

Principios básicos en el trabajo con cámara gamma y su empleo en investigaciones médicas¹

Por los Lies.:

JUAN M. FRANQUIZ*¹ y ROBERTO FRAXEDAS**

Fránquíz, J.M.; R. Fraxedas. *Principios básicos en el trabajo con cámara gamma y su empleo en investigaciones médicas*. Rev Cub Med 19: 2, 1980.

Los estudios de visualización de órganos y lesiones mediante Radioisótopos, desde hace más de veinte años han sido de interés y utilidad en investigaciones médicas, y es éste en la actualidad un campo en continuo incremento y desarrollo. Actualmente los dos instrumentos más conocidos y difundidos que permiten realizar estos estudios, lo son el *scanner* rectilíneo y la cámara gamma o cámara de Anger. Esta última, de más reciente desarrollo, presenta sobre el *scanner* una serie de ventajas, de las cuales la más notable es la posibilidad de combinar la visualización de órganos con el estudio del tránsito o distribución temporal del radiotrazador en el órgano de interés. En este trabajo se presentan los fundamentos del trabajo con la cámara gamma, los principales factores que determinan la calidad de su respuesta, así como se comparan sus posibilidades con el *scanner* rectilíneo y su empleo actual en investigaciones médicas.

Con el rápido desarrollo de la física nuclear a partir aproximadamente de la segunda mitad de este siglo, prácticamente todas las ramas de las ciencias aplicadas y de investigación se vieron penetradas por las técnicas nucleares, las cuales permitieron de manera relativamente simple y con gran exactitud, abordar estudios hasta ese momento imposible o sumamente difícil de realizar.

Uno de los campos donde las técnicas nucleares mostraron su amplia utilidad fue en ciencias médicas, donde se emplearon desde los primeros tiempos en el estudio de la morfología y función de órganos internos aprovechando las ventajas que presentan los radioisótopos como trazadores

El estudio de la glándula tiroides mediante¹, permitió obtener los primeros éxitos con estas nuevas técnicas, al obtenerse la distribución del yodo radiactivo en la glándula.

¹ Trabajo realizado en el Instituto de Medicina Clínica y Experimental de Praga y en el Instituto de Roentgenología y Radiología de Moscú.

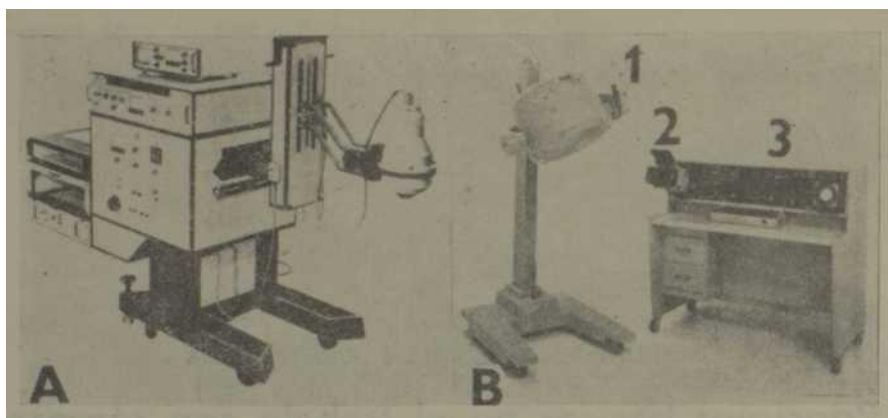


Figura 1. A: scanner rectilíneo. B: cámara gamma, donde: 1) cabeza detectora, 2) cámara polaroid. 3) consola de la cámara.

Empleando un detector de rayos gamma colocado sobre una pantalla en la cual se tenían 400 posiciones, se midió la actividad sobre tiroides punto por punto, después de la administración de 100 a 200 μCi de ^{131}I , el mapeo completo demoró más de una hora y lo tedioso del procedimiento obligó a pensar en su automatización, esto dio lugar al desarrollo del primer scanner rectilíneo¹.

