

Principios físicos de la cámara Gamma y su control de calidad

Carlos Sánchez Catasús, Hospital Clínico Quirúrgico "Hermanos Ameijeiras,
Ministerio de Salud Pública
Juan M. Fránquiz, Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular,
Ministerio de Salud Pública

RESUMEN

Se describen los principios físicos básicos de la cámara gamma como sistema formador de imágenes de órganos del cuerpo humano para el diagnóstico médico. El control de calidad de las imágenes depende de la uniformidad, resolución espacial y la sensibilidad de la cámara gamma. Estos parámetros fueron controlados por los autores durante un

período de dos años. De las experiencias adquiridas, así como de los resultados publicados por otros investigadores con cámaras de igual o diferente tipo, se propone un modelo para el control de calidad sistemático a fin de garantizar la exactitud de la información útil al médico y la detección temprana de cualquier mal funcionamiento o desajuste en el sistema.

ABSTRACT

The gamma camera and its physical principles as an imaging system are described. The uniformity, spatial resolution and sensitivity were assessed during two years.

From these results and those reported by others, it is proposed a model for the periodic quality control of the gamma camera.

INTRODUCCIÓN

La cámara gamma es un sistema formador de imágenes que se utiliza en el diagnóstico médico. Se basa en la detección de las radiaciones gamma emitidas por un paciente al que previamente se le administró un radioisótopo. Esto permite obtener imágenes de la distribución del radioisótopo en el órgano o sistema bajo estudio. La cámara gamma está constituida por dos

unidades principales: la cabeza detectora y el sistema de visualización (figura 1).

Cabeza detectora

Está formada por un cristal de centelleo de INa(Tl) circular de 25 a 45 cm de diámetro y 1.25 cm de espesor (1). Acoplado al cristal hay un arreglo hexagonal de tubos fotomultiplicadores (TFM) que pueden ir desde 37 hasta 91 (1,2). Los TFM se acoplan al cristal a través de una guía de luz de alto índice de refracción a fin de impedir reflexiones totales en la superficie de separación con el cristal (3). En este la luz se propaga isotrópicamente y por tanto todo el arreglo de TFM es sensible a cada centelleo, siendo colectada la mayor cantidad de luz por el TFM que subtienda el mayor ángulo sólido con la posición en que se produce la interacción de la radiación gamma. Los pulsos provenientes de los TFM pasan por una red de capacitores (figura 1) que conforman cuatro señales X^+ , X^- , Y^+ y Y^- que definen la localización del destello en el cristal (4).

Estas cuatro señales son procesadas por una computadora analógica que a su salida entrega las siguientes señales resultantes:

$$X = \frac{X^+ - X^-}{Z}, \quad Y = \frac{Y^+ - Y^-}{Z}, \quad Z = X^+ + X^- + Y^+ + Y^-$$

X y Y definen unívocamente la posición en que se registra la radiación en el cristal mientras que Z es proporcional a la energía absorbida en el proceso de interacción. Esta señal pasa por un analizador de altura de pulsos que acepta sólo a aquellos correspondientes al fotopico del radioisótopo de interés.

Entre la fuente radiactiva y el cristal se coloca un colimador (figura 1) construido de un material de alto coeficiente de absorción para la radiación gamma, (plomo o tungsteno) que garantiza que sólo lleguen al cristal las radiaciones provenientes de zonas limitadas. Existen diferentes tipos de colimadores cuyo uso depende de la energía de emisión del radioisótopo empleado y de la sensibilidad y resolución requerida en cada investigación. Los colimadores más utilizados son los de orificios paralelos (figura 1). Estos poseen miles de orificios que aceptan de manera independiente la radiación proveniente de áreas limitadas y ofrecen la mejor resolución espacial y sensibilidad en el estudio de grandes órganos (cerebro, hígado, pulmones).

Sistema de Visualización

Una vez aceptado el pulso Z, las señales X y Y pasan a un osciloscopio de pantalla persistente (figura 1) donde a la posición de interacción de la radiación gamma con el cristal, le corresponde en la pantalla del osciloscopio un destello luminoso (5). La integración de miles de destellos permite observar una imagen bidimensional que corresponde a la proyección

sobre el cristal de la distribución tridimensional de radiactividad en el órgano bajo estudio. (figura 2).

