CONTROL DE LA CALIDAD EN LA TOMOGRAFIA POR EMISION DE FOTONES (SPECT)

Carlos A. Sánchez Catasús*, Oscar Díaz Rizo** y Angel Aguila Ruiz*
*Departamento de Medicina Nuclear, Centro Internacional de Restauración Neurológica
**Instituto Superior de Ciencia y Tecnología Nucleares

RESUMEN
En este trabajo se abordan los parámetros característicos de funcionamiento de un sistema de tomografía por emisión de fotones (SPECT) y los aspectos más importantes del control de la calidad. Además, se presentan algunas de las experiencias del Departamento de Medicina Nuclear del Centro Internacional de Restauración Neurológica (CIREN).

ABSTRACT
The functioning characteristic parameters of the Single Photon Emission Computerized Tomography (SPECT) and their quality control are afforded. Also, some of the experiences in this field, in the Department of Nuclear Medicine of the International Center for Neurological Restoration are presented.

INTRODUCCION

La tomografía por emisión de fotones (SPECT, del Inglés *Single Photon Emission Computed Tomography*) es un procedimiento de diagnóstico médico que permite la obtención de imágenes de la distribución tridimensional de un radiofármaco, previamente administrado a un paciente [1,2]. Este radiofármaco se distribuye de acuerdo a algún proceso bioquímico o fisiológico en un determinado órgano del cuerpo humano. Las imágenes se logran por medio de detectores especializados de radiación gamma (cámaras gamma rotatorias o sistemas anulares multidetectores) y métodos de reconstrucción tomográfica [2]. Las aplicaciones más importantes de este procedimiento diagnóstico se centran en el estudio del corazón y el cerebro [1-3].

El alto grado de sofisticación tecnológica de la SPECT hace imprescindible un estricto programa de control de la calidad, si se quiere que la información que genera dicho procedimiento sea confiable. En este trabajo se abordan los parámetros característicos de funcionamiento de un sistema SPECT y los aspectos más importantes del control de la calidad. Además, se presentan algunas de las experiencias del Departamento de Medicina Nuclear del Centro Internacional de Restauración Neurológica (CIREN).

Parámetros característicos de funcionamiento tomográfico

Básicamente, un sistema SPECT estándar es una cámara gamma rotatoria, de manera que el programa de control de la calidad debe incluir las pruebas que evalúan los parámetros de funcionamiento que caracterizan a la cámara gamma como sistema planar (parámetros planares, anexo A) [4], así como las pruebas que evalúan los parámetros tomográficos. Además, hay algunos requerimientos adicionales para los sistemas de múltiples cabezas detectoras.

Estos parámetros pueden ser de carácter intrínseco, inherentes al funcionamiento del detector y su electrónica, o extrínseco, asociados al colimador empleado durante la utilización del instrumento en la práctica clínica, e incluyendo además, los factores introducidos por la interfase cámara-computadora. Se determinan sobre dos áreas del cristal, el campo central (CFOV, del Inglés, *central field of view*) y el campo útil (UFOV, del Inglés, *usefull field of view*).

En los sistemas de múltiples detectores, cada cabezal debe ser tratado como si fuera un sistema de cabeza única. De manera tal que los valores de los parámetros de funcionamiento deben medirse para cada cabezal por separado.

Los parámetros tomográficos más importantes, son: resolución espacial tomográfica, uniformidad tomográfica, contraste tomográfico, corrimiento del centro de rotación (COR, del Inglés *Centre of Rotation*) y tamaño del pixel. Varios de estos parámetros son versiones tridimensionales de los planares, siendo extremadamente sensibles a las variaciones de estos últimos. De aquí que las cámaras gamma que se emplean en tomografía deban tener parámetros planares especialmente optimizados y estrictamente controlados por el usuario, particularmente, la uniformidad, la resolución espacial y la resolución energética. Además, los parámetros tomográficos no tienen un solo valor, variando en función de la posición dentro del corte transaxial, en función del radio de rotación y con el método de reconstrucción tomográfica empleado.

Resolución espacial tomográfica

De forma análoga a la resolución espacial planar, se caracteriza mediante la función de respuesta espacial tomográfica, la cual se denomina en Inglés Point Spread Function (PSF) [5]. Debido a la tridimensionalidad de la PSF tomográfica, la resolución espacial tomográfica tiene dos componentes: el transaxial, correspondiente al plano transaxial perpendicular al eje de rotación; y el axial (dirección paralela al eje de rotación). En ambos casos, se cuantifica mediante el ancho a la semialtura de la PSF, o en Inglés *full width at half maximum* (FWHM).

El FWHM transaxial, tanto en X como en Y, depende de varios factores: resolución intrínseca del detector, resolución del colimador, parámetros de la adquisición o de muestreo (radio de rotación, tipo de órbita, tamaño del pixel y número de proyecciones), corrimiento del COR, alineación de los ejes, filtro de suavizamiento, radiación dispersa y matriz de visualización. Su valor numérico no debe exceder el 10 % de la resolución planar extrínseca a una distancia igual al radio de rotación y no es totalmente uniforme en todo el plano transaxial, empeorando radialmente en dirección al centro del corte, a causa de la dependencia de la resolución espacial del detector con la distancia a la fuente radiante.

En particular, en SPECT cerebral los hombros del paciente impiden acercar al mínimo el detector sin excluir al cerebelo del campo de visión, cuando paralelamente se intenta tener un ancho de pixel de adquisición que cumpla con el criterio de muestreo lineal y que mantenga la relación señal/ruido tomográfica en un nivel aceptable.

