

Control de calidad de los sistemas de detección usados en Medicina Nuclear

Margarita Núñez

***Escuela Universitaria de Tecnología Médica
UdelaR, Montevideo, Uruguay
Comité de Tecnólogos de ALASBIMN***

2008

Control de calidad de los sistemas de detección usados en Medicina Nuclear

La interpretación de todos los procedimientos diagnósticos de medicina nuclear se basa en la suposición que el desempeño de los sistemas usados para la adquisición, presentación y análisis es adecuado, confiable y exacto. Para evidenciar la calidad diagnóstica de los datos recogidos es esencial llevar a cabo un programa estandarizado de rutina con el fin de evaluar el desempeño de los equipos. El *control de calidad* de los instrumentos es la piedra fundamental de un programa global efectivo de *garantía de calidad en medicina nuclear*.

Control de calidad es el término usado para referirse a la *evaluación de rutina del desempeño de los instrumentos de medicina nuclear*. En primer lugar, es usado para establecer un nivel básico de desempeño, el cual debe ser comparado con el especificado por el fabricante y el de otras unidades en uso. En segundo lugar, es aplicado con una frecuencia periódica para evaluar el desempeño continuo del instrumento. Los cambios eventualmente registrados pueden ser comparados tanto contra los valores de desempeño básico (*evaluación relativa*) como contra los estándares recomendados (*evaluación absoluta*).

1.- Control de Calidad del Monitor Ambiental.

El monitor ambiental es un componente esencial de un buen programa de protección radiológica. Comúnmente son empleados dos tipos de monitores ambientales en un servicio de medicina nuclear: La *cámara de ionización*, que es usada en áreas donde deben medirse altos flujos de rayos X y gamma, y el *contador Geiger-Mueller*, el que por su sensibilidad es utilizado para niveles más bajos de radiación. Ambos requieren calibración anual y chequeos diarios de estabilidad con radionucleidos estándar de larga vida media. Las técnicas de calibración son las mismas para ambos tipos de instrumentos.

Exactitud. Los monitores ambientales deben ser calibrados antes de su primer uso, luego anualmente y después de cada reparación. La calibración es realizada en dos puntos operativos diferentes en la escala de lectura del instrumento. Los dos puntos son aproximadamente un tercio y dos tercios de la escala completa. El estándar usado debe ser medido con una exactitud dentro del 5% del valor proporcionado por el *National Institute of Standards and Technology (NIST)*. Para convertir una actividad conocida en *tasa de exposición* a la radiación a determinada distancia del estándar, se aplica la fórmula:

$$E = AG / d^2$$

donde E es la tasa de exposición medida, A es la actividad de la fuente, d es la distancia entre la fuente y el detector y G es la constante específica de rayos gamma. Las lecturas del estándar son realizadas con el monitor ambiental a la misma distancia. Cada selección de la escala es calibrada sobre el rango entero y los puntos calculados son graficados contra la lectura medida. La línea formada permitirá una determinación de la verdadera exposición a partir de la lectura actual. La gráfica puede ser acoplada al monitor ambiental para así determinar la tasa de exposición real mientras el instrumento está siendo usado. La tasa de exposición indicada no debe diferir de la tasa de exposición calculada por más de 20%. Muchos departamentos envían sus instrumentos a laboratorios calificados para su calibración si no tienen una fuente estándar.

Estabilidad. Adicionalmente a la evaluación de exactitud, debe chequearse la estabilidad de desempeño del instrumento mediante una fuente de referencia de larga vida media. La medida inicial de la fuente es realizada en el momento de la calibración y debe ser cuidadosamente anotado en el instrumento. La fuente es medida con la misma geometría cada día que el instrumento es usado, al recambiar la batería y después de cualquier tarea de mantenimiento o

reparación. Si el conteo no está dentro del 10% de los resultados esperados, el instrumento debe ser recalibrado.

2.- Control de Calidad del Calibrador de Dosis.

La confiabilidad de las dosis de radiofármacos administradas a los pacientes depende del desempeño del calibrador de dosis, también llamado *activímetro*. Un programa de garantía de calidad aceptable para los calibradores consiste en una serie de procedimientos que miden su *exactitud, estabilidad, linealidad y dependencia geométrica*.

Exactitud. El chequeo de exactitud de estos instrumentos es realizado al momento de la instalación y luego con una frecuencia bianual. La exactitud del calibrador de dosis es medida al menos con dos estándares sellados de referencia de actividad conocida y registrada por el NIST. El instrumento debe además ser calibrado con fuentes estándar del radionucleido de interés siempre que sea posible. Cuando no es factible el uso de estándares de radionucleidos de corta vida media, pueden ser usados estándares de larga vida media de energía similar, cuidando de aplicar los respectivos factores de corrección. Habitualmente se usan radionucleidos diferentes como el ^{226}Ra , ^{137}Cs y ^{133}Ba . La actividad debe ser de al menos 10 uCi para el ^{226}Ra y 50 uCi para cualquier otro radionucleido emisor de fotones. Al menos una de estas fuentes debe tener un fotón de energía principal entre 100 y 500 KeV.

Corrigiendo los estándares por decaimiento, es posible conocer la actividad exacta de los mismos en todo momento para ser comparada con la indicada por el calibrador de dosis. El promedio de varias medidas netas de actividad debe ser comparado con la actividad del estándar en particular; si está dentro del 10% de la actividad del estándar, el instrumento está funcionando con una exactitud aceptable.

Estabilidad. Este parámetro es chequeado cada día que el instrumento es usado. Después que ha sido determinada la exactitud del calibrador, la constancia del desempeño o estabilidad es evaluada mediante pruebas diarias con estándares de larga vida media para cada ventana de los radionucleidos usados con más frecuencia. Puede ser usada una fuente sellada de al menos 10 uCi para el ^{226}Ra y 50 uCi para cualquier otro radionucleido emisor de fotones.

Se debe establecer una tabla de control de conteo para cada una de las ventanas de radionucleidos usados rutinariamente en el instrumento. Se obtiene el promedio de lectura del estándar y se grafica en papel semilogarítmico. Con el uso de datos de decaimiento apropiados, se generan puntos que representan la actividad del estándar a distintos intervalos de tiempo. Estos puntos son conectados con una línea recta, la cual indica el decaimiento teórico esperado del estándar. Se trazan dos líneas rectas por encima y por debajo de la línea de decaimiento, indicando un límite de tolerancia de $\pm 10\%$. Las lecturas diarias del estándar son graficadas y deben situarse dentro del rango del 10%. Si la lectura repetidamente cae fuera de estos límites, el calibrador debe ser considerado fuera de servicio hasta que el problema sea identificado y corregido.

