

Instrumentación en Medicina Nuclear

(Parte II)



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

RESUMEN

El objeto de este trabajo es la descripción de equipamiento complejo en Medicina Nuclear, comentando el uso de la informática en diagnóstico, técnicas tomográficas como el PET y el SPECT, el contador de cuerpo entero.

Se hace también referencia a las técnicas de control de calidad instrumental.

SUMMARY

The object of this work is to describe the complex equipment used in Nuclear Medicine, commenting on the use of data processing in diagnosis, tomographic techniques such as PET and SPECT, the whole body counter.

Reference is also made to instrumental quality control techniques.

EMPLEO DEL ORDENADOR EN MEDICINA NUCLEAR

Como hemos visto más arriba, las señales de salida de los diferentes equipos, sobre todo de la gammacámara, pueden ser introducidas a un ordenador para que la información sea procesada. Previamente estas señales tienen que ser digitalizadas para que el ordenador pueda trabajar con ellas.

A su vez, el ordenador puede controlar el funcionamiento de la cámara mediante señales de salida que se introducen en la consola. De hecho en las modernas gammacámaras la consola es sustituida por un ordenador (Ver figura 1).

Los ordenadores usados en Medicina Nuclear constan de los mismos elementos que cualquier ordenador, pero con algunas características propias:

Características el hardware:

- CPU (Unidad central de procesamiento) conectada a la cámara o a varios equipos simultáneamente.

- RAM (Memoria de acceso aleatorio) de gran capacidad, puesto que tiene que procesar a la vez varias

imágenes formada cada una por una matriz de hasta 512 x 512 x 16 Bytes.

- Gran velocidad de procesado.

- Al menos dos pantallas, una para texto, datos numéricos, y control del software, y otra para visualizar imágenes. Esta última deberá ser en color o monocroma con amplia escala de grises.

- Un monitor con un dispositivo fotográfico sobre placa o papel para obtener registros de imágenes o de datos numéricos.

- Una unidad de disco duro con gran capacidad, que usaremos para el trabajo rutinario, y otra de floppy, también de gran capacidad, para almacenar la información de los diferentes pacientes en un archivo.

- Un raton o lápiz óptico para señalar en la pantalla puntos o áreas de interés.

- Opcionalmente una impresora para recoger datos numéricos, y/o un plotter para recogida de gráficos.

Características del software:

A) De adquisición:

- Estudios estáticos: Introduce las señales digitales en matrices espaciales de 128 x 128, 256, o 512 x 512 pixels o puntos de luz. Lógicamente cuanto más pixels tenga la

matriz mayor resolución tendrá la imagen. Para cada pixel el software dispone de 8 a 16 byte. La resolución será mayor en las imágenes de 16, usando esta escala también para los estudios en los que una zona tenga gran actividad, para evitar saturaciones.

- Estudios dinámicos: Utiliza matrices más simples (64 x 64 x 8 pixels) y realiza la adquisición de las imágenes en tiempos que podemos preseleccionar (Desde 0,1 seg. a varios minutos) y durante un tiempo total también preseleccionado (Desde 1 minuto hasta horas), pudiendo ser diferentes los tiempos por imagen durante el transcurso de la prueba.

- Estudios con gating: Usados en cardiología, precisa introducir en el ordenador las señales digitalizadas del ECG del paciente para determinar los espacios R-R y poder recoger información separada de cada fase del ciclo cardíaco.

- Estudios tomográficos: ordena las condiciones de adquisición de las imágenes de SPECT y PET.

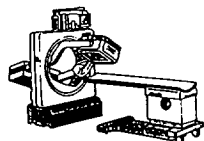
- Datos demográficos: Se debe introducir el nombre del paciente, número de historia, fecha y hora, tipo de prueba, nombre del médico que le envía al Servicio, rotulación de cada estudio (Zona, proyección, tiempo de adquisición, etc.).

** Cap. de San. (Med.).

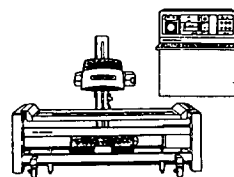
* TCol. de San. (Med.).

Servicio de Medicina Nuclear
Hospital Militar Central "Gómez Ulla"

GAMMACAMARA PARA SPECT



GAMMACAMARA CONVENCIONAL



CONSOLA AUXILIAR



ORDENADOR



ALMACENAMIENTO DE INFORMACION

Figura 1.— Flujo de información desde las gammacámaras hasta su tratamiento informático.