En los sistemas modernos, las señales X y Y pasan a través de un convertidor analógico-digital de dos canales (6,7) de forma tal que el rango continuo de amplitudes X y Y se transforma en un rango discreto de n valores digitales (n = 64, 128 ó 256) correspondientes a las coordenadas de la interacción de cada radiación con el cristal. A cada par (x,y) le corresponde una localización en la memoria central de una minicomputadora acoplada al sistema (figura 1). Esto da lugar a la formación de una matriz de n² celdas donde cada una contiene el número de interacciones que se han producido en la coordenada (x,y). Esta matriz se visualiza en forma de imagen en un monitor de TV a color, como una distribución continua de colores donde cada uno define un rango de radiactividad.

CONTROL DE CALIDAD

La formación de imágenes en la cámara gamma depende de varios factores que son reflejo de los procesos físicos que tienen lugar durante la interacción y registro de la radiación. No obstante, la calidad de la imagen se controla fundamentalmente por tres parámetros: uniformidad, resolución espacial y sensibilidad.

Uniformidad

Exponiendo el cristal del detector a un flujo uniforme de radiación se visualiza una imagen con notables no uniformidades (figura 3). Estas diferencias son equivalentes a variaciones en la frecuencia de conteo de más de 10 %. La causa de este problema radica en la no linealidad de la respuesta espacial del sistema, que resulta cuando las señales X y Y no se midifican linealmente con el desplazamiento de una fuente lineal a través de la superficie del detector. Otra causa importante de no uniformidad es el hecho de que cada TFM posee una eficiencia individual, lo que trae consigo que sus respuestas sean diferentes ante una misma actividad.

Existen varios métodos para valorar cuantitativamente la no uniformidad (8, 9). Uno de ellos se basa en calcular el por ciento de celdas que se encuentran dentro de límites permisibles (LP) expresados matemáticamente por (9).

$$LP = N \pm (\%N + 2N^{\frac{1}{2}})$$

Donde N es el número de conteos promedio por celda, %N es el rango seleccionado de no uniformidad (generalmente 5 ó 10 % de N) y 2N^{1/2} es el doble de la desviación típica asociada a la estadística del conteo radiactivo.

Un procedimiento de corrección de la no uniformidad es ajustar la ganancia de cada TFM hasta lograr una respuesta lo más uniforme posible (5).

Algunas cámaras incorporan microprocesadores para corregir automáticamente las no uniformidades (1). La corrección se realiza mediante la imagen de una fuente plana uniforme a partir de la cual se generan factores de corrección que corrigen la uniformidad en las imágenes subsiguientes (figura 4). Generalmente la fuente utilizada es de Co^{57} debido a que posee una larga vida media (256 días) y su energía de emisión (122 KeV) es similar a la del radioisótopo más utilizado en estudios con cámara gamma (Tc^{99m} , energía de emisión 140 KeV).

Después de obtenida la imagen de corrección cualquier cambio en el ancho y posición de la ventana, frecuencia de conteo y energía de emisión del radioisótopo puede potencialmente introducir artefactos que alteran la uniformidad (10, 11). En nuestro laboratorio hemos encontrado los resultados que se muestran en la Tabla I (11).

Resolución Espacial

En la característica del sistema que describe su capacidad para distinguir diferencias en la distribución de radiactividad. Posee dos componentes, uno que depende del colimador (resolución geométrica, R_g) y el otro de los procesos físicos que tienen lugar en la formación de la imagen (resolución intrínseca, R_i). La R_i se ve afectada por el proceso de conversión fotoelectrónica en los TFM y por la dispersión Compton en el cristal. Ambos fenómenos limitan el rango de energías utilizable (de 70 a 400 KeV).

La resolución se controla a través del "phantom de barras", dispositivo que se coloca sobre el colimador. Su imagen se obtiene (figura 5) colocando sobre él una fuente plana uniforme. La resolución del sistema se valora cualitativamente por medio de la observación visual de dicha imagen.

Sensibilidad

Se define como la fracción de los cuantos gamma emitidos por la fuente que son registrados por el detector. Depende del colimador y de la ventana energética del analizador de altura de pulsos. Se controla por medio de la radiactividad registrada de una fuente patrón, que generalmente es la fuente plana uniforme utilizada en los controles anteriores.

Junto con la sensibilidad es conveniente controlar la estabilidad de la cabeza detectora y el nivel del fondo radiactivo. La estabilidad se valora a través de los tests estadísticos conocidos y el nivel de fondo por medio del registro de radiactividad en ausencia de emisores gamma y beta.

RECOMENDACIONES FINALES

La experiencia de los autores y los resultados publicados por otros investigadores, al cabo de dos años de control sistemático de los parámetros anteriores, permiten establecer las siguientes recomendaciones (tabla II).