Linealidad. Esta variable debe ser medida a la instalación y luego semestralmente. El calibrador de dosis debe funcionar linealmente sobre el rango de uso habitual situado entre 10 uCi y las dosis más altas que pueden ser administradas a pacientes. Pueden usarse varios métodos para determinar la respuesta del calibrador de dosis a diferentes niveles de actividad. Un método conveniente es medir un vial conteniendo la primera elusión de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ a intervalos frecuentes sobre las siguientes 48 hs, este método permite evaluar el rango total de actividad utilizado en un servicio normal. Se grafica la actividad observada contra el tiempo en papel semilogarítmico y se realiza el mejor ajuste lineal entre los puntos. Se elige entonces un punto sobre la línea donde la exactitud de la medida ha sido establecida por el estándar de referencia y una línea recta construida con una pendiente equivalente a la vida media del $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (6 hs). Si la

comparación de esta línea recta con la línea generada por los datos observados muestra una diferencia mayor de 10%, indica la necesidad de reparación o ajuste.

Un método alternativo usa un juego de blindajes calibrados que atenúan proporcional y progresivamente una dosis determinada de radionucleido para evaluar cambios en la respuesta del instrumento una vez que la linealidad del sistema ha sido establecido. Esto ofrece como ventaja que requiere un menor tiempo de realización de la prueba, la que puede completarse en pocos minutos.

Calibración de la geometría. Este procedimiento se lleva a cabo a la instalación y cada vez que se usen distintos tipos de vial o jeringa en los procedimientos de radiofarmacia. Un cambio en el volumen o configuración de la muestra de radionucleido puede afectar significativamente la medida de actividad. Para investigar el efecto del cambio de volumen del líquido dentro del recipiente, se usa un vial de 30 ml conteniendo 1 mCi de ^{99m}Tc en 1 ml. Esta muestra se mide y luego el volumen es sucesivamente incrementado con agua en pasos de 1, 4, 8, 10, 15, 20 y 25 ml midiéndose la actividad en cada etapa. La actividad neta de cada volumen es determinada por sustracción de background. Uno de los volúmenes es seleccionado como estándar, y el *factor de corrección (FC)* para cada uno de los demás volúmenes es calculado por la fórmula:

$$FC = \text{Actividad volumen estándar} / \text{Actividad volumen medido.}$$

Este factor de corrección debe ser graficado contra el volumen en papel lineal. Se puede entonces calcular la verdadera actividad tomando el factor de corrección determinado para ese volumen multiplicado por la actividad medida de la muestra. Este procedimiento debe ser usado para determinar el factor de corrección para varios tipos y tamaños de jeringas.

Es importante notar que la sensibilidad del calibrador de dosis es afectada por scatter de fotones contra el blindaje de la unidad u otros objetos adyacentes. Por tanto, puede ser obtenida una lectura errónea de actividad si estas variables son modificadas después de la calibración del instrumento.

El calibrador de dosis es una herramienta de la cual depende fuertemente todo el funcionamiento de un servicio de medicina nuclear. Asegurarnos que la exactitud de la actividad indicada por el calibrador de dosis es cercana a la cantidad real es importante para administrar la dosis apropiada de radiofármaco al paciente a nuestro cargo.

3.- Control de Calidad de los Detectores de Centelleo no Imagenológicos.

Las *sondas de centelleo* son empleadas para conteo externo de órganos y los *contadores de pozo* son usados para medida de muestras. Su desempeño confiable es esencial para la obtención de resultados exactos en una variada gamma de estudios “*in vivo*” e “*in vitro*”.

Inicialmente la calibración involucra el graficado del *espectro de energía* para un radionucleido de larga vida media, usualmente el ^{137}Cs , primero seleccionando el ancho de la ventana (por ejemplo 10 KeV) y después obteniendo series de cuentas cada 10 KeV de incremento del rango de energía hasta que el fotopico principal es pasado o hasta que la tasa de conteo se aproxime al nivel del background. Al graficar las cuentas resultantes en papel lineal se construye el espectro de altura de pulsos. Al medir el ancho a mitad de altura (FWHM) del fotopico del ^{137}Cs , se puede determinar el porcentaje de *resolución de energía* para dicho radionucleido. Típicamente el valor de resolución energética debe ser *menor de 10%*. Generalmente este procedimiento es realizado por el fabricante y los valores obtenidos son proporcionados con el instrumento, pero es prudente repetir el método a la instalación y luego anualmente.

La calibración diaria debe incluir la medida de una fuente de referencia de larga vida media en la ventana especificada ajustando la ganancia fina o el voltaje. Este procedimiento es conocido como *ajuste de pico*. En otras palabras, se realizan series de conteo a varios voltajes o ajustes de ganancias hasta que se consigue la máxima tasa de conteo. El voltaje o ajuste de ganancia que

proporciona el máximo de cuentas en el pico es anotado en el registro diario de calibración. Las cuentas de background acumuladas durante un intervalo estadísticamente significativo también son anotadas. El número de cuentas obtenido en el pico es graficado en una planilla o tabla de control. Esta tabla de control es meramente una gráfica del número de cuentas de la fuente en las ordenadas, contra el tiempo (usualmente 1 año) representado en las abscisas. Se traza entonces una línea representando las cuentas estimadas por decaimiento de la fuente en función del tiempo, con líneas paralelas que representan $\pm 1, 2$ y 3 desviaciones estándar. Si diariamente las cuentas caen fuera de los límites de 3 desvíos estándar, el instrumento muy probablemente esté funcionando mal.

La habilidad del instrumento para registrar y presentar en forma confiable y reproducible los eventos detectados puede ser evaluada realizando ajustes estadísticos estándar de cuentas obtenidas por medidas repetidas de una muestra radioactiva. Los modelos estadísticos más prevalentes son el *test de chi cuadrado*, el *desvío estándar de Poisson* y el *desvío estándar gaussiano*. Estas fórmulas estadísticas deben ser aplicadas sobre un mínimo de 10 medidas repetidas acumulando un número de cuentas estadísticamente válido (mayor de 10.000). Es suficiente realizar esta prueba inicialmente cuando un nuevo instrumento es puesto en uso y luego en forma anual o cuando se sospecha que el equipo está funcionando mal. Los datos deben ser almacenados y usados para comparación.

La reproducibilidad de la geometría de la muestra en contadores de pozo multimuestras está afectada por el sistema mecánico de posicionamiento. Este dispositivo puede ser una combinación de brazos mecánicos o elevadores que suben o bajan la muestra dentro del pozo. Por su diseño mecánico, el desgaste de las piezas, correas, ajustes de servicio y otros factores pueden afectar la posición de la muestra y por lo tanto la eficiencia de conteo. Este error puede manifestarse como un decrecimiento en la tasa de conteo del estándar usado para calibración.