Para resolver la dificultad anterior se han desarrollado detectores de forma rectangular o modificaciones en los detectores circulares que permiten evitar la interferencia de los hombros [6-10]. Sin embargo, pocos sistemas pueden utilizar estos desarrollos, particularmente las cámaras que tienen diez años o más de fabricación, aún en servicio en muchos países. En la referencia [11] se puede encontrar una solución alternativa a este problema desarrollada en nuestro departamento, a partir de un método no-estándar de adquisición de imágenes, con resultados comparables a otras soluciones más costosas. El método es aplicable en principio a cualquier sistema de cabeza detectora circular.

El componente axial, también llamado ancho del corte o resolución en el eje Z, depende de la resolución espacial en la dirección axial del detector. A diferencia del transaxial, no depende del muestreo lineal o angular (tamaño del pixel y número de proyecciones, respectivamente) y del filtro de suavizamiento. Su valor numérico debe ser cercano al componente transaxial.

Uniformidad tomográfica

Caracteriza la capacidad de un sistema SPECT para reproducir fielmente una fuente tridimensional de actividad de concentración uniforme. No existe un consenso general de cómo cuantificar este parámetro, aunque puede estimarse de forma similar a la uniformidad planar (Uniformidad integral y Uniformidad diferencial, ver anexo A), o a través del análisis de perfiles en los cortes transaxiales del volumen uniforme. La variabilidad de los valores en estos perfiles debe ser menor del 10 % del valor medio.

La uniformidad tomográfica depende de la uniformidad planar y de su variabilidad con la rotación del detector, la cual no debe ser mayor de ±1 %. Las no uniformidades planares se amplifican considerablemente por el proceso de reconstrucción tomográfica, dando lugar a la aparición de artefactos circulares o anillos centrados en el eje de rotación. Si I_a es la intensidad del anillo (número de cuentas/ pixel) y I_{nu} es la intensidad de la no uniformidad planar, entonces:

$$I_a = (I_{nu} / \bullet^{\bullet}) \times (R \times m/r)^{1/2}$$

donde r es la distancia radial desde COR a la no-uniformidad planar, y m = [área total de la imagen (de radio R) / área de la no uniformidad planar].

De la expresión anterior se puede ver que mientras más cercana al COR es la no uniformidad planar, más intenso es el artefacto en la imagen tomográfica.

En los estudios clínicos pueden observarse zonas "calientes" o "frías" de forma redondeada hacia el centro de la imagen, en uno o en varios cortes, cuando la uniformidad no es buena. Estos artefactos pueden interpretarse erróneamente como una lesión.

Las cámaras gamma modernas poseen circuitos correctores de la uniformidad que son suficientes para los requerimientos planares. Pero debido a la alta sensibilidad de la uniformidad tomográfica a la presencia de pequeñas nouniformidades planares, se hace necesario, además, corregir la uniformidad planar a través de software.

Un método consiste en adquirir una imagen uniforme en el formato digital de matriz empleado en la práctica clínica y con un elevado número de cuentas, con el fin de reducir el error estadístico al 1 % (30 millones para un formato de 64 x 64 pixeles y de 120 millones para un formato de 128 x 128 pixeles). A partir de esta imagen, se crea una matriz de factores de corrección f_i, calculados de acuerdo a:

$$fi = \frac{VM}{Ci}$$

Donde VM es el número de cuentas/pixel medio de la imagen uniforme y Ci es el valor de las cuentas acumuladas en cada pixel i.

Antes de realizar la reconstrucción tomográfica, cada proyección se multiplica por la matriz de corrección. La imagen para la matriz de corrección debe renovarse semanalmente. Para cámaras gamma con multidetectores, cada cabezal debe tener su propia imagen de referencia.

En nuestro departamento hemos alcanzado una uniformidad tomográfica media anual de 9,7 % (rango entre 8-11 %) en un sistema semidigital de una cabeza detectora circular fabricada en 1987 por la firma Siemens-Gammasonics (Alemania-USA). Como un ejemplo de lo dañino que pueden ser las no uniformidades tomográficas, en la Figura 1 se presenta una experiencia verificada con esta instrumentación en la que un artefacto en forma de anillo producido por una no uniformidad planar (Figura 1-a), provocó que al estudiar un paciente, se observara un acumulo aparente del radiofármaco interpretado erróneamente como una zona de lesión. En las Figuras 1-c y 12-d se presentan estas mismas imágenes después de la corrección de la uniformidad planar.

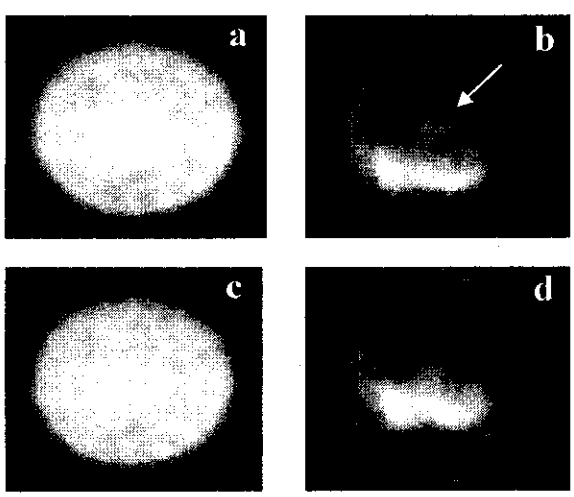


Figura 1. Uniformidad tomográfica:

a) corte transaxial de un maniquí de uniformidad. Al centro de la imagen se observa un artefacto en forma de anillo provocado por una no uniformidad planar;
b) corte transaxial de SPECT cerebral al nivel de los lóbulos temporales. La flecha indica la presencia de un acúmulo aparente del radiofármaco debido a problemas de la uniformidad, que puede interpretarse erróneamente como una zona de lesión;
c) imagen en (a) después de la corrección de la uniformidad planar; y
d) imagen en (b) después de la corrección de la uniformidad planar.

