

Control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear



Control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear



1ª edición: 2015

© SEFM-SEMNUM-SEPR



ISBN: 978-84-944186-2-4

Depósito legal: M-19864-2015

Sin la autorización escrita de los titulares del copyright, queda rigurosamente prohibida la reproducción parcial o total de esta obra por cualquier medio o procedimiento, comprendidos la reprografía, la digitalización y el tratamiento informático.

RELACIÓN DE AUTORES

Coordinador

RAFAEL PUCHAL AÑÉ
rafelpuchal@gmail.com
Hospital Universitari de Bellvitge
(L'Hospitalet de Llobregat-Barcelona)

Miembros

CARMEN ESCALADA PASTOR
Hospital Universitario Puerta de Hierro
(Madrid)

NATIVIDAD FERRER GARCÍA
Hospital Ramón y Cajal
(Madrid)

JAVIER LUIS SIMÓN
Hospital Virgen del Rocío
(Sevilla)

JOSEP M^a MARTÍ I CLIMENT
Clínica Universitaria de Navarra
(Pamplona)

LUIS CARLOS MARTÍNEZ GÓMEZ
Hospital Doce de Octubre
(Madrid)

PABLO MÍNGUEZ GABIÑA
Hospital Universitario de Cruces-Gurutzeta
(Bilbao)

CARLOS MONTES FUENTES
Hospital Universitario de Salamanca
(Salamanca)

RAFAEL PLAZA APARICIO
Hospital la Paz
(Madrid)

AGUSTÍ RUIZ MARTÍNEZ
Hospital de la Santa Creu i Sant Pau
(Barcelona)

JOSÉ ANTONIO RUIZ GUIJARRO
CIMES.
Universidad de Málaga.

MARÍA ASUNCIÓN RUIZ
Hospital Universitario Virgen de la Victoria
(Málaga)

JOSÉ ANTONIO TERRÓN LEÓN
Hospital Universitario Virgen Macarena
(Sevilla)

JOSE M^a VERDE VELASCO
Hospital Universitario de Salamanca
(Salamanca)

ÍNDICE

| | |
|---|-------------------------|
| Introducción | 7 |
| Activímetros | ACTIVÍMETROS-1 |
| Estabilidad | ACT01-3 |
| Exactitud | ACT02-5 |
| Precisión | ACT03-7 |
| Respuesta en actividad | ACT04-9 |
| Dependencia de la actividad medida con el volumen de la muestra | ACT05-11 |
| Sondas de captación | SONDAS DE CAPTACIÓN-1 |
| Inspección general | SCE01-3 |
| Fondo | SCE02-5 |
| Estabilidad | SCE03-7 |
| Precisión de la medida | SCE04-9 |
| Linealidad con la tasa de cuentas | SCE05-11 |
| Resolución en energía | SCE06-13 |
| Calibración en energía | SCE07-15 |
| Chequeo de la ventana predefinida | SCE08-17 |
| Límite inferior de detección | SCE09-19 |
| Límite superior de detección | SCE10-21 |
| Factor de calibración. Eficiencia | SCE11-23 |
| Eficiencia según energía | SCE12-25 |
| Influencia de la geometría | SCE13-27 |
| Sondas quirúrgicas | SONDAS QUIRÚRGICAS-1 |
| Inspección general | SQR01-3 |
| Fondo-Batería | SQR02-5 |
| Sensibilidad | SQR03-7 |
| Resolución espacial y angular | SQR04-9 |
| Resolución en energía | SQR05-11 |
| Señal acústica | SQR06-13 |
| Gammacámaras planares | GAMMACÁMARAS PLANARES-1 |
| Inspección general | GPL01-3 |
| Resolución energética intrínseca | GPL02-5 |
| Respuesta energética | GPL03-9 |
| Registro espacial de ventana múltiple | GPL04-11 |
| Uniformidad intrínseca | GPL05-15 |
| Uniformidad extrínseca | GPL06-21 |
| Uniformidad con ventanas asimétricas y con ventana estrecha | GPL07-25 |
| Uniformidad de prestaciones en rotación | GPL08-27 |
| Resolución espacial intrínseca | GPL09-29 |
| Resolución espacial extrínseca | GPL10-33 |
| Linealidad intrínseca | GPL11-37 |
| Tamaño de píxel | GPL12-41 |
| Sensibilidad planar | GPL13-45 |
| Alineación de los agujeros del colimador | GPL14-49 |
| Tasa máxima de recuento | GPL15-53 |
| Resolución temporal | GPL16-57 |
| Sincronismo | GPL17-61 |

| | |
|---|---------------------------------|
| Gammacámaras de cuerpo entero | GAMMACÁMARAS DE CUERPO ENTERO-1 |
| Variación longitudinal de la sensibilidad en cuerpo entero | GCE01-3 |
| Resolución espacial en cuerpo entero..... | GCE02-5 |
| Gammacámaras tomográficas | GAMMACÁMARAS TOMOGRÁFICAS-1 |
| Centro de rotación | GTM01-3 |
| Resolución tomográfica sin dispersión..... | GTM02-5 |
| Uniformidad tomográfica..... | GTM03-7 |
| Prueba de funcionamiento total..... | GTM04-9 |
| Calidad de imagen..... | GTM05-11 |
| Tomógrafos PET | TOMÓGRAFOS PET-1 |
| Resolución espacial | PET01-3 |
| Sensibilidad | PET02-7 |
| Medida de la fracción de dispersión, fracción de pérdidas y aleatorios..... | PET03-9 |
| Exactitud de las correcciones de sucesos aleatorios y pérdidas de sucesos | PET04-13 |
| Calidad de imagen. Exactitud de las correcciones de atenuación y dispersión y de la cuantificación..... | PET05-15 |
| Resolución en energía..... | PET06-19 |
| Resolución temporal para PET con TOF (tiempo de vuelo)..... | PET07-21 |
| Estabilidad diaria | PET08-23 |
| Prueba de PET en modo clínico..... | PET09-25 |
| Uniformidad tomográfica..... | PET10-27 |
| Prueba de calidad de imagen rutinaria..... | PET11-29 |
| Normalización..... | PET12-31 |
| Calibración de la concentración de actividad..... | PET13-33 |
| Equipos híbridos | EQUIPOS HÍBRIDOS-1 |
| Alineación de láseres en equipos híbridos | HIB01-3 |
| Registro de imágenes en equipos híbridos..... | HIB02-7 |
| Tratamiento de datos | TRATAMIENTO DE DATOS-1 |
| Pruebas de aceptación y referencia del equipo de adquisición de datos | TDT01-3 |
| Pruebas de aceptación y referencia del equipo de procesado de datos | TDT02-5 |
| Utilización de los programas clínicos..... | TDT03-7 |
| Programación “in situ”..... | TDT04-11 |
| Conectividad..... | TDT05-13 |
| Visualización de resultados: pantallas e impresoras..... | TDT06-15 |
| Contador de muestras | CONTADOR DE MUESTRAS-1 |
| Eficiencia..... | CTB01-3 |
| Fondo | CTB02-5 |
| Estabilidad | CTB03-7 |
| Linealidad en energía..... | CTB04-9 |
| Linealidad en actividad..... | CTB05-11 |

INTRODUCCIÓN

La práctica del control de calidad de la instrumentación empleada en medicina nuclear ha experimentado una gran expansión en España como consecuencia de la publicación del real decreto RD 1841/97. Este real decreto, en lo que a instrumentación se refiere, hace obligatoria la ejecución de un mínimo de pruebas para el control de calidad del equipamiento utilizado en medicina nuclear «in vivo». En su anexo II se fijan los equipos que deben controlarse así como las pruebas que deben practicarse en cada uno de ellos. En estas pruebas se establecen las prestaciones, su periodicidad, el procedimiento de medida y los valores mínimos que deben obtenerse. Por otra parte se obliga a que toda unidad de Medicina nuclear disponga de los servicios de un especialista en radiofísica hospitalaria, que participe, entre otros temas, en el control de calidad de la instrumentación de Medicina nuclear.

La publicación en 1999 del “Protocolo para el control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear” fue de gran ayuda para la implantación de las pruebas que el mencionado real decreto obligaba a efectuar. Este documento permitió que muchos servicios de radiofísica y protección radiológica y también algunas unidades técnicas de protección radiológica, que hasta entonces no se habían vistas involucradas en el control de calidad de la instrumentación en Medicina nuclear, pudieran guiarse para abordar las pruebas reglamentarias con seguridad.

Por un lado la experiencia adquirida en este control de calidad después de quince años y por otro lado la utilización de equipos que no están contemplados en el Real Decreto 1841/1997 todavía vigente, han hecho necesaria una actualización en profundidad del anterior protocolo. Es imprescindible mencionar que este nuevo documento responde a las necesidades expresadas en el proyecto de actualización del mencionado real decreto, que está pendiente de tramitación desde agosto de 2008, tanto en lo que se refiere al equipamiento como a la periodicidad de algunas pruebas y a las tolerancias de los valores de los parámetros obtenidos en ellas.

Por todo ello, y para que la actualización de este protocolo sea sencilla, se ha optado por una estructura en forma de fichas cuyo contenido sea autosuficiente a riesgo de ser reiterativo en lo que a la bibliografía se refiere.

Las pruebas se han agrupado según los siguientes tipos de equipos:

- Activímetros (ACT)
- Sondas de captación externa (SCE)
- Sondas quirúrgicas (SQR)
- Gammacámaras planares (GPL)
- Gammacámaras de cuerpo entero (GCE)
- Gammacámaras tomográficas (GTM)
- Tomógrafos de positrones (PET)
- Equipos híbridos (HIB)
- Equipos de tratamiento de datos (TDT)
- Contadores de muestras (CTB)

En este protocolo los equipos híbridos se refieren a aquellos equipos que utilizan dos modalidades de imagen, como es el caso del SPECT/TC y PET/TC o, del PET/RNM. En estos casos, se ha considerado que el control de cada modalidad ha de hacerse por separado, más unas pruebas de registro para comprobar la superposición entre las imágenes obtenidas por las distintas modalidades. Así, los controles para los TC y RNM deben hacerse según el protocolo específico correspondiente.

Las imágenes obtenidas en estos equipos se emplean tanto para la localización anatómica de las distribuciones de radiofármaco como para la corrección de la atenuación. Este último punto es un tema complejo ya que depende de muchos factores como el programa de reconstrucción tomográfica que se utilice, de los parámetros que en él se empleen (iteraciones, algoritmo, filtrado, correcciones de resolución,...) y del método de obtención del mapa de atenuación, etc. No es por lo tanto un tema ligado directamente a un equipo y por ello no se ha considerado su inclusión en este protocolo.

Siguiendo el protocolo anterior, se han incluido los contadores de tubos que se emplean en algunas determinaciones de laboratorio. Aunque estos equipos no incidan directamente en la irradiación del paciente su buen funcionamiento es clave para la determinación de magnitudes diagnósticas, como por ejemplo, el filtrado glomerular en las pruebas de funcionamiento renal.

Para todos los equipos y pruebas se ha empleado el mismo modelo de ficha que está compuesta por los siguientes campos:

- Código: código de la prueba.
- Nombre: nombre de la prueba.
- Finalidad: breve indicación de la utilidad de la prueba.
- Calificación: esencial/complementaria dependiendo de si se controla un aspecto fundamental del equipo o informa de aspectos que no inciden directamente en el funcionamiento básico del equipo.
- Tipo y Frecuencia: en Medicina nuclear deben distinguirse forzosamente tres tipos de pruebas: aceptación, referencia y constancia.

Las pruebas de aceptación, atendiendo al RD1841/1997 debe hacerlas el suministrador del equipo en presencia de un representante de la unidad. Estas pruebas comportan, básicamente en los equipos de imagen, el uso de maniqués y de programas que normalmente sólo son accesibles al Servicio técnico y, por lo tanto, están fuera del alcance de todos los usuarios. Estas pruebas se han de emplear para comparar los valores de algunas prestaciones críticas del equipo instalado con los que aparecen en las especificaciones técnicas del fabricante. En este apartado también deben incluirse algunas pruebas que, aunque no consten en las especificaciones, son básicas para asegurar el buen funcionamiento del equipo, como por ejemplo, la estabilidad de prestaciones al rotar el detector de una gammacámara o la linealidad en la actividad de un activímetro. Un tema delicado es la tolerancia en la discrepancia que el usuario admita entre los valores dados por el fabricante y los obtenidos por sus técnicos en la instalación.

Las pruebas de referencia son aquellas que debe hacer el usuario, una vez aceptado el equipo, tanto con el material como con el tratamiento de datos que sean accesibles a la unidad de Medicina nuclear, es decir, que se harán con los medios fácilmente disponibles en la unidad. Sirven para establecer el estado de referencia inicial, lo que nos servirá para comprobar la estabilidad del equipo a lo largo de su vida útil al cotejarlos con los obtenidos en las pruebas de constancia. En principio se procede de la misma forma que en las de constancia pero incrementando el tiempo, el número de cuentas o el número de muestras a fin de mejorar su incertidumbre y precisión.

Las pruebas de constancia son aquellas que sirven para monitorizar el estado de funcionamiento de los equipos mediante la estimación de sus prestaciones más básicas.

- Personal: indica el nivel de formación adecuado para la realización de la prueba.
- Material: indica todo el material necesario para la realización de la prueba como pueden ser maniqués, fuentes radiactivas, etc.
- Procedimiento: indica la manera de hacer la prueba separando claramente la adquisición de datos y el análisis y tratamiento que debe hacerse con ellos.
- Tolerancias: indica las condiciones en que la prueba se considera satisfactoria.
- Tiempo estimado: es una indicación del tiempo aproximado en que se puede realizar la prueba en su totalidad por el personal indicado.
- Observaciones: donde se incluye toda aquella información auxiliar que pueda ser útil en la realización de la prueba y su posible relación con otras.
- Bibliografía: relación de normas, protocolos y artículos que han servido de base para la redacción de la prueba.

Para poder abarcar con cierta facilidad los 10 temas tratados se acordó crear un grupo de trabajo en el que hubiera un coordinador para cada tema o equipo. En total han participado 14 personas que se distribuían en función de la extensión del tema en grupos de 2 o 3 miembros como se puede observar en la siguiente tabla en la que se han resaltado los coordinadores.

| Autores | ACT | SCE | SQR | CTB | GPL | GCE | GTM | PET | HIB | TDI |
|----------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| Carmen Escalada | | | | | | | | | | |
| Natividad Ferrer | | | | | | | | | | |
| Javier Luís Simón | | | | | | | | | | |
| Josep M ^a Martí | | | | | | | | | | |
| Luis Carlos Martínez | | | | | | | | | | |
| Pablo Mínguez | | | | | | | | | | |
| Carlos Montes | | | | | | | | | | |
| Rafa Plaza | | | | | | | | | | |
| Rafael Puchal | | | | | | | | | | |
| Agustí Ruiz | | | | | | | | | | |
| M. Asunción Ruiz | | | | | | | | | | |
| José Antonio Ruiz | | | | | | | | | | |
| José Antonio Terrón | | | | | | | | | | |
| José M ^a Verde | | | | | | | | | | |

Quienes hemos participado en este grupo de trabajo esperamos que este nuevo “Protocolo de Control de Calidad de la instrumentación de Medicina Nuclear” sea, al igual que el documento anterior, una referencia útil para los especialistas que desarrollan su labor en esta área.

Activímetros

ACTIVÍMETROS

| CÓDIGO | NOMBRE | CALIFICACIÓN | TIPO Y PERIODICIDAD |
|--------|---|----------------|---|
| ACT01 | ESTABILIDAD | Esencial | Referencia: semestral Constancia: diaria |
| ACT02 | EXACTITUD | Esencial | Aceptación Constancia: trimestral |
| ACT03 | PRECISIÓN | Esencial | Aceptación Constancia: trimestral |
| ACT04 | RESPUESTA EN ACTIVIDAD | Complementaria | Aceptación Constancia: anual |
| ACT05 | DEPENDENCIA DE LA ACTIVIDAD MEDIDA CON EL VOLUMEN DE LA MUESTRA | Complementaria | Aceptación |

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | ACT01 |
| NOMBRE | ESTABILIDAD |
| FINALIDAD | Comprobar la estabilidad de las medidas del equipo a partir de una fuente calibrada. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Referencia semestral y constancia diaria. |
| PERSONAL | Referencia: radiofísico y constancia: técnico. |
| MATERIAL | Fuente sellada y certificada de ¹³⁷ Cs. |

PROCEDIMIENTO PARA LA PRUEBA DE REFERENCIA

| | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Comprobar que no haya fuentes radiactivas que puedan alterar las medidas y que el equipo haya estado en marcha un mínimo de 30 min antes de iniciar la prueba. Una vez tomada la medida del fondo realizar al menos 10 medidas de la actividad de la fuente con los ajustes o selecciones empleados para cada uno de los radionucleidos cuya actividad se mida en el activímetro, incluyendo el ¹³⁷ Cs. Entre lectura y lectura alterar las condiciones de medida extrayendo la fuente suficiente tiempo para que la lectura sea equivalente al fondo. Recuperar las condiciones adecuadas antes de cada lectura. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Se obtendrá el valor medio para cada radionucleido y se calculará para cada uno de ellos el intervalo de $\pm 5\%$ que será el margen de variación máximo para los valores de la prueba de constancia asociada. |

PROCEDIMIENTO PARA LA PRUEBA DE CONSTANCIA

| | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Para cada uno de los ajustes empleados habitualmente se medirá una vez la fuente de ¹³⁷ Cs empleada en la correspondiente prueba de referencia. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Se comprobará que la lectura directa esté dentro del intervalo correspondiente, previamente calculado en la prueba de referencia. |
| TOLERANCIAS | |
| TIEMPO ESTIMADO | Toma de datos: 15 min Análisis de datos: 30 min Prueba de constancia: 5 min |
| OBSERVACIONES | |

BIBLIOGRAFÍA

AAPM. The Selection, Use, Calibration and Quality Control of Radionuclides Calibrators used in Nuclear Medicine. AAPM Report no. 181-June 2012.

SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | ACT02 |
| NOMBRE | EXACTITUD |
| FINALIDAD | Comprobar la exactitud de la medida del equipo a partir de una fuente calibrada. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y constancia: trimestral. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Fuente sellada y certificada de ^{137}Cs con una desviación en la calibración mejor que el 10%. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Comprobar que no haya fuentes radiactivas que puedan alterar las medidas y que el equipo haya estado en marcha un mínimo de 30 min antes de iniciar la prueba. Después de tomar la medida del fondo, realizar al menos 10 medidas de la actividad de la fuente. Entre lectura y lectura alterar las condiciones de medida, cambiando los ajustes del equipo y extrayendo la fuente suficiente tiempo para que la lectura sea equivalente al fondo. Recuperar las condiciones adecuadas antes de cada lectura. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Como valor representativo de la exactitud del equipo se toma la desviación relativa de la medida del equipo respecto al valor calibrado de la fuente de referencia definido como</p> $\varepsilon_r = \left(\frac{\bar{A} - A_c}{A_c} \right) \times 100$ <p>siendo \bar{A} el valor medio de las medidas tomadas y A_c la actividad de la fuente de referencia (corregida por el decaimiento desde el momento de la calibración).</p> |
| TOLERANCIAS | $ \varepsilon_r < 10\%$ |
| TIEMPO ESTIMADO | Toma de datos: 15 min. Análisis de datos: 15 min. |
| OBSERVACIONES | Esta prueba puede realizarse a la vez que la de precisión (ACT03). |

| BIBLIOGRAFÍA |
|---|
| IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991. |
| SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999. |

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | ACT03 |
| NOMBRE | PRECISIÓN |
| FINALIDAD | Comprobar la precisión del equipo. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y constancia: trimestral. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Fuente sellada y certificada de ¹³⁷ Cs. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Comprobar que no haya fuentes radiactivas que puedan alterar las medidas y que el equipo haya estado en marcha un mínimo de 30 min antes de iniciar la prueba. Después de tomar la medida del fondo, realizar al menos 10 medidas de la actividad de la fuente. Entre lectura y lectura alterar las condiciones de medida, cambiando los ajustes del equipo y extrayendo la fuente suficiente tiempo para que la lectura sea equivalente al fondo. Recuperar las condiciones adecuadas antes de cada lectura. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Como valor representativo de la precisión del equipo se toma el coeficiente de variación de estos resultados, definido como $CV = \frac{s(A_i)}{\bar{A}} \times 100$ siendo $\{A_i\}$ el conjunto de las medidas tomadas, $s(A_i)$ su desviación típica y \bar{A} su valor medio. |
| TOLERANCIAS | $ CV < 3\%$ |
| TIEMPO ESTIMADO | Toma de datos: 10 min. Análisis de datos: 15 min. |
| OBSERVACIONES | Esta prueba puede realizarse a la vez que la de exactitud (ACT02); en este caso las medidas deben realizarse de acuerdo a las condiciones de esa prueba, es decir, empleando los ajustes para medir ¹³⁷ Cs. Esta prueba puede hacerse adicionalmente para cualquier otro radionucleido. |

| BIBLIOGRAFÍA |
|---|
| IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991. |
| SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999. |

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | ACT04 |
| NOMBRE | RESPUESTA EN ACTIVIDAD |
| FINALIDAD | Analizar la linealidad de la respuesta en actividad del activímetro a lo largo de toda su zona de uso. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y constancia: anual. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | ^{99m} Tc con una actividad mayor que las habitualmente medidas en el activímetro. Recipiente (vial, jeringa) para la muestra de radionucleido. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Comprobar que no haya fuentes radiactivas que puedan alterar las medidas y que el equipo haya estado en marcha un mínimo de 30 min antes de iniciar la prueba.</p> <p>Preparar una muestra de ^{99m}Tc con una actividad ligeramente mayor que la máxima actividad que se emplee en el trabajo normal con el activímetro en un vial.</p> <p>Al menos se deben obtener 4 valores en cada uno de los órdenes de magnitud modo que se cubra el rango de actividad de medida del equipo, empleando para ello ^{99m}Tc que debe dejarse decaer entre las medidas (por ejemplo: decenas de mCi, unidades de mCi, centenas de μCi, y decenas de μCi).</p> <p>Registrar el instante que se realiza cada una de las medidas para poder calcular por decaimiento la actividad esperada.</p> <p>Obtener cada valor como promedio de tres lecturas A_i. Esta repetición de la medida debería realizarse extrayendo el vial del activímetro, esperando a que este marque fondo y volviéndolo a colocar en él.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Valorar los datos representando gráficamente la actividad medida con respecto a la esperada.</p> <p>Ajustar a una recta los valores experimentales respecto a los teóricos obtenidos por decaimiento en los tiempos de las medidas experimentales. Obtener el coeficiente de correlación o el de determinación. Comprobar que es estadísticamente significativo ($p < 0.01$) para el número de datos utilizados.</p> <p>Calcular en cada punto la diferencia relativa en % entre la actividad medida y la actividad calculada por el modelo lineal.</p> |
| TOLERANCIAS | La diferencia relativa en cada punto de medida no debe superar el 5%. |
| TIEMPO ESTIMADO | Depende de la actividad inicial de la muestra. Como orientación entre 1.5 GBq (~40 mCi) y 1.5 MBq (~40 μ Ci), con ^{99m} Tc han de transcurrir 60 horas. |

OBSERVACIONES

Si el activímetro se está empleando para su uso habitual mientras se realiza esta prueba o si se ha encontrado un fondo considerable, se debe realizar la medida de fondo y su substracción en todas las medidas.

BIBLIOGRAFÍA

IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991.

IEC. Nuclear medicine instrumentation - Radionuclide calibrators- IEC-TR61948-4. IEC Geneva 2006.

SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | ACT05 |
| NOMBRE | DEPENDENCIA DE LA ACTIVIDAD MEDIDA CON LA GEOMETRÍA DE LA MUESTRA |
| FINALIDAD | Analizar la respuesta en actividad del activímetro en función del volumen que ocupa dentro de un recipiente. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | ^{99m} Tc con una actividad habitual. Distintos recipientes que se utilicen habitualmente (viales, jeringas de distinta capacidad) para contener la muestra de radionucleido. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Comprobar que no haya fuentes radiactivas que puedan alterar las medidas y que el equipo haya estado en marcha un mínimo de 30 min antes de iniciar la prueba.</p> <p>Para cada recipiente preparar una actividad media, por ejemplo 370 MBq (10 mCi), en el menor volumen que recubra el fondo del recipiente en el caso de un vial (anotar el volumen) o a la menor unidad en el caso de una jeringuilla. Por ejemplo, en una jeringuilla de 1 ml, preparar 370 MBq (10 mCi) en un volumen de 0.1 ml o en una jeringuilla de 5 ml hacer que ocupe un volumen de 1 ml.</p> <p>Para cada volumen obtener el valor correspondiente como promedio de tres lecturas A_i obtenidas extrayendo el recipiente del activímetro, esperando a que este marque fondo y volviéndolo a colocar en él.</p> <p>Aumentar el volumen mediante agua o suero fisiológico hasta la mitad del volumen del recipiente y repetir el proceso de medida.</p> <p>Registrar el instante que se realiza cada una de las medidas para poder calcular por decaimiento la actividad esperada.</p> <p>Aumentar el volumen mediante agua o suero fisiológico a toda la capacidad aforada del recipiente y repetir el proceso de medida.</p> <p>Registrar el instante que se realiza cada una de las medidas para poder calcular por decaimiento la actividad esperada.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Valorar los datos representando gráficamente la actividad medida con respecto al volumen.</p> <p>Calcular la diferencia relativa en % entre la actividad medida y correspondiente al menor volumen.</p> <p>Representarla gráficamente. Observar si presenta un comportamiento lineal.</p> |
| TOLERANCIAS | La máxima diferencia no ha de superar 5%. |
| TIEMPO ESTIMADO | 15 minutos por recipiente. |
| OBSERVACIONES | |

BIBLIOGRAFÍA

IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991.

SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

Sondas de captación

SONDAS DE CAPTACIÓN

| CÓDIGO | NOMBRE | CALIFICACIÓN | TIPO Y PERIODICIDAD |
|--------|--|----------------|---|
| SCE01 | INSPECCIÓN GENERAL | Esencial | Aceptación |
| SCE02 | FONDO | Esencial | Aceptación Constancia: diario o ACU ⁽¹⁾ |
| SCE03 | ESTABILIDAD | Esencial | Aceptación Constancia: diario o ACU ⁽¹⁾ |
| SCE04 | PRECISIÓN DE LA MEDIDA | Esencial | Aceptación. Referencia Constancia: trimestral |
| SCE05 | LINEALIDAD CON LA TASA DE CUENTAS | Esencial | Aceptación. Referencia Constancia: anual |
| SCE06 | RESOLUCIÓN EN ENERGÍA | Esencial | Aceptación. Referencia Constancia: trimestral |
| SCE07 | CALIBRACIÓN EN ENERGÍA | Complementaria | Aceptación. Referencia Constancia: anual |
| SCE08 | CHEQUEO DE LA VENTANA PREDEFINIDA | Complementaria | Aceptación. Referencia Constancia: anual |
| SCE09 | LÍMITE INFERIOR DE DETECCIÓN | Complementaria | Aceptación. Referencia Constancia: anual |
| SCE10 | LÍMITE SUPERIOR DE DETECCIÓN | Complementaria | Aceptación. Referencia Constancia: anual |
| SCE11 | FACTOR DE CALIBRACIÓN. EFICIENCIA | Complementaria | Aceptación. Referencia Constancia: trimestral |
| SCE12 | RESPUESTA EN ENERGÍA. EFICIENCIA SEGÚN ENERGÍA | Complementaria | Referencia |
| SCE13 | INFLUENCIA DE LA GEOMETRÍA | Complementaria | Referencia |

⁽¹⁾ ACU: inmediatamente antes de cada uso del equipo si no se utiliza diariamente.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | SCE01 |
| NOMBRE | INSPECCIÓN GENERAL |
| FINALIDAD | Verificar que un equipo recién instalado esté completo. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Tras cambios en la instalación, del equipo o de sus elementos. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Manuales de operación. Oferta y contrato y especificaciones técnicas de compra. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Comprobar que se han suministrado todos los elementos que componen la adquisición del equipo según el contrato de compra y están instalados y se corresponden con las especificaciones de compra. Verificar que no existen elementos sin instalar, incluyendo el software. Verificar la operatividad tanto del hardware como del software. Comprobar que no existen daños visibles debido a golpes, o incidentes en el transporte o instalación. Revisar el estado de todos los cables y conectores. Comprobar todos los indicadores luminosos y pulsadores, para verificar que cumplen su función correctamente. Comprobar que el número y gestión de las licencias para las diferentes aplicaciones coincide con el contratado. Verificar la existencia de las fuentes de calibración necesarias para las pruebas de autocalibración y control de calidad que requiera el fabricante; comprobar su instalación correcta y sin errores en el equipo. Revisar la existencia de los manuales del equipo. Inventariarlos. Verificar que la instalación cumple con los requisitos de seguridad radiológica impuestos. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Se valoran los defectos, faltas, fallos u omisiones para aceptar, no aceptar, o aceptar con condiciones, el equipo. |
| TOLERANCIAS | El equipo se aceptará cuando se cumplan las condiciones de operación (y la de todos sus componentes) de acuerdo al contrato de compra y las especificaciones técnicas. Si no es así, no se aceptará. |
| TIEMPO ESTIMADO | Variable según los elementos adquiridos. |
| OBSERVACIONES | Tiene que ser la primera prueba que se realice tras la adquisición del equipo. Es aconsejable evitar recepciones parciales, que prolongan la inactividad del equipo en condiciones de funcionamiento normal durante periodos de tiempo largos. |

BIBLIOGRAFÍA

Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* (2010) 37:672-681.

SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | SCE02 |
| NOMBRE | FONDO |
| FINALIDAD | Estimar el nivel de radiación de fondo en las condiciones de trabajo para descartar posibles malos funcionamientos, y verificar la idoneidad de la ubicación. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Referencia: trimestral. Constancia: inmediatamente antes de cada uso del equipo. Tras cambios en la ubicación del equipo. |
| PERSONAL | Técnico |
| MATERIAL | Ninguno |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Seleccionar todos los parámetros de adquisición de acuerdo con las condiciones habituales de medida clínica (radionucleido, ventana de adquisición, etc). Para la medida de constancia, utilizar el tiempo de medida que se vaya a utilizar normalmente en condiciones clínicas, Para la aceptación y referencia utilizar un tiempo de conteo largo, al menos de 10 minutos. Realizar el conteo, y registrar la tasa de recuento. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Registrar la tasa de recuento de fondo. Este valor debe mantenerse estable a lo largo del tiempo. |
| TOLERANCIAS | El valor del fondo de la tasa de recuento se ha de mantener dentro de un rango de $\pm 10\%$ respecto del valor de referencia. Si esto no ocurriese habrá que investigar las causas, y si éstas no pueden ser corregidas se tomará un nuevo valor de referencia. |
| TIEMPO ESTIMADO | Aceptación o referencia: 15 min; constancia: máximo 5 min. |
| OBSERVACIONES | El valor del conteo del fondo será útil para calcular la actividad mínima detectable. |

BIBLIOGRAFÍA

- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Routine quality control for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* (2010) 37:662-671.
- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments. IAEA-TECDOC-602, Vienna, 1991.
- AEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments IAEA-TECDOC-317. Vienna, 1984.
- IEC. Nuclear medicine instrumentation. Routine tests. Part 1: Radiation counting systems. . TR 61948-1 First edition 2001-02.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.
- WHO, Quality Assurance in Nuclear Medicine, WHO, Geneva (1982).
- Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. *J Nucl Med*: 49. No. 7. July 2008.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | SCE03 |
| NOMBRE | ESTABILIDAD DEL FACTOR DE CALIBRACIÓN |
| FINALIDAD | Comprobar la estabilidad en la capacidad de recuento. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación, referencia: semestral. Constancia: diaria. Si el equipo no se utiliza diariamente, antes del uso de éste. Tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. |
| PERSONAL | Técnico |
| MATERIAL | Fuente de calibrada de ^{137}Cs o radionucleido de vida larga (p.ej. ^{133}Ba). Normalmente los equipos modernos ya tienen este procedimiento de control de calidad implementado, y se suministra la fuente o las fuentes necesarias para ello. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Colocar la fuente en la posición de medida. Esta posición será siempre la misma en todas las medidas realizadas a lo largo del tiempo, para asegurar que la geometría sea idéntica. Realizar la medida durante un minuto con la ventana centrada en el fotopico del ^{137}Cs (o el radionucleido utilizado de vida larga). Se deben recoger más de 10 kc para minimizar incertidumbres estadísticas; si es necesario aumentar el tiempo de adquisición. Repetir 5 veces la medida. Esta prueba suele estar implementada en los equipos, por lo que en este caso se seguirá el procedimiento automático que el fabricante indique. Además y opcionalmente se puede repetir con los ajustes de ganancia, HV, y ventana de adquisición habituales de la medida clínica. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Registramos el número de cuentas medio C de las medidas realizadas. Realizamos un seguimiento, por ejemplo representando gráficamente los valores, siempre actualizados por decaimiento, en función de la fecha. Para la medida realizada centrada en el pico de ^{137}Cs (o el radionucleido utilizado de vida larga) calcular el factor de calibración como</p> $F(\text{cps/Bq}) = \frac{\text{cuentas/tiempo adquisición}}{\text{actividad}}$ <p>donde la actividad se ha corregido por decaimiento radiactivo. En la prueba de aceptación y referencia se debe guardar este valor de calibración F_{ref}. En las pruebas periódicas se puede estimar la actividad de la fuente (A) dividiendo la actividad medida C (cuentas/tiempo de adquisición) por el factor de calibración:</p> $A = \frac{C}{F_{\text{ref}}}$ <p>En los equipos modernos esta prueba suele estar implementada, por lo que se aconseja seguir el procedimiento automático que el fabricante indique.</p> |

| | |
|------------------------|--|
| TOLERANCIAS | <p>La eficiencia de conteo no diferirá en más de 2 desviaciones típicas de los anteriores.</p> <p>La actividad de ^{137}Cs calculada desde la eficiencia de referencia no debe diferir de la actividad indicada en el certificado de calibración de la fuente en más de la incertidumbre de la actividad que en éste se indique, y nunca mayor del 10%.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | 15 min dependiendo de la actividad de la fuente. |
| OBSERVACIONES | <p>El número de cuentas obtenido en cada medida debe ser mayor de 10 kc; por ello, aunque se indica 1 minuto como el tiempo de medida, si es necesario se alargará el tiempo de adquisición para obtener un número de cuentas adecuado.</p> <p>En la aceptación se recomienda realizar 10 medidas en vez de 5 para estimar mejor el valor de referencia.</p> <p>Si además se han tomado los valores de conteo con los ajustes de ventana de uso clínico (p. ej. ^{131}I), se procederá en el análisis del mismo modo, aunque los resultados en este caso no son tan determinantes como los anteriores.</p> <p>Esta prueba es de constancia del factor de calibración, no de determinación del factor de calibración (prueba SCE11), por lo que estrictamente no es necesario tener la fuente calibrada, sino la misma fuente siempre y en la misma geometría, y confirmar que no hay variaciones de un día a otro. Si tenemos la fuente calibrada, además obtenemos el factor de calibración y por tanto podemos comparar actividades calculadas con reales, y estaremos en las mismas condiciones de la prueba SCE11 (factor de calibración).</p> |

BIBLIOGRAFÍA

- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Routine quality control for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* (2010) 37:662-671.
- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments. IAEA-TECDOC-602, Vienna, 1991.
- AEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments IAEA-TECDOC-317. Vienna, 1984.
- IEC. Nuclear medicine instrumentation. Routine tests. Part 1: Radiation counting systems. . TR 61948-1 First edition 2001-02.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.
- WHO, Quality Assurance in Nuclear Medicine, WHO, Geneva (1982).
- Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. *J Nucl Med*: 49. No. 7. July 2008.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | SCE04 |
| NOMBRE | PRECISIÓN DE LA MEDIDA (FIABILIDAD ESTADÍSTICA) |
| FINALIDAD | Estimar la repetitividad de las medidas. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y referencia: trimestral. Si el equipo no se utiliza habitualmente, antes del uso del equipo. Tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico |
| MATERIAL | Fuente de calibrada de ^{137}Cs o radionucleido de vida larga (p. ej. ^{133}Ba). |

| PROCEDIMIENTO | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---|---|-------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|---|--|------|------|------|------|--|----|------|------|------|-------|-------|-------|----|------|------|------|-------|-------|-------|----|------|-------|-------|-------|-------|-------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Colocar la fuente en la posición de medida. Es conveniente que esta posición sea la misma que en la prueba de estabilidad, y la habitual de medida con la fuente calibrada, para que la geometría sea idéntica, y se puedan utilizar las medidas de este test para las otras pruebas. Los ajustes de ganancia, HV, y ventana de adquisición serán los habituales, centrando la ventana en el fotopico de 662 keV del ^{137}Cs (o el radionucleido utilizado de vida larga). Realizar la medida durante un minuto. Se deben recoger más de 10 kc para minimizar incertidumbres estadísticas; si es necesario aumentar el tiempo de adquisición. Repetir 10 veces la medida. | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Calcular el estadístico χ^2 de acuerdo a:</p> $\chi^2 = \frac{1}{\bar{m}} \sum_{i=1}^n (m_i - \bar{m})^2$ <p>donde m_i son las cuentas para la medida i y \bar{m} es la media de la n medidas. $n = 10$.</p> <p>Calcular el rango de probabilidad de que las variaciones aleatorias entre las medidas estén acordes a las de una distribución de Poisson, utilizando la tabla siguiente correspondiente a la distribución χ^2:</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Nº MEDIDAS</th> <th>0.99</th> <th>0.95</th> <th>0.90</th> <th>0.10</th> <th>0.05</th> <th>0.01</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>5</td> <td></td> <td>0.71</td> <td>1.06</td> <td>7.78</td> <td>9.49</td> <td></td> </tr> <tr> <td>10</td> <td>2.09</td> <td>3.33</td> <td>4.17</td> <td>14.68</td> <td>16.92</td> <td>21.67</td> </tr> <tr> <td>15</td> <td>4.67</td> <td>6.57</td> <td>7.79</td> <td>21.06</td> <td>23.68</td> <td>29.14</td> </tr> <tr> <td>20</td> <td>7.63</td> <td>10.12</td> <td>11.65</td> <td>27.20</td> <td>30.14</td> <td>36.19</td> </tr> <tr> <td>30</td> <td>14.26</td> <td>17.71</td> <td>19.77</td> <td>39.09</td> <td>42.56</td> <td>49.59</td> </tr> </tbody> </table> <p>Si el rango p es inferior a 0.05 o superior 0.95 debe pensarse que las diferencias entre la distribución observada y la de Poisson son mayores que las atribuidas al azar con error α del 5%.</p> | Nº MEDIDAS | 0.99 | 0.95 | 0.90 | 0.10 | 0.05 | 0.01 | 5 | | 0.71 | 1.06 | 7.78 | 9.49 | | 10 | 2.09 | 3.33 | 4.17 | 14.68 | 16.92 | 21.67 | 15 | 4.67 | 6.57 | 7.79 | 21.06 | 23.68 | 29.14 | 20 | 7.63 | 10.12 | 11.65 | 27.20 | 30.14 | 36.19 | 30 | 14.26 | 17.71 | 19.77 | 39.09 | 42.56 | 49.59 |
| Nº MEDIDAS | 0.99 | 0.95 | 0.90 | 0.10 | 0.05 | 0.01 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 5 | | 0.71 | 1.06 | 7.78 | 9.49 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 10 | 2.09 | 3.33 | 4.17 | 14.68 | 16.92 | 21.67 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 15 | 4.67 | 6.57 | 7.79 | 21.06 | 23.68 | 29.14 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 20 | 7.63 | 10.12 | 11.65 | 27.20 | 30.14 | 36.19 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 30 | 14.26 | 17.71 | 19.77 | 39.09 | 42.56 | 49.59 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |

| | |
|------------------------|--|
| TOLERANCIAS | Se comparará el valor obtenido χ^2 con los valores de la tabla anterior para el número de medidas realizado. Por ejemplo si $n = 10$, χ^2 debe estar comprendido entre 3.33 y 16.9 para asegurar (con un error del 5%) que las variaciones aleatorias entre las medidas se deban sólo a estadística nuclear. Estos valores son los que tomamos como límite de aceptación. Así mismo se comparará con los valores de la prueba de referencia. |
| TIEMPO ESTIMADO | 30 min dependiendo de la actividad de la fuente. |
| OBSERVACIONES | En algunas recomendaciones y documentos se aconseja una periodicidad diaria (o antes de cada uso del equipo). Sin embargo, consideramos que no es una prueba que requiera una periodicidad mayor que la trimestral en condiciones normales de uso, ya que una desviación en esta prueba sería alertada probablemente por las otras realizadas. Por ello, nuestra recomendación es realizar la prueba tras la aceptación durante 15 días de manera diaria, para ver su estabilidad, y a partir de ahí trimestralmente. Adicionalmente se realizará si existen averías, malos funcionamientos, o se detectan cambios en los factores de estabilidad y/o calibración. |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments. IAEA-TECDOC-602, Vienna, 1991.
- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments IAEA-TECDOC-317.. Vienna, 1984.
- IEC. Nuclear medicine instrumentation. Routine tests. Part 1: Radiation counting systems. TR 61948-1 First edition 2001-02.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:672-681.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Routine quality control for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:662-671.
- Núñez M y Comité de Tecnólogos de ALASBIMN. Control de calidad de los sistemas de detección usados en Medicina Nuclear. 2008.
- European Commission Radiation Protection . Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy Radiation Protection 2012 n. 162.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.
- WHO, Quality Assurance in Nuclear Medicine, WHO, Geneva (1982).
- Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. J Nucl Med: 49, No. 7, July 2008.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | SCE05 |
| NOMBRE | LINEALIDAD CON LA TASA DE CUENTAS (O ACTIVIDAD) |
| FINALIDAD | Estimar si la actividad detectada es proporcional a la actividad emitida. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y referencia: anual. Tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Fuente de actividad bien determinada del radionucleido del que se quiera conocer su respuesta. La actividad de la fuente debe situarse en el rango máximo que se quiera investigar. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Seleccionando los parámetros de medida habituales para el radionucleido elegido, realizar 5 conteos de la fuente. Se deben recoger al menos 10 kc en cada una de las medidas.</p> <p>Dejar pasar el tiempo para que la fuente decaiga. Volver a medir 5 veces. Dejar transcurrir el tiempo nuevamente. Medir 5 veces de nuevo. Y así sucesivamente hasta que se alcance el límite inferior de detección.</p> <p>Este procedimiento puede llevar mucho tiempo si el radionucleido tiene un periodo de semidesintegración que no sea corto (p. ej. con ¹³¹I que es el más habitual). La prueba se puede realizar alternativamente con diferentes muestras del mismo radionucleido, en la misma geometría, con actividades determinadas con precisión en cada una de ellas (por ejemplo realizando diluciones sobre un mismo volumen desde una única fuente inicial).</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Conociendo el valor calculado de la actividad (por decaimiento o por dilución) en cada punto-momento de medida, realizamos la correlación y la regresión de las medidas tomadas con la actividad.</p> <p>También, tomando como bueno el valor de las cuentas medidas en el momento más próximo al de la calibración, calculamos las cuentas esperadas (por decaimiento o por dilución) en los diferentes momentos y calculamos el error relativo entre las cuentas obtenidas y las esperadas.</p> |
| TOLERANCIAS | La desviación relativa entre cuentas obtenidas y esperadas debe ser menor del 5%. El coeficiente de correlación entre las cuentas obtenidas y la actividad ha de ser mayor del 95%, y la pendiente debe ser próxima a 1. |
| OBSERVACIONES | |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments. IAEA-TECDOC-602, Vienna, 1991.
- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments IAEA-TECDOC-317.. Vienna, 1984.
- IEC. Nuclear medicine instrumentation. Routine tests. Part 1: Radiation counting systems. TR 61948-1 First edition 2001-02.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:672-681.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Routine quality control for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:662-671.
- Núñez M y Comité de Tecnólogos de ALASBIMN. Control de calidad de los sistemas de detección usados en Medicina Nuclear. 2008.
- European Commission Radiation Protection . Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy Radiation Protection 2012 n. 162.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.
- WHO, Quality Assurance in Nuclear Medicine, WHO, Geneva (1982).
- Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. J Nucl Med: 49, No. 7, July 2008.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | SCE06 |
| NOMBRE | RESOLUCIÓN EN ENERGÍA |
| FINALIDAD | Estimar la exactitud en la determinación de la energía y por consiguiente la menor diferencia de energía discernible. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Referencia: trimestral. Tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Fuente de calibrada de ^{137}Cs o radionucleido de período de semidesintegración largo (p. ej. ^{133}Ba). |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Colocar la fuente en la posición de medida. Es conveniente que esta posición sea la misma que en la prueba de estabilidad, y la habitual de medida con la fuente calibrada, para que la geometría sea idéntica, y se puedan utilizar las medidas de este test para las otras pruebas. Los ajustes de ganancia, HV, y ventana de adquisición serán los habituales, centrando la ventana en el fotopico de 662 keV del ^{137}Cs (o la correspondiente el radionucleido utilizado de vida larga). Realizar la medida durante un minuto. Se deben recoger más de 10 kc para minimizar incertidumbres estadísticas; si es necesario aumentar el tiempo de adquisición.</p> <p>Si el equipo no nos muestra el espectro (MCA), iremos realizando conteos de 30 segundos variando el centrado de la ventana de adquisición del analizador de alturas de impulsos (PHA) desde 800 keV a 500 keV, cada 10 keV, con una anchura de ventana lo más estrecha posible, alrededor de 10 keV, para representar los datos y obtener el pico.</p> <p>Algunos equipos tienen un procedimiento automático de medida.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Ajustar a una gaussiana los datos obtenidos en el pico de ^{137}Cs.</p> $y = ae^{-\frac{1}{2} \frac{(x-m)^2}{s^2}}$ <p>Determinar la amplitud máxima a, el centro del fotopico m, y la desviación típica s.</p> <p>Obtener el valor de Ancho Completo a Mitad de Altura (AIMA) como:</p> $\text{AIMA} = 2.36\sigma$ <p>y dividir por la energía de amplitud máxima (662 keV) para obtener nuestra medida de resolución energética:</p> $R(\%) = 100 \cdot \frac{FWHM}{E} = 100 \cdot \frac{2.32 \cdot s(\text{keV})}{662}$ |
| TOLERANCIAS | La resolución energética no debe superar en un 10% la indicada por el fabricante. La resolución energética debe ser menor del 10%. |

| | |
|------------------------|---|
| TIEMPO ESTIMADO | 20 min. |
| OBSERVACIONES | Algunos equipos tienen implementada esta prueba en sus protocolos de control de calidad, por lo que en ese caso se aconseja realizar el procedimiento del fabricante. |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments. IAEA-TECDOC-602, Vienna, 1991.
- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments IAEA-TECDOC-317.. Vienna, 1984.
- IEC. Nuclear medicine instrumentation. Routine tests. Part 1: Radiation counting systems. TR 61948-1 First edition 2001-02.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:672-681.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Routine quality control for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:662-671.
- Núñez M y Comité de Tecnólogos de ALASBIMN. Control de calidad de los sistemas de detección usados en Medicina Nuclear. 2008.
- European Commission Radiation Protection . Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy Radiation Protection 2012 n. 162.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.
- WHO, Quality Assurance in Nuclear Medicine, WHO, Geneva (1982).
- Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. J Nucl Med: 49, No. 7, July 2008.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | SCE07 |
| NOMBRE | CALIBRACIÓN EN ENERGÍA |
| FINALIDAD | Establecer la relación entre las unidades empleadas (canales) y la energía que representan. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Referencia: anual. Tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector, cambio en la ganancia, o sospechas de mal funcionamiento. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Fuentes de diversos radionucleidos, con energía de emisión de fotones en el rango que queremos analizar. Son útiles, fuentes de ^{137}Cs , ^{131}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{123}I . También es habitual disponer de fuentes calibradas de ^{153}Eu por tener emisiones en múltiples energías. Con ^{153}Eu y ^{137}Cs puede ser suficiente. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Colocar la fuente de ^{137}Cs en la posición de medida. Realizar una adquisición y anotar el canal del pico medido. Sustituir la fuente de ^{137}Cs por la de otro radionucleido. Realizar la medida y anotar la posición de los canales para cada uno de los picos cuya energía se conoce. Repetir para todos los radionucleidos disponibles. Si el dispositivo de medida lo permite, también se pueden adquirir varios radionucleidos a la vez en una única adquisición, siempre que los picos no se solapen, ni estén muy cercanos unos a los otros. Si el equipo no nos muestra el espectro (MCA), colocaremos la fuente de ^{137}Cs e iremos realizando conteos de 20-30 s variando el centrado de la ventana de adquisición del analizador de alturas de impulsos (PHA) con una anchura de ventana de 1 canal, para representar los datos y obtener el canal correspondiente al pico. Una vez localizado éste, tendremos una aproximación de la relación canal/energía. Para la adquisición de los picos del resto de radionucleidos, realizaremos el mismo procedimiento que con el ^{137}Cs , pero ya en las inmediaciones de la posición supuesta de los fotopicos de acuerdo a la relación anterior. Así obtendremos el número de canal que corresponde a cada energía. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Representar gráficamente y realizar la regresión por mínimos cuadrados de los valores del número de canal frente a la energía para los fotopicos adquiridos. La dependencia suele ser lineal. No obstante pudiera ser que exista relación logarítmica; en este caso tenerlo en cuenta, buscando la relación lineal entre el canal y el logaritmo de la energía. Se obtiene el factor de calibración en energía: $F(E) = \text{Energía/canal} \quad (\text{relación lineal}) \text{ o}$ $F(E) = (\ln(E) - 1)/\text{canal} \quad (\text{relación logarítmica})$ Recuérdese que estos valores dependen de la ganancia suministrada al amplificador y al PHA, por lo que si se realizan reajustes de los mismos, estos variarán. |

| | |
|------------------------|--|
| | Existen equipos que tienen implementada la prueba. En ese caso se podrá utilizar el procedimiento del fabricante. |
| TOLERANCIAS | Se comparará el valor obtenido de $F(E)$ con el especificado por el fabricante. El coeficiente de correlación ha de ser mayor de 0.9 con una $p < 0.01$. |
| TIEMPO ESTIMADO | 30 min. |
| OBSERVACIONES | <p>En algunos equipos el número de canal de los fotopicos varía en función del rango de energía seleccionado y su valor se determina con un margen de error de unos 10 canales en el caso peor. Por ello, la incertidumbre puede ser mayor. Lo importante será conocer si las diferencias entre las energías conocidas de emisión del radionucleido y las energías obtenidas desde la calibración desde el número de canal, son pequeñas y se mantienen en el tiempo.</p> <p>En otros equipos está implementado un procedimiento automático de calibración en energía, utilizando fuentes suministradas (p. ej. de ^{153}Eu). En ellos generalmente equipo no se muestra el factor $F(E)$, sino que el resultado es la diferencia entre las energías conocidas del radionucleido (^{153}Eu) y la obtenida por la calibración desde el número canal (no es en sí una calibración en energía, sino una verificación de la calibración en energía, pero que son válidos para la finalidad de esta prueba). Suelen venir incluidos junto a los procedimientos de autocalibración, y por tanto se pueden realizar con periodicidad diaria.</p> <p>Un procedimiento alternativo sencillo de verificación de la estabilidad de la calibración en energía es anotar el canal central de cada uno de los fotopicos para los radionucleidos usados clínicamente, y analizar que no difieran sus valores en el tiempo.</p> <p>En cualquier caso, se ha de comprobar siempre que el pico para cada uno de los radionucleidos utilizados esté centrado en la ventana de adquisición.</p> |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments. IAEA-TECDOC-602, Vienna, 1991.
- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments IAEA-TECDOC-317.. Vienna, 1984.
- IEC. Nuclear medicine instrumentation. Routine tests. Part 1: Radiation counting systems. TR 61948-1 First edition 2001-02.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:672-681.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Routine quality control for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:662-671.
- European Commission Radiation Protection . Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy Radiation Protection 2012 n. 162.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.
- WHO, Quality Assurance in Nuclear Medicine, WHO, Geneva (1982).
- Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. J Nucl Med: 49, No. 7, July 2008.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | SCE08 |
| NOMBRE | CHEQUEO DE LA VENTANA PREDEFINIDA DE ADQUISICIÓN |
| FINALIDAD | Comprobar la estabilidad de la ventana predefinida de energía. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Referencia y constancia: anual y tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Fuente de calibrada de ¹³⁷ Cs. Fuentes de radionucleido de utilización habitual (ej. ¹³¹ I). |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Se coloca la fuente de ¹³⁷ Cs en la posición de medida. Se realizan 5 medidas con la ventana predefinida automática y se anotan las cuentas. Se realizan 5 medidas con la ventana elegida manualmente (escogiendo el canal inicial y final iguales a los de la predefinida automática). Idealmente la tasa de cuentas ha de ser igual en los dos procedimientos. Repetir el proceso para los otros radionucleidos de uso habitual. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Las tasas de conteo de las medidas realizadas con la ventana predefinida automática asociada al fotopico y las de las medidas realizadas con la ventana definida manualmente deben ser iguales. Debido a la incertidumbre estadística pudieran no coincidir los valores. Puede aplicarse la distribución estadística χ^2 para verificar que sus diferencias corresponden a valores aleatorios de la distribución de Poisson. También se puede realizar la prueba estadística correspondiente de comparación de medias. |
| TOLERANCIAS | La diferencia entre la media de las tasas de conteo entre las medidas realizadas con ventana automática o manual será menor del 1%. |
| TIEMPO ESTIMADO | 30 min dependiendo de la actividad de la fuente. |
| OBSERVACIONES | En muchos equipos las ventanas clínicas se definen con una anchura en porcentaje respecto del valor del pico, mientras que en el analizador multicanal se define por número de canales, y a veces es difícil hacer coincidir con exactitud ambas ventanas. En ese caso existirá un error sistemático en la realización de la prueba que se minimizará ajustando al máximo la equivalencia de ambas ventanas. En el análisis de la variación de los resultados con el tiempo no debe influir. |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments. IAEA-TECDOC-602, Vienna, 1991.
- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments IAEA-TECDOC-317. Vienna, 1984.
- IEC. Nuclear medicine instrumentation. Routine tests. Part 1: Radiation counting systems. TR 61948-1 First edition 2001-02.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* (2010) 37:672-681.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Routine quality control for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* (2010) 37:662-671.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.
- WHO, Quality Assurance in Nuclear Medicine, WHO, Geneva (1982).
- Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. *J Nucl Med*: 49, No. 7, July 2008.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | SCE09 |
| NOMBRE | LÍMITE INFERIOR DE DETECCIÓN |
| FINALIDAD | Estimar el menor valor de actividad detectable. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Referencia: anual y tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. |
| PERSONAL | Técnico- radiofísico |
| MATERIAL | Ninguno |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Seleccionar todos los parámetros de adquisición de acuerdo a las condiciones habituales de medida (ganancia, radionucleido, ventana de adquisición, etc.), de acuerdo al radionucleido cuyo límite va a calcularse. Realizar un recuento (fondo) utilizando el tiempo t de medida cuyo límite inferior de detección pretenda determinarse. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Calcular el Límite Inferior de Detección (LID) en Bq mediante:</p> $LID = \frac{3 \cdot \sqrt{f}}{\varepsilon}$ <p>siendo f la tasa de cuentas del fondo (cpm) obtenida en el tiempo t en minutos, y ε la eficiencia del detector en cpm/Bq para el radionucleido estudiado (la eficiencia se habrá obtenido previamente para el radionucleido requerido como $\varepsilon = \text{Tasa de cuentas}/\text{Actividad}$. Ver prueba SCE12). Existen equipos que tienen esta prueba implementada y lo realizan de forma automática.</p> |
| TOLERANCIAS | El límite inferior de detección debe ser al menos inferior al valor de la medida mínima que esperamos tener. |
| TIEMPO ESTIMADO | 15 min. |
| OBSERVACIONES | Si existen cambios en el valor del LID habrá que revisar las condiciones del equipo y de su entorno (fuentes cercanas, disposición distinta del detector en la habitación, cambios en los parámetros del equipo, etc.). |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments. IAEA-TECDOC-602, Vienna, 1991.
- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments IAEA-TECDOC-317. Vienna, 1984.
- IEC. Nuclear medicine instrumentation. Routine tests. Part 1: Radiation counting systems. TR 61948-1 First edition 2001-02.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:672-681.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Routine quality control for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:662-671.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.
- WHO, Quality Assurance in Nuclear Medicine, WHO, Geneva (1982).
- Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. J Nucl Med: 49, No. 7, July 2008.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | SCE10 |
| NOMBRE | LÍMITE SUPERIOR DE DETECCIÓN |
| FINALIDAD | Determinar la máxima actividad medible. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Referencia: anual. Tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. |
| PERSONAL | Técnico- radiofísico |
| MATERIAL | Fuente de actividad próxima a la máxima especificada por el fabricante del radionucleido que se quiera estudiar. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Seleccionar todos los parámetros de adquisición de acuerdo a las condiciones habituales de medida (ganancia, radionucleido, ventana de adquisición, etc.), de acuerdo al radionucleido cuyo límite va a calcularse. Realizar un recuento de la fuente en unos 60 segundos. Realizar 8 a 10 recuentos distintos correspondientes a actividades cada vez menores, para que haya un factor 1000 entre la actividad de la primera y la de la última. Esto se puede obtener por decaimiento (si el radionucleido tiene periodo adecuado), por diluciones (manteniendo volumen y geometría), o con varias fuentes de actividades distintas. También se podrán utilizar blindajes interpuestos entre la fuente y el detector, conocido su factor de atenuación, pero este procedimiento es más impreciso. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Se representan las tasas de conteo obtenidas en función de las actividades previstas calculadas. El punto donde la separación entre las cuentas medidas y esperadas supere un 10% será el límite superior de detección (LSD). |
| TOLERANCIAS | El límite superior de detección debe ser inferior como mucho en un 10% al indicado por el fabricante. |
| TIEMPO ESTIMADO | 30 min. |
| OBSERVACIONES | Esta prueba conlleva la utilización de actividades altas. Por ello se realizará extremando las medidas de protección radiológica. Si es muy improbable que se llegue a alcanzar en la práctica habitual el 20% del límite superior de detección indicado por el fabricante no es necesario realizarla, pues será irrelevante a efectos prácticos el conocerlo con exactitud. |

BIBLIOGRAFÍA

IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments. IAEA-TECDOC-602, Vienna, 1991.

Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:672-681.

SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

WHO, Quality Assurance in Nuclear Medicine, WHO, Geneva (1982).

Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. J Nucl Med: 49, No. 7, July 2008.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | SCE11 |
| NOMBRE | FACTOR DE CALIBRACIÓN. EFICIENCIA |
| FINALIDAD | Estimar la capacidad de convertir en cuentas la radiación que recibe el detector. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: trimestral. Tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Fuente de calibrada de ^{137}Cs o radionucleido de vida larga (p. ej. ^{133}Ba). |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Colocar la fuente en la posición de medida. Esta posición debe ser siempre la misma que en la prueba de estabilidad, y la habitual de medida con la fuente calibrada, para que la geometría sea idéntica. Realizar la medida durante un minuto. Se deben recoger más de 10 kc para minimizar incertidumbres estadísticas; si es necesario aumentar el tiempo de adquisición. Los ajustes de ganancia, HV, y ventana de adquisición serán los habituales, centrando la ventana en el fotopico de 662 keV del ^{137}Cs (o el radionucleido utilizado de vida larga). Repetir 5 veces la medida.</p> <p>Esta prueba está implementada en muchos equipos, por lo que en este caso se seguirá el procedimiento automático que el fabricante indique.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Registramos el número de cuentas medio C de las medidas realizadas. Se corrige la actividad de la fuente por el decaimiento radiactivo, y calculamos el n° de fotones de 662 keV emitidos por la fuente (factor de abundancia de la transición gamma es 0.852) en el caso del ^{137}Cs. Se calcula la eficiencia como:</p> $\varepsilon(\%) = 100 \cdot \frac{\text{cuentas}/\text{tiempo adquisición}}{n^\circ \text{ fotones}} = 100 \cdot \frac{\text{cuentas}/\text{tiempo adquisición}}{\text{Actividad} \cdot 0.852}$ <p>donde la actividad se ha corregido por decaimiento radiactivo. Y la incertidumbre de la misma como:</p> $\delta(\varepsilon) = \sqrt{\varepsilon^2 \left(\frac{1}{C} + \frac{\delta^2(A)}{A^2} \right)}$ <p>donde ε es la eficiencia, C el conteo medio, A es la actividad y $\delta(A)$ es su incertidumbre.</p> |
| TOLERANCIAS | <p>El valor de la eficiencia intrínseca de pico no debe ser menor del 90% de lo indicado por el fabricante. No debería aceptarse un equipo con una eficiencia intrínseca de pico menor del 60%.</p> <p>En las pruebas periódicas no debe haber una diferencia en la eficiencia respecto al valor anterior de referencia, mayor del 5 %.</p> |

| | |
|------------------------|--|
| TIEMPO ESTIMADO | 15 min dependiendo de la actividad de la fuente. |
| OBSERVACIONES | La eficiencia depende de la geometría, por ello para poder comparar con la del fabricante ha de realizarse en las mismas condiciones. Si no viniese especificada la geometría utilizada por el fabricante o no se pudiese reproducir no sería válida la prueba como de aceptación, aunque sí de referencia en nuestra geometría. |

BIBLIOGRAFÍA

Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:672-681.

Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Routine quality control for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:662-671.

IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments. IAEA-TECDOC-602, Vienna, 1991.

IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments IAEA-TECDOC-317.. Vienna, 1984.

IEC. Nuclear medicine instrumentation. Routine tests. Part 1: Radiation counting systems. . TR 61948-1 First edition 2001-02.

SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

WHO, Quality Assurance in Nuclear Medicine, WHO, Geneva (1982).

Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. J Nucl Med: 49, No. 7, July 2008.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | SCE12 |
| NOMBRE | RESPUESTA EN ENERGÍA. EFICIENCIA SEGÚN ENERGÍA |
| FINALIDAD | Estimar la eficiencia del recuento según la energía. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y referencia. Tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Fuentes calibradas o de actividad bien conocida de los radionucleidos a los que se quiera conocer su eficiencia intrínseca de pico. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Colocar la fuente en la posición de medida para que la geometría sea reproducible. Realizar la medida durante un minuto. Se deben recoger más de 10kc para minimizar incertidumbres, por tanto si es necesario aumentar el tiempo de adquisición. Los ajustes de ganancia, HV, y ventana de adquisición serán los habituales, centrando la ventana en el fotopico correspondiente. Repetir 5 veces la medida. Repetir para cada una de las fuentes de que se disponga. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Registramos el conteo medio C de las medidas realizadas. Se corrige la actividad de la fuente por el decaimiento radiactivo, y calculamos el número de fotones de la energía del fotopico emitidos por la fuente (dado por η, factor de abundancia de la transición).</p> <p>Se calcula la eficiencia como:</p> $\varepsilon(\%) = 100 \cdot \frac{\text{cuentas/tiempo adquisición}}{\text{nº fotones}} = 100 \cdot \frac{\text{cuentas/tiempo adquisición}}{\text{Actividad} \cdot \eta}$ <p>Y la incertidumbre de la misma como:</p> $\delta(\varepsilon) = \sqrt{\varepsilon^2 \left(\frac{1}{C} + \frac{\delta^2(A)}{A^2} \right)}$ <p>donde ε es la eficiencia, C el conteo medio, A es la actividad y $\delta(A)$ es su incertidumbre.</p> |
| TOLERANCIAS | Se comparará con el valor dado por el fabricante, si lo hubiera. El valor de la eficiencia intrínseca de pico no debe ser menor del 90% de lo indicado por el fabricante. |
| TIEMPO ESTIMADO | 30 min dependiendo de la actividad de la fuente. |

OBSERVACIONES

La eficiencia depende de la geometría, por ello para poder comparar con la del fabricante ha de realizarse en las mismas condiciones. Si no viniese especificada la geometría utilizada por el fabricante o no se pudiese reproducir no sería válida la prueba como de aceptación, aunque sí de referencia en nuestra geometría.

Además de todo ello para utilizaciones clínicas o de vigilancia radiológica es muy importante asegurar una geometría reproducible para poder convertir cuentas en actividad.

Resulta útil a veces (especialmente para PR) utilizar una “eficiencia por radionucleido” (F) para la medida de un pico en vez de la eficiencia intrínseca de pico, pues así no hay que buscar rendimientos de emisión. Sería,

$$F(\%) = 100 \cdot \frac{\text{cuentas}_i / \text{tiempo adquisición}}{\text{Actividad}}$$

donde F es la “eficiencia para el radionucleido”, y cuentas_i es el conteo para el pico correspondiente a la emisión i . Conocida F , ante una medida problema es fácil calcular la actividad de la muestra.

BIBLIOGRAFÍA

Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:672-681.

Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Routine quality control for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2010) 37:662-671.

IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments. IAEA-TECDOC-602, Vienna, 1991.

IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments IAEA-TECDOC-317. Vienna, 1984.

IEC. Nuclear medicine instrumentation. Routine tests. Part 1: Radiation counting systems. TR 61948-1 First edition 2001-02.

Núñez M y Comité de Tecnólogos de ALASBIMN. Control de calidad de los sistemas de detección usados en Medicina Nuclear. 2008.

SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

WHO, Quality Assurance in Nuclear Medicine, WHO, Geneva (1982).

Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. J Nucl Med: 49, No. 7, July 2008.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | SCE13 |
| NOMBRE | INFLUENCIA DE LA GEOMETRÍA DE MEDIDA |
| FINALIDAD | Estimar la dependencia de la actividad medida en función de la geometría de la fuente y de su posición respecto al detector. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Referencia. Tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. Cuando se utilicen nuevas geometrías. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Fuentes de actividad bien determinada, del radionucleido sobre el que se quiera investigar la influencia de la geometría en la forma, colocación y disposición de las fuentes. Por ejemplo, viales, tubos de ensayo, vasos, maniqués antropomórficos, maniqués, etc. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Para cada uno de los recipientes, y colocación de los mismos, realizar medidas de 60 segundos, cada uno de ellos con la misma actividad, o al menos, con la actividad bien conocida, y casi idéntica entre ellas. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Obtener las tasas de recuento por unidad de actividad para cada una de las situaciones geométricas estudiadas. Realizar una tabla de factores de corrección normalizados a la situación más frecuente. |
| TOLERANCIAS | No hay límites. |
| TIEMPO ESTIMADO | Variable |
| OBSERVACIONES | Esta prueba será una prueba de referencia. En la práctica clínica (con pacientes) hay que asegurar la geometría de conteo, y por ello se ha de extremar el control de la misma. |

BIBLIOGRAFÍA

- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* (2010) 37:672-681.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Routine quality control for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* (2010) 37:662-671.
- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments. IAEA-TECDOC-602, Vienna, 1991.
- IAEA. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments IAEA-TECDOC-317. Vienna, 1984.
- IEC. Nuclear medicine instrumentation. Routine tests. Part 1: Radiation counting systems. TR 61948-1 First edition 2001-02.
- Núñez M y Comité de Tecnólogos de ALASBIMN. Control de calidad de los sistemas de detección usados en Medicina Nuclear. 2008.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.
- WHO, Quality Assurance in Nuclear Medicine, WHO, Geneva (1982).
- Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. *J Nucl Med*: 49, No. 7, July 2008.

Sondas quirúrgicas

SONDAS QUIRÚRGICAS

| CÓDIGO | NOMBRE | CALIFICACIÓN | TIPO Y PERIODICIDAD |
|--------|-------------------------------|----------------|---|
| SQR01 | INSPECCIÓN GENERAL | Esencial | Aceptación. Tras cambios |
| SQR02 | FONDO-BATERÍA | Esencial | Aceptación Referencia : anual Constancia: diaria |
| SQR03 | SENSIBILIDAD | Esencial | Aceptación Referencia: tras intervención Constancia: semanal |
| SQR04 | RESOLUCIÓN ESPACIAL Y ANGULAR | Esencial | Aceptación Referencia: tras intervención Constancia: anual |
| SQR05 | RESOLUCIÓN EN ENERGÍA | Complementaria | Aceptación, Referencia: tras intervención que afecte a la calibración Constancia: anual |
| SQR06 | SEÑAL ACÚSTICA | Esencial | Aceptación. Constancia: anual |

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | SQR01 |
| NOMBRE | INSPECCIÓN GENERAL |
| FINALIDAD | Comprobar que el equipo está en perfectas condiciones de uso. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Tras cambios en la instalación del equipo o de sus elementos, que impliquen un periodo de garantía. |
| PERSONAL | Médico nuclear, radiofísico. |
| MATERIAL | Manuales de operación. Oferta y contrato y especificaciones técnicas de compra. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Comprobar que se han suministrado todos los elementos que componen la adquisición del equipo según el contrato de compra, están instalados y se corresponden con las especificaciones de compra. Verificar que no existen elementos sin instalar, incluyendo el software. Verificar la operatividad tanto del hardware como del software. Comprobar que no existen daños visibles debido a golpes, o incidentes en el transporte o instalación. Revisar el estado de todos los cables y conectores. Comprobar todos los indicadores luminosos y pulsadores, para verificar que cumplen su función correctamente. Comprobar que el número y gestión de las licencias para las diferentes aplicaciones coincide con el contratado. Verificar la existencia de las fuentes de calibración necesarias para las pruebas de autocalibración y control de calidad que requiera el fabricante; comprobar su instalación correcta y sin errores en el equipo. Revisar la existencia de los manuales del equipo. Inventariarlos. Verificar que la instalación cumple con los requisitos de seguridad radiológica impuestos. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Se valoran los defectos, faltas, fallos u omisiones para aceptar, no aceptar, o aceptar con condiciones, el equipo. |
| TOLERANCIAS | El equipo se aceptará cuando se cumplan las condiciones de operación (y la de todos sus componentes) de acuerdo al contrato de compra y las especificaciones técnicas. Si no es así no se aceptará. |
| TIEMPO ESTIMADO | Variable según los elementos adquiridos. |
| OBSERVACIONES | Tiene que ser la primera prueba que se realice tras la adquisición del equipo. Es aconsejable evitar recepciones parciales, que prolongan la inactividad del equipo en condiciones de funcionamiento normal durante periodos de tiempo largos. |

BIBLIOGRAFÍA

ALASBIM (2008). "Control de Calidad de los Sistemas de Detección usados en Medicina Nuclear".

Camacho López C., Marti Vidal J.F., Falgas Lacueva M, Olivas Arroyo C. (2011) "Respuesta de dos sondas intraoperatorias comerciales frente a diferentes condiciones de medida: analisis comparativo". Revisión técnica. Revista de Física Médica Nº 1, vol. 3.

EANM Physics Committee V271009. (2010) "Routine Quality Control Recommendations for Nuclear Medicine Instrumentation".

Modolell Farré I, Puchal Añé R. (2002). "Caracterización y controles periódicos de sondas intraoperatorias". Revista de Física Médica Nº 1, vol. 3.

Modolell Farré I. (2003). "Sondas Intraoperatorias". Nota Técnica. Revista Radioprotección, Nº 36, Vol. X.

Zanzonico P, (2008) "Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. The Journal of Nuclear Medicine Nº 7, vol. 49.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | SQR02 |
| NOMBRE | FONDO Y FUENTE DE ALIMENTACIÓN. BATERÍA |
| FINALIDAD | Estimar la tasa en ausencia de actividad y el tiempo de operación máximo —autonomía— cuando se emplea la batería como fuente de alimentación. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Referencia: anual. Constancia: diaria. Si el equipo no se utiliza diariamente, antes del uso del equipo. |
| PERSONAL | Médico nuclear, radiofísico. |
| MATERIAL | Ninguno adicional al propio equipo. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Verificar la tasa de cuentas cuando no haya actividad presente. Seleccionar todos los parámetros de adquisición de acuerdo a las condiciones habituales de medida clínica (radionucleido, ventana de adquisición, etc.). Para la medida de constancia, utilizar el tiempo de medida que se vaya a utilizar normalmente en condiciones clínicas. Para la aceptación y referencia utilizar un tiempo de conteo largo.</p> <p>Realizar el conteo, y registrar la tasa de recuento. Se tiene que comprobar el tiempo que las baterías son capaces de suministrar plena energía para el procedimiento quirúrgico. Se debe seguir el método y recomendaciones del fabricante.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Registrar la tasa de conteo de fondo.</p> <p>Obtener el tiempo de duración de la batería en la prueba de referencia.</p> |
| TOLERANCIAS | <p>El valor del fondo de la tasa de conteo se ha de mantener dentro de un rango de $\pm 10\%$ respecto del valor de referencia. Si esto no ocurriese habrá que investigar las causas, y si éstas no pueden ser corregidas se tomará un nuevo valor de referencia.</p> <p>De la batería la dada por el fabricante.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | <p>Aceptación o referencia: 15 min</p> <p>Constancia: máximo 5 minutos</p> |
| OBSERVACIONES | El médico nuclear realizará las pruebas de constancia y el radiofísico las de aceptación y referencia. |

BIBLIOGRAFÍA

ALASBIM (2008). "Control de Calidad de los Sistemas de Detección usados en Medicina Nuclear".

Camacho López C., Marti Vidal J.F., Falgas Lacueva M, Olivas Arroyo C. (2011) "Respuesta de dos sondas intraoperatorias comerciales frente a diferentes condiciones de medida: analisis comparativo". Revisión técnica. Revista de Física Médica Nº 1, vol. 3.

EANM Physics Committee V271009. (2010) "Routine Quality Control Recommendations for Nuclear Medicine Instrumentation".

Modolell Farré I, Puchal Añé R. (2002). "Caracterización y controles periódicos de sondas intraoperatorias". Revista de Física Médica Nº 1, vol. 3.

Modolell Farré I. (2003). "Sondas Intraoperatorias". Nota Técnica. Revista Radioprotección, Nº 36, Vol. X.

Zanzonico P, (2008) "Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. The Journal of Nuclear Medicine Nº 7, vol. 49.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | SQR03 |
| NOMBRE | SENSIBILIDAD |
| FINALIDAD | Comprobar la sensibilidad de la sonda frente a una fuente radiactiva. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Referencia: tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. Constancia: semanal. |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | Fuente puntual (inferior a 5 mm de diámetro) de actividad bien determinada, del radionucleido en que se quiera conocer su respuesta. La actividad de la fuente debe situarse en el rango máximo que se quiera investigar. Entre 1,85-7,4 MBq (50-200 μ Ci). Soporte para colocar la fuente. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Colocar la sonda y la fuente en un soporte para mantener la geometría y dispersión constante a lo largo de las medidas de modo que, por lo menos en una medida, la posición angular respecto a la dirección de colimación sea de 0°. Medir en todas las ventanas de energía y configuraciones que se utilicen clínicamente. En cada una de las condiciones se realizarán tres medidas a 3 y 30 cm. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Se calcula el valor de cps/MBq en cada punto de medida corregido por el decaimiento. |
| TOLERANCIAS | En las pruebas de aceptación y referencia la sensibilidad del sistema debe ser mayor de 5 cps/MBq por encima de fondo a 0° y 30 cm de distancia o el especificado por el fabricante, siempre y cuando vengan especificadas las condiciones de realización de la medida. En las pruebas de constancia se admitirá una variación inferior 5% del valor de referencia. |
| TIEMPO ESTIMADO | Dependiendo del método y periodo del radionucleido, no superior a 15 minutos. |
| OBSERVACIONES | Muy importante mantener las posiciones de medida fijas a lo largo de todo el procedimiento y de una prueba a otra. Si se dispone de un valor de sensibilidad a una distancia concreta, propuesto por el fabricante, se puede realizar la prueba a dicha distancia y establecer el valor y tolerancia indicados por el mismo. |

BIBLIOGRAFÍA

ALASBIM (2008). "Control de Calidad de los Sistemas de Detección usados en Medicina Nuclear".

Camacho López C., Marti Vidal J.F., Falgas Lacueva M, Olivas Arroyo C. (2011) "Respuesta de dos sondas intraoperatorias comerciales frente a diferentes condiciones de medida: analisis comparativo". Revisión técnica. Revista de Física Médica Nº 1, vol. 3.

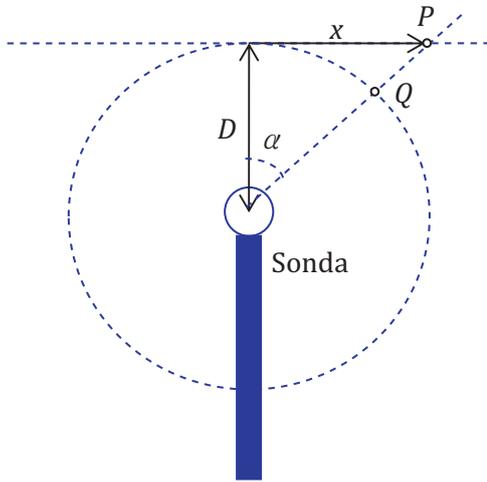
EANM Physics Committee V271009. (2010) "Routine Quality Control Recommendations for Nuclear Medicine Instrumentation".

Modolell Farré I, Puchal Añé R. (2002). "Caracterización y controles periódicos de sondas intraoperatorias". Revista de Física Médica Nº 1, vol. 3.

Modolell Farré I. (2003). "Sondas Intraoperatorias". Nota Técnica. Revista Radioprotección, Nº 36, Vol. X.

Zanzonico P, (2008) "Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. The Journal of Nuclear Medicine Nº 7, vol. 49.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | SQR04 |
| NOMBRE | RESOLUCIÓN ESPACIAL Y ANGULAR |
| FINALIDAD | Determinar la resolución espacial y angular. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Referencia: tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector, o sospechas de mal funcionamiento. Constancia: anual. |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | Fuente de ^{99m}Tc de entre 1,85–7,4 MBq (50-200 μCi). Soporte para colocar la fuente y papel milimetrado. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Situar una fuente puntual de ^{99m}Tc sobre una hoja de papel milimetrado, graduado en ángulos y en distancias, y cambiar su posición lineal o angular, manteniendo la sonda fija en el origen de coordenadas (Figura 1). Es recomendable disponer de un soporte para la fuente, de manera que se garantice la repetitividad de las condiciones geométricas. Se realizan medidas de tasa de cuentas:</p> <p>Para $x = \pm 1 \text{ cm}, \pm 2 \text{ cm}$, para distancias $D = 3 \text{ y } 30 \text{ cm}$. Para $\alpha = 0^\circ, \pm 15^\circ, \pm 30^\circ, \pm 60^\circ \text{ y } \pm 90^\circ$ y para distancias $D = 3 \text{ y } 30 \text{ cm}$.</p> <div style="text-align: center;">  </div> <p style="text-align: center;">Figura 1. Esquema de las posiciones.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | La resolución espacial depende de la distancia entre la fuente y el cristal. Para una distancia dada D , determinar el ancho a mitad de altura (FWHM) de la distribución de sensibilidad correspondiente: lineal o angular. |
| TOLERANCIAS | Para separar ganglios vecinos y poder realizar una adecuada localización, el FWHM de la distribución de sensibilidad 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 una distancia D de 3 cm. Para la región de cabeza y cuello este requerimiento es aún menor de 15mm. |

| | |
|------------------------|-----|
| TIEMPO ESTIMADO | 1 h |
| OBSERVACIONES | |

BIBLIOGRAFÍA

ALASBIM (2008). "Control de Calidad de los Sistemas de Detección usados en Medicina Nuclear".

Camacho López C., Marti Vidal J.F., Falgas Lacueva M, Olivas Arroyo C. (2011) "Respuesta de dos sondas intraoperatorias comerciales frente a diferentes condiciones de medida: analisis comparativo". Revisión técnica. Revista de Física Médica Nº 1, vol. 3.

EANM Physics Committee V271009. (2010) "Routine Quality Control Recommendations for Nuclear Medicine Instrumentation".

Modolell Farré I., Puchal Añé R. (2002). "Caracterización y controles periódicos de sondas intraoperatorias". Revista de Física Médica Nº 1, vol. 3.

Modolell Farré I. (2003). "Sondas Intraoperatorias". Nota Técnica. Revista Radioprotección, Nº 36, Vol. X.

Zanzonico P, (2008) "Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. The Journal of Nuclear Medicine Nº 7, vol. 49.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | SQR05 |
| NOMBRE | RESOLUCIÓN EN ENERGÍA |
| FINALIDAD | Estimar la resolución en energía. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: anual. Tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | Fuentes de los radionucleidos para los que se quiera determinar la resolución energética. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Colocar la fuente en la posición de medida. Es conveniente que esta posición sea la habitual para que la geometría sea idéntica. Determinar la tasa de cuentas para diversas ventanas de energía (al menos entre 70 keV y 210 keV, si se trata de ^{99m} Tc). |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Determinar la FWHM del fotopico obtenido. |
| TOLERANCIAS | El valor obtenido no debe desviarse más de un 5% del valor dado por el fabricante. |
| TIEMPO ESTIMADO | 1 h |
| TOLERANCIAS | Los fotones Compton producen un emborronado adicional de la información espacial con la presencia de radiación dispersa y altas actividades de fondo. Por lo tanto es importante una discriminación de energía que separe el Compton del fotopico siempre que el tipo de detector lo permita. Esta prueba se podrá hacer solo si se pueden seleccionar distintas ventanas de energía. |

BIBLIOGRAFÍA

ALASBIM (2008). "Control de Calidad de los Sistemas de Detección usados en Medicina Nuclear".

Camacho López C., Marti Vidal J.F., Falgas Lacueva M, Olivas Arroyo C. (2011) "Respuesta de dos sondas intraoperatorias comerciales frente a diferentes condiciones de medida: analisis comparativo". Revisión técnica. Revista de Física Médica Nº 1, vol. 3.

EANM Physics Committee V271009. (2010) "Routine Quality Control Recommendations for Nuclear Medicine Instrumentation".

Modolell Farré I, Puchal Añé R. (2002). "Caracterización y controles periódicos de sondas intraoperatorias". Revista de Física Médica Nº 1, vol. 3.

Modolell Farré I. (2003). "Sondas Intraoperatorias". Nota Técnica. Revista Radioprotección, Nº 36, Vol. X.

Zanzonico P, (2008) "Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. The Journal of Nuclear Medicine Nº 7, vol. 49.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | SQR06 |
| NOMBRE | SEÑAL ACÚSTICA |
| FINALIDAD | Dado que en su utilización en quirófano, el médico se basa en la señal acústica para localizar el ganglio centinela en primera aproximación, esta utilidad debe estar perfectamente controlada. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: anual. |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | Fuentes de radionucleido de utilización habitual ^{99m} Tc. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Se coloca la fuente en la posición de medida. La frecuencia de sonido debe ser proporcional a la tasa medida en cps. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Al ser complicado realizar una medida de la señal acústica lo único que se puede hacer es verificar, de oído, que aumenta la frecuencia del sonido cuando aumenta la tasa de cuentas. |
| TOLERANCIAS | No hay tolerancia. |
| TIEMPO ESTIMADO | 5 min. |
| TOLERANCIAS | El avisador acústico debe posibilitar al usuario concentrarse en el campo operatorio durante la medida en el acto quirúrgico. |

| BIBLIOGRAFÍA |
|---|
| ALASBIM (2008). "Control de Calidad de los Sistemas de Detección usados en Medicina Nuclear". |
| Camacho López C., Marti Vidal J.F, Falgas Lacueva M, Olivas Arroyo C. (2011)"Respuesta de dos sondas intraoperatorias comerciales frente a diferentes condiciones de medida: analisis comparativo" Revisión técnica. Revista de Física Médica N° 1 vol. 3 |
| EANM Physics Committee V271009. (2010) "Routine Quality Control Recommendations for Nuclear Medicine Instrumentation". |
| Modolell Farré I., Puchal Añé R. (2002). "Caracterización y controles periódicos de sondas intraoperatorias". Revista de Física Médica N° 1, Vol. 3. |
| Modolell Farré I.(2003)."Sondas Intraoperatorias". Nota Técnica. Revista Radioprotección N° 36 Vol. X. |
| Zanzonico P, (2008) "Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. The Journal of Nuclear Medicine N° 7, Vol. 49. |

Gammacámaras planares

GAMMACÁMARAS PLANARES

| CÓDIGO | NOMBRE | CALIFICACIÓN | TIPO Y PERIODICIDAD |
|---------------|--|---------------------|--|
| GPL01 | INSPECCIÓN GENERAL | Esencial | Aceptación Referencia: tras cambios |
| GPL02 | RESOLUCIÓN ENERGÉTICA INTRÍNSECA | Esencial | Aceptación Constancia: semestral |
| GPL03 | RESPUESTA ENERGÉTICA | Complementaria | Aceptación Referencia: tras cambios |
| GPL04 | REGISTRO ESPACIAL DE VENTANA MÚLTIPLE | Esencial | Aceptación Constancia: semestral |
| GPL05 | UNIFORMIDAD INTRÍNSECA | Esencial | Aceptación Constancia: mensual |
| GPL06 | UNIFORMIDAD EXTRÍNSECA | Esencial | Constancia: semanal |
| GPL07 | UNIFORMIDAD CON VENTANAS ASIMÉTRICAS. UNIFORMIDAD CON VENTANA ESTRECHA | Complementaria | Aceptación Constancia: anual |
| GPL08 | UNIFORMIDAD DE PRESTACIONES EN ROTACIÓN | Complementaria | Aceptación Constancia: anual |
| GPL09 | RESOLUCIÓN ESPACIAL INTRÍNSECA | Complementaria | Aceptación Referencia: tras cambios |
| GPL10 | RESOLUCIÓN ESPACIAL EXTRÍNSECA | Esencial | Aceptación Constancia: anual |
| GPL11 | LINEALIDAD INTRÍNSECA | Esencial | Aceptación Constancia: anual |
| GPL12 | TAMAÑO DE PÍXEL | Esencial | Aceptación Constancia: semestral |
| GPL13 | SENSIBILIDAD PLANAR | Esencial | Aceptación Constancia: mensual |
| GPL14 | ALINEACIÓN DE LOS AGUJEROS DEL COLIMADOR | Complementaria | Aceptación Referencia: tras cambios |
| GPL15 | TASA MÁXIMA DE RECUENTO | Esencial | Aceptación Referencia: tras cambios |
| GPL16 | RESOLUCIÓN TEMPORAL | Complementaria | Aceptación Constancia: semestral |
| GPL17 | SINCRONISMO | Esencial | Aceptación Referencia: tras cambios |

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | GPL01 |
| NOMBRE | INSPECCIÓN GENERAL |
| FINALIDAD | Consiste en la verificación de la integridad de los equipos y de la correspondencia entre lo recibido y lo adquirido. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y referencia tras cambios en la instalación, del equipo o de sus elementos. |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | Manuales de operación. Oferta, contrato y especificaciones técnicas de compra. Planos de la instalación. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Comprobar que todas las unidades y elementos que componen la adquisición del equipo según el contrato de compra se han suministrado, están instaladas y se corresponden con las especificaciones de compra.</p> <p>Verificar que no existen elementos sin instalar, incluyendo el software.</p> <p>Comprobar que no existen daños visibles debido a golpes, o incidentes en el transporte e instalación.</p> <p>Revisar el estado de los cables y conectores.</p> <p>Verificar los movimientos mecánicos de la unidad, los rangos de desplazamiento, errores posibles en reposicionamiento, y los sistemas de seguridad mecánica.</p> <p>Verificar que funciona correctamente la parada de emergencia.</p> <p>Comprobar todos los indicadores luminosos y pulsadores, para verificar que cumplen su función correctamente.</p> <p>Verificar la instalación del software adquirido según el contrato de compra.</p> <p>Comprobar que el número de licencias para las aplicaciones coincide con el contratado.</p> <p>Verificar el número y tipo de colimadores adquiridos; comprobar su instalación correcta y sin errores en el equipo.</p> <p>Revisar la existencia de los manuales del equipo. Inventariarlos.</p> <p>Verificar que la instalación cumple con los requisitos de seguridad radiológica impuestos.</p> <p>Verificar que todas las conexiones y/o transferencias de estudios entre equipos funcionan correctamente: otros ordenadores-registros en placa-impresoras-PACS...</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Se valoran los defectos, faltas, fallos u omisiones para aceptar, no aceptar, o aceptar con condiciones el equipo. |
| TOLERANCIAS | El equipo se aceptará cuando se cumplan las condiciones de operación (y la de todos sus componentes) de acuerdo al contrato de compra y las especificaciones técnicas. Si no es así no se aceptará. |

| | |
|------------------------|---|
| TIEMPO ESTIMADO | Variable según los elementos adquiridos. |
| OBSERVACIONES | <p>Tiene que ser la primera prueba que se realice tras la adquisición del equipo.</p> <p>Es aconsejable evitar recepciones parciales que puedan demorar la operatividad del equipo en condiciones de funcionamiento normal durante periodos de tiempo largos.</p> <p>Esta inspección general es solo una parte de las pruebas de aceptación que deben verificar los parámetros fundamentales de funcionamiento del equipo y habrán sido pactadas con la empresa suministradora en el momento de la adquisición.</p> |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991.
- IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.
- IEC. Nuclear Medicine Instrumentation Routine Tests. IEC-TR61948-2. Ginebra: International Electrotechnical Commission; 2001.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | GPL02 |
| NOMBRE | RESOLUCIÓN ENERGÉTICA INTRÍNSECA |
| FINALIDAD | La resolución energética indica la capacidad de diferenciar fotones de distinta energía. Se parametriza mediante la dispersión relativa al valor máximo de la distribución de valores medidos procedentes de una emisión monoenergética. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: semestral y tras averías o intervenciones que puedan afectar a este parámetro. |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | Fuente puntual de ^{99m}Tc de una actividad tal que no sobrepase las 25 kcps (habitualmente es suficiente con 9.25 MBq (250 μCi)). El volumen será lo más pequeño posible, aproximadamente 0.1 ml. |

PROCEDIMIENTO

ADQUISICIÓN DE DATOS

Con los colimadores desmontados se colocará la fuente a una distancia de aproximadamente 5 veces la diagonal del cristal (unos 2.5 metros de distancia) sobre el detector. Algunos equipos disponen de un dispositivo donde colocar la fuente entre detectores, en el caso de tener más de un cabezal. En este caso se utilizará la disposición recomendada por el fabricante ya que es la situación empleada en la calibración y se puede reducir la actividad de la fuente a 1 MBq ($\sim 30 \mu\text{Ci}$).

Realizar una medida del espectro. Si la gammacámara dispone de sistemas de análisis propios se utilizarán (Figura. 1). Si es posible, se almacenará el espectro y se analizará (Figuras 2 y 3).

Siempre que sea posible se recomienda esta segunda opción ya que representa un análisis independiente.

Parámetros de la adquisición:

Matriz cualquiera ya que este parámetro no debe afectar al resultado de la prueba.

Número de cuentas en el espectro: mayor de 35.000 kc.

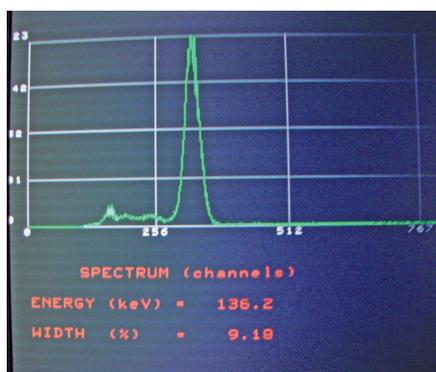


Figura 1. Espectro obtenido en una gammacámara analizado con los programas propios.

Tasa de cuentas: menor de 25 kcps (o lo indicado por el fabricante en sus especificaciones).

Ventana de adquisición: la del radionucleido utilizado.



Figura 2. Espectro obtenido en la gammacámara de doble cabezal que se puede exportar para análisis.