B) De procesado:

— Tratamiento de imágenes:

- * Aumento del contraste entre zonas calientes y frías.
- * Reducción de la actividad de fondo.
- * Sumación y sustracción de imágenes.

— Delimitación de áreas de interés (ROI). Mediante su señalización en pantalla por lápiz óptico o por ratón, se pueden dibujar:

- * Áreas de contorno irregular.
- * Áreas rectangulares.
- * Áreas circulares o elípticas.
- * Copiar áreas.
- * Mover áreas.
- * Áreas simétricas.
- * Perfiles de actividad.

Con estas áreas se puede eliminar del estudio el resto de los datos recogidos y seleccionar sólo los incluidos dentro del área.

— Cuantificación de los datos:

- * De imágenes estáticas: bien de toda la imagen o sólo de un ROI. Los datos se expresan en forma de número de cuentas o de índices comparativos de la actividad de una zona con respecto a otra.
- * De estudios dinámicos: Los datos vendrán expresados en forma numérica, de índices, de curvas actividad/tiempo, o de imágenes elaboradas con los datos obtenidos.

— Elaboración de imágenes en los estudios tomográficos:

- * Reconstrucción de imágenes de cortes transaxiales, coronales y sagitales.
- * Reorientación de ejes.
- * Elaboración de imágenes en 3 dimensiones.

EQUIPOS DE TOMOGRAFIA DE EMISION

Constituidos por gammacámaras que están provistas de estativos (gantry en la terminología actual) especiales capaces de describir órbitas circulares o elípticas, y por ordenadores con software adecuado y muy similar al utilizado en TAC.

La tomografía de emisión se diferencia de la de transmisión (TAC) en que ésta utiliza la radiación que atraviesa el órgano a estudiar y que proviene de una fuente externa al orga-

nismo, estudiando la atenuación que sufre esta radiación, y la primera utiliza la radiación emergente del órgano a estudiar, estudiando su distribución en el mismo.

Hay dos tipos de tomografía de emisión:

— De fotón único (SPECT): Tomografía computarizada de emisión de fotón único.

— De fotón doble (PET): Tomografía de emisión de positrones.

SPECT

Dado que en esta técnica se recoge información obtenida mediante radiación gamma como en otros estudios gammagráficos (llamados planares), la gammacámara que se requiere es normal. Como ya hemos dicho se diferencia en el gantry que es capaz de dotar a la cabeza de la cámara de un movimiento circular o elíptico alrededor del eje del paciente, y en el software del ordenador dotado de los algoritmos precisos para reconstruir los cortes necesarios.

Para la adquisición de imágenes se requiere un giro completo de 180° o de 360°. Durante este giro se van obteniendo proyecciones gammagráficas que pueden ser seleccionadas en número (de 32 a 128) y en tiempo (de 10 seg. a 5 min.). Es decir, se adquiere un cierto número de gam-

magráficas planares en diferentes proyecciones alrededor del eje transversal del paciente. En algunos equipos la adquisición se puede hacer de modo continuo sin detenerse la cámara para la realización de las proyecciones.

La resolución de la imágenes obtenidas será mayor:

- En la órbita de 360°
- Cuanto mayor sea el número de proyecciones.
- Cuanto más tiempo dure la adquisición de éstas.

Pero en cualquiera de estas condiciones, el tiempo de adquisición del SPECT se alarga, con lo que se hace difícil mantener la inmovilidad del paciente que es otra condición indispensable para la calidad del estudio.

Actualmente existen equipos dotados de dos o tres cabezas que recogen imágenes simultáneamente, con lo que el recorrido de la órbita, y por tanto el tiempo de adquisición, se reduce a la mitad o a la tercera parte.

La elección entre órbita circular y elíptica se hace en función del órgano a estudiar, de su forma y posición. Así en SPECT cerebral se utiliza la órbita elíptica que se ciñe en lo posible a los ejes mayor y menor del cráneo.

La reconstrucción de los cortes se efectúa por medio de matrices rec-

tangulares formadas por una cierta cantidad de pixels, y merced a un procedimiento llamado retroproyección (Ver figura 2A en la que existen dos puntos calientes en el objeto a estudiar).

