

# Instrumentación en Medicina Nuclear

## (Parte I)



**J.L. Martínez-Aedo\*\***  
**P. La Banda\*\***  
**A. Sánchez Mayorga\***  
**J.L. Pérez Piqueras\*\***  
**I. Secades\*\***

### RESUMEN

El objeto de este trabajo es describir el funcionamiento de los detectores de radiación usados en Medicina Nuclear, en especial los de centelleo. Se detallan las partes de que consta una gammacámara, así como sus parámetros de calidad.

### SUMMARY

The object of this work is to describe the working of radiation detectors used in Nuclear Medicine, particularly those with flash.

Details are given of the parts that make up a gamma chamber and its quality parameters.

### RADIODETECCION

Al no ser las radiaciones ionizantes percibidas por los órganos de los sentidos, precisamos de herramientas capaces de detectarlas y medirlas. Estas herramientas están diseñadas para una misión determinada, dependiendo de lo que necesitemos:

- Simple detección de radiación. No es de gran interés en Medicina Nuclear, puesto que ya sabemos que el paciente emite radiación puesto que le hemos administrado un radiofármaco. Tiene interés únicamente para determinar si ha habido o no contaminación accidental.

- Medida de la intensidad de radiación. Esta es, en cambio, la mayor necesidad en Medicina Nuclear. Interesa esta medición, al menos en términos relativos, para comparar la intensidad de radiación en zonas corporales distintas, o para comparar esta intensidad en una sola zona durante el paso del tiempo en estudios dinámicos.

- Medición de la energía de la radiación. Útil para seleccionar un tipo de un radioisótopo determi-

nado o para discriminar las radiaciones emitidas por dos radioisótopos administrados simultáneamente. También es útil en caso de contaminación para conocer el isótopo contaminante.

- Conocimiento de la naturaleza de la radiación (Gamma o beta). Sólo en casos de contaminación.

### TIPOS DE DETECTORES

Podemos clasificar a los radiodetectores de la siguiente manera:

- De gas:
  - Cámaras de ionización
  - Contadores proporcionales
  - Contadores de Geiger-Müller
- Químicos:
  - Fotográficos
- Físicos:
  - De centelleo
  - Semiconductores
  - Termoluminiscentes

Los detectores de gas están basados en la ionización producida por las radiaciones ionizantes en el seno de un gas. Para impedir la recombinación de los iones producidos y medir la carga que transportan sometemos al gas a la acción de un campo eléctrico. Consisten básicamente en un recipiente cerrado, y lleno de un gas, cuya pared interna

constituye uno de los electrodos, y un filamento central el otro. Estos electrodos han de ir conectados a una fuente de alimentación y a un amperímetro.

Al aplicar una diferencia de potencial a los electrodos el amperímetro registrará el paso de una corriente eléctrica tanto más intensa cuanto mayor sea la ionización. También será mayor cuanto mayor sea el voltaje, pero no de forma uniforme. Dependiendo de este voltaje se distinguen tres tipos de detectores gaseosos:

- Cámara de ionización. El voltaje es pequeño, pero se ha llegado a la llamada corriente de saturación, en la que la intensidad medida corresponde exactamente a la ionización producida por la radiación. Sirven como dosímetros de lectura directa.

- Contador proporcional. El voltaje es mayor y se produce una ionización secundaria por aceleración de los iones generados primitivamente por la radiación. Esta ionización secundaria produce una amplificación de la señal que será directamente proporcional a la ionización primitiva, y por tanto a la intensidad de radiación.

- Detector de Geiger-Müller. El voltaje es tan grande que se produce una avalancha de iones en los elec-

\*\* TCol. de San. (Med.)

\* Cpt. de San. (Med.)

Servicio de Medicina Nuclear  
Hospital Militar Central "Gómez Ulla"

trodos a la menor intensidad de radiación, por lo que es de gran sensibilidad.

Los detectores fotográficos aprovechan la propiedad de las radiaciones ionizantes de revelado de películas fotográficas. Sirven como dosímetros de lectura indirecta para medir dosis acumulada. También se utilizan para la autorradiografía impregnando un microcorte de tejido, previamente marcado con un radiofármaco "in vivo", con una emulsión fotográfica. Su revelado nos dará idea de la distribución del radiofármaco.

Los detectores de termoluminiscencia se sirven de la capacidad de ciertos materiales para emitir luminiscencia proporcional a la ionización producida en ellos por la radiación absorbida si se les calienta hasta una determinada temperatura. Sirven como dosímetros de lectura indirecta, y su uso está muy extendido.