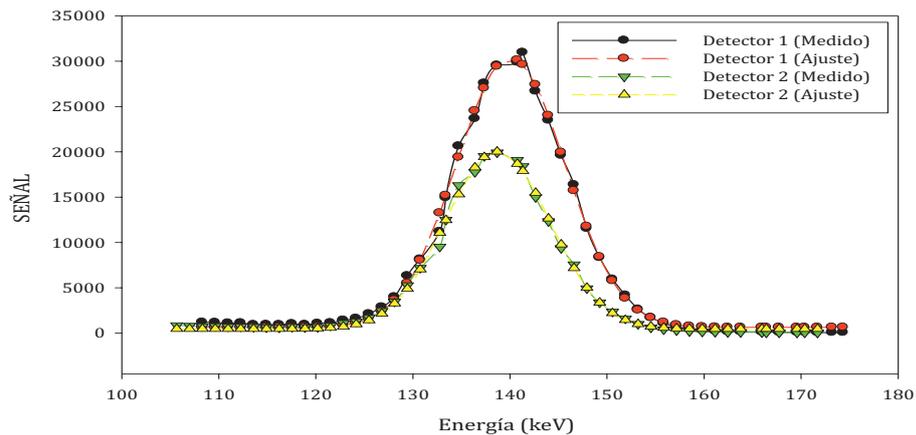


Figura 3. Medida y ajuste del espectro a una gaussiana para una gammacámara de doble cabezal.

Se ajustará el pico a una gaussiana del tipo:

$$y = a + b e^{-c(x-m)^2}$$

donde y representa las cuentas en el canal de energía, a representa las cuentas fuera del pico (cuentas promedio en un entorno alrededor del pico, procedentes del fondo), b las cuentas obtenidas en el canal correspondiente al máximo del pico, m la energía del pico. El valor inicial de c para un ajuste iterativo por mínimos cuadrados, se puede escoger como 0.01 si la energía está dada en keV.

La resolución energética se define como la anchura a mitad de altura (FWHM) del espectro del fotopico en términos porcentuales con respecto a la energía de pico.

$$\text{Re } sEn = 100 \cdot \frac{FWHM \text{ (keV)}}{E_{\text{pico}} \text{ (keV)}}$$

PROCESADO Y
ANÁLISIS DE
RESULTADOS

| | |
|------------------------|--|
| | <p>donde E_{pico} se obtiene del parámetro m, obtenido del ajuste y</p> $FWHM \text{ (keV)} = 2.36\sigma$ <p>donde σ viene dado por:</p> $\sigma = \sqrt{\frac{1}{2c}}$ <p>Se determinará también la desviación del pico respecto del valor esperado (140 keV).</p> |
| TOLERANCIAS | <p>Prueba de aceptación y constancia: el valor de la resolución energética se encontrará dentro de lo especificado por el fabricante en $\pm 5\%$. El valor de la energía de pico tendrá una desviación menor del 3% respecto de la energía de emisión del radionucleido..</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | 15 min en la adquisición y 30 min en el análisis y realización del informe. |
| OBSERVACIONES | <p>No todas las estaciones de control de adquisición de las gammacámaras actuales permiten exportar el espectro como un fichero en formato compatible con utilidades como una hoja de cálculo. En algunos modelos no es posible obtener la resolución en energía entrando en el sistema como usuario siendo solo posible hacerlo desde modo servicio. Existen algunos modelos en que no lo es en absoluto. Si no se realiza la prueba GPL03 (respuesta energética) se debería utilizar la fuente de ^{57}Co para adquirir un espectro y determinar el canal que corresponde al fotopico.</p> |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991.
- IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.
- IEC. Medical electrical equipment - Characteristics and test conditions of radionuclide imaging devices —Anger type gamma cameras. IEC International Standard 60789. Ginebra: International Electrotechnical Commission; 2005.
- IEC. Nuclear Medicine Instrumentation Routine Tests. IEC-TR61948-2. Ginebra: International Electrotechnical Commission; 2001.
- IPEM. Quality assurance in gamma camera Systems, Report 86. Institute of Physics and Engineering in Medicine. 2003
- NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | GPL03 |
| NOMBRE | RESPUESTA ENERGÉTICA |
| FINALIDAD | La respuesta energética indica la relación entre los canales del analizador multicanal y la energía de los fotones asignados a ese canal. Permite verificar la correcta calibración del mismo y su linealidad en todo el rango de energía de trabajo. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y tras cambios. |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | Fuentes puntuales de radionucleidos de distinta energía (140.5 keV del ^{99m}Tc , 171.3 y 245.4 keV del ^{111}In y 284.3, 364.5 y 637 keV ^{131}I , por ejemplo) de una actividad tal que no se sobrepasen las 25000 cps (habitualmente es suficiente con 10 Mbq (~250 μCi). El volumen será lo más pequeño posible, aproximadamente 0.1 ml. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Para cada una de las fuentes se procederá según se describe en la prueba GPL02 (Resolución energética).</p> <p>Se realizará una medida del espectro. Si la gammacámara dispone de sistemas de análisis propios se utilizarán para determinar el canal en que aparece el pico. Si es posible, se almacenará el espectro y se analizará posteriormente.</p> <p>Este segundo método es preferible ya que representa un análisis independiente. En gammacámaras que no permitan la exportación del espectro o relacionar la energía con el canal en que se detecta la emisión correspondiente, no será posible la realización de esta prueba.</p> <p>Parámetros de la adquisición: matriz: 64×64 (o la de la prueba que se vaya a realizar con posterioridad ya que este parámetro no debe afectar al resultado de la prueba).</p> <p>Número de cuentas en el espectro: mayor de 35.000 kc (la tasa no deberá ser superior a 25 kcps).</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Se ajustará el pico a una gaussiana del tipo:</p> $y = a + b e^{-c(x-m)^2}$ <p>del mismo modo que en la prueba GPL02 (Resolución energética intrínseca).</p> <p>Se determinará el canal en que aparecen los picos de energía seleccionados en cada uno de los espectros y se ajustarán los valores canal-energía a una recta por el método de los mínimos cuadrados, encontrándose la pendiente de dicha recta (keV/canal) (Figura 1). Se registrarán los valores del coeficiente de regresión y la ordenada en el origen.</p> |

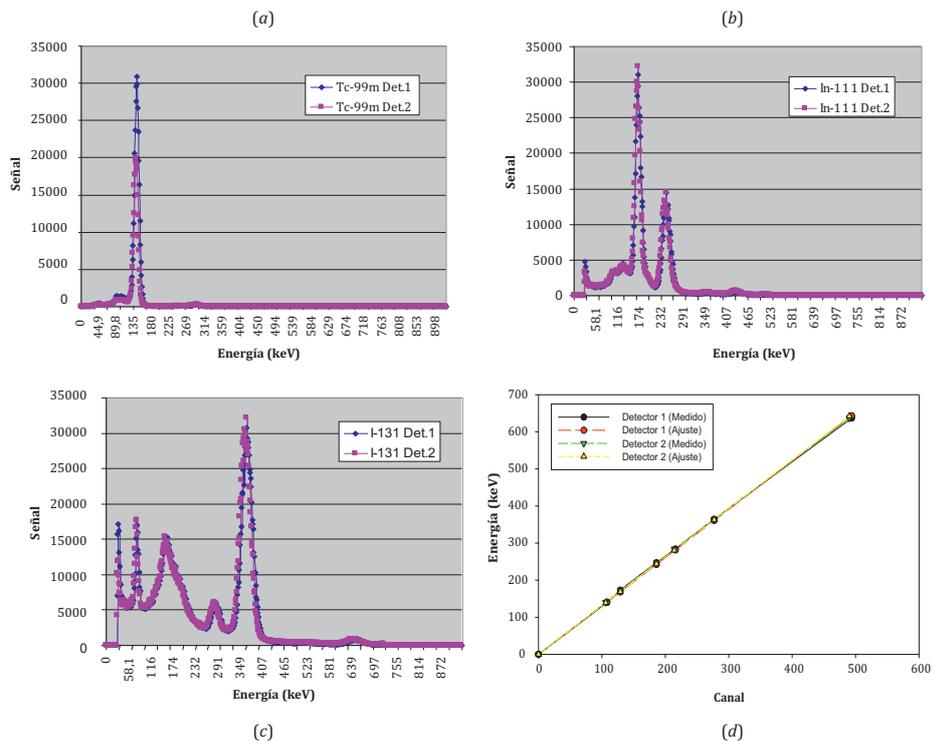


Figura 1. Ejemplos de espectros obtenidos para ^{99m}Tc (a), ^{111}In (b) y ^{131}I (c), utilizados para obtener la respuesta energética (d).

TOLERANCIAS

La ordenada en el origen de la recta obtenida será menor de 1. El coeficiente de regresión lineal de dicha recta será mayor de 0.98. Si la gammacámara no permite el análisis independiente de los espectros, hay que comprobar que los fotopicos de cada radionucleido no difieren en más de un 3% del valor esperado.

TIEMPO ESTIMADO

En adquisición 30 min. En análisis y realización del informe 45 min.

OBSERVACIONES

No todas las estaciones de control de adquisición de las gammacámaras actuales permiten exportar el espectro como un fichero en formato compatible con utilidades como una hoja de cálculo.

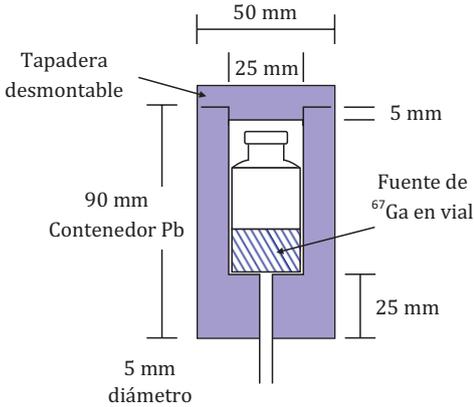
En algunos modelos no es posible obtener la resolución en energía entrando en el sistema como usuario siendo solo posible hacerlo desde modo servicio.

Existen algunos modelos en que no lo es en absoluto.

Hay gammacámaras que utilizan diferentes ajustes del convertor analógico digital para energías crecientes. En estas gammacámaras, en funcionamiento normal, la función no sería una recta sino una curva, y esta prueba no tiene sentido tal y como está descrita.

BIBLIOGRAFÍA

IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | GPL04 |
| NOMBRE | REGISTRO ESPACIAL DE VENTANA MÚLTIPLE |
| FINALIDAD | El registro espacial de ventana múltiple tiene por objetivo verificar que las imágenes de un mismo objeto adquiridas con diferentes ventanas de energía se superponen. De esta manera se comprueba la capacidad de la cámara de asignar la misma coordenada de la imagen a fotones de diferentes energías que interactúan en el mismo punto de la superficie del detector. El parámetro a determinar será la máxima diferencia en las localizaciones espaciales de estas imágenes. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación, constancia: semestral y tras cambios. |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | <p>2 fuentes colimadas de un radionucleido emisor de diferentes energías (^{67}Ga) que no sobrepasen 10 kcps (habitualmente es suficiente con 1 MBq ($\sim 30 \mu\text{Ci}$)).</p> <p>El volumen será lo más pequeño posible, aproximadamente 0.1 ml. Se utilizará una fuente colimada según el maniquí descrito en el documento NEMA NU1 Standard 2007 (Figura 1).</p>  <p>Figura 1. Maniquí para fuente puntual (adaptado de NEMA NU1- Standard 2007).</p> |

PROCEDIMIENTO

| | |
|-----------------------------|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Se desmontarán los colimadores y se colocará cada una de las fuentes en dos posiciones diferentes sobre el cristal, separadas una distancia conocida.</p> <p>Es conveniente disponer alguna superficie protectora de separación con el cristal para prevenir daños sobre el mismo.</p> <p>En la prueba de aceptación se tomarán 9 imágenes (centro, 4 en el eje X y 4 en el eje Y a 0.4 y 0.8 de la mitad del campo de visión útil en cada eje) con cada una de las ventanas (93 keV y 296 keV), según describe el documento NEMA (NU1 Standard 2007).</p> |
|-----------------------------|---|

| | |
|--|--|
| | <p>En las pruebas semestrales se tomarán, al menos 4 imágenes seleccionando dos de las energías de emisión del 67 Ga (93 keV y 296 keV) situando las fuentes en ± 0.4 de la mitad del campo de visión útil en el eje X, sin mover la disposición experimental de la fuente cuando se cambia la ventana de energía de la adquisición.</p> <p>Se determinará el centro de gravedad de cada imagen de la fuente en cada una de las imágenes y se evaluará la diferencia en coordenadas para las imágenes correspondientes a la misma posición de la fuente y distintas ventanas y la separación entre ambas en cada una de ellas (Figura 2).</p> <p>Parámetros de la adquisición: matriz: 512×512 (o la máxima posible, el tamaño de píxel deberá ser menor de 2.5 mm)</p> <p>Número de cuentas en el espectro: > 1000 kc (la tasa no deberá ser superior a 10 kcps).</p> |
| <p>PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS</p> | <p>Sobre cada imagen de la fuente se tomará una región de interés (ROI) cuadrada y centrada en el píxel de máximo contaje. Las dimensiones serán de aproximadamente 4 veces la anchura a mitad de altura (AIMA), aunque como mínimo tendrá dicha dimensión.</p> <p>Se determinará el centro de gravedad como:</p> $CDGX_w = \frac{\sum_{i=i_1}^{i_2} \sum_{j=j_1}^{j_2} i \cdot C_{i,j}}{\sum_{i=i_1}^{i_2} \sum_{j=j_1}^{j_2} C_{i,j}} \quad CDGY_w = \frac{\sum_{j=j_1}^{j_2} \sum_{i=i_1}^{i_2} j \cdot C_{i,j}}{\sum_{j=j_1}^{j_2} \sum_{i=i_1}^{i_2} C_{i,j}}$ <p>donde: $CDGX$, $CDGY$ representan las coordenadas X e Y del centro de gravedad de la imagen i, j representan la anchura y el espesor de la ROI $C_{i,j}$ representa el número de cuentas en el píxel i, j y w representa la ventana de energía seleccionada.</p> <p>El desplazamiento entre las imágenes de las distintas ventanas de energía para cada posición de la fuente seleccionada vendrá dado por:</p> $D_{w_1 w_2} = (CDGX, CDGY)_{w_1} - (CDGX, CDGY)_{w_2} $ |
| <p>TOLERANCIAS</p> | <p>Prueba de aceptación: el máximo valor obtenido de desplazamiento no diferirá en más del 10% de lo especificado por el fabricante si los parámetros especificados son genéricos. En cualquier caso no superarán lo establecido por el fabricante si éste establece un valor máximo de desplazamiento.</p> <p>Prueba de constancia: el valor obtenido no diferirá en más de un 20% del valor de referencia. En cualquier caso, los desplazamientos obtenidos serán menores de 1 mm.</p> |

| | |
|------------------------|--|
| |  <p>Figura 2. Imagen de las dos fuentes puntuales sobre los ejes X e Y del cristal y que se ha de obtener para las distintas ventanas de energía seleccionadas.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | El tiempo de adquisición por cabezal es de 30 min. El tiempo de análisis y elaboración de informe es de 30 min. |
| OBSERVACIONES | Esta prueba es necesaria cuando se utilizan isótopos con emisión multienergética, cuando se realizan estudios con dos isótopos y en equipos que dispongan de fuentes de transmisión. En el caso de utilizar únicamente Tecnecio, no sería necesaria. |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality control atlas for scintillation camera systems. IAEA-Pub1141. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2003.
- IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009
- IEC. Medical electrical equipment - Characteristics and test conditions of radionuclide imaging devices - Anger type gamma cameras. IEC International Standard 60789. Ginebra: International Electrotechnical Commission; 2005.
- NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | GPL05 |
| NOMBRE | UNIFORMIDAD INTRÍNSECA |
| FINALIDAD | <p>Un detector ideal sometido a un flujo uniforme proporcionaría el mismo número de cuentas en cada uno de los píxeles de la imagen. En la práctica no sucede así por dos motivos: la naturaleza aleatoria de la detección y los posibles defectos del detector.</p> <p>Se define el parámetro uniformidad como una estimación de la diferencia entre el comportamiento ideal y el comportamiento real del detector.</p> <p>Hay gammacámaras que utilizan calibraciones elaboradas específicamente para cada radionucleido, y otras que emplean las calibraciones obtenidas para el ^{99m}Tc para corregir el funcionamiento en los demás. En los equipos que poseen alguna de las calibraciones independientes para distintos radionucleidos hay que comprobar la uniformidad en cada uno de ellos para garantizar el correcto funcionamiento. En los equipos que no poseen calibraciones independientes para distintos radionucleidos, el comportamiento en uno de ellos da información sobre el comportamiento en todos los relacionados.</p> <p>La uniformidad intrínseca no es sensible a los posibles daños del colimador, de forma que hay que comprobar que este está en buen estado para garantizar la buena respuesta clínica del equipo.</p> |
| CALIFICACIÓN | Esencial (excepto que haya que sustituirla por la prueba de uniformidad extrínseca). |
| TIPO Y FRECUENCIA | <p>Aceptación. Constancia: mensual. Tras averías o intervenciones que puedan afectar a este parámetro.</p> <p>Si el equipo no permite hacer la uniformidad intrínseca con ^{99m}Tc, ésta será sustituida por la prueba de uniformidad extrínseca GPL06 y se realizará con los mismos parámetros de adquisición y tolerancias que los aplicados para el ^{99m}Tc.</p> |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico. |
| MATERIAL | <p>Fuente puntual de ^{99m}Tc (y de los distintos radionucleidos que requiera el equipo) que produzca una tasa de hasta 20 kcps. Suele ser suficiente con 11 a 18 MBq (~0.3 a 0.5 mCi) contenidos en un vial o una jeringa.</p> <p>Procedimiento alternativo: fuente puntual con 740 kBq (20 μCi) o, en su caso, lo que indique el fabricante.</p> |

| PROCEDIMIENTO | |
|-----------------------------|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Se retiran los colimadores. Se coloca la fuente puntual a una distancia mayor o igual a 5 veces la diagonal del campo total de visión útil (CTVU), sobre la recta perpendicular al centro del cristal (Figura 1). Se programa una adquisición planar. Algunos fabricantes proponen la realización de la medida de uniformidad intrínseca con la fuente puntual colocada entre los dos colimadores, en este caso se han de seguir sus recomendaciones (Figura 2).</p> |

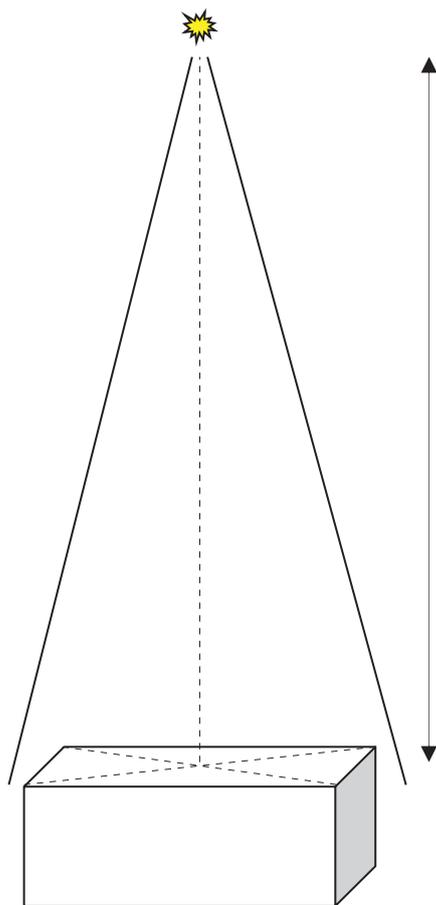


Figura 1. Colocación de la fuente respecto de la superficie del detector.

Parámetros de la adquisición:

Radionucleido: ^{99m}Tc (si la gammacámara requiere una corrección de uniformidad para radionucleidos distintos, deberá realizarse una prueba por cada uno de ellos).

Tamaño de píxel: $6.4 \text{ mm} \pm 30\%$.

Nº cuentas: han de registrarse, como mínimo, 10 kc en el píxel central (para detectores rectangulares los valores habituales están entre 30000 y 40000 kc).

Ventana de adquisición: 15% para ^{99m}Tc y ^{57}Co ; para el resto de radionucleidos, la usada en las aplicaciones clínicas.

Tasa de cuentas menor de 20 kcps.

PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Se eliminan los píxeles de los bordes de la siguiente manera: se asigna cero cuentas a todos los píxeles del borde del CTVU que tengan menos del 75% de las cuentas promedio. Una vez hecho esto, los píxeles que ahora tienen alguno de los cuatro píxeles de los lados con cero cuentas, también se ponen a cero. Se suaviza la imagen aplicando el filtro de 9 puntos.¹

| | | |
|---|---|---|
| 1 | 2 | 1 |
| 2 | 4 | 2 |
| 1 | 2 | 1 |

¹ La mayoría de las gammacámaras disponen de software para aplicar este filtro.

| | |
|--|---|
| | <p>El factor peso para un píxel fuera del área analizada es cero. El valor suavizado se halla dividiendo el valor del píxel por la suma de los factores distintos de cero.</p> <p>Se define la uniformidad integral UI como la diferencia entre el máximo y mínimo número de cuentas registradas por píxel en el área de estudio dividida por la suma de ambas y multiplicada por cien.</p> $UI = \frac{C_{\max} - C_{\min}}{C_{\max} + C_{\min}} \cdot 100$ <p>La uniformidad diferencial es el valor máximo de todos los obtenidos al aplicar la fórmula anterior a cada conjunto de 5 píxeles contiguos en cada fila o columna del área en estudio.</p> <p>Se hallan los siguientes valores:</p> <ul style="list-style-type: none"> • UICT y UICC: uniformidad integral en el CTVU y en el campo central de visión útil (CCVU). • UDCT y UDCC: uniformidad diferencial en el CTVU y en el CCVU. <p>Las imágenes se analizarán visualmente, variando la escala de grises para apreciar mejor los defectos de uniformidad.</p> <p>Los valores obtenidos en el procesado se compararán con las tolerancias y con las referencias.</p> |
|--|---|

| PROCEDIMIENTO ALTERNATIVO | |
|---|---|
| | <p>Algunos fabricantes realizan la medida de uniformidad intrínseca con la fuente puntual entre los dos colimadores, en este caso se han de seguir las recomendaciones del fabricante (Figura 2).</p> <div style="text-align: center;">  </div> <p>Figura 2. Disposición experimental para obtener los valores de uniformidad intrínseca en una gammacámara Siemens, según especificaciones.</p> |
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Parámetros de adquisición: los indicados por el fabricante. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Se debe usar el software proporcionado por el fabricante. |

| | |
|-------------------------------|--|
| <p>TOLERANCIAS</p> | <p>Los valores obtenidos deben ser menores o iguales que los que el fabricante establece en sus especificaciones técnicas.</p> <p>Para los radionucleidos cuyos valores máximos de uniformidad no estén definidos en las especificaciones técnicas, se aplican los valores de tolerancia que el fabricante proponga.</p> <p>En caso de no haber especificaciones del fabricante, se toman como referencia los valores obtenidos en la aceptación.</p> <p>Los valores obtenidos en las verificaciones sucesivas no deben superar en más de un 20% a los valores de referencia.</p> <p>En ningún caso se deben superar los siguientes valores: UICT menor o igual que 5%, UDCC menor o igual que 3%.</p> |
| <p>TIEMPO ESTIMADO</p> | <p>30 min por radionucleido y cabezal detector, dependiendo de la actividad de la fuente.</p> |
| <p>OBSERVACIONES</p> | <p>Esta prueba está adaptada del protocolo NEMA Standards Publication UN-1 2001. Performance Measurements of scintillation gammacameras.</p> <p>La uniformidad es uno de los parámetros fundamentales de calidad de imagen en Medicina Nuclear y tiene una repercusión determinante en el diagnóstico clínico, por este motivo es imprescindible hacer un correcto análisis y un seguimiento de su comportamiento en cada gammacámara.</p> <p>Para minimizar la influencia estadística del número de cuentas se adquiere al menos 10 kc en el píxel central.</p> <p>Hay gammacámaras en las que el usuario no puede colocar los detectores en la disposición geométrica descrita en este apartado, en estos casos se realizará la adquisición de forma extrínseca con la fuente plana de ^{57}Co (Figura 2, prueba GP006) con los parámetros de tamaño de píxel y nº de cuentas aquí detallados para el $^{99\text{m}}\text{Tc}$.</p> <p>El procedimiento alternativo se expone porque, ante la dificultad de algunos equipos de doble cabezal para orientar sus detectores en la forma antes expuesta, algunos fabricantes incorporan una medida de la uniformidad intrínseca con la fuente puntual entre los dos cabezales (Figura 2).</p> <p>El equipo dispone, en estos casos, de un software de procesado específico que tiene en cuenta la falta de homogeneidad introducida por la posición tan cercana de la fuente y el detector.</p> <p>En los protocolos de adquisición de las pruebas de uniformidad de muchos fabricantes se utilizan matrices de 512×512 o 256×256, lo que puede parecer una contradicción con los parámetros de adquisición propuestos en esta prueba. En estos casos el software de procesado del equipo realiza una compresión de la matriz sumando grupos de píxeles contiguos, hasta obtener un píxel cuadrado que encaje en las dimensiones arriba indicadas. En todo caso, hay que verificar la correspondencia de los resultados obtenidos según este software con los obtenidos según el presente protocolo, ya que en algunos equipos no se corresponden los parámetros de adquisición y/o procesado con los aquí expuestos y los resultados no son equivalentes.</p> <p>Estos coeficientes de uniformidad integral y diferencial están universalmente aceptados como indicadores de la uniformidad de campo de las gammacámaras, sin embargo se pueden definir otros coeficientes que caractericen la uniformidad y que pueden ser igualmente válidos.</p> |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.
- IEC. Medical electrical equipment - Characteristics and test conditions of radionuclide imaging devices - Anger type gamma cameras. IEC International Standard 60789. Ginebra: International Electrotechnical Commission; 2005.
- NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2001. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2001.
- Rova A., Celler A., Hamarneh G. Development of NEMA based software for gamma camera quality control. Journal of digital imaging 21(2): 243-255, 2008.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

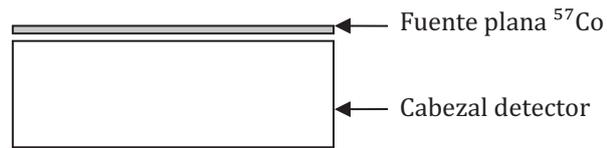
| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | GPL06 |
| NOMBRE | UNIFORMIDAD EXTRÍNSECA |
| FINALIDAD | La uniformidad extrínseca mide el parámetro de uniformidad en condiciones de trabajo habitual, es decir, con los colimadores en uso. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Constancia: semanal si el equipo se utiliza para gammagrafía planar, diaria si se utiliza para SPECT. Si no se dispone de fuente plana de ^{57}Co , se hará la prueba intrínseca con $^{99\text{m}}\text{Tc}$, pero aplicando las frecuencias, los parámetros de adquisición, las referencias y las tolerancias de la uniformidad extrínseca. Tras averías o intervenciones que puedan afectar a la uniformidad. |
| PERSONAL | Técnico. |
| MATERIAL | Fuente plana de $^{57}\text{Co}^2$ de tamaño suficiente para cubrir el campo total de visión útil del detector (Figura 1). Debe producir una tasa menor que 20 kcps.  |

Figura 1. Fuente planar de ^{57}Co .

| PROCEDIMIENTO | |
|-----------------------------|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Se retiran los colimadores. Se coloca la fuente puntual a una distancia mayor o igual a 5 veces la diagonal del campo total de visión útil (CTVU), sobre la recta perpendicular al centro del cristal (Figura 1). Se programa una adquisición planar. Algunos fabricantes proponen la realización de la medida de uniformidad intrínseca con la fuente puntual colocada entre los dos colimadores, en este caso se han de seguir sus recomendaciones (Figura 2). |

² También se puede utilizar un maniquí de inundación relleno de una disolución de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ o de cualquier otro radionucleido, pero su manipulación es laboriosa, implica mayor riesgo de irradiación y de contaminación y es imprescindible que la disolución sea homogénea y que no existan burbujas. Además es imprescindible que el maniquí sea de paredes gruesas (< 1 cm) para evitar el abombamiento central que se produce por la flexión de las paredes si éstas son delgadas.

Se programa una adquisición planar.



(a)



(b)



(c)

Figura 2. Diferentes disposiciones para colocar la fuente plana sobre el detector (a) esquema, (b), apoyada directamente, (c) utilizando el soporte suministrado por la casa comercial o la propia camilla del equipo.

Parámetros de adquisición:

- Radionucleido: ^{57}Co .
- Tamaño de píxel: $6.4 \text{ mm} \pm 30\%$
- Nº cuentas: han de registrarse, como mínimo 4000 kc en total.
- Ventana de adquisición: 15% o la que indique el fabricante
- Tasa de cuentas $\pm 20 \text{ kcps}$

Si el equipo dispone de un protocolo de control de calidad que valore la uniformidad, se puede realizar con los parámetros de adquisición que éste requiera.

PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Se aplica el mismo procesado de la uniformidad intrínseca. Las imágenes se analizarán visualmente, variando la escala de grises para apreciar mejor los defectos de uniformidad. Los valores obtenidos se compararán con las tolerancias y con las referencias (Figura 3).