Calibración de los Contadores de Pozo Multicristales.

El desarrollo de los *contadores gamma multicristales* para aumentar la eficiencia de conteo de ensayos con gran número de muestras ha introducido un problema especial para la evaluación de la sensibilidad de 10, 16 o 20 pequeños cristales de yoduro de sodio y su correspondiente electrónica. Las discrepancias en la sensibilidad de estos multidetectores pueden afectar drásticamente e insidiosamente los resultados de análisis importantes. La mayoría de los sistemas multicristales emplean un programa basado en un microprocesador para evaluar el balance de los detectores y hacer coincidir la información saliente de éstos por la aplicación de factores matemáticos de corrección.

El balance intrínseco de cada pozo en estos contadores debe ser evaluado diariamente usando un estándar de larga vida media y de energía y tasa de conteo apropiadas o un juego combinado de estándares.

La *dispersión del conteo* es determinada midiendo secuencialmente las fuentes en todos los detectores alcanzando un mínimo de 100.000 cuentas. La dispersión es definida por:

$$\text{Dispersión} = [(m\acute{a}x - m\acute{i}n) / m\acute{a}x] \times 100\%$$

donde *máx* y *mín* son las máximas y mínimas cuentas obtenidas por el grupo de detectores a cualquier tasa de conteo dada. La dispersión de la tasa de conteo absoluta no debe exceder el 3% a una tasa de conteo de hasta 10.000 cuentas por segundo.

4.- Control de Calidad de la Sonda de Detección Intraoperatoria (Gamma Probe).

Las sondas intraoperatorias requieren de controles simples, expresivos y reproducibles. Los requerimientos de control de calidad incluyen los siguientes parámetros:

Distribución de la sensibilidad radial. La distribución de la sensibilidad se evalúa en forma equidistante al área medida (ventana frontal de entrada de radiación) dependiente del ángulo polar. Variaciones de la distribución con la distancia son principalmente debidas a la posición relativa de la ventana de entrada de la radiación y el cristal detector.

La distribución de sensibilidad radial a 3 cm (cerca del campo) y a 30 cm de distancia (lejos del campo) describe el ancho del cono de medida a cual la radiación es detectada. El FWHM de la función de distribución es un buen criterio de calidad para la detectabilidad de los ganglios linfáticos. Con un cono de medida muy ancho, la señal de fondo puede exceder la señal del ganglio y puede no ser detectado. Un cono muy estrecho reducirá principalmente la señal de fondo manteniendo una señal constante de blanco.

Resolución espacial (distribución lateral de la sensibilidad) puede ser determinanda escaneando la sonda lateralmente sobre dos fuentes puntuales de Tc99m. El FWHM dará la distancia mínima a la cual dos fuentes puntuales (ganglios linfáticos) pueden ser detectados separadamente.

La resolución espacial depende de la distancia entre la fuente y el cristal. Para separar ganglios vecinos y poder realizar una adecuada localización, el FWHM de la distribución de sensibilidad lateral debe ser menor que la distancia típica de separación entre ganglios vecinos o el diámetro típico de un ganglio, por lo que se recomienda una resolución espacial menor de 25 mm, para la región de cabeza y cuello este requerimiento es aún menor, FWHM menor de 15mm.

Sensibilidad. Se determina directamente en la punta de la sonda o del colimador. En general la sensibilidad depende de la captación del radionucleido, la geometría de la medida y el tiempo transcurrido entre la inyección y la cirugía. La captación máxima radionucleido por por el ganglio varía típicamente entre 0.01 – 1% con una media de 0.1%. En general la cirugía se realiza el día posterior a la inyección del 99mTc-nanocoloide, cuando aproximadamente un 0.05-0.005% de la dosis administrada puede ser encontrada en el ganglio intraoperatoria. Asumiendo una actividad típica inyectada de 2 mCi, se localizará una actividad entre 100 μ Ci – 1 mCi. La sensibilidad del sistema debe ser mejor que 5 cps/kBq.

Blindaje. En general los blindajes de las sondas muestran algún área de pérdida. Una actividad de fondo alta (como puede ser la zona de inyección en mama) en la dirección de la filtración del blindaje pueden dar una falsa orientación. Asumiendo una captación del ganglio de 0.1% la sensibilidad de la filtración no debería exceder en 0.1% la sensibilidad del sistema.

Resolución de energía. Los fotones Compton producen un borroneado adicional de la información espacial con la presencia de medio de scatter y altas actividades de fondo. Por lo tanto es importante una discriminación de energía que separe el Compton del fotopico.

Display. El display acústico debe posibilitar al usuario concentrarse en el campo operatorio durante la medida, por lo tanto debe haber una clara correlación entre el tono de la señal acústica y la señal medida.

Recientemente, NEMA ha publicado la primera recomendación para las sondas intraoperatorias, Performance Measurements and Quality Control Guidelines for Non-Imaging Intraoperative Gamma Probes. Estas recomendaciones brindan un criterio uniforme para llevar a cabo y reportar las medidas de desempeño y control de calidad de estos instrumentos.

5.- Control de Calidad de las Cámaras de Centelleo.

El desempeño de una cámara de centelleo o *gammacámara* debe ser evaluado diariamente para asegurar la adquisición de imágenes diagnósticas confiables. El desempeño puede ser afectado por cambios o fallas de los componentes individuales del sistema o subsistemas y condiciones del medio ambiente como cortes o fluctuaciones eléctricas, golpes físicos, cambios en la temperatura, humedad, polvo o radiación de fondo. Para dilucidar la presencia de estos factores que afectan el desempeño pueden ser utilizados varios procedimientos.

Los datos más útiles para determinar la aceptabilidad del desempeño de una gammacámara son los que reflejan la *uniformidad del campo*, la *resolución espacial*, la *linealidad* y la *sensibilidad*. Estos parámetros deben ser medidos en el momento de la instalación para confirmar las especificaciones del fabricante y proveer un estándar para todas las evaluaciones subsiguientes. Estas pruebas también son importantes después de realizar tareas de reparación o mantenimiento.

Quizás la medida más elemental de desempeño de la gammacámara sea la de *uniformidad de campo*. Esta se define como la capacidad de la gammacámara de representar como verdaderamente uniforme la distribución de actividad de una fuente homogénea. Esta prueba se lleva a cabo "inundando" el detector de la cámara mediante un campo uniforme de radiación, y evaluando la uniformidad de la imagen resultante. En el pasado, la falta de uniformidad del campo fue atribuida principalmente a diferencias de sensibilidad en la superficie del cristal. Para corregir los defectos de uniformidad, es adquirida la imagen de una fuente uniforme de radioactividad y la información almacenada en una memoria electrónica de la cámara. Mediante esta imagen de referencia también llamada *mapa o matriz de uniformidad*, las imágenes clínicas son corregidas durante la adquisición ya sea por adición de cuentas a la imagen en áreas donde el mapa presenta menor conteo o por sustracción o falta deliberada de conteo en áreas con demasiada cantidad de cuentas. Actualmente es un hecho conocido que la mayoría de los defectos de uniformidad en la cámara ocurren como resultado de la *distorsión espacial*, esto es, el mal posicionamiento del evento.