En el scanner rectilíneo (figura 1-A), por un procedimiento mecánico, la cabeza detectora recorre línea por línea toda la región de interés, mientras que otro dispositivo sincronizado a ésta imprime sobre papel la actividad registrada en cada zona por medio de puntos y rayas¹². En los modernos scanners esta información se presenta en varios colores o sobre placa radiográfica, las diferencias de color o ennegrecimiento de la placa corresponden a los diferentes niveles de actividad; de esta forma se representa en un gráfico bidimensionalmente la distribución del radioisótopo en el órgano estudiado. El gráfico recibe el nombre de gammagrama y el proceso de su obtención gamma-grafía.

A partir de los años 1952 y 1953, se comenzó la producción comercial de scanners rectilíneos y es desde entonces que se produjo el impetuoso avance y desarrollo, de manera que actualmente la

gammagrafía con scanner rectilíneo es la aplicación más conocida y difundida de la medicina nuclear³⁻⁰.

No obstante, en 1957 se describió un sistema, que en contra del scanner, permite obtener una distribución de actividad sin necesidad de movimiento alguno y se pueden observar todos los puntos del campo de estudio simultáneamente⁶. Este sistema, llamado cámara gamma o cámara Anger (figura 1-B), utilizaba como detector un cristal de INa (Tl) de 11 de diámetro y debido a su pobre eficiencia y a la dificultad de su construcción, no alcanzó desarrollo comercial hasta algunos años después en que estas dificultades fueron solucionadas.

En la cámara gamma, al ser posible recoger en cualquier instante la distribución de actividad en todo el órgano, se puede realizar el estudio temporal de dicha distribución y tomar una serie de vistas seriadas. Esto permite realizar el estudio dinámico de la distribución o tránsito del radiofármaco en un órgano, lo cual permite establecer una diferencia más sensible entre las características normales y anormales.

Formación de la imagen en la cámara

El detector está formado por un cristal de INa (Tl) de entre 11" y 16" de

Cámara gamma	Número de fotomultiplicadores	Diámetro del cristal (cm)	Tiempo muerto (fj,seg.)	Índice de resolución (mm)	Uniformidad (%)
General Electric	19	33	2,5	6	10
Ohio nuclear	37	34	–	4	5
Searle LFOV	37	47	–	–	15
Picker 4/10	19	26	2	5	10
Picker 4/12	19	34	2	7	6
Elscint SPR	37	30	1,5	6	10
Toshiba	37	40	2,5	7,5	10

Características principales de algunos modelos de cámara gamma existentes en el mercado.¹¹

diámetro y $\frac{1}{2}$ de espesor, acoplado ópticamente a una distribución hexagonal de 19 o 37 tubos fotomultiplicadores, en dependencia del fabricante (cuadrado).

Entre la fuente emisora y el cristal (esquema), se coloca el colimador construido de un material tal que absorba las radiaciones, pero con una distribución de huecos (miles) que permita al cristal recibir radiaciones de zonas localizadas, de manera que sobre este se forme la distribución bidimensional de actividad.

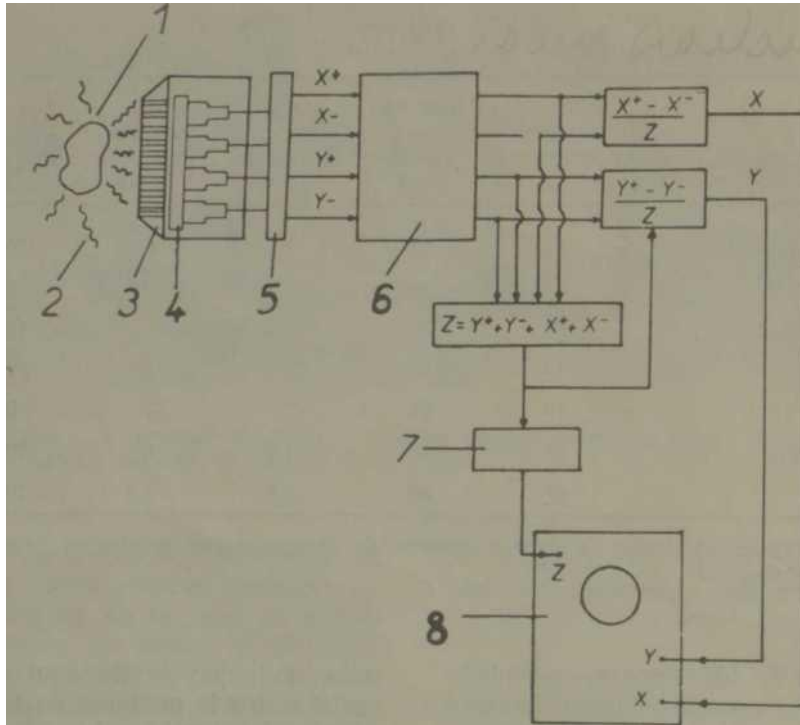
Al interactuar una radiación gamma con el cristal, se produce en este la emisión de fotones, que son conectados por los tubos fotomultiplicadores cercanos al punto de interacción y en proporción dependiente de su distancia a este. La señal de salida de cada fotomultiplicador va directamente a un circuito de capacitores (esquema), donde todos se convierten en cuatro señales X, Y, X y Y que contienen la información necesaria para identificar el punto de interacción.