Los detectores de centelleo emiten también luz tras sufrir una ionización, pero lo hacen inmediatamente. Son los más usados en Medicina Nuclear siendo la base de los equipos usados en diagnósticos.

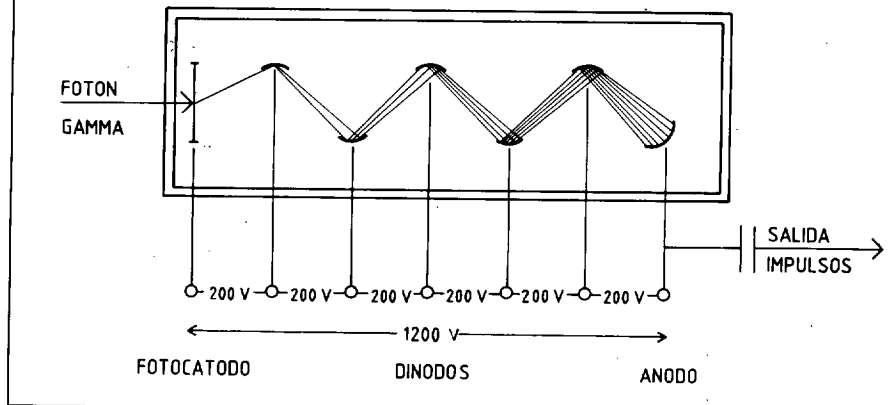
Las sustancias capaces de centellear pueden ser orgánicas como el antraceno, o inorgánicas como el sulfuro de zinc o el yoduro de sodio activado con talio. Este último es el que se utiliza en Medicina Nuclear. Este compuesto tiene un buen coeficiente de absorción de fotones, y el yodo favorece el efecto fotoeléctrico que hace que toda la energía del fotón incidente se absorba. Por otra parte, los átomos de talio introducidos en las mallas del cristal como impurezas, se excitan con la energía absorbida, emitiendo destellos luminosos al desexcitarse.

Estos destellos pueden ser de dos tipos:

- Fluorescente, con un decrecimiento muy rápido ( $0,25 \times 10^{-7}$  sg)
- Fosforescente, con decrecimiento más lento ( $0,25 \times 10^{-3}$  sg)

Este último tipo apenas se produce en el  $\text{INa(Tl)}$ , por lo que el tiempo muerto (o tiempo necesario para que dos fotones absorbidos sucesivamente en un periodo de tiempo muy corto sean detectados separadamente) de este detector es aceptable para su uso en Medicina Nuclear.

## TUBO FOTOMULTIPLICADOR



**Figura 1.- Esquema de funcionamiento de un tubo fotomultiplicador.**

Por último, los detectores semiconductores pueden ser considerados como cámaras de ionización en las que el gas se ha sustituido por un sólido, cristales de germanio o de silicio con impurezas de litio. Son capaces de detectar energías de radiación muy bajas (hasta 3 eV). Los iones producidos son recogidos directamente y usados para generar la señal a ser procesada por lo que se eliminan algunas de las fuentes de error estadístico asociadas con los detectores de centelleo. Además, su resolución energética (capacidad para diferenciar energías diferentes) es muy grande (menos de 1% en energías próximas a 140 KeV). Sus aplicaciones en Medicina Nuclear son todavía muy limitadas debido a su pequeño tamaño (menos de 5 cm), alto costo, y necesidad de temperaturas de operación muy bajas que requieren el uso de nitrógeno líquido.

### **EQUIPO DE CONTAJE EXTERNO**

Es el equipo más simple de los empleados por la Medicina Nuclear. Es utilizado para medir la captación de un determinado radiofármaco por parte de un órgano, ya sea de forma total como en el caso de la captación tiroidea de  $\text{I-131}$  o la de  $\text{Fe-59}$  por parte de médula ósea, o relativa, observando su evolución temporal como en el caso del renograma.

Consta de:

- Cristal de centelleo (es un cristal de  $\text{INa(Tl)}$  ya descrito más arriba).
- Componentes electrónicos: tubo

fotomultiplicador, preamplificador, amplificador, selector de señal, analizador multicanal, contador.

- Colimador.

El cristal de centelleo es la base del detector. Pero para obtener la información que nos ofrecen sus destellos es necesario acoplar herméticamente este cristal con un dispositivo electrónico llamado tubo fotomultiplicador (TPM). La función de este tubo es convertir las señales luminosas del cristal de  $\text{INa(Tl)}$  en señales eléctricas de una cierta intensidad (Ver figura 1).