Para corregir la distorsión espacial, son adquiridas imágenes de referencia y se generan y almacenan mapas digitales de corrección. Cada mapa contiene valores que representan los cambios o desvíos registrados en las coordenadas x e y. Se utilizan sofisticados microprocesadores para repositionar cada cuenta que recibe el detector durante el tiempo real de adquisición usando la información de los desvíos contenida en los mapas.

La falta de uniformidad también puede deberse a variaciones en la posición de los pulsos desde diferentes áreas del detector dentro de la ventana de altura de pulsos. Esta *distorsión de energía* dependiente de la situación espacial también puede ser corregida por un circuito microprocesador. Esta misma distorsión es, por supuesto, responsable de la pérdida de resolución espacial y de imperfecciones en la linealidad. No sorprende, por tanto, que los circuitos actuales de repositionamiento basados en tecnología de microprocesadores mejoren tanto la uniformidad como la resolución y la linealidad. En las cámaras modernas, la corrección de uniformidad explícita es típicamente llevada a cabo mediante multiplicación por factores de corrección, sólo después de corregida la distorsión espacial (y la respuesta de energía dependiente del factor espacial).

La resolución espacial es la capacidad del sistema para detectar dos eventos separados en el espacio. Para medir este parámetro se utiliza comúnmente un *fantoma de transmisión*, consistente en algún tipo de patrón de bandas de plomo. Los patrones producidos alternan áreas contiguas con diferentes niveles de actividad, los cuales por definición permiten realizar el análisis de resolución. Cuanto mejor sea la resolución espacial, mayor será la capacidad para detectar pequeñas anomalías manifestadas como sutiles diferencias en la concentración del radiotrazador en las imágenes clínicas. La dispersión del punto o la línea en la imagen obtenida es indicativa del grado de "borroneado" o pérdida de resolución de la cámara.

La linealidad consiste en la capacidad de reproducir una fuente de actividad lineal como una verdadera línea en la imagen. Un fantoma con disposiciones lineales de barras o agujeros es adecuado para chequear este parámetro. La imagen producida debe verse exactamente como el fantoma.

Cuando se emprende un *programa de control de calidad* de cámaras de centelleo, el departamento debe tomar algunas decisiones respecto a métodos y equipos a usar. Tres decisiones que deben ser tomadas inicialmente son: el tipo de fuente radiactiva a ser usada; si realizar pruebas intrínsecas o extrínsecas; y cuál fantoma proveerá la información deseada con respecto a resolución espacial, linealidad y distorsión espacial.

Métodos para Control de la Uniformidad.

El radionucleido utilizado para estas pruebas debe ser de energía similar (si no igual) a la del más frecuentemente usado para los estudios clínicos. Por el uso tan extendido de los radiofármacos marcados con ^{99m}Tc , los dos radionucleidos más comúnmente empleados son el propio ^{99m}Tc y el ^{57}Co . Existen ventajas y desventajas para ambos radionucleidos. El ^{57}Co con una energía gamma principal de 122 KeV cumple con el criterio de energía similar. La vida media de 271 días permite un largo uso antes del reemplazo y también facilita los chequeos diarios de sensibilidad. Una desventaja es el costo relativamente alto comparado con el ^{99m}Tc . Otra consideración es que el circuito de pico automático o del sistema microprocesador para realizar la corrección de uniformidad puede funcionar apropiadamente con el ajuste de ^{57}Co (122 KeV) pero no con el ajuste de ^{99m}Tc (140 KeV). Esto puede conducir a un falso sentido de seguridad cuando uno ve imágenes aceptables de ^{57}Co , mientras que las imágenes clínicas usando ^{99m}Tc pueden no ser de la misma calidad. Esto apoya el uso de ^{99m}Tc como fuente, ya que es el radionucleido usado en la mayoría de los procedimientos imagenológicos de medicina nuclear. Su disponibilidad hace del costo un factor no significativo, pero su vida media de 6 hs requiere una preparación de la fuente cada vez que se realicen los controles.

El *chequeo intrínseco* de uniformidad involucra la realización de medidas del sistema desprovisto del colimador. Un pequeño volumen o fuente puntual del radionucleido escogido es colocado a una distancia equivalente a 5 veces el diámetro del campo de visión útil de la cámara, con el fin de proporcionar una radiación uniforme a todo el campo. Deben tomarse precauciones para evitar la contaminación o el daño del cristal expuesto. La ventaja del chequeo intrínseco es que la radiación uniforme del campo es fácil de obtener mediante una pequeña cantidad de radiactividad.

El *chequeo extrínseco* permite la evaluación del sistema total, incluyendo el colimador. Se coloca sobre el colimador una fuente plana con una distribución uniforme del radionucleido. Pueden ser usadas dos tipos de fuente plana: un fantoma sólido sellado de ^{57}Co o un fantoma de plástico o acrílico plano rellenable.

La fuente sólida consiste en un material tipo epoxy conteniendo ^{57}Co dispersado uniformemente, de diámetro entre 30 a 50 cm y de forma circular o rectangular según sea el detector de la cámara. Típicamente contienen una actividad inicial de 10 o 20 mCi. Pueden existir defectos en la fabricación de modo que la uniformidad no sea la ideal especialmente para su uso en cámaras SPECT, aunque por lo general el fabricante garantiza un determinado valor de uniformidad que puede encontrarse rotulado en la fuente. Durante las primeras semanas luego de su fabricación, la fuente puede contener impurezas como isótopos del Co de vida media corta que pueden influir en la uniformidad, por lo que se aconseja no utilizarla de inmediato. Debe reemplazarse cada 6 a 18 meses para mantener una tasa de conteo razonable, lo cual implica un esfuerzo económico a tomar en cuenta.