En la retroproyección cada dato recibido es proyectado sobre la columna de pixels correspondiente a su localización con lo que quedan señalados los pixels de esta columna como calientes sin saber cual de ellos corresponde al auténtico punto caliente; se asume, en cambio que todos los puntos de esta columna tienen la misma actividad (Figura 2B). Las cuentas recibidas por el detector, en la proyección 1, de los dos puntos calientes son distribuidas homogéneamente en los 12 pixels de las columnas 3 y 7 respectivamente. Cuando similar procedimiento es realizado para las proyecciones 2, 3 y 4, la reconstrucción de la sección es completa.

Vemos como han sido reproducidos en la imagen los dos puntos calientes, en su exacta localización, pero también han sido reproducidos otros 4 puntos falsos en su proximidad (Efecto estrella). Para suprimir este efecto recurrimos al uso de un procedimiento denominado filtración que elimina los puntos falsos mediante una sustracción en las

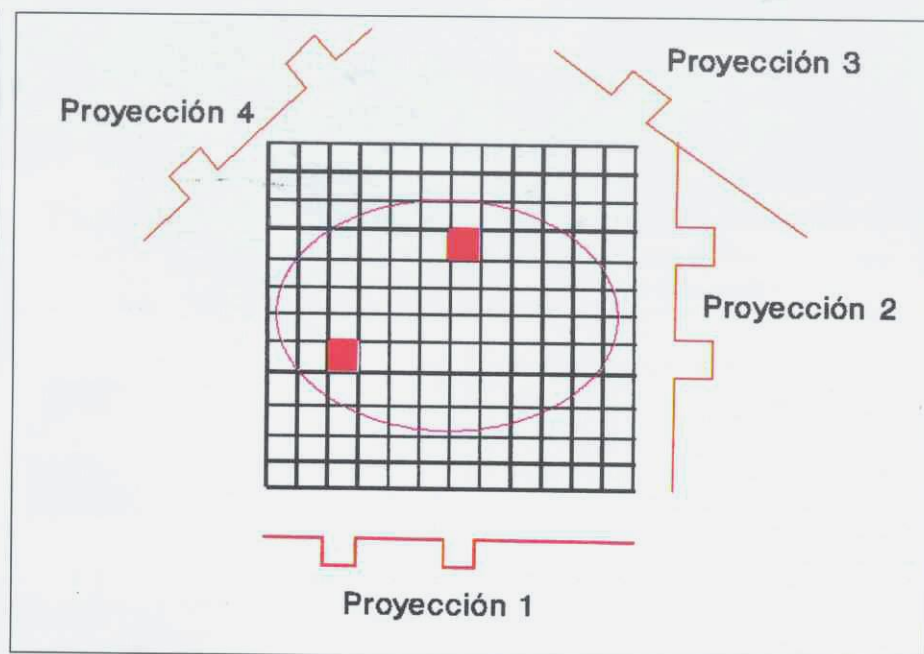


Figura 2.— Adquisición de una imagen en SPECT, sobre matriz de 12 x 12 pixels, de un objeto con dos puntos calientes, desde 4 proyecciones diferentes.

columnas de pixels adyacentes a la señalada en la retroproyección.

La buena calidad de las imágenes reconstruidas en el SPECT puede verse alterada por diversos factores:

— Atenuación de la radiación por los tejidos: Si esta circunstancia tiene importancia en la gammagrafía planar es mucho más importante en SPECT puesto que en las distintas proyecciones la radiación procedente del mismo punto es recogida por la cámara tras atravesar diferentes

espesores de tejido orgánico (Varía con los diferentes diámetros corporales), con lo que varía la atenuación en grado variable para cada ángulo de rotación. El principal procedimiento para obviar esto es recurrir a la órbita de 360°, donde se obtienen proyecciones opuestas 180° que añaden el dato del espesor del órgano en ese diámetro con lo que se puede hacer una corrección.

— Sensibilidad del colimador: al variar con la distancia varía con respecto al mismo punto caliente pues la distancia colimador-objeto varía con la rotación orbital. Se pueden utilizar colimadores de orificios más profundos en los que este factor se reduce.

— Este tipo de colimadores también elimina el factor scattering originado por el efecto Compton producido en el campo visual del colimador pero que procede de fotones producidos en otros puntos, lo que ocasiona perturbaciones.