Las señales resultantes X, Y y Z se aplican a un osciloscopio, en el cristal se reproduce en su pantalla como un destello luminoso, existe equivalencia espacial entre la posición de ambos. Una cámara fotográfica abierta durante el tiempo de interés, recoge todos los destellos producidos en ese intervalo, de manera que la distribución del radioisótopo se revela después que un número significativo de destellos han sido acumulado entre 3 000 y 10 000 (figura 2).

Calidad de la imagen formada

La reproducción de la distribución tridimensional de actividad en el órgano en una imagen bidimensional, depende de una serie de factores que van desde la penetración de radiaciones en el colimador hasta la formación del destello luminoso en la pantalla del osciloscopio. No obstante, la calidad de la reproducción se valora sobre la base de varios parámetros característicos del sistema como un todo. Dichos parámetros son: Tiempo muerto, resolución, sensibilidad y uniformidad de las respuestas.

- a) Tiempo muerto. Se debe a que al producirse un recuento (interacción de una radiación gamma con el cristal registrada), el sistema no es capaz de registrar otro hasta cierto tiempo des-



Esquema. Diagrama de los principales componentes de la cámara gamma. 1) fuente radiactiva, 2) radiación gamma, 3) colimador, 4) cristal, 5) preamplificador, 6) atenuador variable, 7) analizador de altura de pulsos. 8) osciloscopio.



Figura 2. Imagen obtenida mediante cámara gamma en un estudio renal empleando hippuran-⁶⁵. En la foto aparece el radiofármaco distribuido en riñones y vejiga.

pués (del orden de 10^3 seg.), lo que trae por consecuencia la pérdida de cierta cantidad de "conteos".

Las pérdidas por tiempo muerto están en dependencia del número de "conteos" en la unidad de tiempo, de forma que para elevado número de "conteos" por segundo (cps) las imágenes pueden ser distorsionadas, especialmente cuando se realizan estudios dinámicos, donde en ocasiones se trabaja con alta velocidad de "conteo". El valor del tiempo muerto dependerá de las características de cada cámara (cuadro), pero siempre que se disponga de un sistema procesador de datos o una computadora digital acoplada a la cámara, resulta posible corregir los conteos" perdidos empleando la expresión.

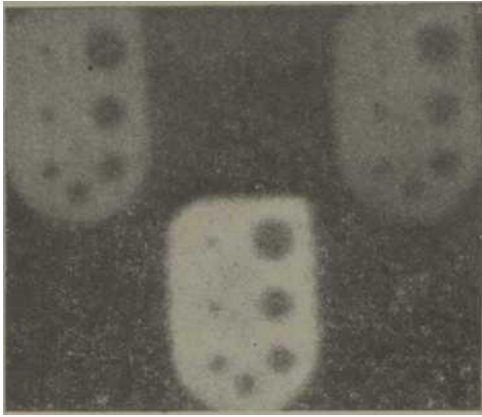


Figura 3. Imagen obtenida mediante cámara gamma para un phantom, en el cual se simulan lesiones de diferentes tamaños.