La fuente plana rellenable de líquido, es llenado con agua a la que se agrega el radionucleido (habitualmente ^{99m}Tc) y requiere ser preparado cada vez que se usa. El fantoma es plano, de paredes delgadas de acrílico u otro material sintético transparente y contiene una cavidad que puede ser llenada y luego cerrada herméticamente. Es esencial un minucioso mezclado del radionucleido, ya que cualquier falta de uniformidad en esta distribución puede ser interpretada como un mal funcionamiento de la cámara. Cuando se sospecha este problema en la imagen del campo plano, el fantoma debe ser rotado 90° y se debe obtener una segunda imagen. Un cambio

en el patrón entre las imágenes indica un defecto de mezclado del fantoma. Para evitar este problema, se sugiere realizar la mezcla en otro recipiente, luego transferirla al fantoma y esperar 12 a 24 horas antes de usarlo. El llenado debe ser completo, sin dejar burbujas de aire. El fantoma debe ser inspeccionado regularmente para detectar crecimiento de hongos u otros elementos en su interior que también pueden afectar la uniformidad, así como daños físicos a su estructura.

El mantenimiento de una fuente constante para el control de calidad permite el chequeo de la sensibilidad o eficiencia de conteo del sistema.

Fantomas para Control de la Resolución Espacial, Linealidad y Distorsión Espacial.

Muchos fantomas de transmisión han sido desarrollados para el chequeo de la resolución y la linealidad, y varios de ellos han ganado gran aceptación. Un fantoma ideal permite la adquisición simultánea de una imagen mediante la cual es posible evaluar los parámetros de resolución espacial, linealidad y distorsión espacial. Existen algunas controversias con respecto al fantoma ideal a ser utilizado para estas pruebas. Deben cumplirse dos condiciones para seleccionar el fantoma. Primero, el tamaño y el espaciamiento de los agujeros o las barras deben exigir al máximo la capacidad de resolución de la cámara. Segundo, el mismo patrón de agujeros o barras debe cubrir la totalidad del campo de visión de la cámara.

Tres de los fantomas más ampliamente usados son:

El fantoma de *líneas paralelas y espacios iguales (PLES)*, está formado por barras de plomo paralelas separadas por espacios iguales a su ancho que están incluidas en lucita. El ancho de las barras debe ser seleccionado de modo que coincida con los límites inferiores de resolución espacial a ser evaluados. Dos imágenes de transmisión tomadas a 90° cada una permiten la evaluación de resolución espacial, linealidad y distorsión espacial para el área total del detector.

El fantoma de *agujeros ortogonales*, consiste en una hoja de plomo con filas y columnas de agujeros de igual diámetro dispuestos en ángulo recto. La coincidencia del tamaño de los agujeros con los límites inferiores de resolución espacial de la cámara es importante. Una imagen simple permite la evaluación de la resolución espacial, la linealidad y la distorsión espacial para toda el área del detector. Se considera que tanto el fantoma ortogonal como el PLES son de eficacia similar para la evaluación de todos los parámetros antedichos.

El fantoma de *cuadrantes de barras*, está construido con cuatro anchos diferentes de barras y espacios. Las barras en el cuadrante son dispuestas de forma que cada juego de barras está orientado 90° respecto a las barras del cuadrante adyacente. En cada cuadrante, el ancho de las barras y los espacios es igual. Existen fantomas de gran resolución con barras de 2 mm adecuados para las cámaras nuevas de alto desempeño. El inconveniente de estos fantomas de cuadrantes es que para medir la resolución en todas las regiones del detector se requieren adquisiciones en diferentes posiciones, p. ej. 4 imágenes rotando el fantoma 90° cada vez.

Debe tenerse en cuenta que la resolución efectiva de la gammacámara es alrededor de 1.7 veces la barra visible más pequeña.

Estos son *fantomas de transmisión* y por tanto requieren ser colocados entre una fuente radiactiva y el detector. Cualquiera sea el tipo de fuente usada, se requiere que la *tasa de conteo* no exceda las 20.000 cuentas por segundo ya que a tasas de conteo excesivas surgen problemas de uniformidad y resolución espacial debido a pérdida de cuentas por el tiempo muerto y el "apilamiento" de pulsos. Es importante tener en cuenta que *los fantomas de transmisión deben ser usados sólo para chequeo intrínseco*, sin colimador. El uso de fantomas con colimador puede producir otros artefactos resultantes de la interferencia producida por la combinación de los patrones de los fantomas de transmisión con los patrones de agujeros del colimador.

Procedimientos de Rutina para Control de Calidad de Cámaras de Centelleo.

Una vez que se han considerado y decidido los factores relativos a la fuente, fantomas y pruebas intrínsecas o extrínsecas, puede establecerse un programa de control de calidad de las gammacámaras. Una de las claves para un programa confiable de control de calidad consiste en la estandarización de los procedimientos a efectuar. Antes de cada prueba, deben cumplirse ciertos pasos relativos a la preparación y ajuste del sistema.

Ajuste del fotopico. Debe seleccionarse la ventana de energía correcta para el radionucleido que será utilizado, y chequear que el fotopico esté centrado en la ventana. Habitualmente se emplea un ancho de ventana de entre 10 y 20% para los estudios clínicos, y de 5-10% para el ajuste del fotopico. Es muy importante que las pruebas de control de calidad se realicen siempre con el mismo ancho de ventana. Un ajuste correcto del fotopico es absolutamente esencial para el desempeño óptimo de la cámara y debe señalarse que todos los parámetros a ser evaluados para control de calidad son adversamente afectados por un ajuste inadecuado.

Orientación. La orientación de la imagen debe permanecer constante durante las pruebas que se realicen, de modo que una misma zona del detector corresponda siempre a la misma posición de la imagen. Este factor es importante al evaluar el deterioro gradual de desempeño en un área particular del detector.

Control de uniformidad. Se debe realizar diariamente, utilizando uno de los siguientes métodos:

a) Método extrínseco.

1.- Colocar una fuente o fantoma plano sobre la superficie del colimador (preferentemente de alta resolución y agujeros paralelos o el usado comúnmente para estudios clínicos), con una tasa de conteo que no supere las 20.000 cuentas por segundo. Es aconsejable colocar un protector plástico sobre el colimador a fin de evitar contaminación, especialmente si se emplea un fantoma rellenable.

2.- Adquirir una imagen de al menos 2 millones de cuentas para una cámara con campo circular y de 5 millones de cuentas si el campo es rectangular.

3.- Si la cámara dispone de un sistema microprocesador para corrección de uniformidad, adquirir imágenes con y sin corrección. Las cámaras actuales presentan automáticamente la imagen original y la corregida con una sola adquisición.

4.- Comparar las imágenes con las adquiridas en días previos. Los sistemas modernos disponen de software para cuantificar la falta de uniformidad de la imagen, referida tanto al campo total como al sector central del mismo.

5.- Registrar fecha y los valores de uniformidad, ajuste del fotopico, cuentas totales, tiempo de duración de la adquisición y valores de ajuste de la intensidad.

6.- Archivar apropiadamente la imagen.

b) Método intrínseco.