— Centraje de la órbita: si el objeto a estudiar no está bien centrado se producen artefactos. De esta forma la imagen reconstruida de una fuente puntual no centrada tendría forma de anillo.

— Uniformidad de respuesta de la cámara: es factor muy importante en gammagrafía planar, donde se requiere un rango de variación de +5%, pero en el SPECT es fundamental por la gran cantidad de artefactos que generaría su deficiencia. En este caso se requiere una variación menor de +2%.

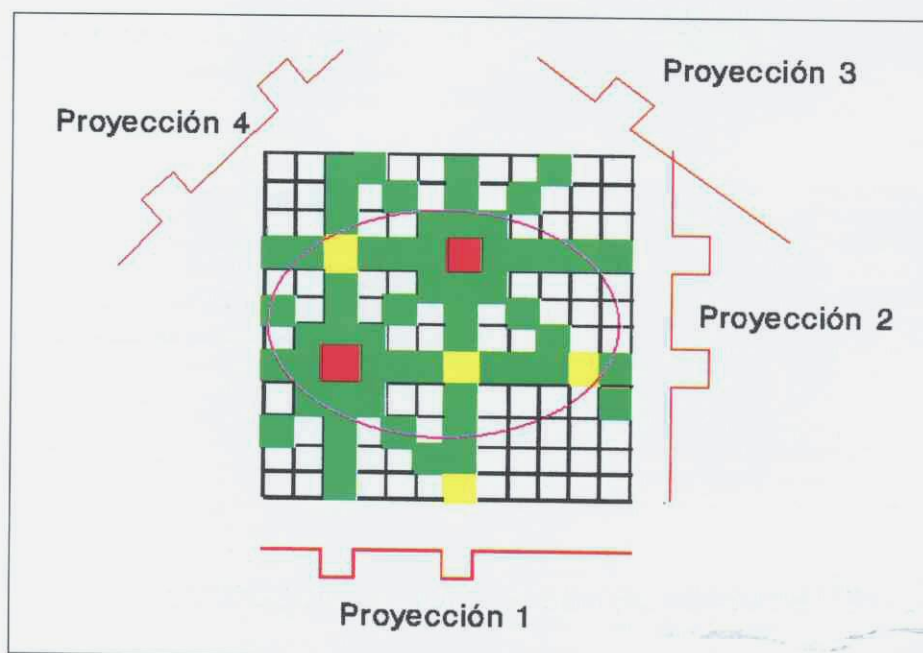


Figura 2B.— Reconstrucción mediante retroproyección de un objeto con dos puntos calientes en matriz de 12 x 12 pixels. Se observan otros puntos calientes, por artefacto de la retroproyección, que por un procedimiento de sustracción por filtrado se eliminarán.

— Posición de la cabeza detectora en plano paralelo al eje de rotación.

PET

Algunos radioisótopos tienen la propiedad de ser emisores beta +. No emiten radiación gamma directamente, pero el positrón producido se combina con un electrón circundante muy próximo aniquilándose mutuamente, originándose dos fotones gamma de la misma energía y que parten simultáneamente en direcciones opuestas en 180° . Suelen ser isótopos de elementos de gran importancia biológica por entrar en la composición de los compuestos orgánicos, O-15, C-11, N-13, o de elementos que los pueden sustituir, como el F-18 que sustituye al H.

Tienen el inconveniente de su vida media ultracorta que hace necesario que el lugar donde se efectúa la exploración esté cerca del lugar de

producción (Ciclotrón). A cambio esta propiedad permite usar grandes actividades.

El equipo para la adquisición de imágenes de PET consta, en esquema, de dos pequeños cristales de centelleo colocados con sus caras detectoras enfrentadas a ambos lados del objeto. Ambos van a recoger simultáneamente las emisiones fotónicas opuestas que provienen del aniquilamiento de positrón. Las señales de salida de los TPM que están acoplados a estos cristales van a parar a un circuito de coincidencia que va a registrar sólo aquellas señales que le lleguen simultáneamente (con diferencia menor de 10^{-9} seg) con lo que se eliminan las señales procedentes de efectos Compton y de ruido en general.