Contraste tomográfico

Define la capacidad del sistema para reproducir fielmente, en la imagen tomográfica obtenida, las diferencias relativas de concentración de una distribución volumétrica de radioactividad no uniforme. Depende de la resolución energética del detector, la cual condiciona la cantidad de radiación dispersa presente en la imagen, del fondo radioactivo, de la resolución espacial, del método de reconstrucción y del filtro de suavizamiento. Además, disminuye cuando el tamaño del objeto es menor que el *volumen de resolución*, lo cual se debe al efecto de volumen parcial [5].

Una vía para calcular el contraste, consiste en colocar una esfera de tamaño conocido dentro de un volumen que contenga una concentración de actividad uniforme. Después de realizada la reconstrucción tomográfica, se determinan el número de cuentas/pixeles en una región dentro de la esfera no radiactiva (C_e) y en una región vecina que represente la región de actividad uniforme.

(C_v). Se define entonces como:

$$\text{Contraste tomográfico}\,(\%) = 100\text{x}\,\frac{(C\,v - Ce)}{(Cv + C\,e)}$$

Corrimiento del centro de rotación

La intersección del eje de rotación con la línea perpendicular al centro del detector se define como centro de rotación. En condiciones ideales, para cada posición angular deben coincidir el centro físico, el centro electrónico del detector y el centro de la matriz digital de adquisición de las proyecciones. Además, deben ser paralelos los ejes X e Y en los tres sistemas de referencias (físico, electrónico y digital).

Debido a la fuerza gravitatoria y a las limitaciones inherentes a la mecánica de la rotación del detector, se hace imposible que el detector al girar describa una órbita perfecta. Esto da lugar a cierto corrimiento del COR, el cual se define para cada proyección, como la distancia entre el punto central en la imagen (en pixeles) y el punto donde se interceptan el plano de la imagen y una línea perpendicular a dicho plano y que pasa por el COR verdadero. Esta distancia varía en función del ángulo del detector.

El corrimiento del COR degrada la resolución espacial y la detectabilidad de las lesiones, provocando que las fuentes puntiformes se reconstruyan como pequeños anillos. Este fenómeno se puede apreciar mejor al reconstruir una fuente puntual y encontrar que, en vez de un punto, se obtiene un anillo caliente cuyo radio depende del corrimiento

medio del COR. Otra de las causas del corrimiento del COR es cuando el colimador esta dañado o tiene imperfecciones (por ejemplo, cuando un colimador de orificios paralelos no tiene los septa o tabiques paralelos entre sí).

A pesar de que no es imprescindible que el COR se encuentre exactamente en el centro de la imagen, su corrimiento debe ser tenido en cuenta por el software de reconstrucción. El corrimiento medio del COR debe ser menor de 2 mm . Para la calibración del COR se deben seguir siempre las recomendaciones del fabricante. El corrimiento del COR junto a la uniformidad son de los parámetros más sensibles con relación a la calidad de la imagen tomográfica.

En nuestro departamento hemos alcanzado un corrimiento del COR medio anual de 1,7 mm (rango entre 1,4-2 mm . En la Figura 2 se presenta una experiencia verificada con la instrumentación disponible en nuestro departamento, en la que se observa un anillo caliente debido al corrimiento del COR (Figura 2-a) y como se transforma en una imagen puntual después de corregir el COR (Figura 2-b) .

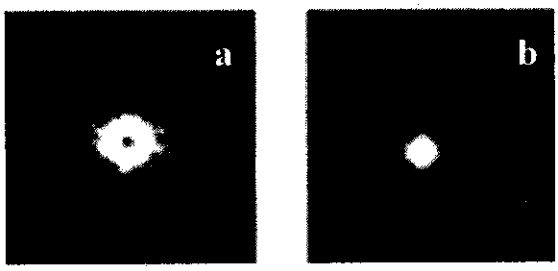


Figura 2. Reconstrucción tomográfica de una fuente puntual de Tc^{99m}:

a) anillo caliente debido al corrimiento del COR; y
b) después de corregir el COR.

Evaluación de la calidad

La calidad de una imagen, en particular de un corte tomográfico de SPECT cerebral, no se puede evaluar a partir de sí misma. El hecho de que la imagen tenga una buena "apariencia" no significa necesariamente que es una representación aceptable del objeto, el cual no se conoce a priori. Una confirmación de que la imagen tiene una calidad óptima sólo se logra demostrando que los parámetros de funcionamiento del sistema son estables y están dentro de límites aceptables, suponiendo óptimo el protocolo clínico de adquisición y procesamiento [12].

Para evaluar los parámetros de funcionamiento se debe seguir una metodología sencilla, teniendo en cuenta que varias de las pruebas se realizan frecuentemente y que sus ejecutores generalmente no son personas especializadas en electrónica. En esta sección sólo se abordarán las pruebas que evalúan los parámetros tomográficos más importantes. El resto de las pruebas, así como las que evalúan los parámetros planares se pueden encontrar en las referencias [13-22].