1.- Quitar el colimador. Se tomarán las precauciones para evitar daño físico o contaminación del cristal. Si la cámara no dispone de un sistema para “enmascarar” los bordes, aplicar un anillo o contorno de plomo adecuado para eliminar el efecto de “empaquetado de bordes”.

2.- Colocar una fuente puntual con una tasa de conteo inferior de 20.000 cuentas por segundo, a una distancia de al menos 5 diámetros del campo útil de visión de la cámara. La fuente puede ser colocada encima o debajo del detector, o bien en un sitio de la sala apuntando al detector estando éste colocado en posición vertical. Adquirir una imagen de 2 o 5 millones de cuentas, según el campo sea circular o rectangular.

Los pasos 3 al 6 son similares a los descriptos para el método extrínseco.

Linealidad y Resolución. Este control debe ser realizado semestralmente. Se prefiere el uso de un fantoma de agujeros ortogonales, ya que con otros fantomas pueden requerirse varias imágenes en diferentes orientaciones para una evaluación completa del sistema.

- 1.- Quitar el colimador y posicionar el detector de cara al techo.
- 2.- Colocar el anillo de plomo sobre el cristal para ocultar los bordes si es necesario.
- 3.- Ubicar el fantoma de transmisión sobre el detector.
- 4.- Colocar una fuente puntual a 5 diámetros del campo de visión, de conteo no superior a 20.000 cts/seg.
- 5.- Adquirir una imagen de 2 o 5 millones de cuentas, Según sea el campo circular o rectangular.
- 6.- Evaluar la linealidad y resolución y comparar con imágenes previas.
- 7.- Archivar apropiadamente.

Colimadores. El desarrollo de colimadores para bajas energías de mayor sensibilidad y resolución que contienen tabiques más delgados y mayor número de orificios también ha aumentado la probabilidad de que surjan defectos de fabricación o se produzcan daños físicos que pueden resultar en imágenes defectuosas. Por tanto, un programa de garantía de calidad debe incluir la evaluación de los colimadores, que consiste en pruebas iniciales antes de su primer uso y luego controles mensuales. Cada colimador debe ser chequeado mediante inspección visual para detección de daños físicos y mediante una prueba de uniformidad extrínseca. Es útil además una prueba con una fuente puntual como si se realizara un control intrínseco, pero con el colimador en su sitio lo que produce normalmente una imagen central en el campo, que va perdiendo intensidad hacia la periferia de manera uniforme y gradual. Las imágenes resultantes deben ser rotuladas con fecha, tipo de colimador, cuentas totales, tiempo y comentarios pertinentes, y deben ser archivadas para comparación o documentar defectos frente al fabricante.

Registro Espacial de Ventanas Múltiples. Este control es necesario en las cámaras equipadas con múltiples analizadores de altura de pulsos que permiten trabajar con varias energías a la vez. Si para cada ventana energética la posición de las señales x e y no es exactamente la misma, la imagen obtenida puede resultar distorsionada.

- 1.- Preparar una fuente lineal de 50 uCi de ^{67}Ga .
- 2.- Ajustar la cámara para los tres fotopicos del galio (93,184 y 296 keV) con ventanas simétricas de 20%. Si la cámara sólo dispone de dos ventanas, usar las mismas energías que en los estudios clínicos con este isótopo.
- 3.- Adquirir una imagen de 50.000 cuentas con la fuente colocada sobre el centro del colimador en la dirección x y repetir luego en la dirección y .
- 4.- Analizar y comparar las imágenes. Ambas deben representar una línea recta sin sombras, penumbras o duplicación de la imagen.

6.- Control de Calidad de la Computadora.

La computadora es una parte integral del proceso de imágenes en todas las cámaras. Además, muchas viejas cámaras analógicas han sido conectadas a computadoras con software moderno de procesamiento disponibles en el mercado. La uniformidad, linealidad, resolución, tiempo muerto y tasa de conteo son todos parámetros importantes del desempeño de una computadora dedicada a imagenología que deben chequearse regularmente. Algunos de estos procedimientos de control de calidad son similares a los utilizados para las gammacámaras y pueden realizarse al mismo tiempo que éstos.

Determinación del tiempo muerto. Debe realizarse anualmente, según el siguiente procedimiento:

- 1.- Preparar dos fuentes de actividad similar (aproximadamente 300 a 500 uCi de $^{99\text{m}}\text{Tc}$) que serán rotuladas como n° 1 y n° 2.
- 2.- Quitar el colimador y colocar el anillo para ocultar los bordes, si es necesario.
- 3.- Posicionar el cabezal de la cámara de modo que las fuentes puedan situarse a un metro aproximadamente del centro del detector.

4.- Adquirir imágenes de un minuto de las fuentes juntas y por separado utilizando una matriz de 64 x 64.

5.- Calcular el tiempo muerto de la cámara y el sistema cámara/computadora mediante la fórmula:

$$T = 2R_{1,2} / (R_1 + R_2) \times \ln (R_1 + R_2 / R_{1,2}),$$

donde T es el tiempo muerto en segundos, R_1 es la actividad de la fuente n° 1 en cts/seg., R_2 es la actividad de la fuente n° 2, y $R_{1,2}$ es la actividad de ambas fuentes a la vez.

6.- Registrar este valor para comparaciones futuras.

7.- Cada vez que se realiza esta prueba, utilizar las mismas condiciones de conteo y de ser posible las mismas dosis aproximadamente.

7.- Control de Calidad de los Sistemas SPECT.

Para efectuar adecuadamente los procedimientos de tomografía por emisión monofotónica (SPECT), se requiere un programa estricto de garantía de calidad. La tolerancia de falta de uniformidad de +/-5% aplicable para estudios planares ya no es aceptable para SPECT, recomendándose un valor no superior al 3%. Otro factor crítico es el alineamiento apropiado de la matriz de la computadora con el eje de rotación del sistema mecánico de la gama cámara.

Uniformidad planar. Pequeños cambios en la uniformidad extrínseca de la cámara pueden ser interpretados como áreas de bajo conteo de un objeto por parte de los algoritmos de reconstrucción y dar lugar a los característicos artefactos en anillos concéntricos. Debe adquirirse imágenes extrínsecas de campo plano diariamente en matriz de 64 x 64 o 128 x 128, de 5 millones de cuentas por lo menos, empleando tanto una fuente de ^{57}Co como un fantoma rellenable con $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Semanalmente, debe adquirirse una imagen de 30-60 millones de cuentas para matriz de 64 x 64, o de 120 millones para matriz de 128 x 128 a fin de obtener imágenes de confiabilidad estadística. Estas imágenes de alto conteo deben almacenarse en la computadora para efectuar la corrección de uniformidad. El mismo procedimiento puede repetirse para todos los colimadores y radionucleidos que se utilizan en la rutina clínica, para lo cual es necesario un fantoma rellenable ya que no existen fuentes planas sólidas fuera de las de ^{57}Co .