Con esta técnica se eliminan algunos problemas de la gammagrafía planar y del SPECT, pues tienen una gran resolución espacial no precisando de colimadores, y no influye la atenuación. En cambio la sensibilidad es menor, pero esta desventaja se reduce porque en la práctica no hay sólo dos cristales enfrentados, sino varios formando un anillo circular alrededor del objeto y cada uno

de ellos está en coincidencia con varios de los situados enfrente.

Los cristales de centelleo en estos equipos son de bismutato de germanio, aptos para la detección de fotones gamma de hasta 511 KeV pues los resultantes de la aniquilación positrón-electrón suelen ser muy energéticos.

CONTADORES DE POZO

Sirven para medir la actividad existente en una muestra biológica y se utilizan en las pruebas de diagnóstico nuclear "in vitro". Los hay de dos tipos, contadores gamma y contadores beta.

Los primeros constan de un sistema idéntico al de un equipo de conteo externo, descrito más arriba, en el que existe un orificio en su cristal de INa(Tl) con objeto de colocar un tubo con la muestra a medir lo más próximo al centro del cristal.

Un parámetro de calidad a tener en cuenta en estos equipos es la eficiencia total (E_T). Esta está compuesta a su vez de la eficiencia intrínseca (E_I) y de la eficiencia geométrica (E_G):

$$E_T = E_I + E_G$$

La eficiencia intrínseca, a su vez es:

$$E_I = \frac{\text{Número de fotones detectados por el contador}}{\text{Número de fotones incidentes en el cristal}}$$

Depende del tamaño del cristal y de su coeficiente de atenuación lineal. Cuando nos referimos únicamente al contaje en un fotopico determinado, la eficiencia intrínseca resultante se denomina eficiencia de fotopico.

La eficiencia geométrica, se define como:

$$E_G = \frac{\text{Número de fotones incidentes en el cristal}}{\text{Número total de fotones emitidos por la muestra}}$$

Disminuye con la distancia entre la muestra y la superficie del cristal y aumenta con el volumen eficaz del mismo. Por ello el cristal debe ser lo suficientemente grande y la muestra colocada lo más cerca de su centro y en contacto con la superficie detectora. También disminuye con el tamaño de la muestra, por lo que es aconsejable utilizar muestras de 1 ml o menores (Las de 4 ml tienen una eficiencia geométrica del 88% con respecto a las de 1 ml).

Otro parámetro que interviene en la calidad de un detector es el tiempo muerto, que no se acusa con contajes inferiores a 10^6 . Estos contajes corresponden a muestras de 1 microcurio, por lo que para cantidades mayores conviene hacer diluciones.

En los equipos usuales sólo se escapa del volumen sensible del detector una pequeña fracción de la radiación emitida (<5%), por lo que la eficiencia geométrica es mayor del 95%. Las dimensiones del cristal suelen ser habitualmente de 1,75 pulgadas de diámetro por 2 de altura, con un orificio de 0,75 pulgadas de diámetro por 1,5 de profundidad. Para altas energías (>500 KeV) se usan cristales de 3 x 3 pulgadas.

Los radioelementos betaemisores no pueden ser medidos con contadores como el descrito arriba puesto que la escasa penetrabilidad de la radiación corpuscular hace que sea absorbida por la propia muestra o por las paredes del tubo contenedor. Para ello se recurre al llamado líquido de centelleo, que tiene las mismas propiedades que la sustancia de que está construido el