Condiciones de operación durante las pruebas

Excepto en casos en que se especifiquen otras condiciones (particularmente las especificaciones del fabricante), las fundamentales, son:

1) parámetros planares óptimos para realizar tomografía;
2) ventana energética de un 20 % y simétrica;
3) tasa de cuentas no mayor de 20000 cuentas/seg.;
4) fondo radiactivo reducido al mínimo;
5) desactivados los controles para el factor de zoom y para el desplazamiento de la imagen;
6) interfase cámara-computadora debidamente ajustada;
7) plano del detector paralelo al eje de rotación;
8) radio de rotación conocido; y
9) disponer de software para la corrección de la uniformidad planar. Los resultados de las pruebas pueden variar de acuerdo al tipo de colimador y al radionúclido utilizado, o si se han realizado modificaciones eléctricas o mecánicas antes de la evaluación.

Materiales para las evaluaciones

Es necesario disponer de un fantoma de SPECT, fuentes puntuales y una fuente plana, preferiblemente de Co^{57}, soportes para las fuentes, regla milimetrada, nivel de burbuja, plomada, jeringas, frascos desechables y contenedores de plomo. Pueden ser útiles también otros dispositivos diseñados por el propio usuario. En particular, un fantoma de SPECT es de gran valor para la evaluación tomográfica del sistema. Este tipo de fantoma posee patrones de forma conocida y esferas de diferentes tamaños. Los más empleados con este propósito son el de Jaszczak, el de Phelps y el de Carlson [13].

Esquema general de evaluación

Cada prueba sigue un método o receta paso a paso para obtener los datos experimentales que se utilizarán para evaluar el parámetro correspondiente. Se deben llevar a cabo cuidadosamente y siguiendo siempre el mismo protocolo, reduciendo así al mínimo los errores sistemáticos y garantizando la

reproducibilidad de las mediciones. Los resultados se evalúan a partir de cálculos relativamente sencillos y la construcción de gráficos. Se interpretan teniendo en cuenta los resultados de las pruebas anteriores, si se han realizado reparaciones recientes en el sistema, el grado de envejecimiento del instrumento y el límite de aceptabilidad para el parámetro en cuestión. Finalmente, se archiva el resultado en el libro o documento donde se lleva un registro histórico de cada parámetro del equipo.

En caso de que el parámetro esté fuera del límite aceptable, muestre inestabilidad o una degradación superior a la observada durante un período anterior de tiempo de igual duración, se debe realizar un análisis crítico, en conjunto con las personas encargadas del mantenimiento, sobre las posibles causas y las acciones a seguir. Estas acciones pueden ser preventivas (limpieza de componentes, sustitución de una tarjeta o componente electrónico, etc.) o correctivas (calibraciones, sustitución de componentes más complejos, etc.). En casos de averías de mayor envergadura, puede ser necesaria la asistencia técnica de un experto de la compañía que fabricó el sistema. Además, debe considerarse la eventualidad de que el sistema ya no es apto para tomografía o que el costo de su reparación sea excesivo, sin eliminar la posibilidad de que se continúe empleando como sistema planar.

Pruebas fundamentales

Las más importantes son las que evalúan los parámetros siguientes: uniformidad tomográfica (Anexo B), corrimiento del COR (Anexo C), tamaño del pixel, resolución espacial tomográfica (en aire y con medio dispersor), y la variabilidad de la sensibilidad y de la uniformidad con la rotación.

En los sistemas de múltiples cabezas es fundamental que los parámetros de funcionamiento sean los mismos o muy similares para cada cabezal (una diferencia menor del 0.5 %), a menos que el software de reconstrucción tomográfica lo tenga en cuenta. En particular, se deben seguir las recomendaciones del fabricante para la calibración del alineamiento geométrico y electrónico de todos los detectores con respecto a cada uno por separado.

También existe la prueba de *funcionamiento total* la cual evalúa el funcionamiento del sistema como un todo, empleando un fantoma de SPECT (Anexo D). Esta prueba ofrece información directa o indirecta sobre varios parámetros simultáneamente. Es muy útil cuando inesperadamente se observan elementos extraños en las imágenes que hacen sospechar la presencia de artefactos o después de una acción correctiva de envergadura. En caso de que los resultados no sean aceptables, el usuario se puede orientar rápidamente sobre cuál o cuáles pruebas específicas realizar y esclarecer las causas del mal funcionamiento en un corto tiempo. Por ejemplo: la presencia de anillos circulares indica problemas con la uniformidad; la poca detectabilidad de las lesiones simuladas indica posibles problemas con el COR o deterioro de la resolución espacial o que la ventana energética no es la adecuada; etc. Además, con esta prueba se puede calcular el contraste tomográfico.

La prueba de funcionamiento total se puede realizar también en condiciones similares a la práctica clínica. Variando los parámetros de la adquisición (matriz de adquisición, factor de zoom, número de proyecciones, tipo de órbita, etc.) y del procesamiento (método de reconstrucción, filtro, método de corrección de la atenuación, coeficiente de atenuación, etc.) se puede seleccionar la mejor combinación de estos parámetros. Constituye así una vía para optimizar el protocolo clínico de SPECT cerebral.