Consiste en un fotocátodo que se encuentra frente a la salida de los destellos luminosos del cristal, una serie de electrodos metálicos, conocidos como dinodos, y que están colocados en una especial disposición, y un ánodo, todo ello encerrado en un tubo de cristal al que se le ha hecho el vacío. Por el efecto fotoeléctrico, el fotón incidente produce, en el fotocátodo, un electrón de baja energía (0,1 a 1 eV). Este electrón es acelerado hacia el dinodo más próximo por aplicación de una diferencia de potencial entre el fotocátodo y ese dinodo (entre 50 y 100 V). Como resultado de esta aceleración el electrón adquiere suficiente energía cinética para desprender un cierto número de electrones cuando colisiona con el dinodo (de 1 a 10). Estos electrones secundarios son, a su vez, acelerados hacia un segundo dinodo merced a una diferencia de potencial entre ambos dinodos similar a la anterior, por lo que sufren una nueva aceleración. En el segundo

dinodo se vuelve a repetir la multiplicación electrónica. El proceso se repite tantas veces como dinodos hay en el TPM hasta llegar al ánodo, donde se liberan entre  $10^5$  y  $10^8$  electrones por cada fotón incidente. Estos electrones generan una corriente eléctrica instantánea (pulso) de unos pocos microamperímetros durante cerca de un microsegundo.

Este pulso eléctrico es de un voltaje tan pequeño que requiere ser amplificado a varios voltios antes de que pueda ser analizado o procesado. Sin embargo la señal de salida de un TPM es de una impedancia muy diferente a la de la señal de entrada de un amplificador, lo que originaría distorsión y atenuación de la misma, por lo que es preciso la interposición de un preamplificador. Como el cableado de larga longitud también produciría atenuación de la señal, el preamplificador siempre está colocado en contacto con el TPM. La salida del preamplificador, en cambio puede ser transmitida al amplificador por cables de larga distancia.

El amplificador aumenta el voltaje de la señal en una relación denominada ganancia. Esta ganancia puede variar si se desea, estando dotado el amplificador de un potenciómetro para hacerlo.

Las señales así amplificadas llegan a un selector de señal, que deja pasar solamente aquellas que tienen un voltaje situado dentro de un rango preseleccionado. Aquellas señales con voltaje fuera de este rango, más alto o más bajo, son rechazadas. El nivel alto y el nivel bajo de selección de pulsos se ajustan mediante el voltaje de base y la ventana. La línea de base es el voltaje medio entre los niveles alto y bajo, y la ventana es la relación entre la diferencia de los dos niveles y la línea de base expresada en porcentaje. Por ejemplo, si queremos seleccionar pulsos entre 20 y 30 V, la línea de base será 25 V y la ventana

$$\frac{10}{25} \times 100 = 40\%$$

lo que quiere decir que el rango seleccionado está entre 25 V más un 20% ( $25 + 5 = 30$  V) y 25 V menos un 20% ( $25 - 5 = 20$  V).

Mientras que un selector de señal sólo separa pulsos de un determinado rango, un analizador multicanal es un dispositivo electrónico capaz de separar pulsos de diversos rangos de voltaje simultáneamente.

Los pulsos así seleccionados pasan a un dispositivo de conteo, que puede ser un contador que recoge el número de pulsos producido en un tiempo preseleccionado o el tiempo que tarda en producirse un número de pulsos preseleccionado, presentando estos datos en un display o un ratímetro que mide el número de pulsos producido por unidad de tiempo (Pulsos/sg, Pulsos/min) y presenta este dato en una curva sobre papel. Toda esta información puede pasar también a un ordenador para ser procesada.

En resumen, cuando un fotón gamma interactúa con el cristal de  $\text{InNa(Tl)}$ , a través de un efecto fotoeléctrico, Compton o producción de pares electrón-positrón, se absorbe una cierta energía en un pequeño volumen del cristal. Parte de esta energía es convertida en luz, la que, a su vez, genera un pulso eléctrico en el TPM, que posteriormente es amplificado. La amplitud, o voltaje (V), del pulso que sale del amplificador es directamente proporcional a la cantidad de energía depositada por la radiación gamma ( $E_d$ ), a la eficiencia de conversión de luz del cristal de centelleo (C), a la eficiencia del fotocátodo (E), a la ganancia del TPM ( $G_{pm}$ ), y a la ganancia del amplificador ( $G_{amp}$ ):

$$V = \text{Constante} \cdot E_d \cdot C \cdot E \cdot G_{pm} \cdot G_{amp}$$

donde C, E,  $G_{pm}$ , y  $G_{amp}$  son características de un equipo de conteo externo determinado, dependiendo el voltaje del pulso, para ese determinado equipo y para unas ganancias fijas, sólo de la energía absorbida por el cristal y procedente del fotón gamma.

