

La cámara gamma digital. ¿Un nuevo paso adelante en el avance tecnológico?

The digital gamma camera. A forward step in technological advance?

HUGO P. BAGLIVO

Hospital Italiano de Buenos Aires.

In 1958 H. O. Anger proposed the utilization of sodium iodine scintillation crystals to detect gamma radiation emitted by a radioisotope administered by intravenous injection. Small crystals of similar kind had been used for identical purposes but they were joined to a simple amplifier device (photomultiplier tube PMT) that were able to deliver a signal once a time, which correspond to a mean value of all radioactive disintegrations produced under the field looked by the scintillation detector. Anger's proposition was the use of large scintillation crystals with many PMT to get, besides the quantitative measure of radioactive disintegration events, a drawing of their spatial distribution.

The small-thickness crystals used allow the employment of low-energy emitting radioisotopes; for instance Thallium 201, as an intramyocardial blood flow indicator, emits a low-energy X radiation. The PMT arrangement allow the light signal produced by the radioactive emission-scintillation crystal interaction to be delivered to the nearest PMT. These units

En 1958 H. O. Anger propuso utilizar los cristales de yoduro de sodio para detectar la radiación gamma emitida por un radionucleido inyectado en la circulación por vía intravenosa. Cristales de este material, pero de pequeñas dimensiones, eran utilizados con este fin pero se acoplaban a un amplificador (fotomultiplicador) único y sólo podían transmitir una única señal por unidad de tiempo que representaba un promedio de todos los procesos de desintegración radiactiva ocurridos en el área examinada por el detector. La propuesta de Anger fue utilizar un cristal de grandes dimensiones, capaz de enfocar todo un sector corporal (tórax, cabeza, etc.) y recoger información con un número mucho mayor de fotomultiplicadores a fin de obtener no solamente una información cuantitativa del número de desintegraciones ocurridas por unidad de tiempo sino, además, un "mapa" de la distribución de esos eventos dentro del área estudiada, es decir, una "imagen".

Los cristales utilizados son de pequeño espesor (de 1,25 a 2,5 cm), lo cual permite la utilización de radioisótopos cuya emisión radiactiva, aunque de baja energía, pueda ser útil para el fenómeno que se desea estudiar (por ejemplo: talio 201, utilizado como indicador del flujo intramiocárdico, que emite una radiación X de baja energía). La distribución de los fotomul-

amplificate the signal and feed analyzer circuits (two by each PMT) which transform it into resistance values according to its spatial position in the "x" or "y" axis.

All "x" and "y" coincidental signals are, then, summed. The camera electronic circuit creates a third signal, called Z signal, that represents the sum of all PMT outputs and is tested by a height pulse analyzer. This device accepts every signal whose amplitude suits well with its programmed range and transmits it to the cathode ray tube (CRT); all the other signals are taken off and they do not appear on the CRT screen.

Many factors can affect the actual representation of each radioactive emitting point from any tissue on the CRT screen (e.g. temporal radiation irregularities, scatter radiation, attenuation effects due to the distance between the radioactive emitting source and the scintillation detector crystal and autoabsorption and annihilation effects inside the crystal, etc.). Some imperfections in the electronic circuits are important features, too: a) non-uniform PMT performance provokes spatial imaging distortion and resolution loss; b) radiation count rate and processing rate determine the number of radioactive interaction events produced in the scintillation detector crystal that can not be processed because the electronic devices are saturated by other events reaching simultaneously (coincidence loss). This becomes a more important fact with higher information flow rates.

In cardiac studies high counting rates are necessary when "first transit" studies are performed. In those events count rates may be as high as 30000 counts per second and coincidence loss can not exceed 20% of total counts per second.

c) Light amplitude lack of the signal emitted by the activated scintillation detector provokes a distortion of pulse signals; therefore the height pulse analyzer must accept a wider range of amplitude values instead of a single one; that range corresponds to $\pm 20\%$ of the optimal value. This amplitude range, or "window", makes the system unable to eliminate completely the scatter radiation.

tiplicadores, cuyo número varía de 19 hasta 97 (aunque las cámaras de uso corriente utilizan 37) es tal que permite que la señal luminosa producida por la interacción de la radiación con el cristal en cada punto de impacto sea transmitida a los fotomultiplicadores vecinos geográficamente a la misma. Estos elementos actúan amplificando la señal y la envían a una red de analizadores, dos por cada tubo, que la transforman en un valor de resistencia acorde con la ubicación especial del fototubo en el eje "x" o "y".