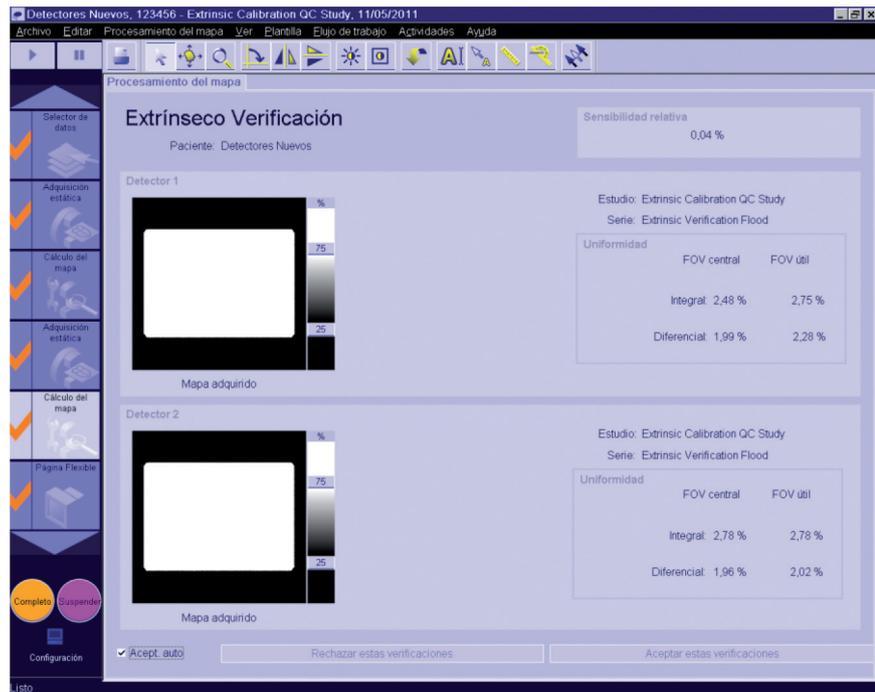


Figura 3. Valores de uniformidad obtenidos en una gammacámara Siemens en la prueba de aceptación.

| | |
|-------------------------------|--|
| <p>TOLERANCIAS</p> | <p>Cuando se siguen los protocolos del equipo, no se deben superar los valores especificados por el fabricante.</p> <p>Si el fabricante no proporciona valores de tolerancia, o se ha decidido realizar la prueba con un protocolo de adquisición distinto, se establecerán valores de referencia en las pruebas de aceptación, inmediatamente tras la calibración. No deben superarse los valores de referencia en más de un 20%.</p> <p>En ningún caso se superarán, para gammagrafía planar, los valores de UICT 8%, UICC 5%, UDCT 6% y UDCC 4% y en el caso de SPECT los valores de UICT 6%, UICC 4%, UDCT 5.5% y UDCC 3.5%.</p> |
| <p>TIEMPO ESTIMADO</p> | <p>10 min a 30 min dependiendo de la actividad de la fuente.</p> |
| <p>OBSERVACIONES</p> | <p>La uniformidad extrínseca es, en general, una medida más cómoda y accesible del comportamiento del equipo que la intrínseca. Al exigirse menos cuentas por píxel que las utilizadas en la prueba intrínseca, los valores pueden ser peores debido a la influencia de la variabilidad estadística. La verificación extrínseca con ^{57}Co se utiliza por comodidad ya que sería más útil conocer el comportamiento para el $^{99\text{m}}\text{Tc}$, de uso clínico.</p> <p>Si no se dispone de fuente plana de ^{57}Co, o si se desea hacer la verificación diaria o semanal con $^{99\text{m}}\text{Tc}$, se hará la prueba intrínseca aplicando la frecuencia, los parámetros de adquisición (excepto los referidos al radionucleido, que ahora es $^{99\text{m}}\text{Tc}$) y las tolerancias de la uniformidad extrínseca.</p> <p>Esta prueba no es sensible a los posibles daños del colimador si la calibración para el ^{57}Co se ha realizado de forma extrínseca y con el colimador ya dañado. Las calibraciones para cada radionucleido incluyen una corrección que elimina las pequeñas diferencias de eficiencia entre distintas zonas de la superficie detectora. Esta corrección se realiza habitualmente para el ^{57}Co con el colimador puesto, por lo que se enmascaran las deficiencias</p> |

introducidas por posibles deterioros de este componente. Como las correcciones de uniformidad para los radionucleidos usados en diagnóstico se hacen sin colimador, estos deterioros del colimador no se corregirán y afectarán a las imágenes clínicas siendo, por tanto, imprescindible realizar una verificación de la integridad del colimador de forma independiente. Muchos equipos tienen incluido en su programa de control de calidad un protocolo de verificación de la uniformidad diaria recomendado. Si se utiliza este protocolo, es conveniente comparar la equivalencia entre los resultados obtenidos de su aplicación con los obtenidos con los parámetros de adquisición y procesado propuestos en esta sección.

También hay que comparar los resultados obtenidos con el protocolo de control diario o semanal con los obtenidos según el protocolo de uniformidad intrínseca, de forma que se pueda deducir cuándo se han podido superar las tolerancias de ésta última.

Si el equipo dispone de algún programa periódico de autocalibración, éste no debe aplicarse inmediatamente antes de realizar las pruebas, puesto que se quieren evaluar las condiciones en las que se estaba trabajando en las aplicaciones clínicas.

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.
- IEC. Medical electrical equipment - Characteristics and test conditions of radionuclide imaging devices - Anger type gamma cameras. IEC International Standard 60789. Ginebra: International Electrotechnical Commission; 2005.
- NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2001. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2001.
- Rova A., Celler A., Hamarneh G. Development of NEMA based software for gamma camera quality control. *Journal of digital imaging* 21(2): 243-255, 2008.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | GPL07 |
| NOMBRE | UNIFORMIDAD CON VENTANAS ASIMÉTRICAS. UNIFORMIDAD CON VENTANA ESTRECHA |
| FINALIDAD | <p>La uniformidad con ventanas asimétricas o con ventana estrecha se obtiene seleccionando la ventana de energía en distintas mitades del fotopico del radionucleido utilizado o utilizando una ventana más estrecha que la habitual.</p> <p>Esta prueba se emplea habitualmente para detectar defectos de acoplamiento entre el cristal y el detector y en caso de sospecha de hidratación del cristal.</p> |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: anual. Tras averías o intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector y cuando haya sospecha de falta de acoplamiento entre el cristal y el detector. |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico. |
| MATERIAL | Fuente puntual de ^{99m}Tc que produzca una tasa inferior a 20 kcps. Suele ser suficiente con 11 a 18 MBq (~ 0.3 a 0.5 mCi) contenidos en un vial o una jeringa. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Se retiran los colimadores. Se coloca la fuente puntual a una distancia mayor o igual a 5 veces la dimensión más larga del UFOV, sobre la recta perpendicular a su centro. Se programa una adquisición planar.</p> <p>Parámetros de adquisición:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Radionucleido: ^{99m}Tc • Tamaño de píxel: $6.4 \text{ mm} \pm 30\%$ • N^o cuentas: mayor que 15000 kc • Tasa de cuentas: menor de 20 kcps • Ventana de adquisición: <ul style="list-style-type: none"> • Prueba de ventana estrecha: 10%, centrada en el fotopico. • Prueba de ventanas asimétricas: 10% desplazada sobre la mitad menos energética del fotopico y 10% desplazada sobre la mitad más energética del fotopico. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Las imágenes se analizarán visualmente en busca de diferencias de densidad de cuentas entre unas zonas y otras, variando la escala de grises para apreciar mejor los defectos de uniformidad.</p> <p>Se pueden procesar las imágenes de la forma descrita para la uniformidad intrínseca.</p> <p>Los valores obtenidos servirán para sucesivas comparaciones.</p> |
| TOLERANCIAS | No deben aparecer defectos de uniformidad localizados en ningún área del detector. |
| TIEMPO ESTIMADO | 30 min por cada cabezal detector, dependiendo de la actividad de la fuente. |

OBSERVACIONES

Es normal que la uniformidad empeore con ventanas estrechas o asimétricas, pero los defectos deben estar distribuidos regularmente en toda la imagen. Por ejemplo, puede evidenciarse el patrón de los fotomultiplicadores. Las alteraciones localizadas en un área pueden indicar mal ajuste de los fotomultiplicadores, mal acoplamiento óptico con el cristal detector o hidratación del cristal. En todo caso se ha de llamar al servicio técnico. Alternativamente, se puede realizar la prueba de manera extrínseca con fuente plana de ^{57}Co .

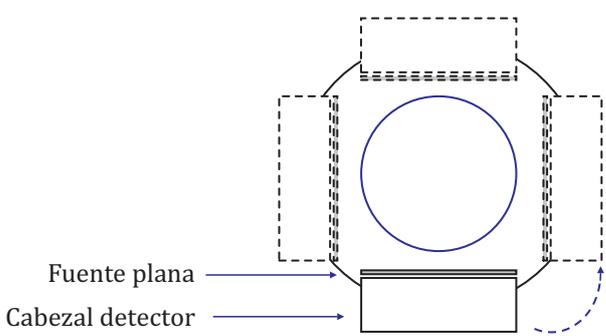
BIBLIOGRAFÍA

IAEA. Quality control atlas for scintillation camera systems. IAEA-Pub1141. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2003.

IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.

SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | GPL08 |
| NOMBRE | UNIFORMIDAD DE PRESTACIONES EN ROTACIÓN |
| FINALIDAD | La uniformidad en rotación permite detectar, a través de la obtención y comparación de imágenes de uniformidad con el equipo en rotación, posibles desajustes mecánicos o eléctricos que alteren el acoplamiento óptico o electrónico de los fotomultiplicadores cuando cambian de posición, produciendo defectos de uniformidad en la imagen. También permite comprobar si existe dependencia de la orientación con un campo magnético y se emplea para comprobar también la constancia de la sensibilidad con la orientación. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: anual. Tras averías que hayan podido afectar a éste parámetro (impactos, cambio de fotomultiplicadores...) |
| PERSONAL | Técnico. |
| MATERIAL | Fuente plana de ⁵⁷ Co. |

| PROCEDIMIENTO | |
|-----------------------------|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Se coloca la fuente plana centrada y paralela a la superficie del detector, y se sujeta al mismo de forma que el área activa cubra todo el campo de visión útil, y que no se desplace durante una rotación completa. Se programan adquisiciones en distintas orientaciones, como mínimo cada 90º (Figura 1).</p> <p>Parámetros de adquisición: los utilizados en la prueba extrínseca</p> <ul style="list-style-type: none"> • Radionucleido: ⁵⁷Co. • Tamaño de píxel: 6.4 ± 30%, o la utilizada en la prueba extrínseca si se siguen los protocolos del fabricante en aquella prueba y no coinciden con NEMA. • Nº cuentas: mayor que 4000 kc por proyección. • Ventana de adquisición: 15%. • Tasa de cuentas: menor de 20 kcps • Tiempo de adquisición: igual para cada imagen. <div style="text-align: center;">  </div> <p>Figura 1. Colocación de la fuente sobre el detector durante la adquisición.</p> |

| | |
|--|--|
| <p>PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS</p> | <p>Las imágenes se analizarán visualmente, variando la escala de grises para apreciar mejor los defectos de uniformidad y comparando las adquisiciones en las distintas proyecciones. Una verificación cuantitativa se puede realizar siguiendo el método descrito en el informe 52 de la AAPM, consistente en restar la imagen tomada en la posición de 0 grados a cada una de las otras (90, 180, 270) verificando la no existencia de patrones no aleatorios en dichas imágenes diferencia.</p> <p>Se analizará cuantitativamente cada imagen por el procedimiento descrito en la prueba GPL06 (uniformidad extrínseca). Se registrarán los datos.</p> <p>Para cada imagen se registrará el número de cuentas obtenido. La sensibilidad en cada proyección se halla dividiendo el número de cuentas por el tiempo de adquisición.</p> |
| <p>TOLERANCIAS</p> | <p>No deben aparecer diferencias significativas entre las imágenes tomadas en las distintas proyecciones, como zonas hipoactivas o híperactivas, que se detecten visualmente.</p> <p>Para cada imagen, no deben superarse los límites de tolerancia establecidos en la prueba GPL06 (uniformidad extrínseca).</p> <p>La variación entre los valores de sensibilidad en cada imagen será menor de $\pm 1\%$ del valor medio.</p> <p>Los valores de uniformidad se mantendrán dentro de las tolerancias exigidas para la uniformidad extrínseca: para gammagrafía planar UICT < 8%, UICC < 5%, UDCT < 6% y UDCC < 4%; para SPECT UICT < 6%, UICC < 4%, UDCT < 5.5% y UDCC < 3.5%.</p> |
| <p>TIEMPO ESTIMADO</p> | <p>30 min por cada cabezal detector, dependiendo de la actividad de la fuente.</p> |
| <p>OBSERVACIONES</p> | <p>En algunas gammacámaras es muy difícil sujetar la fuente al detector sin que se active el sistema de detección de presión, que inhibe e funcionamiento del equipo. El Servicio Técnico suele disponer de recursos para evitar esta dificultad.</p> <p>Se puede utilizar un maniquí de inundación relleno con ^{99m}Tc en lugar de una fuente plana de ^{57}Co, pero habrá que tener en cuenta el decaimiento sucedido entre la obtención de las distintas imágenes y la posibilidad de que se muevan posibles burbujas entre las proyecciones. También puede producirse un ligero abombamiento de las paredes, si estas no son muy gruesas, en las posiciones en las que el maniquí se encuentra en posición vertical, debido al aumento de presión sobre las paredes.</p> |

BIBLIOGRAFÍA

- AAPM. Quantitation of SPECT performance: Report of Task Group 4, Nuclear Medicine. Report 52. Med Phys, 22(4):401-09. 1995
- IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.
- NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2001. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2001.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | GPL09 |
| NOMBRE | RESOLUCIÓN ESPACIAL INTRÍNSECA |
| FINALIDAD | La resolución espacial de una gammacámara estima su capacidad para distinguir entre dos fuentes radiactivas pequeñas y cercanas, y se puede valorar analizando la anchura a mitad de altura (AIMA) de la función dispersión lineal del equipo. Es una medida de la dispersión con la que se calculan las coordenadas del punto de interacción en el cristal. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Tras averías o intervenciones que puedan afectar a éste parámetro. |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico. |
| MATERIAL | <p>Fuente puntual de ^{99m}Tc que produzca una tasa menor de 20 kcps. Suele ser suficiente con 111 a 185 MBq (3 a 5 mCi) contenidos en un vial o en una jeringa.</p> <p>Maniquí NEMA para resolución-linealidad intrínseca: máscara de Pb de 3 mm de espesor con rendijas paralelas de 1 mm de anchura separadas entre sí 3 cm (Figura 1).</p> <div style="text-align: center;"> <p style="text-align: right;">Colimadores NEMA para resolución espacial en Y y en X</p> </div> <p style="text-align: center;">Figura 1. Maniquí NEMA para linealidad-resolución intrínseca.</p> |

PROCEDIMIENTO

ADQUISICIÓN DE DATOS

Se coloca la máscara sobre el cristal detector con la rendija central centrada en el mismo. Se coloca la fuente puntual a una distancia mayor que 5 veces la diagonal del CTVU. Se realiza una adquisición planar. Se repite el procedimiento con la máscara alineada en la dirección perpendicular.

Parámetros de adquisición:

- Radionucleido: el utilizado en la fuente.
- Tamaño de píxel: menor de 0.1 de la AIMA esperada (ver especificaciones del fabricante), o el menor tamaño posible.
- N^o cuentas: han de registrarse, como mínimo, 1000 cuentas en el máximo de cada función de dispersión lineal.
- Ventana de adquisición: 15%
- Tasa de cuentas menor de 20 kcps.

PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Se divide la imagen obtenida en regiones de interés (ROI) rectangulares que cubran toda la dimensión perpendicular a las rendijas y que tengan 30 mm como máximo en la dirección paralela a ellas. Se suma el valor de los píxeles de cada fila o columna paralela a las rendijas (se traza un perfil) de forma que se obtengan las funciones de dispersión lineal dentro de la ROI (Figura 2).

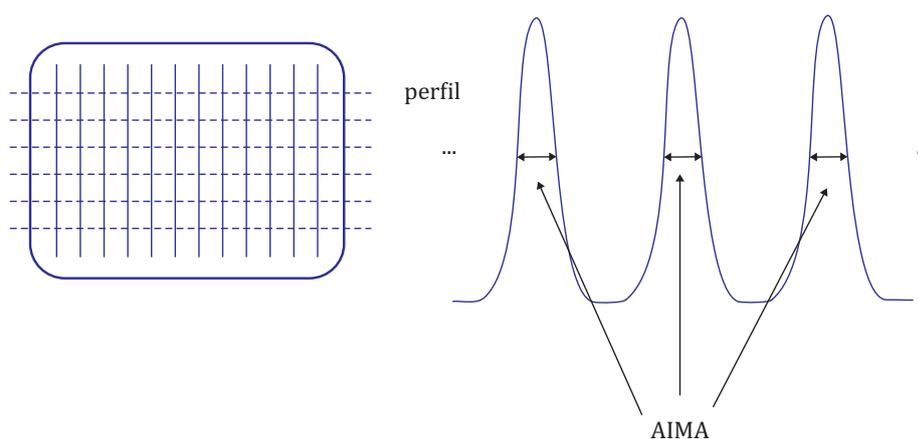


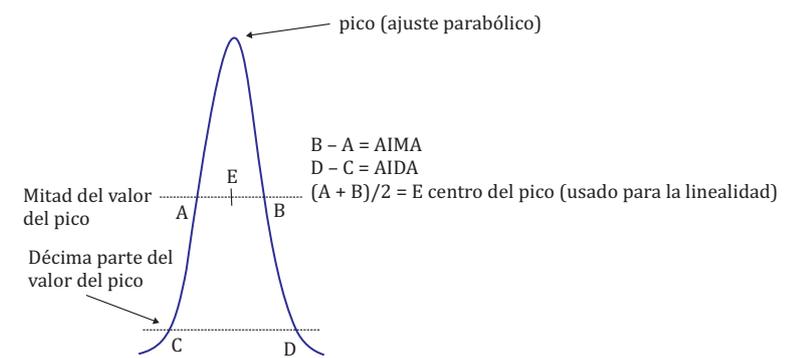
Figura 2. Análisis de la imagen: ROIs y perfiles.

Para cada una de esas funciones de dispersión se hallan las AIMA y AIDA de la siguiente manera:

- Si el tamaño del píxel es menor o igual que 0.1 AIMA, el píxel con el máximo número de cuentas es el correspondiente al pico.
- Si el tamaño de píxel es mayor que 0.1 AIMA se determina la altura de cada pico mediante un ajuste parabólico de tres puntos entre el valor máximo y los valores contiguos. El máximo de la parábola se toma como el valor del pico.

Una vez hallado el valor del pico, se calcula el valor de su mitad y de su décima parte.

A continuación se obtienen, por interpolación lineal de los puntos vecinos, los puntos de corte de la función de dispersión con la recta que representa la mitad del máximo (o su décima parte, para la AIDA). La distancia entre estos puntos es el valor buscado (Figura 3).

| | |
|------------------------|---|
| |  <p style="text-align: center;">Figura 3. Perfil de las cuentas.</p> <p>Si el software del equipo permite realizar el ajuste a una gaussiana, también se puede calcular la anchura a mitad de altura de la misma. La resolución espacial es el resultado de promediar los valores obtenidos para cada función de dispersión en cada perfil, en X y en Y, expresados en mm y con una aproximación de 0.1 mm. La conversión entre píxeles y milímetros se hará midiendo en píxeles la distancia entre los picos de las dos funciones de dispersión lineal que estén más alejadas dentro de la misma ROI, y dividiendo por este valor la distancia real en mm a la que se encuentran las rendijas correspondientes.</p> |
| TOLERANCIAS | Los valores obtenidos deben ser menores o iguales que los que el fabricante establece en su hoja de especificaciones. |
| TIEMPO ESTIMADO | 1 h por cada cabezal. |
| OBSERVACIONES | Esta prueba está adaptada del protocolo NEMA Standards Publication NU-1-2001. Performance Measurements of Scintillation Gammacameras. La forma rectangular de la mayor parte de los detectores modernos obliga a disponer de una máscara para la dirección X y otra para la dirección Y. Además deberán adaptarse estrictamente a las dimensiones del cristal propias de cada fabricante y modelo, por lo que no suelen distribuirse comercialmente. Las casas comerciales disponen de estas máscaras y se puede solicitar su préstamo. |

BIBLIOGRAFÍA

NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2001. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2001.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | GPL10 |
| NOMBRE | RESOLUCIÓN ESPACIAL EXTRÍNSECA |
| FINALIDAD | La resolución espacial extrínseca estima la capacidad del equipo de distinguir entre dos fuentes radiactivas pequeñas y cercanas a través de un colimador determinado, proporcionando una medida de la dispersión con la que se calculan las coordenadas del punto de interacción en el cristal. La presencia de los colimadores empeora la resolución, pero es imprescindible en la práctica clínica. Las distintas combinaciones colimador-radionucleido-distancia de la fuente a la superficie del detector producen distintos valores para la resolución. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación para cada combinación colimador-radionucleido. Constancia: semestral para el colimador para ^{99m} Tc de uso más frecuente. Tras averías o intervenciones que puedan alterar este parámetro. |
| PERSONAL | Técnico- radiofísico |
| MATERIAL | <p>Fuente lineal (menos de 1 mm de espesor y mas de 30 mm de longitud) de los distintos radionucleidos de referencia para cada colimador (Figura 1). Puede servir una micropipeta o un catéter rellenos con 37 MBq (1 mCi) del radionucleido correspondiente.</p>  <p>Figura 1. Maniquí de vidrio con capilar en su interior para alojar la solución con el radionucleido.</p> |

PROCEDIMIENTO (PARA CADA COMBINACIÓN COLIMADOR-RADIONUCLEIDO)

| | |
|-----------------------------|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Se coloca la fuente lineal en el CCVU, a 10 cm de la superficie accesible del detector, centrada y alineada con el eje X (Figura 2). Se programa una adquisición planar.</p> <p>Parámetros de adquisición:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Radionucleido: el utilizado en la fuente • Matriz: 512 × 512 • Tamaño de píxel: menor de 0.1 de la AIMA esperada para esa combinación colimador-radionucleido (puede utilizarse zum si es necesario). • Nº de cuentas: han de registrarse, como mínimo, 10000 cuentas en el píxel correspondiente al pico de la función de dispersión lineal (habitualmente, con la actividad seleccionada, se puede realizar la prueba con 2500 kc) • Ventana de adquisición: la usada en las aplicaciones clínicas de ese radionucleido. • Tasa de cuentas: menor de 20 kcps. |
|-----------------------------|--|

Se repite el procedimiento con la fuente centrada y alineada con el eje Y.

Fuente lineal radiactiva
Longitud mínima 30 cm
Espesor máximo 1 mm

Distancia a la superficie accesible del colimador 10 cm

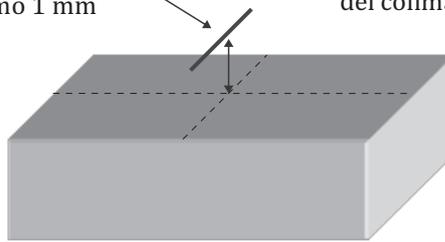


Figura 2. Colocación de la fuente lineal respecto de la superficie del detector.

En la figura 3 se observa la fuente lineal sobre los soportes para mantenerla a 10 cm del detector



Figura 3. Dispositivo experimental para medir la resolución espacial extrínseca en aire a 10 cm del detector.

PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Dentro del CCVU se divide la imagen de la fuente lineal en ROI rectangulares de 30 mm en la dirección paralela a la orientación de la fuente y de, como mínimo, cuatro veces la AIMA esperada en la dirección perpendicular. Para cada ROI se suma el valor de los píxeles de cada fila (o columna) paralela a la dirección en la que estaba colocada la fuente, obteniendo un perfil en forma de gaussiana que representa la función de dispersión lineal de la fuente. (aplicaciones como el ImageJ permiten hacer esto seleccionando una región rectangular y representando el perfil obtenido) (Figura 4).

Se obtiene la AIMA y la AIDA, por el procedimiento de análisis descrito en la prueba de la Resolución espacial intrínseca, GPL09.

Para cada conjunto colimador-radionucleido se promedian los valores obtenidos de procesar los datos en los ejes X e Y.

La resolución espacial se expresará en milímetros, con una aproximación de 0.1 mm.

La conversión entre píxeles y milímetros será la obtenida en la prueba de tamaño de píxel o el valor obtenido en la prueba de resolución espacial intrínseca (estos dos valores no deberían ser significativamente distintos).

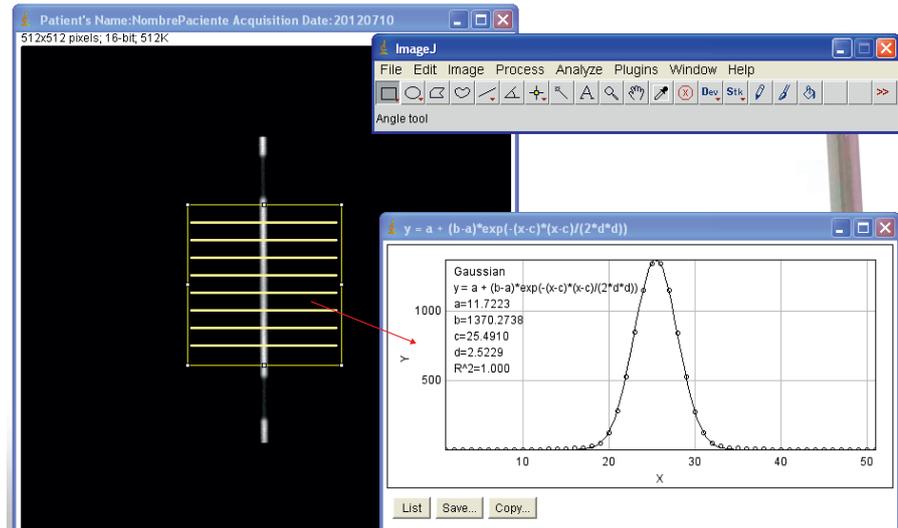


Figura 4. Procesado y análisis de la imagen de resolución espacial en aire con ImageJ.

TOLERANCIAS

Los valores obtenidos deben ser menores o iguales que los que el fabricante establece en sus especificaciones técnicas.

TIEMPO ESTIMADO

30 min por cada combinación colimador-radionucleido y por cada cabezal detector.

OBSERVACIONES

Esta prueba está adaptada del protocolo NEMA Standards Publication NU-1 2001. Performance Measurements of Scintillation Gammacameras. Para la caracterización del detector en todas las condiciones se puede realizar la prueba en contacto y en situación de dispersión (a 10 cm y con PMMA entre la fuente lineal y el detector) y determinar la función de transferencia de modulación (MTF) (Figura 5). Se puede encontrar información sobre su aplicación e interpretación en distintas publicaciones, p. e. en Physics in Nuclear Medicine de Sorenson J.A. y Phelps M.A. Las variaciones en la FWHM que ocasionalmente pueden observarse son debidas fundamentalmente a errores en la colocación de la fuente lineal al no seguir estrictamente la dirección de filas o columnas de la matriz de adquisición.

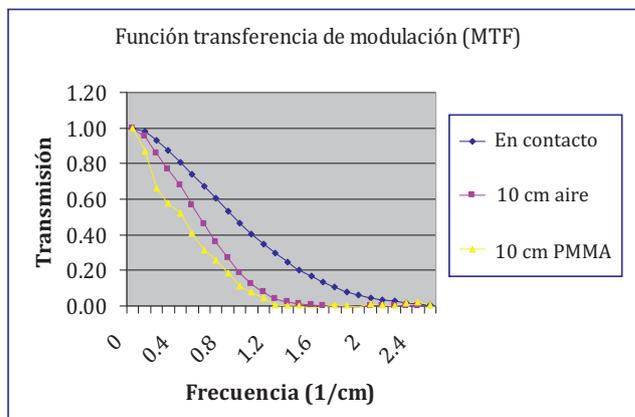


Figura 5. Función transferencia de modulación en un detector de baja energía y alta resolución.

La resolución extrínseca es una combinación de la intrínseca y de la geométrica debida al colimador. Esta última no sufre variaciones con el tiempo ya que depende de los parámetros geométricos de construcción del colimador (espesor, diámetro de los orificios, grosor de los septos, ...). Una modificación de la resolución intrínseca alteraría otros parámetros más sensibles del equipo como la uniformidad.

BIBLIOGRAFÍA

NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2001. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2001.