La uniformidad debe ser controlada diariamente y por un método cuantitativo. La resolución espacial debe controlarse al inicio de cada semana por el método cualitativo y manteniendo un record histórico de las imágenes del phantom de barras. La sensibilidad se debe controlar diariamente y la estabilidad cada semana. El control del nivel de fondo es muy importante y debe realizarse diariamente. Su control consiste en comparar el registro efectuado con el de los días anteriores. Su importancia radica en que alteraciones en el cristal, en el acoplamiento óptico o en las conexiones eléctricas de la cabeza detectora, inducen un alto nivel de fondo por encima de lo normal. Cuando se detecta un fondo elevado, es necesario comprobar de inmediato que no se trata de una contaminación radiactiva en la camilla, colimador o piso de la habitación.

Todos estos controles demoraron alrededor de 30 minutos al inicio de la jornada de trabajo. También deben efectuarse luego de una reparación de la cámara o de su mantenimiento programado. El resultado de todos estos controles se llevó en un libro en el que aparecieron además todas las roturas y reparaciones que sufrió el sistema.

Siguiendo el esquema propuesto se garantiza la confiabilidad y la reproducibilidad de las investigaciones clínicas, así como la detección temprana de cualquier mal funcionamiento, con las ventajas que esto implica para su reparación.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean manifestar su agradecimiento a la Lic. Mercedes Borrón por su ayuda en la realización de este trabajo.

TABLA I

Por ciento de celdas dentro de los límites permisibles para tres diferentes energías fotónicas.

Fuente plana	Energía (KeV)	Rango de No Uniformidad		
		5 %	10 %	15 %
Co ⁵⁷	122	95	100	100
Tc ^{99m}	140	92	100	100
Xe ¹³³	80	67	82	93

La corrección se tomó para la fuente plana de Co⁵⁷

TABLA II

Control de calidad de los parámetros de trabajo de la cámara gamma

Parámetro	Frecuencia	Criterio	Prueba
Uniformidad	Diaria	Cuantitativo	Por ciento de celdas en los límites permisibles

Parámetro	Frecuencia	Criterio	Prueba
Resolución	Semanal	Cualitativo	Observación visual y record histórico de las imágenes del phantom de barras
Sensibilidad	Diaria	Cuantitativo	Registro de la actividad en cps de una fuente radiactiva patrón
Fondo Radiactivo	Diaria	Cuantitativo	Registro de la actividad en cps en ausencia de cualquier fuente radiactiva
Estabilidad	Semanal	Cuantitativo	Test de χ^2 (chi cuadrado)

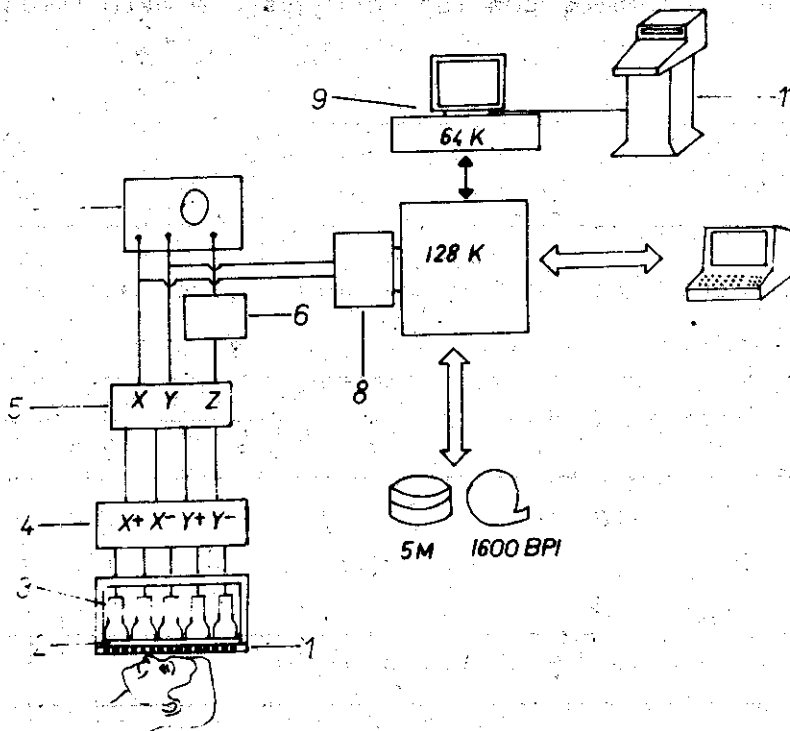


Figura 1. Cámara gamma y sistema procesador de datos. 1) Colimador; 2) Cristal de centelleo; 3) Tubos fotomultiplicadores; 4) Red de capacitores; 5) Computadora analógica; 6) Analizador de altura de pulsos; 7) Osciloscopio de pantalla persistente; 8) Convertidor analógico-digital; 9) Monitor de TV y memoria asociada; 10) Consola alfa-numérica; 11) Formador de imágenes en placas radiográficas.