Un siguiente paso en este proceso es la suma de todas las señales coincidentes en el eje "x" y el "y", cuya distribución es semejante a la existente en el área enfocada por el cristal de centelleo. Además, el circuito electrónico de la cámara elabora una tercera señal (z) que es suma de todas las salidas de los fotomultiplicadores, la que es sometida al examen de un analizador de pulsos. Si dicha señal tiene una amplitud coincidente con la que se programó al analizador será aceptada por éste y enviada al tubo de rayos catódicos para su visualización por el observador. En caso contrario será rechazada y no aparecerá en pantalla.

Como se comprenderá, la situación ideal de que cada punto de la imagen observada en la pantalla represente con exactitud a la emisión radiactiva originada en un punto del órgano en estudio se ve afectada por numerosos factores dependientes unos de la misma naturaleza de la emisión radiactiva (irregularidad temporal de la desintegración, radiación dispersa, fenómenos de atenuación debidos a la distancia de la fuente emisora al cristal y los procesos de autoabsorción y aniquilamiento dentro del cristal, etc.) y otros a imperfecciones de los circuitos y sistemas electrónicos que procesan la información. En este sentido son importantes: a) la falta de respuesta uniforme de los fotomultiplicadores, lo que produce distorsión espacial de la imagen con pérdida de resolución; b) la velocidad de conteo de la radiación y la capacidad de asimilar la misma, lo cual determina cuánta es la "pérdida por coincidencia", es decir, qué cantidad de eventos captados por el cristal no pueden ser procesados por estar los sistemas electrónicos ocupados en elaborar señales llegadas simultá-

The gamma camera manufactures have incorporated gradually electronic tools to correct those distortions and to get the best field uniformity achievable. Some devices use microprocessors. Analogical cameras do not require computers to get an image; however these are incorporated almost in a routine way to gamma cameras for the storage and processing of data (e.g. measurement of ejection fraction by the multigated electrocardiographic method). For that purpose analogical data must be transformed into digital data. The advent of digital cameras has changed data processing in an opposite way, because PMT, calibrated previously according to specific tabulations, respond to light signals arriving from the scintillation detector according with their location. This work is made by high performance microprocessors. For PMT calibration almost punctual radioactive sources are employed.

Light signals are transformed and stored in digital memories. The acquisition system allows the storage of data in computer matrix as large as 512 x 512 in recent equipments.

Images may be seen in grey scale up to 256 tones. The microprocessors used in these equipments are more powerful because they have 16 bit/word and there are other new devices which will have 32 bit. These technical features allow the attainment of best kind images because the high density of counts stored by frame permits an image amplification ("zoom") that do no impair its resolution.

Other operative improvements are the possibility of obtaining many copies without lost of quality and to make changes of contrast and background after acquisition has finished. This is an important improvement with respect to analogical cameras.

Those characteristics applied to cardiological studies would bring the following advantages:

a) Static studies (e.g. myocardial blood perfusion with Thallium-201): It is possible to have high resolution images employing large compute matrix (256 x 256), reducing acquisition time. Its triple calibration system assures better field uniformity than in analogical cameras.

b) Dynamic studies (e.g. ventricular function

neamente. Esta limitación de procesamiento es más evidente cuanto mayor es el flujo de información.

En los estudios cardiológicos se requieren altas velocidades de conteo, especialmente cuando se efectúan estudios de "primer pasaje". En estas circunstancias es habitual alcanzar una intensidad de 30.000 cuentas por segundo y no puede admitirse una pérdida por coincidencia que supere el 20% del total de cuentas por segundo; c) la pérdida de intensidad luminosa de la señal emitida por la activación del cristal de centelleo en su trayecto hasta los sistemas de procesamiento electrónico (analizadores) provoca una deformación de la señal de pulso, por cuyo motivo el analizador de pulsos debe aceptar no un único valor sino un espectro de amplitudes que comprende las ubicadas en el rango del 20% en más o en menos del indicado como óptimo. Este rango o "ventana" provoca que el sistema no sea totalmente capaz de rechazar la radiación dispersa, es decir, aquella originada por modificaciones en la trayectoria de la radiación por colisión con otras estructuras.