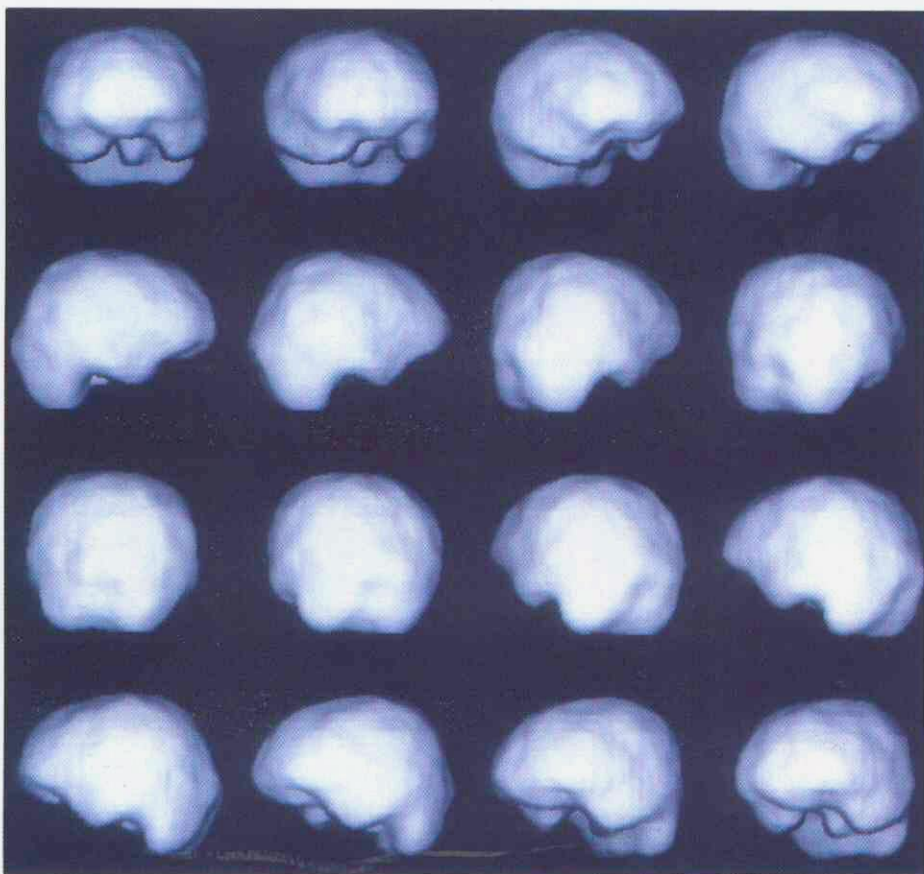
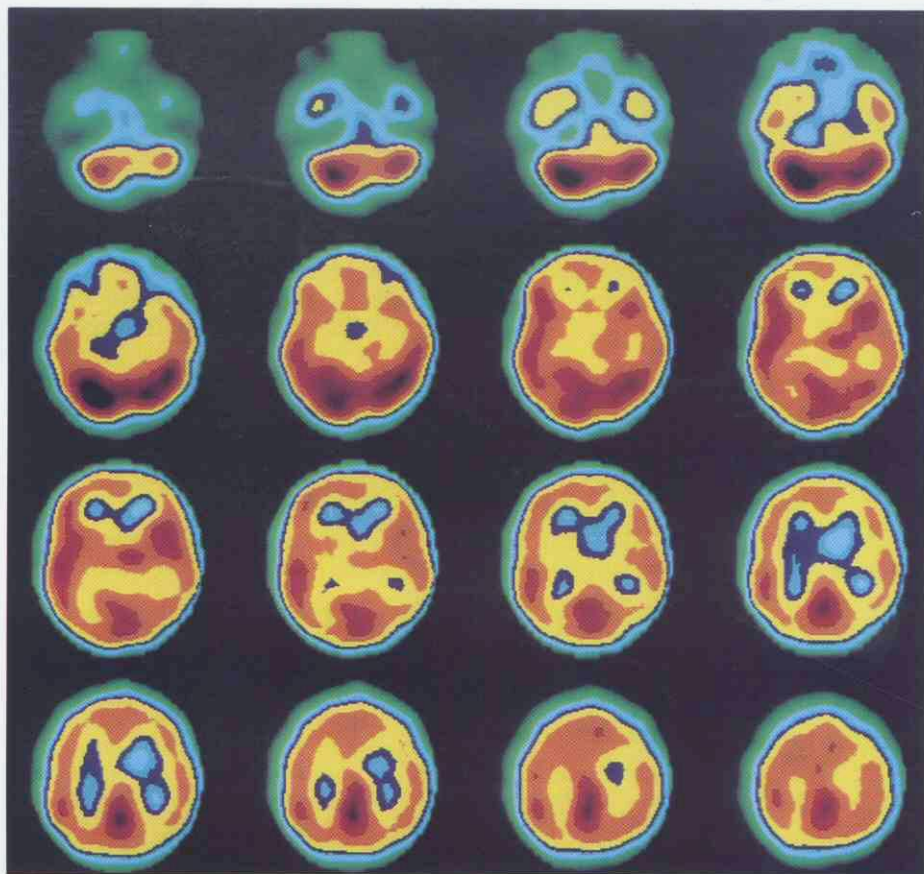


Figura 3.— SPECT cerebral. Muestra imágenes cerebrales, tras captación de una amina lipofílica marcada (HMPAO-Tc99m) por el S.N.C. Se ven cortes transversales de 1 pixel de espesor, y una reconstrucción tridimensional.

cristal, pero se encuentra en estado líquido. Se suele recurrir al difenilozazol. Este líquido se mezcla con el de la muestra y con un solvente con lo que las moléculas betaemisoras entran en contacto con las centelleantes con lo que el 100% de la energía radiada se transforma en luz. La eficiencia geométrica está próxima al 100%.