Donde: R_0 = número de "conteos" por segundo registrados
 $R(t)$ = número de "conteos" por segundo verdadero
 T = tiempo muerto del sistema

Las cámaras actuales se construyen con características tales que permiten recoger hasta 200000 cps sin pérdidas considerables.

a) *Resolución*: es una medida relativa de la capacidad del sistema para detectar no homogeneidades o diferencias en la distribución de actividad.^{11,12}

El concepto de resolución tiene su origen en la óptica física, donde se define como la distancia mínima para la cual dos fuentes luminosas pueden ser distinguidas con buena definición. En estudios de distribución radioisotópica las fuentes luminosas se sustituyen por dos fuentes lineales de actividad, formada cada una por una varilla de vidrio de aproximadamente 1 mm de diámetro y de 30 a 40 cm de largo, llena de solución radiactiva.¹³

Sin embargo, la definición de resolución dada es bastante imprecisa, en dependencia del criterio de distinguibilidad que se emplee. Con la disponibilidad de sistemas procesadores de datos que permiten obtener información digitalizada, es posible establecer un criterio exacto, capaz de medir cuantitativamente la resolución del sistema de manera que ésta puede ser expresada por un número. En este caso se calcula el llamado "índice de resolución" (expresado en mm) como el ancho a la mitad del pico en la función lineal de dispersión obtenida experimentalmente a partir de una fuente lineal.

El índice de resolución permite comparar diferentes sistemas, pero un sistema puede permitir detectar no homogeneidades en la distribución de radiactividad, cuyo tamaño sea menor que el valor de este índice. Una medida de la resolución más representativa de las posibilidades del sistema se logra por medio de *phantoms* que simulen la distribución de actividad en el órgano estudiado.^{14,15}

Para este fin, se han diseñado *phantoms* internacionales (figura 3), los cuales permiten simular defectos de diferentes tamaños y comparar los resultados obtenidos en diferentes laboratorios y países.

La resolución de una cámara depende fundamentalmente de dos factores: las condiciones geométricas bajo las cuales se realiza la medición y los procesos físicos que tienen lugar durante la interacción y registro de la radiación gamma. Lo primero depende de las características del colimador y su distancia a la fuente emisora y lo segundo a la fabricación de todo el sistema; como ambos factores permiten ser analizados por separado, se habla de resolución geométrica y de resolución intrínseca, y es la resolución total la raíz de la suma de éstas al cuadrado.

Teóricamente resulta posible obtener un estimado de la resolución geométrica considerando la distribución de huecos en el colimador, su tamaño, número-

*

ro, longitud y separación entre ellos. En general, la resolución decrece con la distancia, aunque para colimadores con huecos paralelos se puede considerar como independiente.

La resolución intrínseca se ve afectada principalmente por el proceso de conversión fotoelectrónica que ocurre en los fotomultiplicadores y por la dispersión que presentan las radiaciones gamma en el cristal.

Lo primero es crítico para bajas energías (> 70 Kev) pues depende del número de fotones producidos por la radiación gamma en el cristal (de 20 a 30 fotones por Kev de energía entregada). Un pequeño número de electrones producido en el fotocátodo¹⁹ produce considerable dispersión estadística en los pulsos de salida y por tanto, error en la posición exacta del centelleo.

La pérdida de resolución por esta causa se compensa empleando fotomultiplicadores con fotocátodos de elevada eficiencia cuántica, o sea mayor número de fotoelectrones producidos por fotón.

El segundo factor que afecta la resolución intrínseca se debe a la probabilidad de que se produzca en el cristal la dispersión múltiple de Compton: como es conocido los rayos gamma ceden toda su energía principalmente por efecto fotoeléctrico o por múltiples efectos Compton, uno a distancia del otro en el cristal pero el sistema los registra como un solo efecto fotoeléctrico en una posición equidistante al punto donde se produjeron las interacciones Compton⁷. A elevadas energías éstos son los efectos mayormente contribuyentes al pico fotoeléctrico⁸ e igualmente la probabilidad de que ocurra aumenta con el espesor del cristal, lo que implica un límite para éste y para el rango de elevadas energías en el trabajo con la cámara.