Además, la zona del campo utilizada para un estudio clínico determinado aplicando un factor de amplificación ("zoom") puede analizarse en particular, para lo cual se generan mapas especiales para corrección de uniformidad a ser aplicados en esos estudios (típicamente estudios de SPECT cardíaco y cerebral).

La evaluación visual de las imágenes de uniformidad no es adecuada para SPECT, debiendo siempre recurrirse al software para análisis cuantitativo de las mismas. Se recomienda una variación de uniformidad extrínseca no superior al 1%.

Un factor importante en el desempeño de un sistema SPECT es la uniformidad tomográfica. Existen tres causas principales de alteración de la uniformidad en SPECT:

- Falta de uniformidad en el detector y colimador.
- Errores y fluctuaciones estadísticas en los datos de corrección de uniformidad.
- Fluctuaciones estadísticas tipo Poisson inherentes al ruido contenido en las proyecciones y el algoritmo de reconstrucción.

Note que los errores en la corrección de atenuación también pueden degradar la uniformidad en SPECT.

La mala uniformidad en el sistema detector y la pobre corrección de uniformidad se manifiestan como patrones definidos en las imágenes tomográficas reconstruidas. En cámaras con colimadores de orificios paralelos y órbita circular, los patrones consisten en anillos centrados en el punto de la imagen reconstruida correspondiente al eje de rotación, como se muestra en la figura más abajo. Note que, para una adquisición de 180 grados, el defecto tendrá forma de semicírculo y no de anillo completo. Esto puede ser difícil de detectar en estudios clínicos.

Verificaciones de uniformidad en SPECT

- a) *Uniformidad planar*: Es importante mantener un valor adecuado de uniformidad intrínseca. La mejor forma de verificarla es realizando una adquisición diaria de un campo plano y calculando semanalmente la uniformidad diferencial e integral. Para uso del equipo en SPECT, la uniformidad integral en el centro del campo de visión no debería superar 3.0-3.5% después de aplicada la corrección. Toda modificación en la uniformidad debe ser corregida inmediatamente ya sea readquiriendo matrices de corrección de alto conteo según las instrucciones del fabricante, o solicitando servicio de mantenimiento. Los defectos focales cerca del eje central son especialmente problemáticos.
- b) *Corrección con fuente plana*: Es importante conseguir una corrección efectiva de la uniformidad, lo cual requiere adquirir matrices planas de alto conteo. Si se adquieren menos cuentas de las recomendadas, se incrementa la probabilidad de generar artefactos en anillo. Deben entenderse cabalmente los requisitos establecidos en las instrucciones del fabricante al realizar una adquisición de fuente plana de alto conteo (algunos recomiendan adquirir la fuente con diferentes energías y/o colimadores).
- c) *Uniformidad extrínseca*: Es importante verificar la uniformidad extrínseca para cada colimador durante las pruebas de aceptación, mediante un campo plano de alto conteo (100-200 millones de cuentas) y de preferencia usando matriz de 256x256. Si no se dispone de una fuente plana de cobalto, puede usarse una fuente puntual colocada a distancia del colimador. Debe manipularse la intensidad de la imagen a fin de controlar si existen pequeños defectos de fabricación en el colimador.
- d) *Uniformidad rotacional*: Cualquier variación en la uniformidad o sensibilidad durante la rotación del detector puede producir artefactos de reconstrucción. Tanto la uniformidad como la sensibilidad deben verificarse durante las pruebas de instalación y aceptación, usando diferentes posiciones del cabezal (0°, 90°, 180°, 270°).
- e) *Similitud multi-detector*: En cámaras multicabezal, el desempeño diferente de los detectores puede resultar en posibles artefactos; la sensibilidad relativa de los cabezales puede verificarse fácilmente midiendo la tasa de conteo de una fuente colocada en la camilla de estudios, con cada detector a una idéntica posición relativa a la fuente. Debe anotarse el tiempo de adquisición y aplicarse corrección de decaimiento.

Centro de rotación. El *eje de rotación* de una cámara SPECT es una línea imaginaria paralela al plano del piso que se extiende a través del centro del sistema mecánico (“gantry”) del equipo. Mientras el detector rota describiendo una órbita circular, su distancia respecto a este eje debe mantenerse constante. El centro de la matriz de la computadora en cada paso de adquisición de un estudio tomográfico (*centro de rotación*) debe coincidir con el eje de rotación mecánico de la cámara. Cualquier desvío o falta de coincidencia generará un artefacto de reconstrucción con pérdida de la resolución tomográfica y distorsión del objeto que se está estudiando. Los desvíos de 2 a 3 mm pueden alterar significativamente la calidad de la imagen.

Los desplazamientos del CDR son fácilmente corregidos durante el proceso de reconstrucción ya que simplemente se trata de trasladar el sinograma. Por tanto, más que el valor absoluto de desplazamiento es importante conocer su magnitud y verificar que permanezca estable (variación <2 mm) durante el periodo entre medidas.

El desplazamiento del CDR puede variar con el colimador en función de la rotación del detector y del radio de rotación. Es importante conocer los factores que pueden afectar el CDR en cada cámara en particular y establecer las previsiones necesarias. En realidad, si se confirma que el CDR permanece incambiado independientemente del colimador o radio de rotación empleados, será suficiente un control único en forma periódica.

Tome en cuenta que el CC está diseñado para evaluar si el CDR está correctamente calibrado. Por tanto, el estudio deberá tener la corrección habitual del desplazamiento del CDR. Si hay necesidad de recalibrar el CDR, deberá adquirirse un estudio adicional *sin* aplicar corrección de

CDR. Los detalles deberán estar expresados en las instrucciones del fabricante. Si se requiere que inhabilite la opción de corrección del CDR, asegúrese de habilitarla nuevamente antes de adquirir un estudio clínico.

Para el control del centro de rotación, proceder de la siguiente manera:

1.- Colocar una o más fuentes puntuales de ^{99m}Tc ^{57}Co sobre la camilla de estudios, preferentemente por fuera del eje de la misma. Puede usarse también un fuente lineal dispuesta según el eje y.

2.- Obtener un estudio tomográfico por rotación en órbita circular, 64 pasos, 5-10 segundos por paso, matriz 64x64.

3.- Observar el estudio en modo cine, que deberá mostrar un desplazamiento horizontal continuo de la fuente.

4.- Reconstruir el estudio tomográfico, que deberá representar los cortes transaxiales como un punto homogéneo. Los errores en el centro de rotación se manifestarán como objetos borrosos o en forma de anillo.