Un contador beta consiste pues en un contenedor transparente con la mezcla en su interior, y un TPM encerrado junto al contenedor en una cámara herméticamente cerrada a la luz.

Actualmente los contadores de pozo disponen, además, de dos accesorios:

— Un seriador de muestras, que coloca en el interior del contador cada tubo con una muestra de forma automática para realizar contajes en serie. Se establece previamente un

tiempo de contaje, transcurrido el cual el equipo ofrece el número de cuentas obtenido y el tubo es extraído y sustituido por el siguiente. Las cuentas de cada tubo pasan a una impresora que deja constancia.

— Un ordenador para tratamiento de la información proveniente de diversas muestras para establecer datos comparativos, como por ejemplo las curvas standard del RIA. En este último caso el ordenador es capaz de ofrecer el resultado final en unidades de concentración por cada muestra.

Un caso especial de contador de pozo es el medidor de dosis, que al tener en cuenta el fotopico usado y el contaje ofrece como resultado la actividad de la muestra en unidades de actividad (Bequerelios o Curios y sus múltiplos y submúltiplos).

CONTADORES DE CUERPO ENTERO

En ocasiones es preciso conocer la actividad total existente en el cuerpo entero del paciente. Ello puede ser por dos motivos:

— En pruebas diagnósticas: Para conocer la retención corporal total de

una sustancia o la cantidad de ella que se ha absorbido por la mucosa intestinal, y también como referencia para comparar la actividad en un órgano concreto en relación con la corporal total.

— En radioprotección: Para apreciar la gravedad de una contaminación. En este caso, además, necesitamos saber en muchos casos la naturaleza del contaminante.

Un equipo de contaje de cuerpo entero consiste en una cámara herméticamente cerrada donde introducimos al sujeto. Esta cámara tiene paredes blindadas para evitar que la radiación ambiental se sume a la medida. El material del blindaje es acero o mezcla de acero-plomo, utilizando para su construcción aceros procedentes de desguaces de barcos antiguos, pues el acero actual está muy contaminado por lo que contribuiría a sobrevalorar la medida.

En el interior de la cámara y alrededor del sujeto se disponen unos detectores de centelleo que pueden ser:

— Móviles: se trata de unos pocos detectores que se mueven haciendo un rastreo a lo largo del cuerpo.

— Fijos: En este caso son precisos un mayor número de detectores.

El contaje integrado de todos ellos da la medida de la radioactividad existente en organismo estudiado.

Si se conoce el radioisótopo se hará la medida en la ventana correspondiente al fotopico de ese radioelemento. Si no se conoce habrá que efectuar una espectroscopia y averiguarlo.

CONTROL DE CALIDAD INSTRUMENTAL

Existen varias características operacionales en los equipos de Medicina Nuclear que conviene comprobar periódicamente. En general, dichas comprobaciones se realizan, dependiendo de la característica y del equipo: al adquirirlo, con frecuencia constante (trimestral o mensual), y diariamente.

Describimos aquí los controles de calidad del equipo más usado en Medicina Nuclear, la gammacámara.

Son varios los parámetros funcionales a controlar:

UNIFORMIDAD DE CAMPO

Existen dos procedimientos:

El procedimiento más simple es el uso de una fuente radioactiva puntual para evaluar la uniformidad intrínseca de la cámara (sin colimador). Esta fuente se colocará a una distancia de la superficie del detector de al menos 4 veces el diámetro del mismo, y se recogerán entre 1 a 2,5 millones de cuentas. Tiene la ventaja

de que la actividad usada es pequeña, del orden de 200 a 400 microcurios, con lo que la exposición de los técnicos que realizan la prueba es mínima. Otra ventaja es que se puede realizar con cualquier isótopo. Las desventajas consisten en que se forma una mayor densidad de conteje en el borde del campo, lo que se evita colocando un blindaje lo que alarga la duración del test, y además no se evalúa la uniformidad del colimador.