La resolución intrínseca es también dependiente de otros factores (detalles electrónicos de construcción interna) y está sujeta a cambios como resultado del envejecimiento y deterioro de

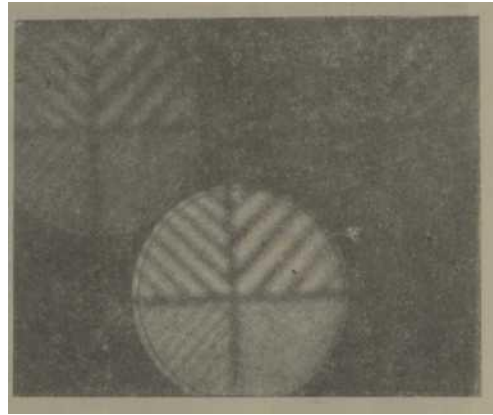


Figura 4. Imagen obtenida mediante cámara gamma para el phantom de barras.

sus componentes. Es por esto que debe ser chequeada periódicamente con el objetivo de observar los cambios que ocurren en ésta.

Para esto se prefiere un método rápido de evaluación cualitativa a través de la imagen obtenida, empleando un dispositivo conocido por *phantom de barras*,²⁰ el cual se coloca sobre el cristal sin colimador y es irradiado por una fuente puntual colocada a una distancia del cristal equivalente a cuatro veces su diámetro (figura 4).

Como *test* para el chequeo de la resolución, se observa ésta con el *phantom de barras* para una fuente de Co^{57} (122 Kev) y luego para otra Ba^{133} (356 Kev). Si la resolución no es significativamente mayor para el Co^{57} , entonces se ha producido una pérdida en ésta, cuya causa se encuentra en la parte electrónica del sistema.

c) *Sensitividad*: como su nombre indica, este parámetro muestra lo sensible que es el sistema y se toma como la fracción de fotones colectados de todos aquéllos que emite la fuente radiactiva. En términos generales, se puede considerar que el número de fotones se debe a la suma de tres contribuyentes:

1. Radiación emitida por la fuente que cede toda su energía al cristal luego

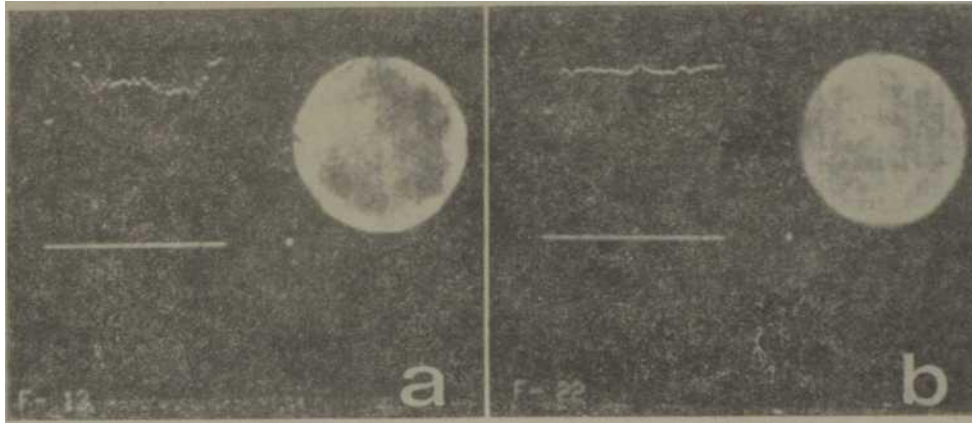


Figura 5. Imágenes del campo de inundación, para: A) cámara desajustada y B) cámara ajustada.

de atravesar sin ninguna interacción los huecos del colimador.

2. Radiación dispersa que incide sobre el cristal; ésta puede ser eliminada en la formación de la imagen por medio de una* adecuada selección de altura de pulsos.
3. Radiación que penetra a través del blindaje del colimador e incide sobre el cristal. Esta contribución está en dependencia de la energía de la radiación y del espesor entre hueco y hueco en el colimador.