5.- Aplicar el programa de análisis del centro de rotación provisto en todos los sistemas SPECT. Estos programas presentan la cuantificación del desvío, expresada en píxeles o milímetros. Este valor es almacenado y tomado en cuenta por el sistema al reconstruir estudios clínicos, aplicando un factor de corrección que compensa alteraciones menores.

6.- Documentar y archivar los valores para comparación. Es importante observar la evolución en el tiempo de potenciales desvíos.

Cuando el CDR está correctamente calibrado, la onda sinusoidal tendrá una línea de base que coincidirá exactamente con el centro de la matriz de imagen. Generalmente se informa el desplazamiento de esta línea de base, así como las desviaciones máximas tanto en dirección x como en y.

El desvío promedio en el eje x con corrección del CDR durante la adquisición del estudio, no debería exceder 0.0 ± 0.2 píxeles para una matriz de 64x64, ó 0.0 ± 0.4 píxeles para 128x128.

Para comprobar los efectos de la posición angular del colimador sobre el CDR, repita la adquisición a dos diferentes radios de rotación y verifique si el error de CDR se mantiene igual. Si es posible, use radios de rotación correspondientes a un estudio de cerebro típico y a un estudio de SPECT abdominal (aproximadamente 15-20 cm y 25-30 cm). Tome en cuenta que en las cámaras multidetector, el CDR debe ser verificado en todas las configuraciones de la cámara (ej. con los detectores orientados a 90° y 180°).

Uniformidad y resolución tomográficas. Semestralmente debe realizarse un chequeo completo de desempeño del sistema SPECT, mediante fantomas apropiados para evaluar simultáneamente la *uniformidad y resolución tomográfica*. Estas pruebas deben efectuarse siempre con una actividad semejante, mismo colimador e iguales parámetros de adquisición y procesamiento. Los estudios con estos fantomas multipropósito, también llamados de *desempeño total* requieren una actividad relativamente alta y tiempos de adquisición prolongados, excediendo los usados en la práctica clínica.

Si no se dispone de fantomas especiales, la uniformidad tomográfica puede ser fácilmente evaluada mediante el uso de una botella de plástico llena de una concentración uniforme de ^{99m}Tc en agua. Para chequear la resolución es necesario contar con dispositivos que simulen defectos “fríos” de varios tamaños. Algunos de estos defectos deben ser fáciles de resolver, mientras que otros deben exceder la capacidad de resolución del sistema a fin de exigir al máximo el desempeño del instrumento.

En general, la resolución espacial se determina midiendo el ancho a mitad de altura (FWHM) de la función de dispersión lineal de la respuesta del detector (perfil de cuentas de la imagen de una fuente de actividad lineal o puntual). La relación entre la resolución tomográfica y la resolución planar es un indicador útil para verificar si existe degradación de la resolución en SPECT. Si esto se comprueba, deben realizarse otras pruebas para deducir la causa de la pérdida de

resolución. La resolución tomográfica en la proximidad del centro de rotación no debería diferenciarse más de un 10% de la resolución planar medida con una fuente ubicada a una distancia equivalente al radio de rotación.

Adquisición

- Colocar un par de fuentes lineales (1 mm de diámetro, 10 cm de separación entre sí) a 25 cm de la superficie del colimador, cada una conteniendo aproximadamente 1 mCi de Tc^{99m} .
- Asegurar las fuentes lineales a la camilla, en forma paralela al eje de rotación y una de ellas próxima al centro.
- Parámetros de adquisición SPECT:
Radio de rotación: 25 cm de la superficie del colimador
Nº de proyecciones: 128
Tiempo/proyección: tal que la primera proyección = 100 K ctas
Matriz: 128x128x16
Zoom: 2.0
- Parámetros de adquisición planar:
Distancia: 25 cm de la superficie del colimador
Cuentas totales: 500 K
Matriz: 256x256x16
Zoom: 1.0

Análisis

Para la adquisición de SPECT:

- Reconstruir los cortes transversales usando un filtro rampa.
- Sobre un corte transversal que muestre claramente las fuentes, trazar perfiles de varios píxeles de ancho en las direcciones X e Y, pasando por ambas fuentes.
- Comprobar la calibración del tamaño del píxel en mm/píxel. Registrar el máximo de cuentas para cada pico de los perfiles y determinar el número de píxeles que separan ambos picos. La calibración del píxel es simple: tamaño del píxel = distancia entre las fuentes (mm) / número de píxeles de separación entre los picos de los perfiles. Como sabemos que las fuentes están separadas por 10 cm, el tamaño del píxel será = 100 mm / nº de píxeles.
- Calcular el FWHM para cada uno de los perfiles usando interpolación lineal de los valores proporcionados por el software del sistema. La resolución tomográfica resultará del promedio entre las medidas de FWHM en dirección X e Y.

Para la adquisición planar:

- Presentar la imagen adquirida y generar un perfil de varios píxeles de ancho. Calcular el FWHM como se expresó arriba.
- Verificar el factor de calibración del píxel para el estudio planar al igual que se hizo para SPECT.
- Calcular la relación entre la resolución tomográfica y la planar. El cociente entre ambas debe situarse en el rango de 0.9-1.1.

8.- Estándares NEMA.

La Asociación Nacional de Fabricantes de Equipos Eléctricos de los Estados Unidos (*NEMA*) está integrada por unas 550 compañías y una de sus divisiones es la referida a Sistemas de Diagnóstico Imagenológico y Terapia, con una sección dedicada a Medicina Nuclear. Esta sección está formada por fabricantes de equipamiento para medicina nuclear e incluye las principales empresas de gammacámaras. El grupo ha formulado una serie de estándares que se utilizan para evaluar las características de desempeño de sus productos.

Luego de adquirir una gammacámara, es prudente realizar algunas *pruebas de aceptación* y no simplemente confiar en la afirmación del fabricante o instalador respecto a que el sistema está trabajando correctamente. Estas pruebas de aceptación deben incluir los chequeos de uniformidad, resolución y linealidad y comparar los resultados con las especificaciones técnicas declaradas por la compañía. Sin embargo, muchos servicios de medicina nuclear no disponen de personal adecuadamente entrenado para realizar estas pruebas, ni tampoco de los materiales necesarios. Por esta razón, es aconsejable que exista un tecnólogo capacitado y al momento de considerar la inversión incluir un juego de elementos mínimos imprescindibles para los controles de calidad, a la vez que establecer de antemano un programa de garantía de calidad de los instrumentos. En algunos países existen empresas consultoras cuyos servicios se pueden contratar para llevar a cabo estas pruebas con personal experto y materiales adecuados.