El otro procedimiento utiliza una fuente plana y circular (disco de Co-57 o fantoma de Tc-99m). Se hace con colimador puesto, con lo que se mide la uniformidad total.

La causa más frecuente de falta de uniformidad es el mal balance entre los TPM o la fluctuación de la ganancia de los preamplificadores.

A simple vista se precisa una variación de 10%, pero por medio del ordenador se puede hacer un test de uniformidad objetivado: Se obtiene la media y la desviación standar del número de cuentas por pixel en la totalidad del campo o en un área central. Una uniformidad del 100% sería aquella en la que todos los pixels hubiesen recogido un número de cuentas igual a la media ± 2 desviaciones standar. El valor de la uniformidad sería igual a:

$$100 \times \frac{\text{Media} + 2 \text{ Desviaciones standar}}{\text{Cuentas en el nivel más caliente}}$$

La NEMA (National Electrical Manufacturers Association), define la uniformidad integral como

$$100 \times \frac{\text{Máximo de } c/p - \text{Mínimo de } c/p}{\text{Máximo de } c/p + \text{Mínimo de } c/p}$$

RESOLUCION ESPACIAL

Se mide la resolución espacial intrínseca. Para realizar esta prueba se coloca un fantoma, consistente en

una parrilla de barras de plomo paralelas y espaciadas, dividida en 4 cuadrantes, cada uno de ellos con barras y espacios de diferente anchura aunque igual dentro del mismo cuadrante, dos orientados en el eje X y otros en el Y. A una distancia del detector igual a 5 diámetros del mismo se coloca una fuente puntual de Tc-99m. Con ello se obtiene una distribución de número de cuentas/mm. con un pico máximo en las líneas medidas entre dos barras (procurando acumular cuentas hasta 1000 en esos picos máximos). Se miden dos parámetros, FWHM (Anchura del pico de la distribución a la mitad de la máxima altura) y FWTM (Anchura del pico de la distribución a la décima parte de la máxima altura) ambos expresados en mm.

LINEALIDAD ESPACIAL

Se realiza de forma similar a la medición de la resolución espacial. Posteriormente se mide la distancia que separa cada pico entre barras y su adyacente, columna por columna y fila por fila (Eje X y eje Y) estableciendo la media y la desviación standar de estas diferencias para cada eje (Linealidad diferencial NEMA) y comparando la diferencia en el centro con las demás para cada eje (Linealidad absoluta NEMA).

SENSIBILIDAD

Se usan procedimientos similares a los de la medición de la uniformidad, pero aquí la actividad de la fuente debe ser cuidadosamente medida y corregida por el decay si fuera necesario. Con vistas a la repetitividad de la prueba, la distancia detector-fuente debe ser siempre la misma. Además la actividad de fondo debe ser descontada. Se dará la sensibilidad en cuentas por segundo por microcurio.

BIBLIOGRAFIA

BUDINGER TF. Single photon emission computed tomography. En: GOTTSCHALK A., HOFFER PB., POTCHEN EJ., eds. Diagnostic nuclear medicine. Baltimore, Williams and Wilkins, 1988; 108-149.
CHANDRA R., ed. Introductory physics of nuclear medicine. Philadelphia, Lea and Febiger, 1987.
ENGLISH RJ., BROWN SE., eds. SPECT, single photon emission computed tomography: a

primer. New York, The Society of Nuclear Medicine, 1986.
GOODWIN PN. Recent developments in instrumentation for emission computed tomography. Semin Nucl Med.; 10: 322-334, 1980.
HELLER SL., GOODWIN PN. SPECT instrumentation; performance, lesion detection and recent innovations. Semin Nucl Med; 17: 184-199, 1987.

NEMA standards publication NU 1-1986. Performance measurements of scintillation cameras. NEMA sales office, 2101 L.
PHELPS ME. Emission computed tomography. Semin Nucl Med; 7: 337-365, 1977.
ROYAL HD., PARKER JA., and HOLMAN BL. Basic principles of computers. En: GOTTSCHALK A., HOFFER PB., POTCHEN EJ., eds. Diagnostic nuclear medicine. Baltimore, Williams and Wilkins, 1988; 92-107.