Una mayor cantidad de huecos en el colimador, teóricamente nos debe dar una mayor sensibilidad y resolución, pero esto implicaría un menor espesor entre hueco y hueco y por tanto, mayor penetración de radiaciones a través del blindaje, lo cual afecta desfavorablemente la resolución. La experiencia señala que la mayor sensibilidad puede lograrse con colimadores construidos con aleaciones de tungsteno,^{18,22} en los cuales resulta posible disponer de mayor número de huecos sin pérdidas considerables de la resolución.

d) *Uniformidad de la respuesta:* debido al valor individual de la eficiencia absoluta de cada fotomultiplicador, sus respuestas pueden ser diferentes ante una misma actividad, lo cual trae por consecuencia que la sensibilidad no sea la misma en todas las zonas del

cristal. Esto es particularmente importante en la formación de imágenes, ya que puede dar lugar a distribuciones de actividad falseadas, y señalar diferencias donde en realidad no las hay.

Para testar la uniformidad de la respuesta se emplea la sensibilidad relativa, que se obtiene utilizando una fuente puntual (100-300¹Ci), como en el caso de la resolución, pero sin *phantom de barras* ni colimador³ y acumulando "conteos" hasta el orden de 10¹.²⁴ De esta manera se obtiene el llamado "campo de inundación", de donde se puede observar visualmente (figura 5) la uniformidad de la respuesta. Este chequeo debe ser realizado diariamente.

Todas las cámaras presentan un punto caliente en el centro del cristal, así como una no uniformidad considerable en sus bordes; estos efectos que se presentan en mayor o menor grado son difíciles de inferir de las especificaciones de los fabricantes. No obstante, es importante establecer el mínimo de no uniformidad que puede ser tolerado (entre el 10 y 15%).

En caso de observarse una no uniformidad mayor de la prevista, la cabeza de la cámara debe ser ajustado, variando el alto voltaje aplicado a cada foto- multiplicador uno por uno, hasta obtener una respuesta lo más uniforme posible (figura 5).

Con el empleo de computadoras y otros sistemas digitales, es posible corregir la no uniformidad empleando promediaciones u otros procedimientos aritméticos;^{25,26} no obstante se recomienda dedicar todos los esfuerzos al ajuste de la cabeza y prescindir en lo posible de estas correcciones^{27,28} que en ocasiones pueden agravar el problema en lugar de compensarlo.

Empleo en investigaciones médicas

Los radioisótopos empleados fundamentalmente en estudios con la cámara lo han sido el $\text{In}^{113\text{m}}$ (392 Kev y $T^{1/2}=99$ min.) y el Te^9 (140 Kev y $T^{1/2}=6$ horas) que se obtienen a partir de generadores $\text{Sn}^m-\text{In}^{113\text{m}}$ y $\text{Mo}^{99}-\text{Te}^9$.

Tanto con el $\text{In}^{113\text{m}}$ como con el $\text{Tc}^{99\text{m}}$, se posibilita el mareaje de diferentes compuestos y la visualización de prácticamente cualquier órgano en la cámara o en el *scanner* rectilíneo. En investigaciones realizadas comparando las imágenes obtenidas con ambos instrumentos,^{20,30} se informa una gran similitud en los resultados; la resolución es muy semejante y poco probable que una lesión detectada en el *scanner* escape a la cámara o viceversa.

La cámara posee sobre el *scanner* la ventaja de la rapidez con que se forma la imagen. En menos de un minuto resulta posible obtener una imagen cerebral luego de la administración de 6 mCi de $\text{Tc}^{99\text{m}}$, mientras que el *scanner* necesita aproximadamente 15 minutos y una dosis mayor. Esto permite obtener varias vistas del órgano en un tiempo muy corto; el volumen de casos que pueden ser estudiados es mucho mayor que con un *scanner* para el mismo tiempo de trabajo.

La rapidez de la cámara también permite el trabajo con nuevos radioisótopos de vida media muy corta y estudios pulmonares de ventilación por medio de la inhalación de gases radiactivos.

Sin embargo, la mayor ventaja de la cámara es su posibilidad de realizar es-

tudios funcionales mediante la obtención de imágenes seriadas de un órgano. De esta forma es posible observar el tránsito del radiotrazador y por simple inspección visual obtener valores aproximados de los tiempos de tránsito y aclaramiento sobre la zona que se desee.