Sorenson J.A. y Phelps M.A. Physics in Nuclear Medicine. 2ª Edición. Editorial: Saunders, 1987.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | GPL11 |
| NOMBRE | LINEALIDAD INTRÍNSECA |
| FINALIDAD | La linealidad espacial de un sistema permite evaluar la distorsión o desplazamiento de la posición medida de los fotones respecto de la posición en la que han interactuado con el detector. Es una medida de la exactitud del cálculo de las coordenadas. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: anual. Tras averías o intervenciones que puedan afectar a éste parámetro. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | <p>Fuente puntual de ^{99m}Tc que produzca una tasa menor de 20 kcps. Suele ser suficiente con 111- 185 MBq (3 a 5 mCi) contenidos en un vial o en una jeringa.</p> <p>Maniquí NEMA para resolución-linealidad intrínseca: máscara de Pb de 3 mm de espesor con rendijas perforadas paralelas de 1 mm de anchura separadas entre sí 3 cm. (Figura 1, prueba GPL09).</p>  <p>Figura 1. Maniquí de cuadrantes para linealidad intrínseca.</p> |

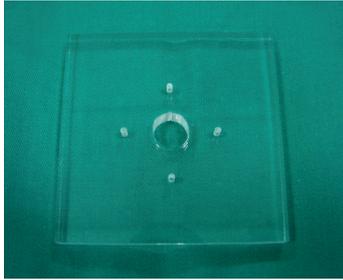
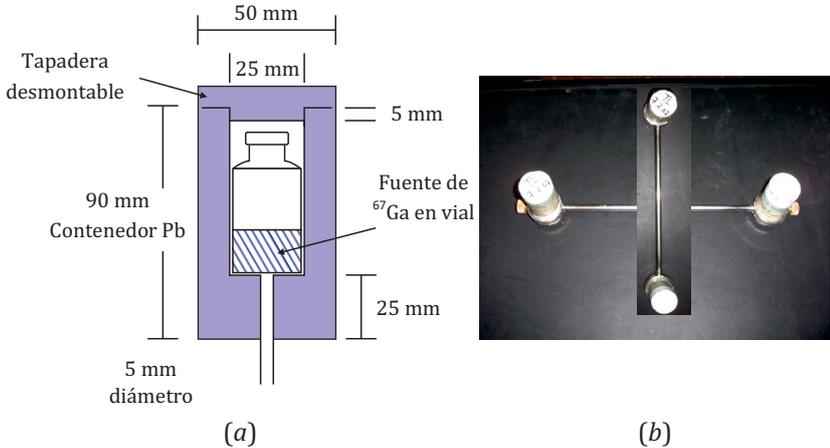
| PROCEDIMIENTO | |
|-----------------------------|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Se coloca la máscara sobre el cristal detector con la rendija central centrada en el detector. Se coloca la fuente puntual a una distancia mayor que 5 veces la dimensión más larga del CTVU. Se realiza una adquisición planar. Se repite el procedimiento con la máscara alineada en la dirección perpendicular.</p> <p>Parámetros de adquisición:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Radionucleido: ^{99m}Tc • Matriz: 512×512 • Tamaño de píxel: menor de 0.1 de la AIMA esperada. • Nº de cuentas: han de registrarse, como mínimo, 1000 cuentas en el máximo de cada función de dispersión lineal. • Ventana de adquisición: 15% • Tasa de cuentas: menor de 20 kcps. |

| | |
|--|---|
| <p>PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS</p> | <p>Se divide la imagen en ROI rectangulares de 30 mm como máximo en la dirección paralela a las rendijas, y que cubran toda la dimensión perpendicular. Se suma el valor de los píxeles de cada fila o columna (se traza un perfil) de forma que se obtengan las funciones de dispersión lineal de las secciones de cada rendija dentro de la ROI.</p> <p>Las distancias entre los picos se determinan como el promedio entre los puntos situados a mitad de altura en los dos lados de la función de dispersión, hallándose estos dos puntos según se describe en la prueba de resolución espacial intrínseca. Se obtendrán dos matrices bidimensionales con las posiciones de los picos, una para los datos adquiridos a lo largo del eje X y otra para los datos adquiridos a lo largo del eje Y.</p> <p>La linealidad diferencial intrínseca se define como la desviación típica de las posiciones de los picos en cada rendija. Se promediarán juntos los valores obtenidos para las rendijas en la direcciones X e Y. Se calculará este parámetro para el CTVU y para el CCVU.</p> <p>La linealidad integral intrínseca se determina ajustando por mínimos cuadrados la matriz combinada de los datos obtenidos en X e Y a una retícula bidimensional de puntos equidistantes. La diferencia máxima entre los puntos experimentales y los correspondientes en la matriz ajustada es el parámetro buscado. Este procedimiento se aplicará al CTVU y al CCVU pudiendo ser distintas las matrices de las retículas de ajuste.</p> <p>La linealidad diferencial e integral se expresará en mm, con una aproximación de 0.1 mm. La conversión entre píxeles y milímetros se hará midiendo la distancia en píxeles entre los picos de dos funciones de dispersión lineal dentro de la misma ROI que estén lo más alejadas posible y dividiendo por este valor la distancia real a la que se encuentran las rendijas correspondientes.</p> |
| <p>PROCEDIMIENTO ALTERNATIVO</p> | |
| <p>ADQUISICIÓN DE DATOS</p> | <p>Se coloca el maniquí de cuadrantes lo más cerca posible del cristal detector. Se coloca la fuente puntual a una distancia mayor que 5 veces la dimensión más larga del CTVU. Se realizan cuatro adquisiciones planares, de forma que cada cuadrante del maniquí aparezca en cada cuadrante de la cámara. Se registrará el número de cuentas suficiente para que se distingan las líneas del mayor número de cuadrantes posible (dependiendo del maniquí y de las características del detector, pueden no distinguirse uno o más cuadrantes).</p> |
| <p>PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS</p> | <p>Se analiza la imagen visualmente buscando posibles deformaciones. Se pueden dibujar sobre la imagen rectas con las herramientas de software disponibles, para apreciar mejor las deformaciones.</p> <p>También se puede realizar esta prueba de forma extrínseca colocando el maniquí de cuadrantes, con sus ejes alineados con los del detector, sobre el colimador y la fuente plana de ⁵⁷Co sobre éste. La imagen se adquiere y analiza de la misma forma.</p> |
| <p>TOLERANCIAS</p> | <p>Los valores obtenidos deben ser menores o iguales que los que el fabricante establece en sus especificaciones técnicas.</p> <p>Si se aplica el procedimiento alternativo no se deben apreciar deformaciones en el patrón de líneas ortogonales.</p> |

| | |
|------------------------|---|
| TIEMPO ESTIMADO | 1 h por cada cabezal detector. |
| OBSERVACIONES | <p>Esta prueba está adaptada del protocolo NEMA NU-1 (no el procedimiento alternativo). La forma rectangular de la mayor parte de los detectores modernos obliga a disponer de una máscara para la dirección X y otra para la dirección Y; ambas máscaras deberán adaptarse estrictamente a las dimensiones del cristal propias de cada fabricante y modelo, por lo que no suelen distribuirse comercialmente. Las casas comerciales disponen de estas máscaras y se puede solicitar su préstamo.</p> <p>Si se sigue el procedimiento alternativo, las barras de los cuadrantes se deben distinguir por igual en toda el área correspondiente de la imagen. Si aparecieran difuminadas en alguna zona indicaría pérdida de resolución espacial. Es más frecuente que estos defectos se produzcan en los bordes del detector y es importante comprobar que no se deteriora la calidad respecto de la imagen de referencia.</p> |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991.
- IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.
- NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2001. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2001.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | GPL12 |
| NOMBRE | TAMAÑO DE PÍXEL |
| FINALIDAD | Determinar el tamaño que un pixel representa en el cristal de centelleo y que corresponde a las dimensiones de las celdas de la matriz utilizada. Se trata de obtener el factor de escala entre las dimensiones del objeto y de su imagen. Habitualmente se expresa en mm. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: semestral (para el colimador utilizado habitualmente). Tras reparaciones que pudieran afectar al tamaño de píxel. |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico |
| MATERIAL | <p>Fuente puntual de unos 2.8-3.7 MBq (~ 75-100 μCi) de $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Regla o papel milimetrado. Alternativamente puede utilizarse un maniquí de metacrilato con 4 alojamientos de pequeño diámetro (1 mm) formando una cruz de modo que la distancia entre los alojamientos próximos sea de al menos 10 cm (Figura 1). En este caso utilizar 4 fuentes de muy pequeño volumen (una gota) cada una de las cuales se colocará en uno de los alojamientos.</p>  <p>Figura 1. Maniquí de tamaño de píxel con 4 alojamientos.</p> <p>Las fuentes puntuales también se pueden obtener utilizando el maniquí descrito en el documento NEMA NU1 Standard 2007. Las cuatro fuentes se disponen de manera análoga a la figura anterior con una separación mínima de 20 cm (Figura 2).</p>  <p>Figura 2. (a) Maniquí NEMA para obtener una fuente puntual. (b) Disposición de 4 fuentes puntuales para determinar el tamaño de píxel en los ejes X e Y.</p> |

PROCEDIMIENTO

ADQUISICIÓN DE DATOS

Una fuente puntual: colocar la fuente puntual sobre el colimador a lo largo del eje X a 10 centímetros del centro (X^+).

Realizar una adquisición planar de 400 kc con los parámetros definidos posteriormente.

Mover la fuente puntual horizontalmente a otro punto que esté a 10 centímetros del centro en el otro sentido (X^-).

Realizara otra adquisición planar. Mover la fuente puntual horizontalmente al centro del colimador. Adquirir otra imagen. Mover la fuente puntual a lo largo del eje Y a 10 centímetros del centro (Y^+) y realizar una nueva adquisición. Por último colocar la fuente puntual a 10 cm del centro en el eje Y en el otro sentido (Y^-) y realizar la adquisición. La distancia entre los puntos se ha de conocer con una desviación menor de 1mm.

Maniquí: se coloca el maniquí centrado sobre el colimador del detector de modo que las fuentes estén alineadas con los ejes X e Y. Se realiza una adquisición planar de 400 kc. La utilización del maniquí es recomendable ya que reduce las incertidumbres asociadas al posicionamiento de la fuente.

Parámetros de adquisición:

- Radionucleido: ^{99m}Tc (habitualmente es suficiente con 370 MBq (10 mCi))
- Nº cuentas: 100 kc por cada adquisición de cada fuente puntual. Si se adquieren las 4 fuentes a la vez, 400 kc.
- Matriz: 1024×1024 (o la máxima posible). Se puede repetir a otros tamaños de matriz menores para verificar la correspondencia entre ellas.
- Ampliación o zum: no.

PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Se calcula el centro de gravedad para cada una de las imágenes de las fuentes puntuales. Se obtendrán 4 centros de gravedad:

(x^+, y_1) y (x^-, y_2) para las dos posiciones extremas sobre el eje X

(x_1, y^+) y (x_2, y^-) para las dos posiciones extremas sobre el eje Y

Obtener las distancias, en número de píxeles, entre las imágenes de los puntos X^+ y X^- y entre Y^+ e Y^- .

El tamaño de píxel se obtiene dividiendo la distancia entre las fuentes puntuales en mm por la distancia correspondiente en píxeles. Esto da el tamaño en mm del píxel utilizado.

$$TP = \frac{d_{\text{objeto}} \text{ (mm)}}{d_{\text{imagen}} \text{ (píxels)}}$$

En el caso de utilizar el maniquí, en vez de calcular centros de gravedad, se puede obtener un perfil de cuentas, de 5 píxeles de espesor, de una línea que pase por los dos puntos y medir la distancia en píxeles entre ambos picos. En cualquier caso se recomienda utilizar el método de los centros de gravedad por ser más fiable y menos subjetivo.

Los valores obtenidos en el procesado se compararán con las referencias. Si se realiza para tamaños de matriz distintos, se ha de verificar la concordancia entre los mismos: el tamaño de píxel de una matriz 1024×1024 es la mitad del de una matriz de 512×512 , la cuarta parte de una de 256×256 , y así sucesivamente.

| | |
|------------------------|---|
| TOLERANCIAS | <p>La diferencia entre los valores medidos y los nominales del tamaño de píxel no ha de superar el 5%. El tamaño de píxel nominal se obtiene dividiendo la mayor dimensión del campo dada por el fabricante por la dimensión de la matriz correspondiente.</p> <p>La diferencia del valor de tamaño de píxel medido en la dirección X no debe diferir en más del 5% del medido en la dirección Y.</p> <p>En gammacámaras con más de un cabezal se comprobará que la diferencia relativa de cada cabezal respecto al valor medio de ambos es inferior al 5%.</p> |
| TIEMPO ESPERADO | 20-30 min por cada detector. |
| OBSERVACIONES | <p>La determinación de los valores del tamaño de píxel según X e Y es también una medida de la deformación de la imagen respecto al original.</p> <p>No es necesario determinar estos valores para todos los colimadores de orificios paralelos al tratarse de una prueba del ajuste global de las ganancias de los convertidores analógicos-digitales y, por lo tanto, común para todos los colimadores. Quedan naturalmente excluidos los colimadores convergentes y “pin-hole”.</p> |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991.
- IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.
- NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.
- Peinado M.A., Alvarez D., Pardo E., Fernández B. Implementación de un paquete de plugins en ImageJ para el control de calidad de gammacámaras. Revista de Física Médica 9(2): 88-90, 2008.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | GPL13 |
| NOMBRE | SENSIBILIDAD PLANAR |
| FINALIDAD | La sensibilidad planar determina el número de cuentas que es capaz de detectar el equipo por unidad de actividad. Está relacionado con la eficiencia del mismo. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación (para todos los colimadores) Constancia: mensual (para el colimador empleado habitualmente). Tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico |
| MATERIAL | <p>Fuente de actividad bien determinada, dentro de una cápsula de Petri o maniquí equivalente, ambos con un diámetro superior a los 15 cm. Para minimizar la atenuación en la fuente y su contenedor la fuente debe ser lo más plana posible (un espesor de fuente más contenedor inferior a 3 mm). Para ello se puede depositar la actividad sobre una gasa o sobre un papel secante, en el interior de la placa (Figura 1).</p>  <p>Figura 1. Placa de Petri con la actividad de la prueba de sensibilidad depositada sobre papel secante.</p> <p>La actividad debe estar bien determinada, del orden de 74 MBq (2 mCi) en el caso de ^{99m}Tc diluidos en un volumen de unos 30 cm³ de agua. La prueba se ha de realizar para los colimadores utilizados habitualmente en la práctica clínica.</p> |

PROCEDIMIENTO

| | |
|-----------------------------|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Se rellena el maniquí (tipo placa Petri) con la actividad, que irá depositada sobre un fondo de papel absorbente en el interior de la placa. Se debe conocer con exactitud la actividad de la fuente. Para ello se debe tener en cuenta la actividad del residuo que queda en la jeringa después de rellenar el maniquí. Se anota la hora. |
|-----------------------------|--|

| | |
|--|--|
| | <p>Sensibilidad planar en contacto: se coloca el maniquí sobre el colimador del cabezal. Se realiza una adquisición planar y se anota la hora de adquisición. Se realizan adquisiciones colocando la fuente en el centro del colimador y en el centro de cada uno de los cuatro cuadrantes, anotando siempre la hora de adquisición. Se debe realizar también una adquisición del fondo (sin fuente) y restarlo.</p> <p>Sensibilidad planar a 10 cm sin dispersión: se coloca el maniquí a 10 cm del colimador, en el centro del CCVU. Para ello se utilizará el soporte adecuado. Un soporte fácil de conseguir es una caja vacía de cartón de 10 cm de altura o un bloque de poliexpan de 10 cm de grosor, colocándolo en el centro del colimador.</p> <p>Realizar una adquisición anotando la hora de adquisición. Si se quiere comparar con la hoja de especificaciones, habrá que reproducir las condiciones en las que se haya medido este parámetro. Se debe realizar también una adquisición del fondo (sin fuente) y restarlo. Además debe tenerse en cuenta el decaimiento de la fuente durante el tiempo que dura la adquisición, expresión que aparece en las normas IEC y NEMA.</p> <p>Se repite el proceso para todos los cabezales.</p> <p>Parámetros de adquisición:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Radionucleido: el adecuado al colimador utilizado, ^{99m}Tc para baja energía, ¹³¹I para alta energía, ¹¹¹In o ⁶⁷Ga para media energía. (Habitualmente será suficiente con 111 MBq (3 mCi). • Tamaño de matriz: 512 × 512 (o la máxima utilizada) . • Nº de cuentas: 2500kc • Tasa de cuentas: menor de 20 kcps • Ventana de adquisición: la usada clínicamente. • Obtener, a su vez, una imagen de fondo para cada cabezal durante un mínimo de 1 min. |
| <p>PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS</p> | <p>Las sensibilidades de detección se obtienen dividiendo el valor de conteo (descontado el conteo del fondo) entre la actividad de la fuente (corregida por decaimiento) y se analiza el promedio y la variación entre ellas para cada detector. Además, si el equipo dispone de varios detectores, se analizará la variación de los valores de la sensibilidad entre ellos.</p> <p>Para cada una de las adquisiciones se calcula:</p> $S_i \text{ (cps/Bq)} = \frac{\text{cuentas}_i / \text{tiempo adquisición}_i}{\text{actividad}_i}$ <p>Para calcular la actividad en contacto se obtiene la media de los 4 valores obtenidos.</p> |
| <p>TOLERANCIAS</p> | <p>Se comparará el valor obtenido con el especificado por el fabricante. El valor obtenido para cada colimador debe ser superior al 80% del especificado por el fabricante.</p> <p>La diferencia entre las 5 medidas en contacto deben ser menores del 2%. En gammacámaras con más de un cabezal se comprobará que la diferencia relativa entre cabezales es inferior al 5%.</p> |
| <p>TIEMPO ESTIMADO</p> | <p>30 min por cada cabezal detector, dependiendo de la actividad de la fuente.</p> |

| | |
|----------------------|---|
| OBSERVACIONES | Dado que la sensibilidad depende del colimador empleado, los valores obtenidos deben compararse con los valores que dan los fabricantes en sus especificaciones. Esta prueba, en principio, es independiente de la matriz utilizada ya que sólo interesa el número de cuentas. No obstante, en algunas cámaras no es posible parar la adquisición por “overflow” en el número de cuentas de una celda por lo que, como medida de seguridad, es mejor emplear el mayor número posible de celdas. |
|----------------------|---|

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991.
- IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.
- IEC. Medical electrical equipment - Characteristics and test conditions of radionuclide imaging devices – Anger type gamma cameras. IEC International Standard 60789. Ginebra: International Electrotechnical Commission; 2005.
- IEC. Nuclear Medicine Instrumentation Routine Tests. IEC International Standard TR61948-2. Ginebra: International Electrotechnical Commission; 2001.
- NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.
- Rova A., Celler A., Hamarneh G. Development of NEMA based software for gamma camera quality control. Journal of digital imaging 21(2): 243-255, 2008.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | GPL14 |
| NOMBRE | ALINEACIÓN DE LOS AGUJEROS DEL COLIMADOR |
| FINALIDAD | Esta prueba pretende determinar la inclinación de los agujeros en un colimador paralelo. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Tras averías que hayan podido afectar a éste parámetro (impactos, etc) |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico |
| MATERIAL | Fuente puntual de 5 a 8 mCi (200-300 MBq) de ^{99m}Tc Si se realiza el procedimiento 2, se necesita un soporte que permita la colocación precisa de la fuente en dos posiciones verticales separadas 10 cm, y un nivel. |

| PROCEDIMIENTO 1 | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Con el colimador montado sobre el cabezal, se gira éste a la posición en que esté más distante de la pared o techo. Colocar la fuente puntual a una distancia de al menos 2.5 metros del colimador, utilizando el soporte adecuado, de modo que esté situada en la recta perpendicular al centro de la superficie del colimador. Adquirir una imagen planar. Mover la fuente de modo que esté alineada a la mitad del eje X^+ del colimador fuente. Adquirir una imagen planar. Repetir lo mismo para los eje X^-, Y^+ e Y^-. Se debe realizar para todos los colimadores de agujeros paralelos disponibles.</p> <p>Parámetros de adquisición:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Radionucleido: ^{99m}Tc • Matriz de adquisición: la máxima posible • N^o de cuentas: 5000 kc • Ventana de adquisición: la utilizada por defecto en la clínica. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Las imágenes se analizarán visualmente, variando la escala de grises para apreciar mejor los defectos, observando cuidadosamente la forma de la imagen de la fuente puntual.</p> <p>La forma de la imagen en el centro del colimador ha de ser aparentemente circular. Las imágenes deben ser simétricas.</p> <p>Cuando existen defectos en el colimador o los agujeros no están alineados pueden aparecer distorsiones en la forma de la imagen, rayas o deformaciones.</p> |

PROCEDIMIENTO 2

| | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Con el colimador montado sobre el cabezal (a 0° ó 180°, según el equipo), colocar el dispositivo que sujeta la fuente de modo que ésta se sitúe en el centro del colimador, a 5 cm de la superficie del detector sobre la perpendicular a su centro. Se ha de comprobar la nivelación tanto del colimador como de la fuente. Verificar cuidadosamente la alineación de la fuente con el colimador. Adquirir una imagen planar. Colocar la fuente a 15 cm de la superficie, en la misma línea y adquirir una segunda imagen planar. Repetir lo anterior para diferentes posiciones sobre el colimador, como mínimo sobre los puntos medios de los ejes X⁺, X⁻, Y⁺ e Y⁻. Se debe realizar para todos los colimadores de agujeros paralelos disponibles.</p> <p>Parámetros de adquisición:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Radionucleido: ^{99m}Tc. • Matriz de Adquisición: 512 × 512 (o la máxima posible). • N° cuentas: 500 kc • Ventana de adquisición: la utilizada por defecto en la clínica. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Determinar los centros de gravedad de cada una de las imágenes: Posición inferior (x₁, y₁); Posición superior (x₂, y₂).</p> <p>Calcular la distancia en píxeles entre las imágenes superior e inferior de la fuente mediante la siguiente fórmula:</p> $d_{\text{pix}} = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2}$ <p>Utilizando el valor de tamaño de píxel hallado en la prueba, se convierte el resultado anterior a milímetros (d_{mm}).</p> <p>Se calcula la inclinación de los agujeros (φ) según la expresión:</p> $\varphi = \arctan \frac{d_{\text{mm}}}{100}$ <p>donde 100 es la distancia en mm entre las dos posiciones de la fuente.</p> |
| TOLERANCIAS | <p>No existen especificaciones de esta prueba proporcionadas por los fabricantes. Si de la interpretación de las imágenes por parte de los observadores se deduce que los agujeros no son paralelos se deben sustituir los colimadores, salvo que los daños sean pequeños y alejados de la zona de interés clínico.</p> <p>Si se utiliza el procedimiento 2 las variaciones entre los valores de φ encontrados en las distintas localizaciones del colimador deben ser menores del 5% y el valor de φ será menor de 0.5°.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | 30 min por cada cabezal detector, dependiendo de la actividad de la fuente. |
| OBSERVACIONES | |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.
- IAEA. Quality control atlas for scintillation camera systems. IAEA-Pub1141. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2003.
- NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | GPL15 |
| NOMBRE | TASA MÁXIMA DE RECUENTO |
| FINALIDAD | <p>La tasa de recuento sirve para medir la variación de la tasa de cuentas que es capaz de detectar una gammacámara conforme aumenta la tasa incidente. El propio funcionamiento del detector hace que, cuando la tasa incidente es elevada no se puedan detectar todos los sucesos, por lo que se produce una curva característica al representar la tasa incidente frente a la tasa observada. Esta curva alcanza un máximo y posteriormente empieza a caer. Los valores de tasa observada con pérdida del 20% y tasa máxima de recuento son característicos del sistema (Figura 1).</p> <p>Figura 1. Tasa de cuentas observadas (OCR) en función de la tasa de cuentas incidentes (ICR). (Adaptada de: NEMA- NU1 Standard 2007).</p> <p>En general son tres los modelos que se pueden utilizar para describir el funcionamiento del detector: paralizable, no paralizable o una combinación de ambos. Esta prueba es esencial para determinar el que mejor se adapta al sistema a analizar, de manera que se puedan establecer las condiciones adecuadas para la realización de las pruebas de verificación periódica descritas en la prueba GPL16.</p> |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Tras cambios. |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico |
| MATERIAL | <p>Modo intrínseco en aire: Fuente de 10 ml de ^{99m}Tc de una actividad tal que genere una tasa incidente mayor que la tasa que produce el máximo en la curva de tasa de cuentas observada. La fuente se puede preparar en un vial que se colocará en un contenedor plomado sin tapar.</p> <p>Para reducir el tiempo de la prueba se pueden utilizar absorbentes de cobre o plomo de distintos espesores (debidamente calibrados) que reduzcan la tasa incidente a valores de interés (Figura 2).</p> |

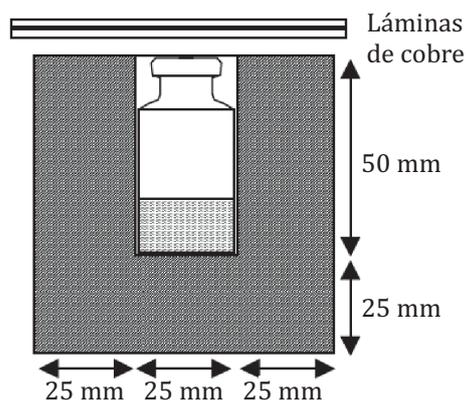


Figura 2. Maniquí para obtener la curva de respuesta del detector al variar la tasa de cuentas incidente.

Modo extrínseco con dispersión: fuente de 10 ml de ^{99m}Tc de una actividad tal que genere una tasa incidente mayor que la tasa que produce el máximo en la curva de tasa de cuentas observada (la primera vez que se realice la prueba se puede tomar la curva propuesta por el fabricante si se conoce). La fuente se colocará en una placa Petri que se situará en un maniquí dispersor (Figura 3-2 del documento Nema NU1- Standard 2007).

PROCEDIMIENTO

ADQUISICIÓN DE DATOS

Modo intrínseco sin dispersión: con el colimador desmontado se situará la fuente a unos 2 m del detector.

Determinar el fondo haciendo una adquisición de 10 min. Esta medida se repetirá al final de la prueba.

Se tomarán medidas cuando la tasa observada varíe en 10 kcps, anotándose el tiempo de inicio de la medida (t_i), la duración de la misma (Δt_i) y el número de cuentas (C_{t_i}).

Las medidas serán de 10 segundos o de un tiempo suficiente para asegurar la obtención de 100kc.

Modo extrínseco con dispersión: se colocará la fuente en el interior del maniquí de dispersión y se situará sobre el detector. Se utilizará el colimador de baja energía para la realización de esta prueba.

Parámetros de la adquisición:

- Radionucleido: ^{99m}Tc
- Matriz: 512×512
- Número de cuentas: mayor de 100kc
- Tasa de cuentas: variable
- Ventana de adquisición: la del radionucleido utilizado.

PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

El análisis realizado será igual en ambas pruebas (intrínseca sin dispersión y extrínseca con dispersión).

Llamaremos C_{t_i} a las cuentas obtenidas en la medida que comienza en el instante t_i , R_{bkg} es la tasa de cuentas de fondo y Δt_i es el tiempo de duración de la medida.

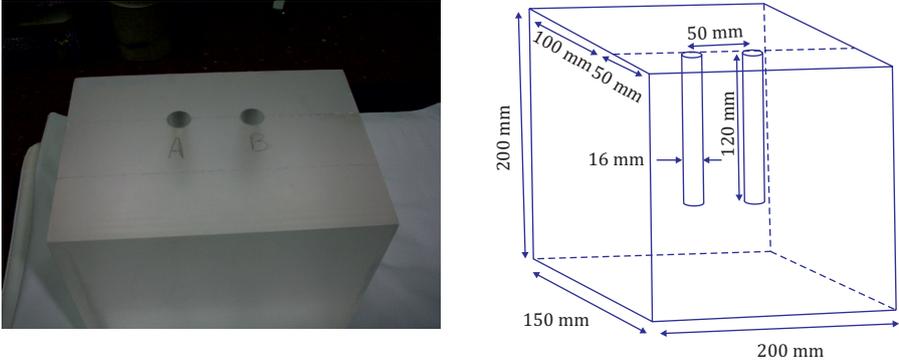
En primer lugar se corregirán las cuentas de cada medida por el fondo:

$$C_i = C_{t_i} - R_{bkg} \cdot \Delta t_i$$

| | |
|------------------------|---|
| | <p>La tasa de cuentas observadas en la medida i (OCR_i), que corrige la tasa en la medida i por el decaimiento durante el tiempo que dura la misma, se calcula con la expresión</p> $OCR_i = \frac{C_i \cdot \ln(2)}{T_{1/2} \cdot \{1 - \exp((- \Delta t_i) \cdot \ln(2)/T_{1/2})\}}$ <p>donde $T_{1/2}$ es el período de semidesintegración del ^{99m}Tc expresada en segundos ya que los tiempos de medida se registran en segundos. La tasa de cuentas incidente (ICR_i), se obtiene corrigiendo la tasa observada en la medida i por el tiempo transcurrido desde el inicio de las medidas según la expresión</p> $ICR_i = OCR_i \cdot \exp\left[\frac{(t_n - t_i) \cdot \ln(2)}{T_{1/2}}\right]$ <p>Se puede determinar también la tasa de cuentas observadas con pérdida del 20% como:</p> $OCR_{i-20\%} = 0.81 ICR_i$ |
| TOLERANCIAS | Los valores deben cumplir lo afirmado en las especificaciones del fabricante. |
| TIEMPO ESTIMADO | Esta prueba puede llevar varios días salvo que se utilicen absorbentes de cobre para lograr la tasa requerida en cada medida. |
| OBSERVACIONES | |

BIBLIOGRAFÍA

- IEC. Medical electrical equipment - Characteristics and test conditions of radionuclide imaging devices – Anger type gamma cameras. IEC International Standard 60789. Ginebra: International Electrotechnical Commission; 2005.
- NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | GPL16 |
| NOMBRE | RESOLUCIÓN TEMPORAL |
| FINALIDAD | La resolución temporal indica la capacidad del equipo para detectar dos sucesos que llegan muy próximos en el tiempo. Se puede caracterizar por el tiempo muerto, o por la relación entre la tasa de cuentas incidente y la tasa de cuentas observada con pérdida del 20%. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: semestral. Tras cambios |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico |
| MATERIAL | <p>2 fuentes de 10 ml de ^{99m}Tc de una actividad de 370 MBq (10 mCi) que generen una tasa de unas 20 kcps. La diferencia entre las dos fuentes no debe ser mayor del 10%. Maniquí de Adams (Figura 1):</p>  <p style="text-align: center;">Figura 1. Maniquí de Adams.</p> |

| PROCEDIMIENTO | |
|-----------------------------|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Se utilizará un colimador de baja energía. El maniquí Adams se colocará centrado y en contacto con el detector en posición vertical (90° o 270°) por el lado de la pared de menor grosor.</p> <p>Se realizarán medidas de 100 segundos o de un tiempo tal que aseguren un conteo del orden de 10^6 cuentas. Inicialmente se realizará una medida de fondo que se repetirá al final de la prueba. En todas las medidas se anotarán las cuentas obtenidas, la tasa de conteo y el momento en que se han realizado.</p> <p>Las dos fuentes se identificarán como Fuente 1 y Fuente 2 y los alojamientos del maniquí Adams como A y B. Tras la medida del fondo se colocará la Fuente 1 en la posición A y se realizará una medida. Seguidamente se situará la Fuente 2 en la posición B y se realizará una medida con las dos fuentes. La tercera medida se realizará solo con la Fuente 2 en la posición B. En la siguiente se cambiará la Fuente 2 a la posición A y se repetirá el proceso anterior.</p> <p>Parámetros de la adquisición:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Radionucleido: ^{99m}Tc • Matriz: 512×512 |

| | |
|---|---|
| | <ul style="list-style-type: none"> • Número de cuentas: mayor de 1000 kc • Tasa de cuentas: aproximadamente 20 kcps • Ventana de adquisición: la del radionucleido utilizado. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Se determinará el valor del tiempo muerto mediante la expresión (IAEA-TECDOC-602S), que se puede utilizar si el sistema responde al modelo paralizabile:</p> $\tau_p = \frac{2OCR_{12}}{(OCR_1 + OCR_2)^2} \ln \frac{(OCR_1 + OCR_2)}{OCR_{12}}$ <p>donde OCR_1 y OCR_2 representan la tasa de cuentas netas para la Fuente 1 y la Fuente 2 respectivamente y OCR_{12} la tasa de cuentas netas para la medida con las dos fuentes juntas tal como se explicita en la prueba GPL15. La tasa de cuentas incidente con pérdida del 20 % se determina mediante la expresión:</p> $ICR_{-20\%} = \frac{1}{\tau} \ln \left(\frac{10}{8} \right) = \frac{0.2231}{\tau}$ <p>Se puede determinar también la tasa de cuentas observadas con pérdida del 20% como:</p> $OCR_{-20\%} = 0.8 ICR_{-20\%}$ <p>Si el sistema, sin embargo, responde a un sistema no paralizabile, la expresión para el tiempo muerto vendría dada por (Guirado et al 2012):</p> $\tau_{np} = \frac{OCR_1 \cdot OCR_2 - \sqrt{OCR_1 \cdot OCR_2 (OCR_{12} - OCR_1)(OCR_{12} - OCR_2)}}{OCR_1 \cdot OCR_2 \cdot OCR_{12}}$ <p>La tasa de cuentas incidente con pérdidas del 20% vendría dada por la expresión:</p> $ICR_{-20\%} = \frac{1}{4\tau_{np}}$ |
| TOLERANCIAS | <p>Las variaciones de los valores de estos parámetros obtenidos en las pruebas periódicas no deben diferir más de un 20% de los de la prueba de referencia. Los valores de $OCR_{-20\%}$ e $ICR_{-20\%}$ deben ser menores que los obtenidos con la prueba intrínseca (prueba de tasa máxima de recuento GP015).</p> <p>En gammacámaras con más de un cabezal se comprobará que la diferencia relativa de cada cabezal respecto al valor medio de ambos es inferior al 5%.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | 30 min en la adquisición y 30 min en el análisis y realización del informe. |
| OBSERVACIONES | <p>Se debe prestar especial atención a que la actividad de las fuentes sea similar (cumplir el requisito de un máximo del 10% de diferencia y, en todo caso, cuanto menor sea la diferencia, mejor) y a que la tasa de cuentas observada para cada fuente sea cercana a 20 kcps.</p> <p>Es importante que esta prueba se realice después de la GPL15 (tasa máxima de recuento) en la que se ha de determinar el modelo al que se ajusta el sistema y las condiciones en que la prueba de las dos fuentes se debe realizar de manera que se pueda correlacionar la medida en las pruebas periódicas con respecto a las obtenidas en la prueba de referencia.</p> |