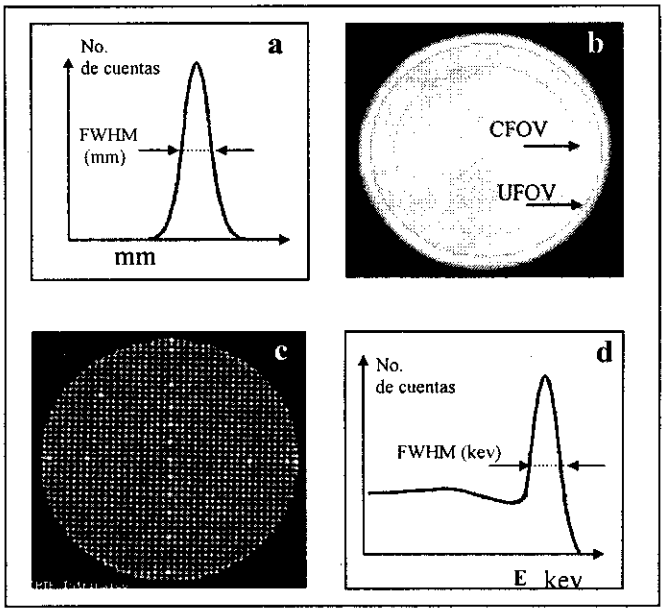
Programa de control de la calidad

Cada departamento debe seleccionar las pruebas a realizar y con qué frecuencia, considerando su situación particular con relación al estado de su instrumentación y a la estabilidad de los distintos parámetros de funcionamiento. En nuestra experiencia se recomienda lo siguiente: se deben evaluar diariamente, la uniformidad planar (con y sin corrección), el corrimiento del COR y el alineamiento; mensualmente, la resolución espacial, tanto planar como tomográfica, el tamaño del pixel, la uniformidad tomográfica, y la variabilidad de la sensibilidad y la uniformidad con la rotación; trimestralmente, la linealidad espacial, la resolución energética, la capacidad de conteo y la sensibilidad planar. Los parámetros planares han de evaluarse con y sin colimador. La prueba de funcionamiento total se recomienda realizar semanal o quincenal, incluyendo la evaluación del contraste tomográfico. La periodicidad de las evaluaciones se puede ajustar de acuerdo al comportamiento de la estabilidad de los distintos parámetros de funcionamiento medidos durante un cierto periodo de tiempo.

Finalmente, el control de la calidad del software es otro de los aspectos a considerar, ya que constituye un componente fundamental para el funcionamiento óptimo del sistema. Debido al recambio y desarrollo continuo del nuevo software, tanto el integrado al sistema como el desarrollado por el propio usuario, es imprescindible disponer de una metodología para asegurar que sus resultados son correctos. Las imágenes simuladas matemáticamente u obtenidas a través de fantomas son algunas de las vías más eficaces para tales propósitos. De particular importancia es evaluar la calidad de los nuevos métodos de procesamiento (métodos de reconstrucción tomográfica, correcciones de atenuación y dispersión de la radiación, protocolos clínicos, etc.).

ANEXO A. Parámetros planares de funcionamiento de la cámara gamma

Los parámetros planares más importantes, son: resolución espacial, uniformidad, linealidad espacial, resolución energética, capacidad de conteo y sensibilidad.



Resolución espacial

Describe la capacidad del detector para resolver como entidades distintas a dos fuentes radioactivas puntuales (o lineales) que estén muy cercanas, determinando así el grado de detalle espacial en la imagen. Se cuantifica mediante la *Point Spread Function* (PSF) del detector. La PSF es el perfil de actividad de una fuente puntual (figura-(a)). Convencionalmente, la resolución se define como la amplitud total a la mitad de la altura máxima de la PSF (FWHM, del Inglés, *full width at half maximum*).

Por otra parte, cada colimador tiene asociado una resolución espacial (R_c) que depende del tipo de material con que está fabricado, de la longitud y diámetro de sus orificios y de la distancia a la fuente. Entre la resolución del colimador (R_c), la resolución intrínseca (R_i) y extrínseca o del sistema (R_s), existe la relación:

$$R_S^2 = R_i^2 + R_c^2$$

La R_s se degrada a medida que aumenta la distancia de la fuente al detector, como resultado de la presencia del colimador. Además, depende de la R_c del colimador y de su integridad física.

Uniformidad

Caracteriza la variabilidad de la respuesta del detector cuando éste se irradia con un flujo uniforme de rayos gamma, reflejando su capacidad para reproducir fielmente una fuente de actividad uniforme (Figura A. 1-b). Se cuantifica a través de la uniformidad integral (UI) y de la uniformidad diferencial (UD).

La UI representa la máxima variación absoluta observada en las cuentas registradas sobre un área del detector (UFOV o CFOV). Se determina matemáticamente a través de la expresión:

$$UI(\%) = \pm 100 \ x \ \frac{(Max - Min)}{(Max + Min)}$$

Donde Max y Min son el máximo y el mínimo absolutos respectivamente, de las cuentas registradas en dicha área.

La UD representa la máxima variación local de las cuentas registradas a lo largo de cinco pixeles en las direcciones X e Y en la imagen de uniformidad. Barriendo todas las filas y columnas, se determina la diferencia máxima local en cada conjunto posible de 5 pixeles contiguos. La UD se define entonces como:

$$UD(\%) = \pm 100 \, x \frac{(Max\,L - Min\,L)}{(Max\,L + Min\,L)}$$

Donde Max_L y Min_L representan el máximo y mínimo local respectivamente, de la mayor diferencia máxima encontrada entre todos los conjuntos de 5 pixeles.

Linealidad espacial

Describe el grado de distorsión espacial introducida por el instrumento en la posición de incidencia de los fotones gamma que alcanzan el detector, caracterizando el grado de linealidad en la imagen de una fuente lineal (figura (c)). Se cuantifica a través de la linealidad absoluta (LA) y de la linealidad diferencial (LD).

La LA representa el desplazamiento espacial máximo (en milímetros) con respecto a una línea recta, observado en la imagen de una fuente lineal.