Pero un fotón gamma, sin embargo, no deposita siempre en el cristal de centelleo la misma cantidad de energía. La energía absorbida por el  $\text{InNa(Tl)}$  ( $E_d$ ) depende del tipo de interacción (efectos fotoeléctrico, Compton, o producción de pares). Sólo el efecto fotoeléctrico deposita la totalidad de la energía en el mismo punto y en el mismo instante. En los otros dos efectos la energía absorbida es menor que la del fotón incidente, y por tanto no existe relación entre la amplitud del pulso generado, que será pequeña, y la energía del fotón. Una sola radiación gamma produce

un único efecto fotoeléctrico, mientras que una sola radiación gamma puede producir varios efectos Compton o de producción de pares y en sitios relativamente alejados, con lo que la información se distorsiona (a este fenómeno se le llama scattering). Por ello es importante seleccionar sólo los pulsos de una determinada amplitud con lo que se recibe solamente información de los efectos fotoeléctricos producidos.

Otro motivo para hacer selección de pulsos es la circunstancia de que el paciente haya recibido otro radioisótopo con fotopico energético diferente (situación muy frecuente en la práctica diaria), con lo que podemos seleccionar únicamente los pulsos producidos por la energía gamma que nos interesa, despreciando la del otro trazador.

El proceso de producción de luz en el cristal de centelleo y la multiplicación electrónica en el TPM son sucesos estadísticos. Por ello la respuesta de un equipo de conteo no es constante para todos los efectos fotoeléctricos, sino que viene dada por una distribución gaussiana. Cuanto más estrecha sea esta distribución, mayor capacidad de discriminación energética tendrá el equipo. Como medida de la anchura de la distribución usamos la anchura a la mitad de la máxima altura (FWHM), y como medida de la capacidad de discriminación energética usamos el coeficiente de resolución energética (CRE)

$$\text{FWHM} \times 100$$

$$\text{CRE} = \frac{\text{FWHM} \times 100}{\text{Voltaje más frecuente}}$$

entendiéndose por voltaje más frecuente el que corresponde a la máxima altura de la distribución gaussiana. Cuanto más pequeño sea el CRE mayor capacidad de resolución energética tendremos. A mayor energía gamma, mayor voltaje, y por tanto mejor resolución, aunque no de forma lineal. En un buen sistema detector se puede obtener un CRE de hasta 8-10% para energías de 662 KeV (Cs-137) y un CRE de 11-14% para los 140 KeV del Tc-99m. En estos equipos la resolución energética va deteriorándose con el tiempo.

Pero en detección externa nos interesa seleccionar únicamente la radiación que proviene de una área o volumen pequeños (un órgano o parte de él), por lo que hay que excluir los fotones originados fuera de la zona de interés. Esto se realiza por medio de la colimación, y por ello un elemento indispensable en un equipo de

contaje externo es el colimador, que es un dispositivo colocado delante del cristal de centelleo, y que está hecho de plomo u otro material pesado y perforado por uno o varios agujeros por donde penetra el haz de radiación hacia el cristal, con lo que se limita el campo visual del mismo ciñéndolo al área de interés.

De las distintas variedades de colimadores existentes, en el caso de los equipos de contaje externo se usa el más simple, con un único orificio, y cuyo campo visual está determinado por dos parámetros: el radio del orificio y la longitud del colimador.

La sensibilidad del contaje es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia entre cristal y fuente radiactiva. En un órgano como el tiroides, con un espesor de aproximadamente 2 cm., la variación de sensibilidad de contaje entre la cara anterior y la posterior a una distancia de 10 cm. es de un 30%. A los 20 cm. es del 17%, y a los 30 cm. del 9%. Por tanto para obtener una buena uniformidad de contaje, es necesario interponer una distancia entre detector y tiroides lo más grande posible. Pero, por otra parte, y por la misma razón, la eficacia de contaje total descendiendo al aumentar esta distancia (de 100% a 11% de los 10 a los 30 cm.) con lo que existe un compromiso entre uniformidad y eficacia de contaje. En la práctica, se considera como distancia óptima la de 30 cm. La longitud del colimador será la apropiada en consonancia con ello.

