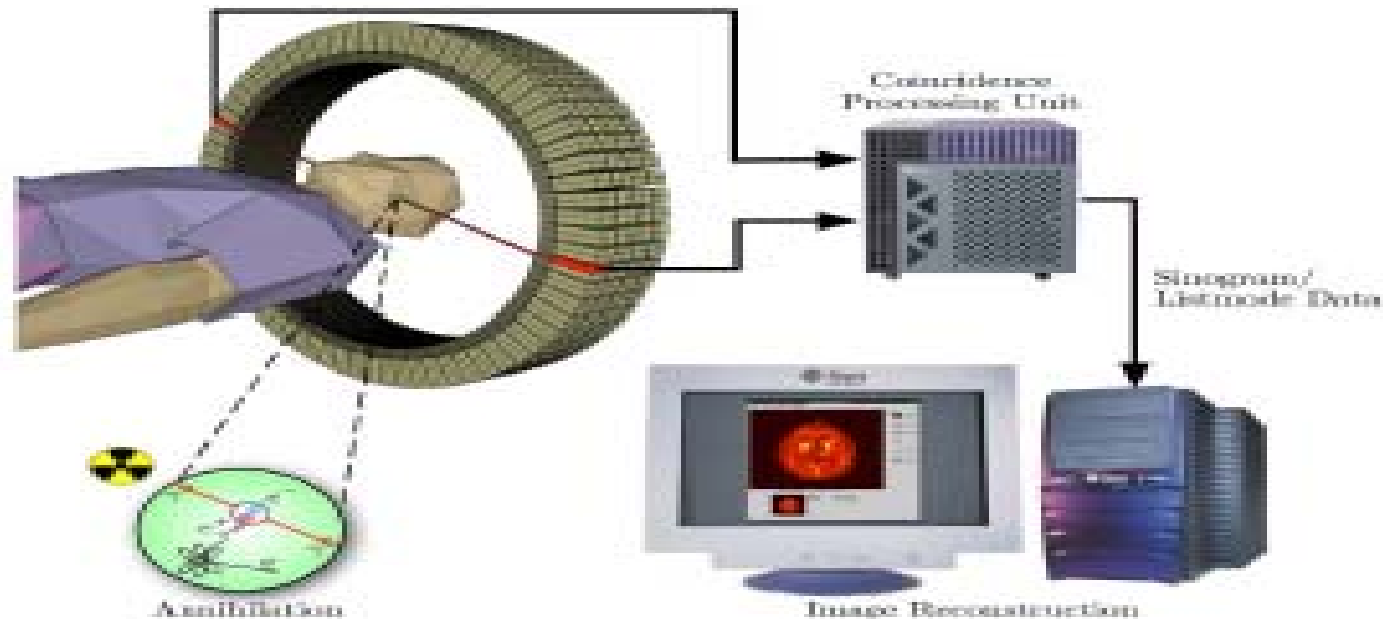


Fig. 3 Detección de Positrones en un Equipo PET

5.4 Instrumentación (V).

Configuración de los detectores

- Un desarrollo reciente, alternativo al bloque detector, es la matriz detectora pixelada, donde pequeños elementos individuales se conectan a una guía de luz que lleva al bloque de PMTs
- A continuación se muestra un equipo PET en una clínica






5.4. Procesamiento (I)

- **Corrección del tiempo muerto:** el tiempo muerto se define como el tiempo requerido para que un sistema de conteo registre y procese completamente un evento, durante el cual un evento adicional no podrá ser registrado. Como resultado, la tasa de conteo medida es sistemáticamente menor que la real.
- **Corrección de los eventos aleatorios:** los eventos aleatorios aumentan la tasa de conteo detectada contribuyendo a eventos de coincidencia colocados en forma espuria y por tanto reduciendo el contraste y distorsionando la relación entre la intensidad de la imagen y la concentración de actividad.
 - Solución: ventana tardía (delayed window)
- **Corrección de radiación dispersa**



5.4. Procesamiento (II)

- **Corrección de atenuación:** constituye la corrección más importante en PET. El método se implementa como sigue:
 - Sin el paciente presente, se usa una fuente para determinar la tasa de conteo de coincidencia registrada en aire como referencia
 - Estando el paciente en posición (antes de inyectarse), se obtiene un nuevo estudio de transmisión usando la fuente externa
 - La tasa de conteo medida correspondiente a la fuente de transmisión se compara con la tasa de conteo sin el paciente a fin de calcular los factores de corrección para cada posible trayecto en línea recta que atraviese al paciente



5.4. Procesamiento (III).

Reconstrucción de la imagen


- La formación de imágenes PET requiere de: datos de emisión a ser reconstruidos, archivo de normalización para corregir la respuesta del sistema, un archivo de transmisión para la corrección de atenuación.
- En el PET 2D, los datos de emisión son las proyecciones en una dimensión de los planos adquiridos en los diferentes ángulos. Los datos de proyecciones 2D es usualmente representado por una matriz bidimensional en las coordenadas polares conocida como sinograma, en el cual se representa la intensidad de la proyección a diferentes posiciones angulares
- En PET 3D, las proyecciones son bidimensionales. El grupo de datos es representado por un juego de sinogramas, con un sinograma por cada ángulo polar



5.4. Procesamiento (IV).

Reconstrucción de la imagen

- **Re-binning:** método por el cual se reduce el juego de sinogramas 3D a un grupo de sinogramas directos 2D
- **Retroproyección filtrada:** a cada proyección se le aplica una T.F., la proyección es filtrada utilizando un filtro rampa, a continuación aplicamos la transformada inversa de Fourier.
 - En el espacio real las proyecciones filtradas son retroproyectadas sobre la matriz de reconstrucción.



5.4. Procesamiento (V).

Reconstrucción de la imagen

- **Algoritmos iterativos:** Se basan en la comparación sucesiva de los datos reconstruidos con los datos originales hasta alcanzar una coincidencia aceptable (convergencia)
 - Algoritmo MLEM suprime el ruido estadístico pero se requiere de un gran número de iteraciones para alcanzar la convergencia=>tiempos de convergencia elevados
 - Algoritmo OSEM permite una convergencia más rápida que MLEM y es el método de reconstrucción iterativa más difundido



5.5. Radionucleidos para PET

- Los más usados son el Flúor-18, el Carbono-11, el Oxígeno-15 y el Nitrógeno-13

5.5. Aplicaciones del PET (I)

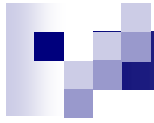
- **Oncología:** detección de tumores malignos usando ^{18}F -FDG (fluor-desoxiglucosa).
 - Las principales aplicaciones oncológicas son: cáncer de mama, pulmón, esófago, colon, melanoma, linfoma
 - En menor grado: tumores cerebrales, óseos y de órganos genitales
 - A continuación se muestra un laboratorio de producción FDG:





5.5. Aplicaciones del PET (II)

- **Neurología y neuropsiquiatría:** se utiliza como marcador metabólico en enfermedad de Alzheimer, y en los estudios de epilepsia
- **Cardiología:** determina la viabilidad miocárdica. Estos estudios son particularmente útiles en pacientes de riesgo antes de ser sometidos a cirugía cardiaca



¡¡¡Gracias por su atención!!!