La LD expresa la variabilidad de la linealidad. Para calcular la LD, se necesita la imagen de al menos dos fuentes lineales paralelas separadas una distancia conocida, para las cuales se determina la separación entre los dos picos de todas las posibles PSF de ambas fuentes. La LD se define como la desviación estándar (expresada en milímetros) de esta separación.

La linealidad espacial y la uniformidad están estrechamente relacionadas. La uniformidad es mala en aquellas zonas donde ocurren grandes distorsiones espaciales. Los factores que deterioran la linealidad son los mismos que degradan a la uniformidad. Se deben incluir como otros factores degradantes, los relacionados con fallos de la interfase cámara-ordenador (no linealidades de los conversores análogo-digitales).

Resolución energética

La resolución energética (R_e) caracteriza al detector en su capacidad para distinguir entre dos fotones de energías diferentes, en particular entre la radiación primaria y la dispersa. Se cuantifica convencionalmente de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$R_e(\%) = (FWHM/E) \times 100$$

Donde FWHM es la amplitud total a la mitad de la altura máxima del fotopico (expresada en unidades de energía) y E es la energía de la radiación gamma del isótopo en cuestión (Figura A. 1-d). La R_e mejora con el aumento de la energía.

Capacidad de conteo

Describe el detrimento de la proporcionalidad lineal entre la tasa de cuentas registrada y la intensidad de la radiación gamma incidente, que se produce con el aumento de esta última. Este parámetro esta asociado al hecho de que el detector tiene un *tiempo muerto*. Se cuantifica mediante dos parámetros, la *capacidad de conteo para una pérdida del 20 %*, que determina la tasa de cuentas para la cual el detector registra un 20 % menos de fotones gamma que los que verdaderamente llegan al cristal; y la *capacidad de conteo máxima*, que define la tasa de cuentas máxima que puede registrar el detector (estado de saturación), a partir de la cual esta comienza a decrecer a pesar del incremento de la intensidad de la radiación incidente.

Sensibilidad

Caracteriza la eficiencia del detector en el proceso de registro de la radiación incidente. Se expresa como el número de cuentas registradas por unidad de tiempo y por unidad de actividad de la fuente radiante. Se cuantifica a través de una fuente plana de actividad conocida, diámetro definido y para una energía determinada. La sensibilidad intrínseca aumenta con el espesor del cristal y con la amplitud de la ventana energética, y disminuye con la energía de la radiación incidente. Además de estos factores, la sensibilidad del sistema varía de acuerdo al tipo de colimador (geometría, espesor, número y diámetro de los orificios, etc.).

Los parámetros planares de las cámaras gamma actuales han mejorado considerablemente en los últimos años: la R_i oscila entre 3 y 4 mm, y la R_s entre 8 y 10 mm a la distancia de 10 cm para un colimador de resolución media; la UI y la UD entre el 1 y 2 %; la R_e entre 9 y 10 % para el Tc^{99m}, con una tasa de cuentas de 20 000 cuentas/seg.; la capacidad de conteo para una pérdida del 20 % entre 65 000 y 250 000 cuentas/ seg., medida en aire y con una ventana energética del 20 %; y la sensibilidad entre 210 y 540 cuentas/min./" Ci para un colimador de resolución media. Todos estos valores son para el UFOV.

Los factores principales que deterioran los parámetros intrínsecos, son: falta de sintonía de las ganancias de los tubos fotomultiplicadores (TFM), deficiencia de uno o varios TFM, separación entre el cristal y el arreglo de los TFM y la guía de luz, defectos del cristal de centelleo, incorrecta selección de la posición y amplitud de la ventana energética, altas tasas de cuentas y componentes electrónicos defectuosos. Además de estos factores, los parámetros extrínsecos o del sistema se ven afectados por defectos o daños del colimador y los asociados con fallas en la interfase cámara-ordenador.

ANEXO B. Prueba para evaluar la uniformidad tomográfica

Materiales

Fantomas

- Fantoma de uniformidad tomográfica (fantoma cilíndrico rellenable o de Jaszczak)

Fuentes radiactivas

- Solución de ^{99m}Tc

Materiales auxiliares

- Jeringuillas desechables
- Papel absorbente
- Embudo
- Agitador
- Agua destilada
- Banda de Velcro o precinta adhesiva
- Nivel de burbuja

Procedimiento

Se deben seguir las normas de protección radiológica establecidas para el trabajo con fuentes abiertas. Utilizar dosímetro, delantal plomado y guantes desechables.

Para cámaras gamma de múltiples detectores esta prueba se debe realizar para cada detector por separado.

Preparación del fantoma

1. Si se emplea un fantoma de Jaszczak, desmontar todos sus elementos internos (esferas y columnas de acrílico).
2. Rellenar el fantoma con agua destilada hasta la mitad de su volumen.
3. Depositar 30 mCi de ^{99m}Tc en el interior del fantoma y agitar cuidadosamente la solución radiactiva.
4. Rellenar el resto del fantoma, minimizando el espacio de aire comprendido entre la superficie del líquido y el borde del orificio (emplear una jeringuilla para facilitar y asegurar la ejecución del procedimiento).
5. Esperar por un período de cuatro horas para lograr la homogeneidad de la solución.