Con el acoplamiento a la cámara de sistemas digitales de obtención y procesamiento de datos capaces de permitir cálculos y operaciones aritméticas con las imágenes formadas, se obtienen las "imágenes funcionales" donde se representa en forma de imagen los resultados de determinaciones cuantitativas regionales sobre un órgano (aclaramientos, incorporaciones, etc.). Esta manera de presentar la información procesada es para el médico más intuitiva y fácil de analizar, y ha sido muy empleada en estudios pulmonares; se representa por medio de imágenes funcionales la ventilación, perfusión, relación perfusión/ventilación e intercambio fraccional de aire.

Mediante los sistemas antes mencionados, se posibilita el estudio dinámico cuantitativo de regiones de interés seleccionadas rigurosamente, lo que brinda así posibilidades al estudio y determinación de flujos sanguíneos regionales.

Por último, los nuevos modelos de cámara gamma poseen un aditamento tal que permite el movimiento del paciente bajo la cabeza detectora, con objeto de obtener imágenes de cuerpo completo. Estos estudios son particularmente valiosos en la búsqueda de metástasis óseas y otros trastornos, así como en investigaciones sobre el sistema reticuloendotelial.

Reconocimiento

Los autores desean dejar constancia de su agradecimiento por la ayuda recibida en la elaboración de este trabajo, al Dr. B. **Vavrejín** y a la Ing. **Eva Jiriskova**, del laboratorio Central de Radioisótopos del Instituto de Medicina Clínica y Experimental de Praga y al Prof. **G. Zuvosky** del instituto de Roentgenología y Radiología de Moscú.

SUMMARY

Franquiz, J.M.; Fraxedas, R. *Basic principles in gamma camera work and its use in medical investigations.* Rev Cub Med 19: 2, 1980.

Over 20 years ago organ and lesion visualization studies through radioisotopes have been interesting and useful in medical investigations and currently, this is a field in continuous increase and development. At present, the two most known and extended instruments for the performance of such studies are rectilinear scanner and the gamma camera or Anger camera. The latter, which has been more recently designed, has some advantages over scanner; the most significant is the possibility of combining organ visualization to the study of transient radioisotopic tracer transit or distribution within the target organ. The fundamentals of the work with gamma camera and the principal factors determining the quality of its response are presented, and its possibilities compared to those of rectilinear scanner and its current use in medical investigations are pointed out.

RÉSUMÉ

Frénquiz, J.M.; Fraxedas, R. *Principes de base dans le travail avec caméra Gamma et leur emploi dans les recherches médicales.* Rev Cub Med 19: 2, 1980.

Les études de visualisation d'organes et de lésions moyennant des radioisotopes, ont été depuis plus de vingt ans d'intérêt et d'utilité dans les recherches médicales, et actuellement celui-ci est un domaine qui subit un accroissement et un développement continuel. De nos jours, les deux instruments les plus connus et répandus qui permettent de réaliser ces études, sont le *scanner* rectiligne et la caméra Gamma ou caméra d'Anger. Cette dernière est la plus récente, et présente une série d'avantages par rapport au *scanner*, dont la plus notable est la possibilité de combiner la visualisation d'organes avec l'étude du transit ou distribution temporelle du radio-indicateur dans l'organe étudié. Dans ce travail on présente les fondements du travail avec la caméra Gamma et les principaux facteurs déterminant la qualité de sa réponse. En outre, elle est comparée au *scanner* rectiligne en ce qui concerne ses possibilités et son emploi actuel dans les recherches médicales.