### **GAMMAGRAFO LINEAL O SCANNER**

Consta de un detector de centelleo muy similar al equipo de contaje externo, pero su objetivo no es el de establecer contajes de actividad, sino el de obtener imágenes en un plano que muestran la distribución de la actividad en un órgano que ha captado el radiotrazador. Se diferencia del equipo de contaje externo, fundamentalmente, en tres cosas:

- La presentación de los datos no se hace en forma de cifras (cuentas totales o índices cuentas/tiempo), sino de señales en color o en escala de grises sobre un registro gráfico.

Estas señales serán de un color u otro o de un tono u otro dependiendo de la intensidad de actividad en el

punto del órgano cuya captación se esté midiendo. El sistema de registro será tinta sobre papel normal, placa fotográfica, o sistema polaroid. Pueden ser recogidos los datos también por ordenador.

- El detector va unido solidariamente a este sistema de registro, y ambos están dotados de un movimiento de rastreo, en las dos direcciones del plano, sobre el órgano a estudiar. Se trata de medir la actividad en cada punto del mismo, para obtener información sobre la distribución de esta actividad en el órgano.

- El colimador usado aquí es multiperforado y focalizado, con lo que los campos visuales de los distintos agujeros se superponen, siendo esta superposición exacta sólo en el plano focal, quedando la información proveniente de los otros planos desenfocada con un efecto tomográfico. Habrá que procurar tener en cuenta la distancia focal para que coincida con el plano del órgano que nos interesa.

Un parámetro a tener en cuenta en este equipo es la velocidad de rastreo (VR), que dependerá de la densidad de información que deseamos (DI), la actividad en el punto más caliente (APC), y del espacio de desplazamiento vertical (interlínea, IL).

APC (cuentas/min)

$$VR = \frac{\text{APC}}{\text{DI} \times \text{IL}}$$

DI (cuentas/cm<sup>2</sup>) x IL (cm)

En algunos equipos hay un sistema de doble cabeza, con dos detectores situados uno enfrente del otro, con objeto de efectuar un rastreo frontal y otro dorsal simultáneamente en el mismo paciente. La distancia de cada cabeza al órgano a estudiar puede variarse. Lógicamente la información de cada cabeza va a parar a sendos sistemas de registro.

Actualmente en desuso, sin embargo, tienen una gran ventaja: la relación de tamaño Imagen/Órgano es 1/1, lo que es una muy útil para algunas indicaciones como silueta-miento de ciertos órganos con vistas a la radioterapia, o valoración del tamaño de los mismos, como en el caso del tiroides para evaluar la dosis terapéutica de I-131 a administrar.

### **GAMMACAMARA**

Es un equipo de detección externa, pero capaz de efectuar adquisición de información de varias regiones orgánicas vecinas de forma

simultánea sin necesidad de movimiento de rastreo. Este instrumento ha desplazado a los equipos anteriores, siendo en la actualidad el más utilizado en los Servicios de Medicina Nuclear.

Aunque existen otros tipos de gammacámaras, como la de Bender y Blau, la más usada es la de Anger, que es la que describimos aquí:

Fundamentalmente consta de (Ver figura 2):

- Detector
- Sistema de posicionamiento X, Y
- Sistema de registro gráfico
- Colimador

El segundo y el tercero se encuentran situados en la consola del equipo, junto a los controles de mando, y los otros dos están situados en la cabeza de la cámara.

El detector consiste en un gran cristal de centelleo (de INa(Tl)), de forma circular o rectangular, de un espesor de 11 a 20 pulgadas de diámetro aproximadamente. Su espesor es de 1/2 pulgada, fabricándose últimamente de 3/8 y 1/4 para estudios de Cardiología Nuclear fundamentalmente por tener mayor resolución espacial. Una de las caras del cristal está acoplada a un conjunto de tubos fotomultiplicadores dispuestos en forma de matriz y en número de 19 a 96.

La suma de las señales de salida de los TPM o pulso Z va a sufrir el mismo proceso posterior que en el equipo de contaje externo descrito más arriba. El sistema de posicionamiento X, Y determina, por medio de las diferencias entre las señales de salida de cada TPM, la posición que el pulso Z tiene en el plano.

El sistema de registro gráfico es un osciloscopio, donde se muestra cada pulso con dos parámetros, X e Y, que son la posición en el plano y que dependen del punto en que el fotón gamma se ha producido. Este osciloscopio puede ser para visualización directa por el explorador, en cuyo caso se le puede variar la persistencia para fijar la imagen, o puede ser para toma de imágenes permanentes, teniendo entonces escasa persistencia y estando acoplado a un sistema fotográfico tipo placa o tipo polaroid. La intensidad de la imagen se puede alterar variando la intensidad de luz del osciloscopio o el tiempo de exposición de la fotografía. También puede pasar la información a un ordenador.