Adquisición de las proyecciones

1. Realizar la adquisición con el colimador empleado en la SPECT.
2. Ajustar la inclinación del detector a 0° con respecto al piso de la habitación (emplear el nivel de burbuja).
3. Seleccionar una ventana energética del 20% simétrica para el ^{99m}Tc.
4. Colocar el fantoma sobre el soporte para la cabeza de la camilla de exploración y asegurarlo con una banda de Velcro o de precinta adhesiva.
5. Ubicar el fantoma en el centro del campo visual del detector y tratar de que su eje coincida con el eje de rotación.
6. Prefijar el número de proyecciones y el formato de matriz empleado en la SPECT.
7. Prefijar el tiempo de adquisición para acumular aproximadamente 250 Kcuentas por proyección para un formato de matriz de 64x64 o 500 Kcuentas para formato de 128x128.
8. Emplear un radio de rotación de 15 cm.

Procesamiento del estudio

1. Corregir las proyecciones por no uniformidades planares y por decaimiento.
2. Reconstruir los cortes transaxiales utilizando el filtro rampa.
3. Corregir los cortes por atenuación.
4. Generar sobre el corte central un perfil de 5 pixeles de ancho y que pase por el centro de la imagen. Calcular la profundidad o altura de los artefactos que correspondan a anillos circulares, midiendo el contraste con respecto a la actividad circundante.

5. Determinar sobre este perfil la diferencia porcentual entre las cuentas del contorno y las del pixel central.
6. Sumar los cortes para generar secciones de espesor igual a la resolución del sistema a lo largo del eje axial. Determinar la uniformidad integral y diferencial sobre cada sección.

Análisis de los resultados

1. Evaluar la presencia de artefactos anulares en los cortes y el contraste entre estos artefactos y el fondo uniforme.
   - Los artefactos anulares se asocian a la existencia de no uniformidades focales planares (el estado de la uniformidad planar del detector no debe ser mayor del 1%). Estas se visualizan en forma de anillos centrados respecto al centro de rotación. Los artefactos más cercanos se aprecian más reforzados. Los problemas de no uniformidades son mas críticos en SPECT cuanto más cercanos al centro de rotación se localizan.
   - Frecuentemente, en los cortes se observa un punto caliente situado en el centro de rotación y que se repite en cortes consecutivos a lo largo del eje de rotación.
   - El contraste entre cualquier artefacto anular y el fondo uniforme no debe exceder el 10%.

2. Las diferencias entre las cuentas del contorno y las del pixel central, determinados sobre el perfil generado para el corte central, no deben exçeder el 10%.
   - Valores superiores al 10% pueden asociarse a errores en la determinación del coeficiente de atenuación o del contorno del fantoma utilizados para la corrección de la atenuación.

3. Registrar en el libro del instrumento los resultados de la evaluación.

ANEXO C. Prueba para evaluar la estabilidad del Centro de Rotación (COR)

Materiales

Fuentes radiactivas

- Solución de ^{99m}Tc

Materiales auxiliares

- Jeringuillas desechables
- Precinta adhesiva

Procedimiento

Se deben seguir las normas de protección radiológica establecidas para el trabajo con fuentes abiertas. Utilizar dosímetro, delantal plomado y guantes desechables.

Para cámaras gamma de múltiples detectores esta prueba se debe realizar para cada detector por separado.

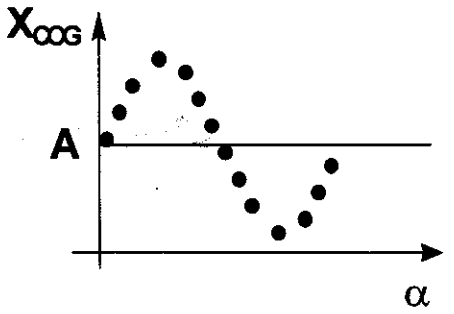
Adquisición de las proyecciones

1. Preparar una fuente puntual de aproximadamente 500 □Ci de ^{99m}Tc (se puede utilizar un volumen igual a 0.1-0.2 ml de solución de ^{99m}Tc en una jeringuilla desechable de 1ml).
2. Ajustar la inclinación del detector a 0° con respecto al piso de la habitación (emplear el nivel de burbuja).
3. Seleccionar una ventana energética del 20% simétrica para el ^{99m}Tc.
4. Colocar la fuente puntual de ^{99m}Tc sobre el soporte para la cabeza de la camilla de exploración, a una distancia no mayor de 2cm del COR, y fijarla con precinta adhesiva.
5. Prefijar una adquisición tomográfica de 32 proyecciones en órbita circular de 360° y un formato de matriz de 256x256.
6. Prefijar el tiempo de adquisición adecuado para acumular 20 K cuentas por proyección.
7. Emplear un radio de rotación de 15 cm .

Procesamiento del estudio

1. Crear el sinograma de la fuente puntual.
2. Determinar la coordenada X del Centro de Gravedad (X_{COG}) de la fuente puntual en cada proyección.
3. Ajustar los valores obtenidos a una función sinusoidal del tipo $X_{COG} = A + B$ sen (•••••) (utilizar análisis de Fourier).

   El valor de A es el valor medio del COR.



4. Determinar el deplazamiento medio del COR respecto al valor esperado, (N+1)/2, donde N es la dimensión del formato de matriz empleado expresado en pixeles.

$$\Delta COR = \frac{(N+1)}{2} - A$$

5. Determinar la curva de desplazamiento del COR durante la rotación, R(•), sustrayendo los valores obtenidos para la función sinusoidal de los valores de X_{COG}.
6. Determinar el desplazamiento máximo del COR, • max_{COR}.
7. Determinar el coeficiente de variación para el desplazamiento del COR.

Análisis de los resultados

1. El sinograma debe tener la forma de una sinusoide suave. La amplitud debe ser la misma en sus dos semiperiodos.
2. La curva de desplazamiento R(•) debe ser suave y plana. Evaluar sus fluctuaciones a través del coeficiente de variación.
3. El •$_{COR}$• debe ser menor de 2 mm y • max_{COR} debe ser inferior a 6 mm .
4. El desplazamiento del COR en los extremos de la órbita debe ser similar.
5. Registrar en el libro del instrumento los resultados de la evaluación.