BIBLIOGRAFIA

1. *Cassen, B. et al.* Instrumentation for I^{131} use in medical studies. *Nucleonics* 9: 46, 1951.
2. *Brownell, G. et al.* Radioisotope scanning in instrumentation in nuclear medicine. Vol. I, G. Hine editor. Acad Press N.Y., 1967.
3. *Delgado, S. y otros.* La gammagrafía cerebral y su correlación con la neurorradiología. *Rev Cub Med* 12: 399, 1973.
4. *Freeman, L.; P. Johnson.* Clinical scintillation scanning. Harpers & Row, N.Y., 1969.
5. *Jasinski, IV. et al.* Strontium 87m scanning of pelvic bones. *Nuclear-Medizin* 7 (1): 1968.
6. *Anger, O.* Scintillation camera. *Rev Sci Instr* 27: 29, 1958.
7. *Anger, O.* Sensitivity and resolution of the scintillation camera. Fundamental problems in scanning. A. Gottschalk and R. Beck (editors), Charles Thomas Publishers, 1968.
8. *Anger, O.* Sensitivity, resolution and lineality of the scintillation camera. Tenth Scintillation Counter Symposium, IEEE, *Trans Nucl Sci* 13: 380, 1966.
9. *Me Intyre, W.* Advances in data processing techniques. *Proc Med Radioisot Scint I: IAEA*, 1972.
10. *Jones, R. et al.* Description of a new high count rate gamma camera system. *Proc Med Radioisot Scint I: IAEA*, 1972.
11. *Zimmerman, R.* Advances in nuclear medicine imaging instrumentation. *Proc Med Radionucl Imag I: IAEA*, 1976.
12. *Me Intyre, VJ. et al.* Sensitivity and resolution in radioisotope scanning. *Proc Med Radioisot Scint I: IAEA*, 1968.
13. *Wolff, J.* Calibration methods for scintillation camera systems. Quantitative organ visualization in nuclear medicine. Florida. P. Kenney and E. Smith. University of Miami Press, 1971.
14. IAEA. Co-ordinated research programme on the intercomparison of computer assisted scintigraphic techniques. *Proc Med Radioisot Scint I: IAEA*, 1972.
15. *Larsson, E.; K. Liden.* Resolution components and differential lineality of a gamma camera. *Proc Med Radioisot Scint I: IAEA*, 1968.
16. *Brownell, G.* Spatial resolution. Fundamental problems in scanning. A. Gottschalk and R. Beck (editors), Charles Thomas Publisher, 1968.
17. *Anger, O.* Scintillation camera with multichannel collimators. *J Nucl Med* 5: 515, 1964.
18. *Anger, O.* Radioisotope cameras. Instrumentation in nuclear medicine. New York. G. Hine, editor, vol. I, Acad Press, 1967.
19. *Hine, G.* Sodium iodide scintillators. Instrumentation in nuclear medicine. G. Hine, editor, vol. I, Acad Press, 1967.
20. *Paras, P.* Quality assurance in nuclear medicine. *Proc Med Radionucl Imag I: IAEA*, 1976.
21. *Larsson, E.; K. Liden.* Improvement in the gamma camera resolution with bialkali response PM tubes. Erstes Heidelberg Symposium Uber Kamera-Szintigraphic. Oktober, 1968.
22. *Beck, R.* Collimation of gamma rays. Fundamental problems in scanning. A. Gottschalk and R. Beck, editors, Charles Thomas Publishers, 1968.
23. *Smith, E.* On methods for normalizing the response of the Anger camera imaging systems. Florida. Quantitative organ visualization in nuclear medicine. P. Kenney and E. Smith, University of Miami Press, 1971.
24. *Vauramo, E. et al.* The homogeneity and resolution problems of the gamma camera. Erstes Heidelberg Symposium Uber Kamera- Szintigraphie. Oktober, 1968.
25. *Todd-Pokropek, A. et al.* The non-uniformity of imaging devices and its impact in quantitative studies. *Proc Med Radionucl Imag I: IAEA*, 1976.
26. *Erbsmann, F.* Mathematical methods to correct the images of the gamma camera. Erstes Heidelberg Symposium Uber Kamera- Szintigraphie. Oktober, 1968.
27. *Cohen, G. et al.* Quantitative assessment of field uniformity for gamma cameras. *Radiology* 118: 1, 1976.
28. *Padikal, Th.* Field floou uniformity corrections. *J Nucl Med* 17: 7, 1976.
29. *Me Cready, V.* Clinical comparison of the gamma camera and rectilinear scanner, Erstes Heidelberg Symposium Uber Kamera- Szintigraphie, Oktober, 1968.
30. *Loken, yw.* Comparison of the scintillation camera with a rectilinear scanner. *Proc Internat Nucl Med (Symposium) London*, 1967.