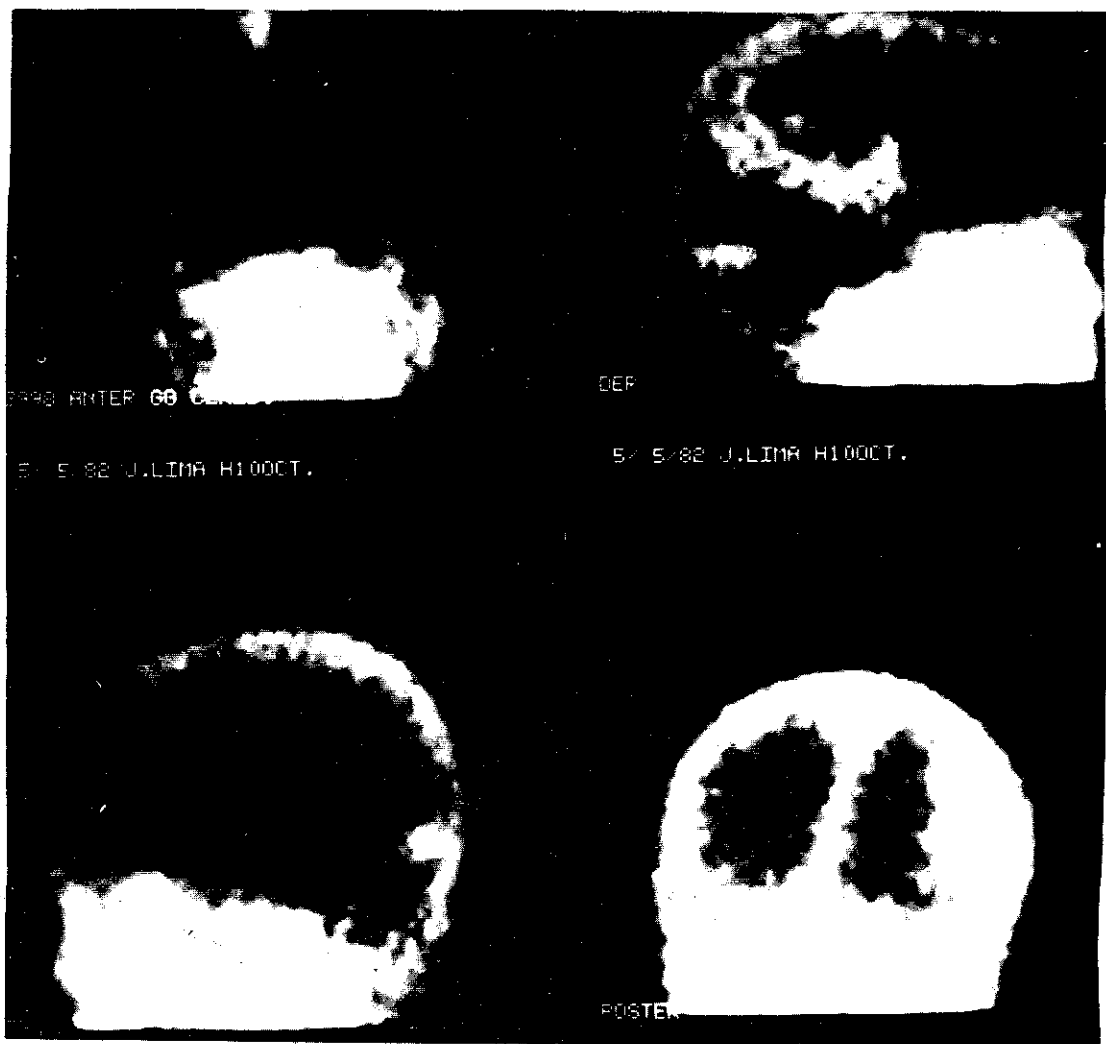


Figura 2. Proyecciones anterior, lateral derecha, lateral izquierda y posterior de la distribución de radiactividad en los hemisferios cerebrales. Las proyecciones lateral derecha y posterior dan evidencias de un accidente vascular encefálico.