En la consola del equipo se encuentra también los controles de mando, que fundamentalmente son:

- Ajuste del fotopico: seleccionan una línea de base y una ventana para obtener pulsos de una energía determinada, en consonancia con el radioisótopo con el que se está trabajando. Suele haber un mando para poder visualizar en el osciloscopio el espectro energético que emite el órgano a estudiar (la distribución estadística de sus energías). En algunas cámaras es posible seleccionar múltiplos, lo que es útil para estudios con isótopos con varios picos como el Ga-67.

- Tiempo de conteo: es lo que dura la adquisición de una imagen. Esta adquisición puede terminar cuando se ha llegado a una determinada cantidad de cuentas, a un tiempo determinado, preseleccionados o a una combinación de ambas cosas. Suele haber un display para medir el número de cuentas y el tiempo.

- Parámetros de estudios dinámicos, como el tiempo de duración de cada imagen y el tiempo total de la exploración.

- Formato de presentación de la imagen: tamaño, número por placa, imagen de rastreo.

- Control del movimiento del paciente en caso de rastreo: velocidad.

En este equipo hay una amplia gama de colimadores disponibles, en función de las distintas necesidades (Ver figura 3):

- Tamaño del órgano a estudiar:

- \* De igual tamaño al cristal: colimadores paralelos.
- \* De tamaño mayor que el cristal: colimadores divergentes.
- \* De tamaño menor que el cristal: colimadores convergentes.
- \* De pequeño tamaño: colimadores pin-hole.

- Energía gamma del radioisótopo usado:

- \* Colimadores de alta energía: con grandes tabiques y muy pesados.
- \* Colimadores de baja energía: de tabiques más estrechos, y por tanto más ligeros.

- Resolución requerida:

- \* Alta: para obtención de imágenes. Son de tabiques más gruesos, y se precisa más tiempo para adquirir un número determinado de cuentas.