BIBLIOGRAFÍA

- Guirado D., Ramirez J.C., de la Vega J.M., Vilches M., Lallena A.M. Quality control for system count rate performance with scatter in gamma cameras. *Physica Medica*, 28: 254-261, 2012.
- IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991.
- IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.
- NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | GPL17 |
| NOMBRE | SINCRONISMO |
| FINALIDAD | El objetivo de esta prueba es determinar el tiempo de retardo entre la orden de adquisición y la propia adquisición. Este se averiguará calculando el tiempo de retardo entre el final de la adquisición de una imagen y el comienzo de la siguiente, al realizar una adquisición dinámica sincronizada. En esta prueba también se verificará que la sincronización con el ECG es adecuada. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Tras cambios |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico |
| MATERIAL | Fuente puntual de ^{99m}Tc de una actividad de 1,1 MBq (30 μCi). Esta se colocará en la posición correspondiente al centro de rotación del equipo, para asegurar su posicionamiento a la misma distancia de los cabezales en el caso de que la gammacámara disponga de más de uno. Para la verificación de la adquisición sincronizada se podrá utilizar un generador de señal cardíaca en los sistemas que dispongan de él, en caso contrario será necesario que una persona se conecte el sistema de ECG. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Se desmonta el colimador y se realiza una adquisición estática de 20 segundos. Seguidamente realizar una adquisición sincronizada dinámica de 100 imágenes como mínimo de 0.2 segundos cada una. Anotar el tiempo de inicio y de fin de cada una de las adquisiciones.</p> <p>Sincronización con ECG: para verificar este tipo de adquisición se conectará el generador de señal ECG, si se dispone de él, o el sistema de ECG a un voluntario. Se realizará una adquisición sincronizada con ECG siguiendo el protocolo clínico habitual.</p> <p>Parámetros de la adquisición:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Radionucleido: ^{99m}Tc • Matriz: 64×64 • Número de cuentas: mayor de 100 kc • Tasa de cuentas: menor de 20 kcps • Ventana de adquisición: la del radionucleido utilizado. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Se determinará el número de cuentas total de la adquisición estática C_e y el de cada una de las imágenes de la adquisición dinámica C_i.</p> <p>Se hallará la media y la desviación de las cuentas de las imágenes de la adquisición dinámica y se verificará que las variaciones son solamente estadísticas, por ejemplo utilizando la prueba de chi-cuadrado.</p> <p>Se determinará el tiempo aparente de adquisición de cada imagen como:</p> $T_i = \frac{C_i}{C_e} \cdot T_e$ <p>donde T_e es el tiempo de la adquisición estática.</p> |

| | |
|------------------------|---|
| | <p>Se calculará el tiempo aparente de adquisición dinámica (T_a) como la suma de todos estos tiempos.</p> $T_a = \sum_i T_i$ <p>El valor del tiempo de adquisición estático debe ser menor que el tiempo de adquisición dinámico (T_d), si no es así se debe a algún funcionamiento incorrecto del sistema.</p> <p>Si el tiempo aparente de adquisición dinámica es mayor o igual que el tiempo de adquisición dinámica la prueba debe repetirse.</p> <p>Si el tiempo aparente de adquisición dinámica es menor que el tiempo de adquisición dinámica se podrá calcular el tiempo de retardo entre el final de la adquisición de una imagen y el comienzo de la siguiente como:</p> $T_r = \frac{T_d - T_a}{n - 1}$ <p>donde n es el número de imágenes tomadas.</p> <p>Los datos de conteo y tiempo de adquisición de cada imagen, se pueden obtener a partir de una curva actividad-tiempo. Algunos sistemas permiten exportar los valores a un fichero de texto que se puede importar fácilmente a una hoja de cálculo para realizar el análisis presentado en los párrafos anteriores.</p> <p>Sincronización con ECG: En la adquisición con ECG se verificará la correcta adquisición con la señal de ECG. Si se dispone de un generador de señales se podrán simular variaciones en la señal del mismo para verificar el rechazo de los pulsos que se salen de la ventana de adquisición para diferentes frecuencias cardíacas.</p> |
| TOLERANCIAS | El tiempo aparente de adquisición dinámica debe ser menor o igual que el tiempo de adquisición dinámica. |
| TIEMPO ESTIMADO | 30 min en la adquisición y 30 min en el análisis y realización del informe. |
| OBSERVACIONES | |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991.
- IAEA. Quality Assurance for SPECT systems. IAEA-Pub-1394. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

Gammacámaras de cuerpo entero

GAMMACÁMARAS DE CUERPO ENTERO

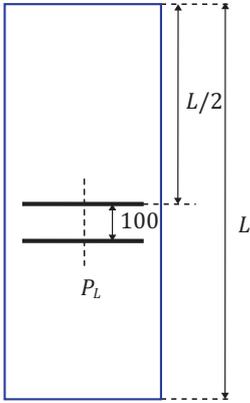
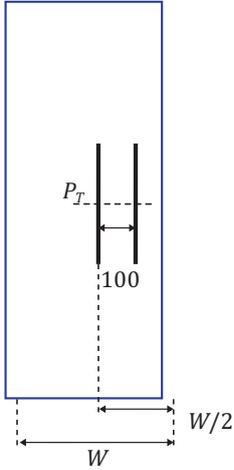
| CÓDIGO | NOMBRE | CALIFICACIÓN | TIPO Y PERIODICIDAD |
|--------|--|----------------|---------------------------------|
| GCE01 | VARIACIÓN LONGITUDINAL DE LA SENSIBILIDAD EN CUERPO ENTERO | Complementaria | Aceptación Constancia: anual |
| GCE02 | RESOLUCIÓN ESPACIAL EN CUERPO ENTERO | Complementaria | Aceptación Constancia: anual |

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | GCE01 |
| NOMBRE | VARIACIÓN LONGITUDINAL DE LA SENSIBILIDAD EN CUERPO ENTERO |
| FINALIDAD | Estimar la variación en el número de cuentas registradas al haber movimiento entre el paciente y el detector. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y constancia: anual. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Fuente puntual de ^{99m}Tc o de ^{57}Co . |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Fijar la fuente puntual en el centro del detector. Se recomienda ajustar la actividad para producir una tasa entre 10 kcps y 20 kcps con una ventana del 20%.</p> <p>Colimador: utilizar el colimador de uso clínico para el radionucleido.</p> <p>Velocidad del barrido: utilizar la recomendada para uso clínico.</p> <p>Realizar una adquisición de cuerpo entero con el máximo recorrido. La fuente se desplazará solidariamente con el detector.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>La imagen de la fuente puntual definirá un perfil a lo largo de la dirección del movimiento. Sobre dicho perfil, realizado con una anchura de entre 20 mm y 30 mm y que contendrá al menos 10 000 cuentas por píxel, calcular la máxima variación del número de cuentas registradas:</p> $\Delta N(\%) = 100 \cdot \frac{N_{\max} - N_{\min}}{N_{\max} + N_{\min}}$ <p>Para el análisis se excluirán los extremos, posiblemente afectados por la falta de resolución espacial.</p> |
| TOLERANCIAS | <p>La variación máxima observada deberá ser compatible con los resultados esperados a partir del número medio de cuentas por píxel finalmente obtenido y la estadística de Poisson. Esto es, para la desviación típica del número de cuentas en el perfil se deberá verificar que $s \approx \sqrt{\langle N \rangle}$ y para la máxima variación $\Delta N(\%) \leq 3 \cdot s(\%)$. Para unas 10 000 cuentas por píxel $\Delta N(\%)$ debería ser del orden del 3% y para unas 2500 cuentas por píxel del orden del 6%.</p> |
| OBSERVACIONES | |

| BIBLIOGRAFÍA |
|---|
| IEC. Radionuclide imaging devices – Characteristics and test conditions. Part 3: Gamma camera based whole body imaging systems. IEC 61675-3. Ed 1. Geneva: International Electrotechnical Commission; 1998. |

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | GCE02 |
| NOMBRE | RESOLUCIÓN ESPACIAL EN CUERPO ENTERO |
| FINALIDAD | Estimar la resolución espacial cuando existe movimiento relativo entre paciente y detector. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y constancia: anual. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | <p>Dos fuentes lineales de ^{99m}Tc con diámetro igual o inferior a 1 mm y longitud no inferior a 200 mm.</p> <p>Se emplearán dos tubos capilares rígidos. Es conveniente montar las fuentes sobre alguna plataforma de baja densidad, para facilitar su posicionamiento y manejo. También se pueden emplear dos catéteres flexibles, de diámetro interior y longitud adecuados, montados sobre la superficie en disposición perfectamente paralela. Para asegurar esto, se pueden practicar en la superficie dos alojamientos paralelos a 100 mm de distancia para colocar las fuentes.</p> <p>La actividad de las fuentes se ajustará para proporcionar entre 10 y 20 kcps, con una ventana de 20%.</p> |

| PROCEDIMIENTO | |
|-----------------------------|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Resolución paralela a la dirección del movimiento. Situar las fuentes perpendiculares a la dirección del barrido, tal y como indica la figura 1.</p> <p>Resolución perpendicular a la dirección del movimiento. Situar las fuentes paralelas a la dirección del barrido, tal y como indica la figura 2.</p> <p>Situar el detector a una distancia de 100 mm de las fuentes.</p> <p>Parámetros de adquisición:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Colimador: utilizar el colimador de uso clínico para el radionucleido. • Velocidad del barrido: utilizar la recomendada para uso clínico. <div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> <div style="text-align: center;">  <p>Figura 1</p> </div> <div style="text-align: center;">  <p>Figura 2</p> </div> </div> |

- Matriz: el muestreo en la dirección perpendicular a la de los tubos debe ser, al menos, la cuarta parte de la resolución espacial (medida como AIMA) del colimador empleado.

Resolución paralela a la dirección del movimiento:

Obtener un perfil P_L en la dirección perpendicular a los tubos mediante la integración de las cuentas en un segmento de longitud 30 mm (ver figura 1). Calcular el tamaño de píxel (mm/píxel) en esa dirección como:

$$\Delta x_L = \frac{100}{N_L}$$

siendo N_L el número de píxeles entre los máximos del perfil.

Calcular la $AIMA_L$ (mm) de acuerdo al siguiente procedimiento (Figura 3):

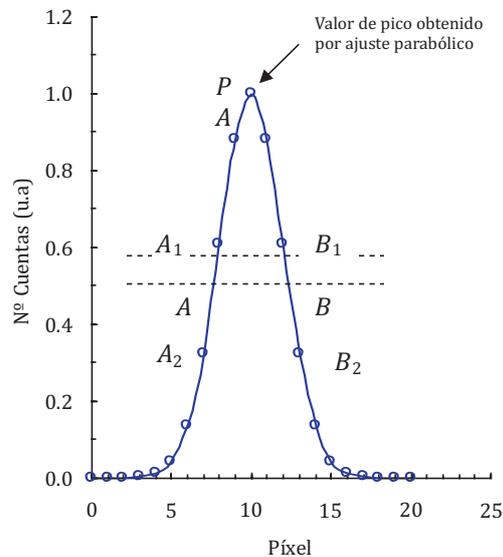


Figura 3. Perfil y ajuste de una línea.

Determinar el valor del máximo número de cuentas en el perfil mediante ajuste parabólico en las proximidades del pico, P .

Determinar, mediante interpolación lineal entre A_1 , A_2 y B_1 , B_2 , la localización de los puntos A y B , con un valor de cuentas igual a la mitad del valor máximo obtenido en a).

Determinar la AIMA como la distancia entre A y B .

Repetir los cálculos para todos los posibles perfiles consecutivos y promediar los resultados.

Resolución perpendicular a la dirección del movimiento:

Obtener un perfil P_T para un segmento de longitud 30 mm siguiendo el mismo procedimiento (ver figura 2).

Calcular el tamaño de píxel (mm/píxel) en esa dirección como:

$$\Delta x_T = \frac{100}{N_T}$$

siendo N_T el número de píxeles entre los máximos del perfil.

Calcular el $AIMA_T$ (mm) para la imagen de la fuente central.

Repetir los cálculos para el resto de segmentos y promediar los resultados.

| | |
|------------------------|--|
| TOLERANCIAS | Los valores de resolución espacial paralela y perpendicular se tratarán por separado. Los obtenidos sobre y a través de la mesa pueden promediarse. Se admite una diferencia del 1% respecto de los valores obtenidos en prueba estática en idénticas condiciones. |
| TIEMPO ESTIMADO | |
| OBSERVACIONES | |

BIBLIOGRAFÍA

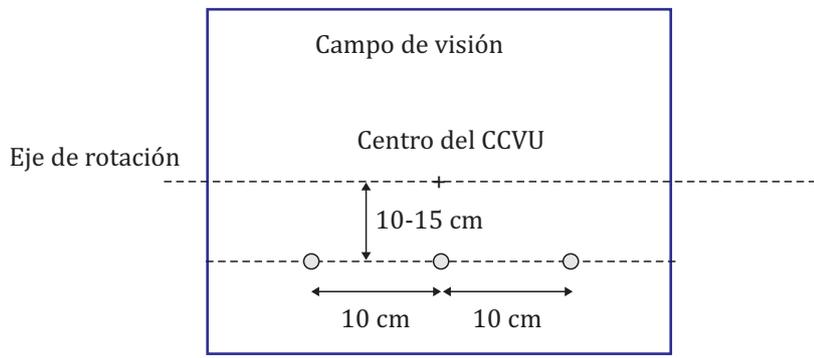
NEMA. Performance measurement of scintillation cameras. NEMA NU 1. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2001.

IEC. Radionuclide imaging devices – Characteristics and test conditions. Part 3: Gamma camera based whole body imaging systems. IEC 61675-3. Ed 1. Geneva: International Electrotechnical Commission; 1998.

Gammacámaras tomográficas

GAMMACÁMARAS TOMOGRÁFICAS

| CÓDIGO | NOMBRE | CALIFICACIÓN | TIPO Y PERIODICIDAD |
|--------|---------------------------------------|----------------|------------------------------------|
| GTM01 | CENTRO DE ROTACIÓN | Esencial | Constancia: mensual |
| GTM02 | RESOLUCIÓN TOMOGRÁFICA SIN DISPERSIÓN | Esencial | Referencia y constancia: anual |
| GTM03 | UNIFORMIDAD TOMOGRÁFICA | Esencial | Aceptación. Constancia: mensual |
| GTM04 | PRUEBA DE FUNCIONAMIENTO TOTAL | Complementaria | Aceptación y constancia: anual |
| GTM05 | CALIDAD DE IMAGEN | Complementaria | Aceptación y constancia: anual |

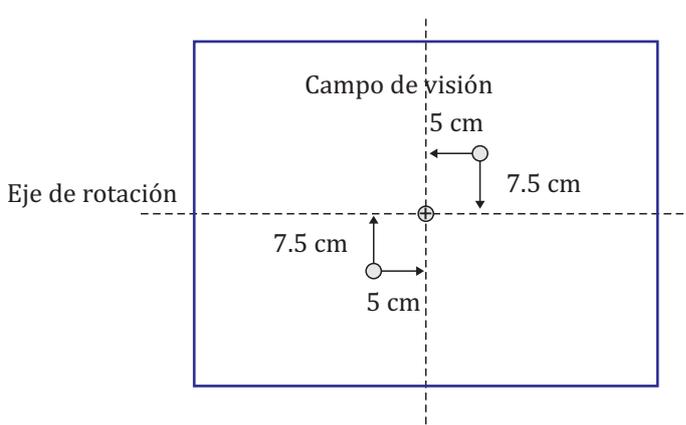
| | |
|---|---|
| CÓDIGO | GTM01 |
| NOMBRE | CENTRO DE ROTACIÓN |
| FINALIDAD | Comprobar que el centro de rotación se mantiene constante durante la rotación y que no varía según se determine en distintos puntos del campo de visión de la gammacámara, es decir, su independencia respecto al eje y . |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Constancia: mensual. |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico |
| MATERIAL | 1-3 fuentes puntuales de 37 MBq (1 mCi) de ^{99m}Tc . |
| PROCEDIMIENTO | |
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Se colocan las tres fuentes suspendidas en aire alineadas a 10-15 cm fuera del eje de rotación y separadas entre sí de forma que una ocupe la posición central del campo central de visión útil y las dos posiciones extremas estén a 10 cm de la central (Figura 1). Soporte para suspenderlas en aire.</p> <div style="text-align: center;">  </div> <p>Figura 1. Colocación de las fuentes puntuales.</p> <p>Se realiza una adquisición tomográfica, de al menos 32 proyecciones sobre 360°, si es posible para cada detector independientemente, con la mayor matriz utilizada clínicamente, recogiendo al menos 10 kc por proyección. Si el programa del fabricante sólo admite una fuente, en vez de adquirir simultáneamente las 3 fuentes se adquirirá y procesará cada fuente por separado. El radio de rotación ha de ser el máximo que permita la gammacámara. Para gammacámaras con 2 cabezales que pueden colocarse a 90° y a 180° entre sí, se determinará para cada una de las posibles configuraciones.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Se calcula el centro de gravedad en X e Y para cada proyección. Los valores del centro de gravedad en X se ajustan a una función sinusoidal más un desplazamiento del origen. Se repite el proceso para cada fuente. |

| | |
|------------------------|--|
| TOLERANCIAS | <p>Para cada posición/fuente el valor medio de los residuos obtenidos tras el ajuste en X ha de ser inferior a la mitad del tamaño de píxel más pequeño usado en tomografía y el valor del ajuste de Y ha de corresponder a una constante inferior también a $\frac{1}{2}$ píxel.</p> <p>La diferencia máxima entre los valores de desplazamiento del origen para las tres fuentes ha de ser $\frac{1}{2}$ píxel.</p> <p>La máxima desviación respecto al valor del ajuste a una senoide para cada fuente ha de ser siempre inferior a 1 píxel.</p> <p>En el caso de más de un cabezal detector, la diferencia máxima entre valores medios de Y para cada cabezal no puede ser superior a $\frac{1}{2}$ píxel.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | 1 h |
| OBSERVACIONES | <p>Se debe realizar para cada tipo de colimador y con rotación en el sentido de las agujas del reloj y al contrario. Estas adquisiciones se pueden realizar alternativamente.</p> <p>Si se utilizan órbitas elípticas y ampliación de la imagen (zum) en la clínica también se utilizarán para el control de calidad.</p> |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality Assurance for SPECT Systems. International Atomic Energy Agency, IAEA Human Health Series, no.6, 2009.
- IPEM. Quality Control of Gamma Camera Systems. Institute of Physics and Engineering in Medicine. Report no. 86, 2003.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | GTM02 |
| NOMBRE | RESOLUCIÓN TOMOGRÁFICA SIN DISPERSIÓN |
| FINALIDAD | Determinar la resolución espacial en el espacio. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Referencia y constancia: anual. |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico |
| MATERIAL | 3 fuentes puntuales de ^{99m}Tc . |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Se colocan las tres fuentes suspendidas en aire, las tres en el plano horizontal: una en el COR y las otras dos fuera del eje y, a ± 75 mm del eje y a ± 50 mm en la dirección y respecto a la fuente central (Figura 1).</p>  <p style="text-align: center;">Figura 1. Colocación de las fuentes puntuales.</p> <p>Se realiza una adquisición tomográfica, de al menos 32 proyecciones sobre 360°, con la mayor matriz utilizada clínicamente, recogiendo al menos 500 kc por proyección. El radio de giro de la órbita circular ha de ser de 15 cm respecto a la fuente central.</p> <p>Adquirir una imagen estática de 500 kc a 15 cm o emplear la proyección a 0° del estudio tomográfico para determinar la resolución planar a esta distancia.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Se debe utilizar siempre el mismo filtro de reconstrucción; en principio filtro de rampa. Se recomienda utilizar aquél que tenga el mínimo suavizado posible.</p> <p>Se reconstruyen las imágenes de las tres fuentes en los planos transversal, sagital y coronal, y se calculan los respectivos perfiles. Se ajustan dichos perfiles a una gaussiana y se obtienen las anchuras a mitad de altura $AIMA_x$, $AIMA_y$ y $AIMA_z$.</p> <p>Se estima la resolución planar a partir del estudio estático o de la proyección a 0° ($AIMA_{xp}$, $AIMA_{yp}$).</p> |

| | |
|------------------------|--|
| TOLERANCIAS | La AIMA en cada eje no debe ser superior a la establecida por el fabricante empleando retroproyección filtrada sin filtro adicional (sólo filtro de rampa). En estas mismas condiciones se debe cumplir $(AIMA)_{SPECT} \leq 1.1(AIMA)_{planar}$. |
| TIEMPO ESTIMADO | 1 h |
| OBSERVACIONES | El tamaño de píxel ha de ser tal que el número de puntos que se empleen para calcular la AIMA sea de por lo menos 5. Puede ser necesario aplicar ampliación local de la imagen (zum) durante la adquisición para conseguir esto. |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality Assurance for SPECT Systems. International Atomic Energy Agency, IAEA Human Health Series, no.6, 2009.
- IPEM. Quality Control of Gamma Camera Systems. Institute of Physics and Engineering in Medicine. Report no. 86, 2003.
- NEMA. Performance measurements of gamma cameras. NEMA Standards Publication NU1-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | GTM03 |
| NOMBRE | UNIFORMIDAD TOMOGRÁFICA |
| FINALIDAD | Determinar la uniformidad de la reconstrucción de un maniquí con una distribución homogénea de actividad. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: mensual. |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico |
| MATERIAL | Maniquí cilíndrico de 20 cm de diámetro y longitud mínima 20 cm. 740-1110 MBq (20-30 mCi) de ^{99m} Tc disueltos homogéneamente en agua. Es imprescindible asegurarse que la mezcla sea homogénea. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Se sitúa el maniquí con su eje alineado con el eje de rotación de la gammacámara sobre la camilla. Se adquiere un estudio tomográfico con matriz 64 × 64, 64-60 proyecciones o 128 × 128 y 120-128 proyecciones y tiempo por proyección tal que se obtengan por lo menos 500 kc /proyección. Si el equipo dispone de corrección de la atenuación por Rx, adquirir el estudio correspondiente.</p> <p>Si el equipo permite adquirir estudios con cabezales en distintas configuraciones (por ejemplo a 180° y a 90°) se realizará la adquisición para todas las configuraciones que se empleen en los estudios clínicos.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Se debe reconstruir con corrección de la atenuación. Si no se dispone del estudio TC utilizar la corrección de Chang. Se debe utilizar siempre el mismo filtro de reconstrucción si se emplea retroproyección filtrada o la misma combinación de iteraciones y subconjuntos en caso de emplear OSEM. Se recomienda ajustar la reconstrucción de modo que no se obtengan imágenes muy suavizadas.</p> <p>Se observarán todos los cortes transversales para detectar posibles artefactos circulares o semicirculares así como puntos sobre el eje de giro que destaquen del resto. Es recomendable además, sumar cortes a fin de incrementar la relación señal-ruido para discernir defectos poco intensos.</p> |
| TOLERANCIAS | <p>La presencia de artefactos circulares o puntos centrales pueden indicar distintas irregularidades: falta de uniformidad planar, centro de rotación inestable. La falta de registro entre cabezales podría producir degradación en los bordes del cilindro o en sus bases.</p> <p>La acusada diferencia de sensibilidad no se notaría si cada cabezal realiza un giro de 360 grados. Si el giro fuese de 180 grados (90° + 90°) podría producir diferencias de intensidad en lados opuestos.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | 1 h |

| | |
|----------------------|---|
| OBSERVACIONES | <p>Actualmente no existe un método estándar para la evaluación cuantitativa de la uniformidad tomográfica principalmente debido al ruido.</p> <p>Si el equipo dispone de TC, mediante fusión de imágenes de ambas modalidades se puede comprobar cualitativamente la calidad del registro entre ellas.</p> <p>Además, se puede comprobar la calidad de la corrección de la atenuación (coeficiente de atenuación o mapa de atenuación correctos) obteniendo el perfil de cuentas en cortes transversales. Éste, salvo ruido, debería ser plano.</p> <p>Si la estación de procesado permite la obtención del linograma y del sinograma del estudio, observar si hay desajustes entre las partes de cada cabezal, lo que indicaría falta de registro entre ellos, tanto en <i>X</i> como en <i>Y</i>. También, se puede estimar la diferencia de sensibilidad en la curva que representa el número de cuentas en función del número de imagen. Diferencias mayores de 1 píxel o de 10% son indicadores de mal funcionamiento.</p> |
|----------------------|---|

BIBLIOGRAFÍA

- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* (2010) 37:672-681.
- Busemann-Sokole E, Plahcinska A, Britten A, Routine quality control for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* (2010) 37:662-671.
- Blagosklonov O, Sabbath A, Verdenet J, Baud M, Cardot JC Postsress Motionlike Artifacts Caused by the use of a Dual-Head Gamma Camera for 201Tl Myocardial SPECT. *J Nucl. Med.* 2002;43:285-291.
- Chuanyong Bai, Ling Shao, Jinghan Ye, Durbin M. The effects of Center of Rotation Errors on Cardiac SPECT Imaging *IEEE Transactions on nuclear science* vol.50,no.5, October 2003.
- IAEA. Quality Assurance for SPECT Systems. IAEA Human Health Series no.6, IAEA, Vienna 2009.
- IPEM. Quality Control of Gamma Camera Systems. Institute of Physics and Engineering in Medicine. Report no. 86, 2003.
- Gordon DePuey III E, How to Detect and Avoid Myocardial Perfusion SPECT Artifacts. *J Nucl Med* 1994;35:699-702.
- Takahashi Y, Murase K, Higashino H, Mochizuki Motomu TN. Attenuation correction of myocardial SPECT images with X-ray CT: Effects of registration errors between X-ray CT and SPECT. *a. Annals of Nuclear Medicine* vol.16, No.6, 431-435, 2002.
- Weber DA, Ivanovic M, Loncaric S, Shelton DK. Effects of Detector Sensitivity on Image Quality in Multidetector SPECT *IEEE Transactions on nuclear science* vol.44,no.6,December 1997.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | GTM04 |
| NOMBRE | PRUEBA DE FUNCIONAMIENTO TOTAL |
| FINALIDAD | Obtener una estimación cualitativa del funcionamiento del equipo en condiciones clínicas. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y constancia anual. |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico |
| MATERIAL | Maniquí de Jaszczak, 740-1110 MBq (20-30 mCi) de ^{99m} Tc disueltos homogéneamente en agua. Es imprescindible asegurarse que la mezcla sea homogénea. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Llenar el maniquí con una disolución homogénea de agua y ^{99m}Tc. Colocar el maniquí en la camilla con su generatriz paralela al eje de giro y centrado en él. Adquirir un estudio tomográfico con matriz de 128 × 128 y 120-128 proyecciones de forma que se adquieran 500 kc por proyección. Si el equipo dispone de corrección de atenuación por Rx, adquirir el estudio correspondiente.</p> <p>Si el equipo permite adquirir estudios con cabezales en distintas configuraciones (por ejemplo a 180° y a 90°) se realizará la adquisición para todas las configuraciones que se empleen en los estudios clínicos.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Se debe reconstruir con corrección de la atenuación. Si no se dispone del estudio TC utilizar la corrección de Chang. Se debe utilizar siempre el mismo filtro de reconstrucción si se emplea retroproyección filtrada o la misma combinación de iteraciones y subconjuntos en caso de emplear OSEM. Se recomienda ajustar la reconstrucción de modo que no se obtengan imágenes muy suavizadas.</p> <p>Estimar la resolución espacial y la uniformidad en los cortes transversales. Determinar el número y diámetro de las lesiones frías.</p> |
| TOLERANCIAS | <p>No deben observarse artefactos en forma de anillos o inhomogeneidades en los píxeles centrales de la misma forma que en la prueba GTM03.</p> <p>No debe degradarse el número de lesiones frías visibles.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | 1 h |
| OBSERVACIONES | Los resultados pueden depender del número de cuentas adquiridas por proyección, por lo que dicho dato debe registrarse junto con los resultados. |

BIBLIOGRAFÍA

IAEA. Quality Assurance for SPECT Systems. International Atomic Energy Agency, IAEA Human Health Series, no.6, 2009.

IPEM. Quality Control of Gamma Camera Systems. Institute of Physics and Engineering in Medicine. Report no. 86, 2003.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | GTM05 |
| NOMBRE | CALIDAD DE IMAGEN |
| FINALIDAD | Obtener una estimación cuantitativa del contraste entre lesiones frías y calientes y el fondo. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación, constancia: anual. |
| PERSONAL | Técnico-radiofísico |
| MATERIAL | Maniquí IEC de calidad de imagen o cualquier maniquí que permita disponer de fuentes esféricas de distinto diámetro que puedan ser llenadas con actividad. Estas fuentes han de estar en el interior del maniquí, en el que se introducirá una disolución homogénea que simule el fondo de las exploraciones clínicas. Se precisa de suficiente actividad de ^{99m}Tc para que haya una concentración de actividad de fondo de, aproximadamente, 80 kBq/ml (2.16 $\mu\text{Ci/ml}$) y tal que la concentración dentro de las esferas sea 4 veces la del fondo. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Llenar el maniquí con una disolución homogénea de agua y ^{99m}Tc con las fuentes. Colocar el maniquí en la camilla con su generatriz paralela al eje de giro y centrado en él. Adquirir un estudio tomográfico con matriz de 128×128 y 120-128 proyecciones de forma que se adquieran 500 kc por proyección. Puede ser necesario aplicar un zum para obtener un tamaño de píxel entre 3.0-3.5 mm. Si el equipo dispone de corrección de atenuación por Rx, adquirir el estudio correspondiente.</p> <p>Si el equipo permite adquirir estudios con cabezales en distintas configuraciones (por ejemplo a 180° y a 90°) se realizará la adquisición para todas las configuraciones que se empleen en los estudios clínicos.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Se reconstruye el estudio con el método que permita, si se da el caso, la corrección por atenuación y con el menor suavizado posible.</p> <p>El análisis de la imagen se realiza en el plano que incluye las seis esferas. En cada una de ellas se dibuja una región de interés (ROI) centrada en la misma y del tamaño de la esfera. Asimismo se dibujan 12 regiones de interés del mismo tamaño que cada esfera sobre el fondo del maniquí. Estas regiones del fondo se copian en los planos distantes +2, +1, -1 y -2 cm del plano central en que están las esferas, obteniéndose 60 regiones de fondo para cada tamaño de la esfera que permiten determinar el valor medio del fondo (C_B) para cada tamaño.</p> <p>Se define C_{Hj} como el valor medio de la ROI en la esfera caliente j, a_H y a_B como las concentraciones de radiactividad en la esfera caliente y en el fondo, y SD_j como la desviación estándar de las 60 ROI de fondo del tamaño de la esfera j.</p> <p>El porcentaje de contraste de la esfera caliente j se evalúa como:</p> $Q_{Hj} = 100 [(C_{Hj} - C_{Bj}) / C_{Hj}] / [(a_{Hj} - a_{Bj}) / a_{Hj}]$ |

| | |
|------------------------|--|
| | <p>Para hacer comparables estos valores y poder analizar su constancia se han normalizado a valores de contraste reales. Según las normas IEC se toma como valor de normalización la relación entre las cuentas obtenidas en un estudio planar estático de una alícuota de la actividad de las esferas y de una del fondo.</p> <p>También pueden calcularse:</p> <ul style="list-style-type: none"> • El coeficiente de variación del ruido para cada esfera como el cociente entre la desviación estándar para cada esfera y el valor promedio del fondo. • El cociente contraste-ruido para cada esfera como el cociente entre el contraste y el coeficiente de variación del ruido. |
| TOLERANCIAS | <p>No deben observarse artefactos en forma de anillos o inhomogeneidades en los píxeles centrales de la misma forma que en la prueba GTM03.</p> <p>No debe degradarse el valor de contraste medido normalizado al valor de contraste real, al menos para las esferas mayores que serán las menos afectadas por efectos de volumen parcial. En las esferas más pequeñas se intentará alcanzar una constancia temporal en los valores de contraste normalizado obtenidos.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | 1 hora |
| OBSERVACIONES | <p>La concentración de actividad en las esferas debe ser entre 3 y 5 veces la concentración del fondo. Esto puede conseguirse llenando un cuarto del volumen del maniquí con agua y añadiendo la actividad total necesaria. Con esta solución se rellenan las esferas y posteriormente se completa con agua el volumen total del maniquí.</p> |

BIBLIOGRAFÍA

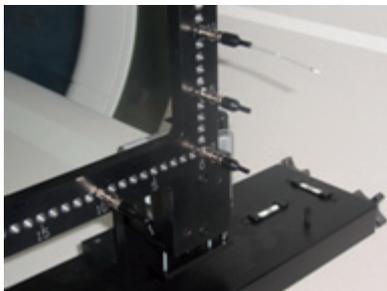
Adaptación para SPECT de la prueba correspondiente para tomógrafos PET:

IEC 61675 - Radionuclide imaging devices –Characteristics and test conditions –Part 1: Positron emission tomographs.