Las empresas fabricantes de cámaras han incorporado paulatinamente diversos sistemas electrónicos para corregir estas distorsiones y conseguir la mayor uniformidad de campo posible. Algunos de estos dispositivos requieren el empleo de microprocesadores. Es de destacar que en las cámaras analógicas la obtención de una imagen centellográfica no requiere la presencia de computadoras. Sin embargo, éstas se incorporan en la actualidad en forma casi rutinaria para poder efectuar cierto tipo de estudios que requieren acumular la información para su posterior procesamiento (por ejemplo: medida de la fracción de eyección por el método de "gatillado" electrocardiográfico). En esta situación el dato analógico debe ser transformado previamente en digital mediante dispositivos electrónicos. El advenimiento de las cámaras digitales introduce un procesamiento de la información exactamente inverso al de las convencionales, basado en que los fotomultiplicadores, calibrados previamente de acuerdo con tablas específicas, responden a cada estímulo luminoso generado por la interacción de la radiación con el cristal en función de su posición. Este proceso

with technetium-99m): first transit studies may be done as well as multicrystal cameras do because its faster acquisition rate and large storing capacity. These facts reduce acquisition time; therefore it is a useful tool when exercise stress tests are performed. However, this procedure requires a second radioisotope injection. The software of digital cameras allows to get gated images from first transit acquisitions.

Equilibrium studies, gated by R wave, may be performed quickly because of high counting rates. This feature permits to use this method to study ventricular function during stress tests because it is possible to obtain good quality images with acquisition timer not exceeding 3 minutes.

This new generation of gamma cameras has been incorporated recently to medical practice. Time will say if theoretical technical advantages improve actually the quality of diagnosis.

First reports are encouraging this expectancy.

es realizado por microprocesadores de alta performance. Para lograr la calibración se utilizan fuentes de radiación casi puntuales.

Las señales luminosas generadas por el cristal de centelleo son transformadas inmediatamente y almacenadas en una memoria digital. El sistema de adquisición permite acumular la información en matrices de hasta 512 x 512 en algunos modelos recientes. La visión de la imagen puede verse en gradaciones de grises que van de 64 a 256 tonos en los equipos más completos. También los microprocesadores utilizados en estos equipos son más poderosos, pues pueden alcanzar una longitud de 16 bit y se encuentran actualmente en experimentación otros de 32 bit. Estas características técnicas permiten obtener imágenes de mejor calidad, debido a que la alta densidad de información acumulada tolera una amplificación de la imagen ("zoom") que no deteriora su resolución y además es posible adquirir la imagen ya amplificada.

Otras ventajas operativas son las de poder obtener múltiples copias de la imagen sin disminuir su calidad, efectuar cambios de contraste y *background* luego de la adquisición de datos. Esta es una diferencia fundamental con las cámaras analógicas.

Estas características aplicadas al campo de los estudios cardiológicos otorgarían las siguientes ventajas:

a) En estudios estáticos (por ejemplo: perfusión miocárdica con talio 201): obtener imágenes de gran resolución al poder utilizar mayores matrices de computación (256 x 256) con un tiempo de adquisición menor. Además el triple sistema de calibración de estas cámaras garantiza una uniformidad de campo superior al de las cámaras analógicas.

b) Estudios dinámicos (por ejemplo: función ventricular con tecnecio 99m): la mayor velocidad de adquisición y la mejor capacidad de almacenamiento de datos posibilitan efectuar estudios de primer pasaje en forma similar a las cámaras de cristales múltiples. Esta modalidad de adquisición reduce notablemente el tiempo requerido en cada estudio, ya que trabaja en tiempo real; este hecho es particularmente útil cuando el paciente efectúa ejercicio, aunque tiene la desventaja de requerir una segunda in-

yección de radioisótopos. Sin embargo, los *software* de algunos modelos de cámaras permiten obtener la imagen "gatillada" por la onda R del electrocardiograma a partir de la adquisición efectuada como primer pasaje y sin necesidad de reiterar la inyección ni requerir la presencia del paciente para este último fin.

También los estudios "en equilibrio" por el sistema de "multigatillado" de la onda R del electrocardiograma pueden efectuarse con una notable reducción en el tiempo de adquisición por la alta velocidad de conteo y el archivo de datos que estos equipos poseen. Este hecho facilita la aplicación de esta técnica en los estudios de función ventricular durante ejercicio, dado que, a las dosis corrientes de tecnecio 99m empleadas, se obtienen imágenes de gran resolución en un plazo no mayor de 3 minutos.

Esta nueva generación de cámaras se ha incorporado recientemente al mercado. El tiempo dirá si estas ventajas, aparentemente debidas a una mejor tecnología, se concretan en la práctica. Ya las primeras experiencias parecen confirmarlo.

BIBLIOGRAFIA (REFERENCES)

- Genna S, Pang SC, Switle A: Digital scintigraphy: Principles, design and performance. *J Nucl Med* 22: 365-371, 1981.
- Muehllehner G: The impact of digital technology on scintillation camera. *J Nucl Med* 22 (Editorial): 389-391, 1981.
- Budinger TF, Rollo FD: Physics and instrumentation. *Progr Cardiovasc Dis* 20: 19-53, 1977.