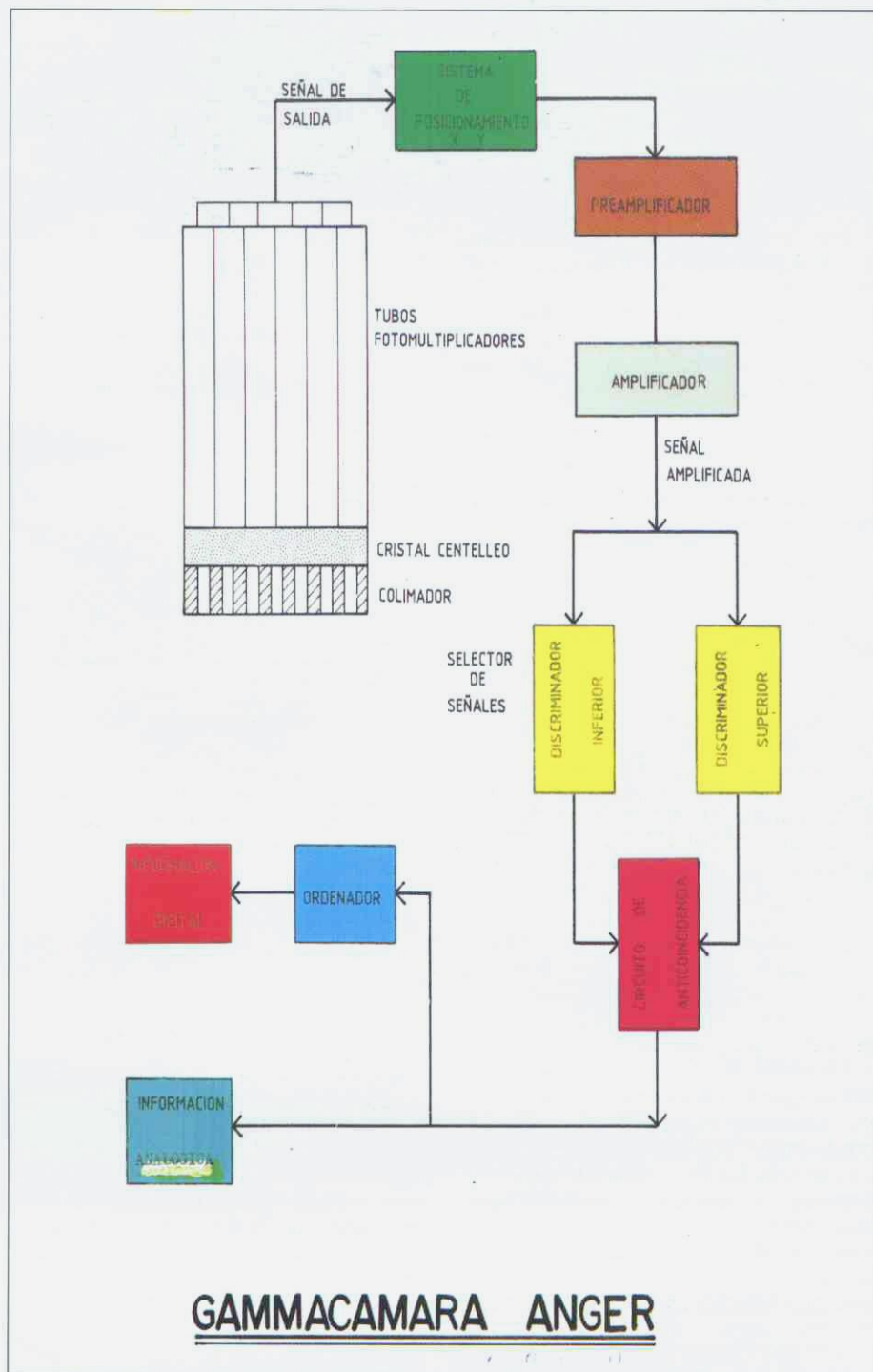


Figura 2.- Esquema de funcionamiento de una gammacámara tipo Anger.

\* Baja: para estudios dinámicos, donde la información tiene poca cantidad de cuentas y hace falta una sensibilidad mayor a expensas de reducir la resolución.

La resolución de un colimador se mide mediante el índice de resolución (IR):

$$IR = \frac{a + b + c}{a} \times d$$

donde a = grosor del colimador

b = distancia entre superficie externa del colimador y objeto

c = distancia entre superficie interna del colimador y plano medio de interacción del cristal de centelleo

d = diámetro de los agujeros del colimador

Se entiende que tanto mejor es la resolución cuanto más bajo sea IR.

Por otra parte la eficacia de conteo (E) o sensibilidad del colimador es

directamente proporcional al cuadrado de IR.

Por último un elemento importante pero extrínseco a la gammacámara es la mesa de exploraciones, donde se coloca al enfermo, y que conviene que tenga un dispositivo mecánico para moverse para efectuar rastreos de cuerpo entero o de parte del mismo.

**Parámetros de calidad de una gammacámara**

Resolución espacial:

Depende de la resolución intrínseca (RI) y de la resolución del colimador (RC). La intrínseca ha mejorado mucho en los últimos tiempos, variando desde 12 mm a finales de los años 60 hasta 3 mm en la actualidad. Ello es debido sobre todo al aumento del número de TPM y a la disminución del espesor del cristal. En general las cámaras de campo pequeño tienen mejor resolución que las de campo ancho.

La resolución total ( $R_T$ ) es:

$$R_T = R_C^2 + R_I^2$$

Uniformidad:

Cuando la cámara es expuesta a un campo de radiación uniforme la imagen que ofrezca debe ser igualmente uniforme, puesto que, si resultan zonas más calientes o más frías que el resto, el explorador puede interpretarlas como lesiones. La falta de uniformidad suele ser debida a alteraciones en la ganancia de uno o varios TPM que se hacen inestables con el paso del tiempo, por lo que periódicamente debemos realizar un test de uniformidad. Para ello exponemos a la cámara a una fuente de radiación puntual (sin colimador) o a una fuente ancha de radiación uniforme (con colimador) hasta acumular un número determinado de cuentas. Las cámaras actuales suelen estar provistas de un sistema corrector de ganancias de TPM automático.

Capacidad de contaje de alta actividad:

En estudios dinámicos, como en los que se realizan en Cardiología, es preciso que la cámara recoja la máxi-