ANEXO D. Prueba para examinar el comportamiento total del sistema SPECT.

Materiales

Fantomas

- Fantoma de comportamiento total (de Jaszczak o de Carlson).

Fuentes radiactivas

- Solución de ^{99m}Tc

Materiales auxiliares

- Jeringuillas desechables
- Papel absorbente
- Agua destilada
- Embudo
- Agitador
- Banda de Velcro o precinta adhesiva
- Nivel de burbuja

Procedimiento

Se deben seguir las normas de protección radiológica establecidas para el trabajo con fuentes abiertas. Utilizar dosímetro, delantal plomado y guantes desechables.

Para cámaras gamma de múltiples detectores esta prueba se debe realizar para cada detector por separado.

3. Evaluar el contraste de las lesiones simuladas con la actividad circundante, sus dimensiones y la reproducibilidad de sus formas.
   - La pobre detección de las lesiones simuladas por el fantoma puede asociarse a la detección de radiación dispersa o a desplazamientos excesivos del COR.
4. Registrar en el libro del instrumento los resultados de la evaluación.
5. Si los resultados de la prueba no son satisfactorios, decidir qué pruebas específicas realizar.

REFERENCIAS

[1] VAN HEERTUM, R.L. and R. TIKOFSKY (2000): **Functional cerebral SPECT and PET imaging**. Lippincott Williams and Wilkins, 3ra. ed., New York.

[2] SANCHEZ CATASUS, C. y cols. (1998): "Reconstrucción tomográfica. Su aplicación para explorar el cerebro mediante radioisótopos y cámara gamma", **Rev. Cub. Física** 15(2), 120-129.

[3] EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY (1981): **The Single Photon Approach**, HHS Publication FDA 81- 8177. US Dept of Health and Human Services/PHS/FDA/BRH, 1981.

[4] SANCHEZ CATASUS, C y J. FRANQUIZ (1986): "Principios físicos de la cámara gamma y su control de la calidad", **Rev. Cùb. Fis.** 6(1): 77-84.

[5] SANCHEZ CATASUS, C. (2002): "Métodos para el mejoramiento de la cuantificación relativa del flujo sanguíneo cerebral mediante tomografia por emisión de fotones (SPECT)", Tesis de Doctorado.

[6] LARSSON, S.A.; G. BERGSTRAND and H.A. BEFGSTEDT (1984): "A special cutoff gamma camera for high-resolution SPECT of the head", **J. Nucl. Med**. 25, 1013-1030.

[7] TSUI, B.M.W. y col. (1990): "The geometric transfer function for conebeam and fanbeam collimators", **Phys. Med. Biol**. 35, 81-93.

[8]MUELLER, S.P. y col.(1984): "SPECT imaging with the long bore collimator: Loss in sensitivity vs. improved contrast resolution", **J. Nucl. Med**. 25,106.

[9] ESSER, P.D. y col. (1984): "Angled-collimator SPECT(A-SPECT): An improved approach to cranial single photon emission tomography", **J. Nucl. Med**. 25, 805-809.

[10] POLAK, J.F. y col. (1984): "Iodine-123 HIPDM brain imaging with a rotating gamma camera and slant hole colimator", **J. Nucl. Med**. 25, 495-498.

[11] SANCHEZ CATASUS, C. y col. (1999): "A way to reduce radius of rotation in brain SPECT with a single-head system", **Nucl. Med. Commun**. 20(1), 99-103.

[12] _____ (1994): "Phantom assesment of brain SPECT protocol for cerebral blood flow studies", **Phys. Med. and Biol**. 39a, 724.

[13] IAEA-TECDOC 602 (1991): "Quality Control of Nuclear Medicine Instruments", **IAEA**, 121-266.

[14] AAPM Report No.22. (1987): "Rotating Scintillation Camera SPECT Acceptance Testing and Quality Control", **American Association of Physicist in Medicine**, New York.

[15] NEMA, Standards for Performance Measurements of Scintillation Cameras, Standards Publications, No. NU 1, Washington D.C., 1986.

[16] MURPHY, P.H. (1987): "Acceptances Testing and Quality Control of Gamma Cameras, Including SPECT", **J. Nucl. Med**. 28(7):1221-1227.

[17] HARKNESS, B.A.; W.L. ROGERS; N.H. CLINTHORNE and J.W. KEYES (1983): "SPECT: Quality control procedures and artifact identification", **J. Nucl. Med. Tech**. 11: 55.

[18] GREER, K.; R. JASZCZAK; C. HARRIS and R.E. COLEMAN (1985): "Quality Control in SPECT", **J. Nucl. Med. Tech**. 13:76

[19] TODD-POKROPEK, A.E.; S. ZUROWSKY and F. SOUSSALINE (1980): "Artefact creating and non-uniformity in tomography", **J. Nucl. Med**. 20: 23.

[20] PUCHAL, R. (1995): "Control de calidad de las tomogammacámaras", **Rev. Esp. Med. Nucl**. 14(5): 257-260.

[21] BUSEMANN, E. (1992): "Quality Assurance in Nuclear Medicine Imaging", **Hardware and Software Aspects**, Rodopi 2nd. ed., Amsterdam.

[22] HINES, H. y col. (2000): "National electrical manufacturers association recommendations for implementing SPECT instrumentation quality control", **J. Nucl. Med**., 41, 383-389