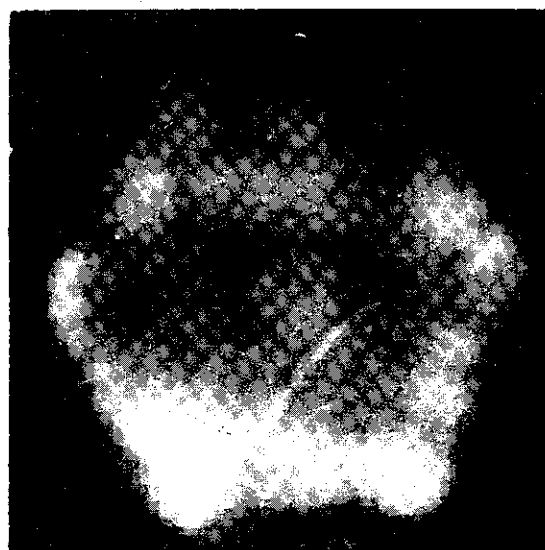


Figura 3. Imagen en una cámara gamma desajustada de una fuente radiactiva plana uniforme. Se observa la distribución de los Tl-201.

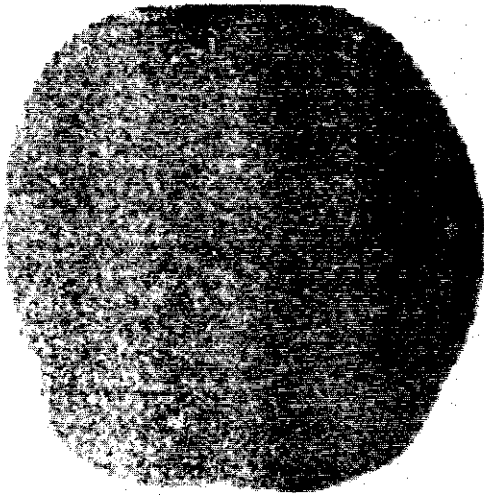


Figura 4. Imagen corregida en una cámara gamma ajustada de una fuente radiactiva plana uniforme. La no homogeneidad que se observa se debe al monitor de TV a partir del cual se obtuvo la imagen.

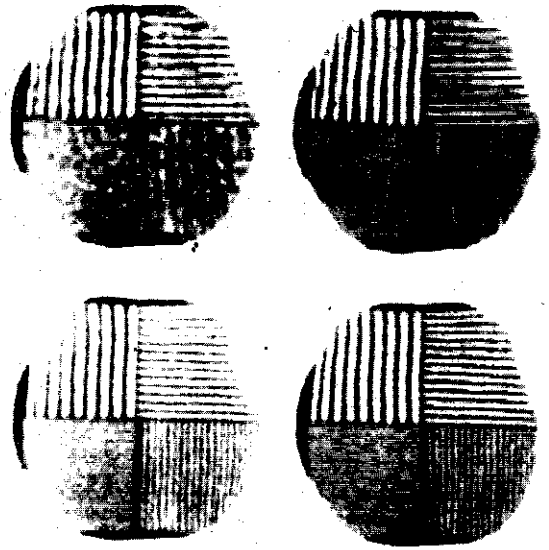


Figura 5. Imagen del phantom de barras empleada para el control cualitativo de la revolución.

BIBLIOGRAFÍA

1. Erickson, J. and B.A. Bertrand
Textbook of Nuclear Medicine. Edit. G. Rocha, Philadelphia, Lea & Febiger, pág. 236 (1978).
2. Knoll, G.
Proceedings of IEEE, vol. 71, No. 3, (1983)
3. Anger, O.
Fundamental Problems in Scanning. Edit. Ch. Thomas Publishers (1968).
4. Anger, O.
Instrumentation in Nuclear Medicine. Edit. G. Hine, NY, Academic Press (1967).
5. Fránquiz, J. y R. Fraxedas
Rev. Cub. Med. 19, 2, (1980).
6. O'Neill, W. and J. Sorensen
Instrumentation in Nuclear Medicine. Edit. G. Hine, NY. Academic Press vol. II, (1974).
7. Fránquiz, J.
Rev. Cub. Med. 18, 5, (1979).
8. Hernández Victoria, A.
Radiología 25, 1, (1983).
9. Cohen, G. et al.
Radiology 118, 1, (1976).
10. Olch, A. et al.
Optical Engineering, 19, 6, (1980)
11. Fránquiz, J. y R. Fraxedas
Brit J Radiol 56, 603, (1983)