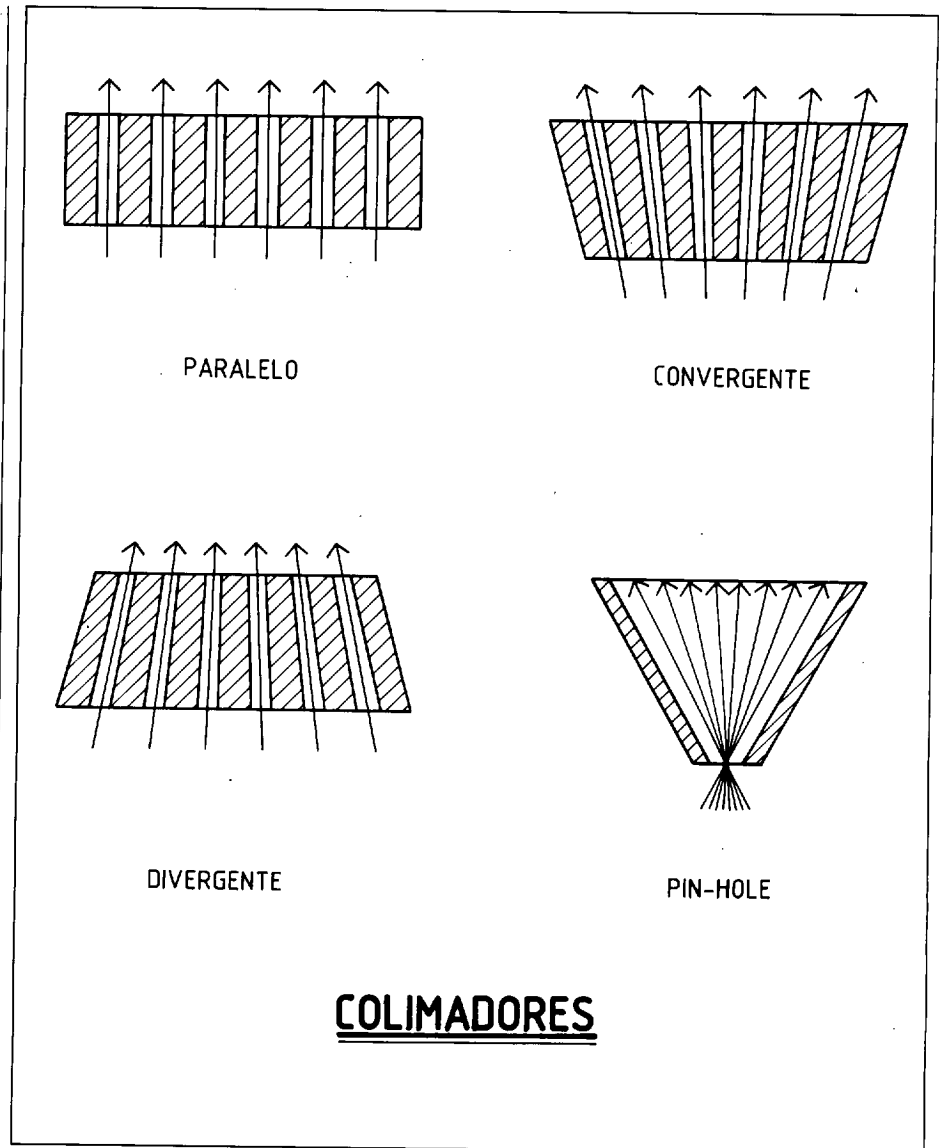


Figura 3.- Diferentes tipos de colimadores.

ma información de una fuente con gran actividad. Pueden llegar a contar hasta 100.000 c/seg. Esta capacidad está limitada por el tiempo de decay de la luminiscencia del cristal de centelleo (240 nanoseg en el

INa(Tl)). Conviene comprobar este parámetro con frecuencia con una fuente. En la práctica suele fallar por error en la calibración de la ventana energética seleccionada, que no se ajusta simétricamente al fotopico.

**BIBLIOGRAFIA**

CHANDRA R., ed. Introductory physics of nuclear medicine. Philadelphia, Lea and Febiger, 1987.  
 MUCHLLEHNER G. The Anger scintillation camera. En: GOTTSCHALK A., HOFFER PB., POTCHEN EJ., eds. Diagnostic nuclear medicine. Baltimore, Williams and Wilkins, 1988; 71-81.  
 MURPHY PH. Acceptance testing and quality control of gamma cameras, including SPECT. J. Nucl Med.; 28: 1221-1227, 1987.  
 OPENHEIM BE., and BECK RN. The scintillation detector. En: GOTTSCHALK A., HOFFER PB., POTCHEN EJ., eds. Diagnostic nuclear

medicine. Baltimore, Williams and Wilkins, 1988; 55-63.  
 PENA F., DOMENECH FM. Isótopos, radiaciones y detectores. En: DOMENECH FM., SETOAIN J. y GALOFRE P., eds. Medicina Nuclear: Aplicaciones diagnósticas de los isótopos radiactivos. Barcelona, Científico-Médica, 1980; 1-11.  
 TSUI BMW., DONALD L., GUNTER BS and BECK RN. Physics of collimator design. En: GOTTSCHALK A., HOFFER PB., POTCHEN EJ., eds. Diagnostic nuclear medicine. Baltimore, Williams and Wilkins, 1988; 42-54.