Tomógrafos PET

TOMÓGRAFOS PET

| CÓDIGO | NOMBRE | CALIFICACIÓN | TIPO Y PERIODICIDAD |
|--------|--|----------------|---|
| PET01 | RESOLUCIÓN ESPACIAL | Esencial | Aceptación Referencia Constancia: anual |
| PET02 | SENSIBILIDAD | Esencial | Aceptación Referencia Constancia: anual |
| PET03 | MEDIDA DE LA FRACCIÓN DE DISPERSIÓN, FRACCIÓN DE PÉRDIDAS Y ALEATORIOS | Esencial | Aceptación Constancia: anual |
| PET04 | EXACTITUD DE LAS CORRECCIONES DE SUCESOS ALEATORIOS Y PÉRDIDAS DE SUCESOS | Esencial | Aceptación Constancia: anual |
| PET05 | CALIDAD DE IMAGEN. PRECISIÓN DE CORRECCIONES DE ATENUACIÓN Y DISPERSIÓN Y DE LA CUANTIFICACIÓN | Esencial | Referencia Constancia: anual |
| PET06 | RESOLUCIÓN EN ENERGÍA | Esencial | Aceptación Constancia: anual |
| PET07 | RESOLUCIÓN TEMPORAL PARA PET CON TOF (TIEMPO DE VUELO) | Esencial | Aceptación Constancia: diaria |
| PET08 | ESTABILIDAD DIARIA | Esencial | Constancia: diaria |
| PET09 | PRUEBA DE PET EN MODO CLÍNICO | Complementaria | Constancia: diaria |
| PET10 | UNIFORMIDAD TOMOGRÁFICA | Complementaria | Aceptación Constancia: trimestral |
| PET11 | PRUEBA DE CALIDAD DE IMAGEN RUTINARIA | Esencial | Constancia: trimestral |
| PET12 | NORMALIZACIÓN | Esencial | Aceptación Constancia: según fabricante y tras reparación del detector |
| PET13 | CALIBRACIÓN DE LA CONCENTRACIÓN DE ACTIVIDAD | Esencial | Tras la aceptación Constancia: trimestral |

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | PET01 |
| NOMBRE | RESOLUCIÓN ESPACIAL |
| FINALIDAD | Medir la resolución tomográfica en aire, que nos indica la capacidad del equipo para detectar la lesión mínima en las imágenes de los estudios. El valor en aire representa la resolución máxima alcanzable por el sistema; hay que tener en cuenta que la resolución espacial depende del punto y la dirección en que se mide. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Referencia. Constancia: anual. Cuando se realiza una reparación que implique una sustitución de un número importante de bloques, si se observa una degradación de la imagen. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | <p>3 fuentes puntuales de ^{18}F. La actividad debe ser tal que los porcentajes de pérdidas por tiempo muerto y de sucesos aleatorios no superen el 5%. Las fuentes se suspenden en aire, y se colocan según 2 disposiciones empleando el maniquí de la figura 1: una en el eje axial en el centro del campo de visión y otra alejada del centro del campo axial en una distancia de $\frac{1}{4}$ del campo axial. En la dirección transaxial las coordenadas (x, y) de las 3 fuentes son: $(0, 1)$, $(0, 10)$ y $(10, 0)$, medidas en centímetros.</p>  <p>Figura 1. Maniquí para medir la resolución espacial (Martí-Climent JM, 2003).</p> |

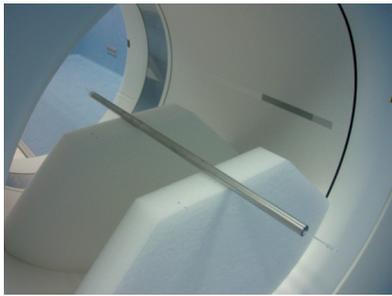
| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Realizar una adquisición para cada una de las dos disposiciones. Adquirir al menos 100000 cuentas/sucesos para cada punto. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>La reconstrucción es con retroproyección filtrada con filtro rampa, sin suavizado.</p> <p>El tamaño del píxel de la imagen debe ser menor de $\frac{1}{3}$ de la AIMA esperada. Determinar la resolución espacial (AIMA y AIDA) de las funciones respuesta en los tres ejes formando la función respuesta en una dimensión, por medio de perfiles a lo largo de la imagen en las tres direcciones ortogonales, a lo largo del pico de la distribución. El espesor de la función respuesta en las dos direcciones perpendiculares a la medida debe ser aproximadamente dos veces la AIMA.</p> |

| | |
|------------------------|---|
| | <p>Cada AIMA y AIDA se determinan por interpolación de los valores de los píxeles adyacentes a 1/2 y 1/10 del máximo. Este se determina por ajuste parabólico entre el pico y los dos puntos más cercanos. Las distancias en píxeles se convierten a milímetros multiplicando por el valor del tamaño del píxel.</p> <p>Se determinan 5 valores AIMA y de AIDA, promediando los valores experimentales (RES) en las coordenadas (x,y,z) según:</p> <p>A 1 cm de radio:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Transversal: promedio de x e y, y en las dos posiciones z. • Axial: promedio de las dos posiciones z. <p>A 10 cm de radio:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Transversal radial: promedio de las dos transversas y en las dos posiciones z. • Transversal tangencial: promedio de las dos transversas y en las dos posiciones z. • Axial: promedio de las medidas en las dos posiciones z. $RES = [RES_x(0, 1, \text{centro}) + RES_y(0, 1, \text{centro}) + RES_x(0, 1, 1/4FOV) + RES_y(0, 1, 1/4FOV)]/4$ $RES = [RES_z(0, 1, \text{centro}) + RES_z(0, 1, 1/4FOV)]/2$ $RES = [RES_x(10, 0, \text{centro}) + RES_y(0, 10, \text{centro}) + RES_x(10, 0, 1/4FOV) + RES_y(0, 10, 1/4FOV)]/4$ $RES = [RES_x(0, 10, \text{centro}) + RES_y(10, 0, \text{centro}) + RES_x(0, 10, 1/4FOV) + RES_y(10, 0, 1/4FOV)]/4$ $RES = [RES_z(10, 0, \text{centro}) + RES_z(0, 10, \text{centro}) + RES_z(10, 0, 1/4FOV) + RES_z(0, 10, 1/4FOV)]/4$ |
| TOLERANCIAS | <p>Los valores de AIMA y AIDA no deben ser peores que los especificados por el fabricante. Si éste no especifica los AIDA se debe verificar que:</p> $AIDA_{\text{medido}}/AIMA_{\text{medido}} \text{ entre } 1.8 \text{ y } 2.0$ <p>Establecidos los valores de referencia, la tolerancia para la resolución espacial es:</p> $AIMA_{\text{medido}} < 1.05 AIMA_{\text{esperado}}$ |
| TIEMPO ESTIMADO | 2 h. Incluye: preparar los capilares (unos 15 min), adquirir y reconstruir. |
| OBSERVACIONES | Se recomienda que sea la primera prueba en realizar porque requiere una mayor concentración de la actividad. |

BIBLIOGRAFÍA

- NEMA. Performance measurements of positron emission tomographs. NEMA Standards publication NU2-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.
- IAEA. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. IAEA Human Health Series. No 1. Vienna, 2009.
- Martí-Climent JM, Prieto E, Domínguez-Prado I, García-Velloso MJ, Rodríguez-Fraile M, Arbizu J, Vigil C, Caicedo C, Peñuelas I, Richter JA. [Contribution of time of flight and point spread function modeling to the performance characteristics of the PET/CT Biograph mCT scanner]. *Rev Esp Med Nucl Imagen Mol.* 2013 Jan;32(1):13-21.
- Martí-Climent JM y Puchal R. Control de calidad en PET, en Tomografía por emisión de positrones y CT. Instrumentación y aplicaciones. Editado por M Levi de Cabrejas. Buenos Aires, 2011.

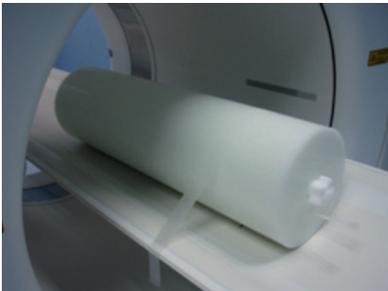
| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | PET02 |
| NOMBRE | SENSIBILIDAD |
| FINALIDAD | Determinar la tasa de sucesos verdaderos por unidad de concentración de la actividad con un maniquí cilíndrico de dimensiones conocidas. La prueba tiene en cuenta el hecho de que los positrones tienen un recorrido variable en el material antes de la aniquilación, utilizándose espesores crecientes de material absorbente y extrapolando las medidas a cero. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Referencia. Constancia: anual. Cuando se realiza una reparación que implique una sustitución de un número importante de bloques, si se observa una degradación de la imagen. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Maniquí de sensibilidad (Nema, 2007). La fuente lineal se rellena uniformemente con ^{18}F . La actividad debe ser tal que el porcentaje de pérdidas por tiempo muerto no supere el 1% y la tasa de sucesos aleatorios no supere el 5%. Un valor indicativo es 5 MBq. Se registra la actividad de la fuente (A_{cal}) y el tiempo de medida (T_{cal}). |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>La fuente se suspende en aire (con el primer manguito) dentro del campo de visión del tomógrafo y en el eje del equipo tal como se ilustra en la figura 1, y se realizan medidas sucesivas (de tiempo (T_k)) en las que se van añadiendo hasta 4 manguitos cilíndricos. Se debe acumular al menos 10000 sucesos verdaderos en cada medida.</p>  <p>Figura 1. Maniquí de sensibilidad suspendido en aire dentro del campo de visión (Martí-Climent JM, 2003).</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Se realiza un reordenamiento de los sucesos por medio del método SSR ("single slice rebinning"). Se determina el número de sucesos registrados para cada medida experimental (k) y corte del tomógrafo (i). Estos se corrigen por el desvanecimiento radiactivo y se dividen por la duración de la medida (T_k), obteniendo la tasa de sucesos en cada medida y corte ($R_{k,i}$). Finalmente se suma todos los $R_{k,i}$ para obtener R_k. Estas tasas R_k se ajustan a una función exponencial, en función del espesor acumulado en la medida x_k, según:</p> |

| | |
|------------------------|--|
| | $R_k = R_0 \cdot \exp(-2\mu x_k)$ <p>que permite obtener el coeficiente de atenuación del material μ (que al ajustarse compensa por los fotones dispersos) y la tasa de recuento sin atenuación (R_0).</p> <p>La sensibilidad total del tomógrafo PET (S_{tot}) vendrá dada por el cociente entre R_0 y la actividad de la fuente lineal,</p> $S_{tot} = R_0/A_{cal}$ <p>Se determina el perfil de sensibilidad axial a partir del número de sucesos registrados en cada corte del tomógrafo para la medida experimental con el menor espesor de manguitos ($R_{1,i}$).</p> $S_i = (R_{1,i}/R_1)S_{tot}$ <p>Se representa gráficamente el perfil de sensibilidad como S_i en función del número del corte de la imagen.</p> <p>Se repiten las medidas y el análisis con la fuente desplazada a 10 cm del eje del tomógrafo, determinándose así la sensibilidad en el centro y a 10 cm del eje.</p> |
| TOLERANCIAS | <p>El valor de la sensibilidad no debe ser peor que el especificado por el fabricante.</p> <p>Establecidos los valores de referencia, la tolerancia para la sensibilidad total es:</p> $S_{total, medida} > 0.95 S_{total, esperada}$ |
| TIEMPO ESTIMADO | 2 h. Incluye: preparar la fuente lineal (unos 15 min), adquirir y procesar. |
| OBSERVACIONES | Si la medida de los sucesos aleatorios se realiza por separado, estos deben sustraerse para que la medida de la sensibilidad sólo sea debida a los sucesos verdaderos. |

BIBLIOGRAFÍA

- NEMA. Performance measurements of positron emission tomographs. NEMA Standards publication NU2-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.
- AEA. IAEA Human Health Series. No 1. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Vienna, 2009.
- Bailey DL, Jones T, Spinks TJ. A method for measuring the absolute sensitivity of positron emission tomographic scanners. Eur J Nucl Med. 1991;18(6):374-9. Erratum in: Eur J Nucl Med 1991;18(10):861.
- Martí-Climent JM, Prieto E, Domínguez-Prado I, García-Velloso MJ, Rodríguez-Fraile M, Arbizu J, Vigil C, Caicedo C, Peñuelas I, Richter JA. [Contribution of time of flight and point spread function modeling to the performance characteristics of the PET/CT Biograph mCT scanner]. Rev Esp Med Nucl Imagen Mol. 2013 Jan;32(1):13-21.
- Martí-Climent JM y Puchal R. Control de calidad en PET, en Tomografía por emisión de positrones y CT. Instrumentación y aplicaciones. Editado por M Levi de Cabrejas. Buenos Aires, 2011.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | PET03 |
| NOMBRE | MEDIDA DE LA FRACCIÓN DE DISPERSIÓN, FRACCIÓN DE PÉRDIDAS Y ALEATORIOS |
| FINALIDAD | <p>Evaluación de la dispersión de fotones, pérdidas de la tasa de recuento y los sucesos aleatorios (“randoms”). La dispersión y los sucesos aleatorios introducen sucesos no válidos que afectan a la calidad de imagen y a la cuantificación.</p> <p>La fracción de dispersión se define como la relación de coincidencias de dispersión a la suma de los sucesos de dispersión y las coincidencias, cuando las coincidencias de sucesos debidas al azar son insignificantes (es decir, a bajas tasas de cuentas). Esto puede variar según el diseño del equipo (por ejemplo, su resolución de energía, modo 2D frente a 3D). Es deseable una fracción de dispersión pequeña.</p> <p>El desempeño de la tasa de contaje refleja la capacidad de un tomógrafo para medir fuentes de alta y baja actividad con precisión. Esto es particularmente relevante porque los estudios clínicos se realizan frecuentemente con niveles de actividad para el que las pérdidas de conteo debido al tiempo muerto no son despreciables.</p> <p>El parámetro NEC (“Noise Equivalent Count rate”), se utiliza para ver el desempeño del equipo en la medida de la tasa de conteo como una función de la concentración de actividad; el pico NEC y la concentración de actividad correspondiente puede ser utilizado como una guía para determinar la actividad óptima para ser administrada a pacientes en un contexto clínico específico. El NEC estima las tasas de recuento útiles de un escáner teniendo en cuenta, suponiendo estadística de Poisson, la contribución de los sucesos verdaderos y de los dispersos y aleatorios (“randoms”) a la tasa total de coincidencia.</p> |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: anual. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | <p>Maniquí de dispersión (Nema, 2007, Figura 1). Se utiliza una concentración de ^{18}F cuya actividad inicial la recomienda el fabricante para que se pueda medir adecuadamente el pico NEC.</p>  <p>Figura 1. Maniquí de dispersión centrado en el campo de visión y con la fuente lineal (Martí-Climent JM, 2013).</p> |

PROCEDIMIENTO

ADQUISICIÓN DE DATOS

El maniquí se coloca centrado en el campo de visión sobre la camilla del paciente. Se realiza una adquisición dinámica a intervalos de medida no superiores a la cuarta parte del periodo de semidesintegración del radionucleido, hasta que las pérdidas sean menores al 1%. Con el fin de evaluar adecuadamente el pico NEC, las medidas deberían realizarse cada 15 min. En esta prueba es recomendable el uso del protocolo aportado por el fabricante del equipo.

PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Para tomógrafos de campo axial menor de 65 cm se generan todos los sinogramas. Si el campo es mayor de 65 cm, sólo se generan los sinogramas de los 65 cm centrales. No se aplica ninguna corrección en los sinogramas. Se dispone de los sinogramas (planos i) generados en cada adquisición temporal (k). En los sinogramas se igualan a cero los píxeles que están más allá de 12 cm del eje central del maniquí. Para cada fila del sinograma de sucesos totales, se determina el máximo y se desplaza la fila para que el máximo esté centrado en el sinograma. A continuación se suman las filas obteniendo el perfil suma de proyecciones (Figura 2).

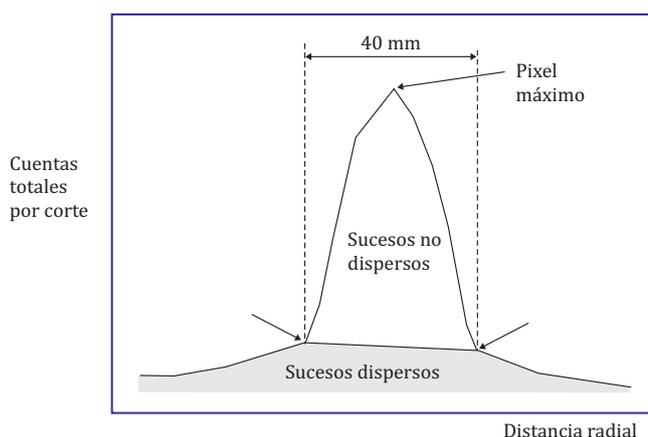


Figura 2. Análisis del perfil suma de proyecciones del maniquí, para obtener los sucesos dispersos y los totales (Martí-Climent, 2011).

En el perfil obtenido se determinan los píxeles radiales que están a 20 mm del máximo, de modo que se determina el número total de sucesos dispersos C_{Sik} tal como ilustra la figura, y el número de sucesos totales (C_{Tik}) como la suma del área bajo la curva para todas las distancias radiales. Por otro lado, a partir del sinograma de sucesos aleatorios se obtiene el número de sucesos aleatorios C_{Rik} , sumando los sucesos registrados. A partir de estos sucesos totales, aleatorios y de dispersión, para cada plano y adquisición temporal se determina la fracción de dispersión (SF) para cada plano y del sistema, como

$$SF = \frac{\text{Sucesos no dispersos} - \text{Sucesos aleatorios}}{\text{Sucesos totales} - \text{Sucesos aleatorios}}$$

Para determinar los ritmos de sucesos se considera la duración de cada adquisición ($T_{adq,k}$):

| | |
|------------------------|--|
| | <p>Ritmo de sucesos totales</p> $R_{Tot,i,k} = C_{Tot,i,k}/T_{adq,k}$ <p>Ritmo de sucesos verdaderos</p> $R_{t,i,k} = (C_{Tot,i,k} - C_{R+S,i,k})/T_{adq,k}$ <p>Ritmo de sucesos aleatorios</p> $R_{R,i,k} = C_{R,i,k}/T_{adq,k}$ <p>Ritmo de sucesos dispersión</p> $R_{S,i,k} = (C_{R+S,i,k} - C_{R,i,k})/T_{adq,k}$ <p>El parámetro NEC del corte i en la adquisición k será:</p> $NEC_{i,k} = R_{t,i,k}/(R_{Tot,i,k} + n R_{R,i,k})$ <p>donde el factor n es 0 o 1 para los sistemas que no realizan o si realizan una sustracción directa de los sucesos aleatorios. De este modo se considera el ruido introducido por la estimación de los sucesos aleatorios. Los distintos ritmos de sucesos (verdaderos, aleatorios, de dispersión, NEC y totales) para el equipo (o sistema) estarán caracterizados, para cada adquisición, por la suma de todos los cortes correspondientes. Se obtiene la representación gráfica de estos parámetros en función de la concentración efectiva de actividad, considerando el volumen total del cilindro (22000 cm³). Se determinan los picos de estas curvas, especialmente las de sucesos verdaderos y la NEC, así como las concentraciones de actividad en las que se producen los picos, en particular la concentración (a_{NEC}) para el máximo NEC.</p> |
| TOLERANCIAS | <p>Los valores de la fracción de dispersión, del pico NEC y de la concentración del pico NEC no deben ser peores que los especificados por el fabricante. Establecidos los valores de referencia, la tolerancia para la fracción de dispersión es:</p> $SF_{medida} < 1.05 SF_{esperada}$ |
| TIEMPO ESTIMADO | 12 -16 h. |
| OBSERVACIONES | Si se superan los valores de tolerancias, verificar que el maniquí está colocado correctamente y la actividad es la adecuada. |

BIBLIOGRAFÍA

NEMA. Performance measurements of positron emission tomographs. NEMA Standards publication NU2-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.

IAEA. IAEA Human Health Series. No 1. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Vienna, 2009.

Martí-Climent JM, Prieto E, Domínguez-Prado I, García-Velloso MJ, Rodríguez-Fraile M, Arbizu J, Vigil C, Caicedo C, Peñuelas I, Richter JA. [Contribution of time of flight and point spread function modeling to the performance characteristics of the PET/CT Biograph mCT scanner]. Rev Esp Med Nucl Imagen Mol. 2013 Jan;32(1):13-21.

Martí-Climent JM y Puchal R. Control de calidad en PET, en Tomografía por emisión de positrones y CT. Instrumentación y aplicaciones. Editado por M Levi de Cabrejas. Buenos Aires, 2011.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | PET04 |
| NOMBRE | EXACTITUD DE LAS CORRECCIONES DE SUCESOS ALEATORIOS Y PÉRDIDAS DE SUCESOS |
| FINALIDAD | Valorar la bondad de las correcciones que el sistema aplica a los datos adquiridos tras caracterizar estos dos parámetros. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: anual. |
| PERSONAL | Especialista en radiofísica |
| MATERIAL | Maniquí de dispersión (Nema, 2007). Se utiliza una concentración de ^{18}F cuya actividad inicial la recomienda el fabricante para que se pueda mediar adecuadamente el pico NEC. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Ficheros obtenidos en la prueba PET03 de “Medida de la fracción de dispersión, fracción de pérdidas y aleatorios”. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Para tomógrafos de campo axial menor de 65 cm se reconstruyen todos los cortes. Si el campo es mayor de 65 cm, sólo se reconstruyen los cortes de los 65 cm centrales. Las imágenes deben ser reconstruidas con los métodos normales y se aplicarán todas las correcciones, incluyendo las de tiempo muerto y sucesos aleatorios. Para poder comparar los resultados, se debe especificar tanto el método utilizado como las correcciones aplicadas.</p> <p>Se dibuja una región circular, de radio 180 mm, centrada en el maniquí (no en la fuente). En ella se determina para cada plano i e imagen k, el número de sucesos $C_{\text{ROI},i,k}$.</p> <p>A partir del tiempo T_k de la adquisición k, se evalúa la tasa de cuentas:</p> $R_{\text{ROI},i,k} = C_{\text{ROI},i,k} / T_{\text{adq},k}$ <p>El ritmo de conteo extrapolado $R_{\text{Extra},i,k}$ se obtiene a partir del promedio de las tres medidas con menor actividad ($k = 1$ a 3), con el fin de minimizar los efectos de una pobre estadística, según:</p> $R_{\text{Extra},i,k} = (1/3) A_{\text{ave},i,k} \sum_k R_{\text{ROI},i,k} / A_{\text{ave},k}$ <p>donde $A_{\text{ave},k}$ es la actividad media en la adquisición k.</p> <p>Se determina la desviación relativa del ritmo de conteo por:</p> $ER_{i,k} = 100(R_{\text{ROI},i,k} - R_{\text{Extra},i,k}) / R_{\text{Extra},i,k} \%$ <p>Se representa gráficamente el mayor y el menor de los valores de $R_{i,k}$ entre los cortes i, en función de la concentración de actividad (de cada imagen k). Esto permite analizar la variabilidad (y el rango) de la desviación relativa del ritmo de conteo.</p> <p>Se registra el valor máximo de la desviación $ER_{i,j}$ para la actividad igual, o menor, a la concentración a_{NEC} determinada en la prueba anterior (PET03).</p> |

| | |
|------------------------|---|
| TOLERANCIAS | <p>El valor de la desviación relativa de conteo no debe ser peor que el especificado por el fabricante.</p> <p>Establecidos los valores de referencia, la tolerancia para la desviación relativa de conteo es:</p> $ER_{\text{medido}} < 1.05 ER_{\text{esperado}}$ |
| TIEMPO ESTIMADO | 1 h. Depende del tiempo de reconstrucción. |
| OBSERVACIONES | <p>Se realiza a partir de los datos adquiridos en PET03.</p> <p>Si se superan los valores de las tolerancias, verificar que el maniquí está colocado correctamente y la actividad es la adecuada.</p> |

BIBLIOGRAFÍA

NEMA. Performance measurements of positron emission tomographs. NEMA Standards publication NU2-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.

Martí-Climent JM y Puchal R. Control de calidad en PET, en Tomografía por emisión de positrones y CT. Instrumentación y aplicaciones. Editado por M Levi de Cabrejas. Buenos Aires, 2011.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | PET05 |
| NOMBRE | CALIDAD DE IMAGEN. EXACTITUD DE LAS CORRECCIONES DE ATENUACIÓN Y DISPERSIÓN Y DE LA CUANTIFICACIÓN |
| FINALIDAD | Evaluar la calidad de imagen usando un maniquí con lesiones frías y calientes para simular las imágenes clínicas. Este test también permite calcular las correcciones de atenuación y de dispersión así como cuantificar las medidas absolutas de actividad en un volumen de interés. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Referencia. Constancia: anual. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | <p>Maniquí de calidad de imagen. Maniquí de dispersión (Nema, 2007). El maniquí de cuerpo se rellena con una solución radiactiva con una concentración de 5.3 kBq/ml de ^{18}F, que corresponde a una administración típica en los estudios de cuerpo entero de 370 MBq (10 mCi) distribuidos en 70 l. Si la actividad recomendada en los estudios clínicos por el fabricante del tomógrafo fuera distinta, habría que variar la concentración en el maniquí. La concentración debe ser conocida con una incertidumbre menor de un 5%.</p> <p>Las dos esferas mayores se rellenan de agua para simular lesiones frías, mientras que las 4 pequeñas se rellenan con una concentración de ^{18}F tal que el cociente de concentraciones esferas-fondo sea de 4:1 y 8:1 El cilindro interno, de número atómico bajo para simular el pulmón, no se rellena. La fuente lineal de maniquí de dispersión se rellena con 116 MBq de ^{18}F, así también simula la concentración de 5.3 kBq/ml fuera del campo de visión del equipo.</p> <p>El maniquí de cuerpo se coloca de modo que las esferas estén en el mismo plano transversal, además de estar coplanar el plano central del tomógrafo (Figura 1).</p> <p>El maniquí de dispersión se sitúa lindando al de torso, en el lado más cercano a las esferas.</p> |
| |  |
| | <p>Figura 1. Maniquí de calidad de imagen situado en el campo de visión. Se observa también el maniquí de dispersión fuera del campo de visión. (Martí-Climent JM, 2013).</p> |

PROCEDIMIENTO

ADQUISICIÓN DE DATOS

Se deben realizar tres adquisiciones del maniquí de calidad para cada cociente de concentraciones esferas: fondo.

Como referencia, la duración de la adquisición también intenta simular la realización de un estudio de cuerpo entero en un paciente, en el que 100 cm explorados se realizan en 60 minutos. Por ello, el tiempo dedicado entre los estudios de emisión y de transmisión en el maniquí será el cociente 60 min/100 cm multiplicado por la longitud axial de un paso o movimiento de la camilla. Sin embargo, los parámetros de adquisición y transmisión del estudio serán los recomendados por el fabricante del equipo para la realización estándar de los estudios oncológicos de cuerpo entero.

Todos los parámetros deberán ser especificados, ya que la calidad de imagen depende de cómo sea el proceso de adquisición y reconstrucción. Por ello, deberá considerarse el tamaño del píxel, el espesor del corte, el tamaño de la matriz tanto de adquisición como de reconstrucción, y el algoritmo utilizado en la reconstrucción tomográfica, incluyendo parámetros de filtro y suavizado.

PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Calidad de imagen:

El análisis de la imagen se realiza en el plano que incluye las seis esferas. En cada una de ellas se dibuja una región de interés (ROI) centrada en la misma y del tamaño de la esfera. Asimismo se dibujan 12 regiones de interés del mismo tamaño que cada esfera sobre el fondo del maniquí. Estas regiones del fondo se copian en los planos distantes +2, +1, -1 y -2 cm del plano central en que están las esferas, obteniéndose 60 regiones de fondo para cada tamaño de la esfera que permiten determinar el valor medio del fondo (C_B) para cada tamaño.

Se define C_{Hj} como el valor medio de la ROI en la esfera caliente j , C_{Cj} como el valor medio de la ROI en la esfera fría j , a_H y a_B como las concentraciones de radiactividad en la esfera caliente y en el fondo, y SD_j como la desviación típica de las 60 ROI de fondo del tamaño de la esfera j .

El porcentaje de contraste de la esfera caliente j se evalúa como:

$$Q_{Hj} = 100[(C_{Hj} - C_{Bj})/C_{Hj}]/[(a_{Hj} - a_{Bj})/a_{Hj}]$$

El porcentaje de contraste de la esfera fría j se evalúa como:

$$Q_{Cj} = 100(C_{Bj} - C_{Cj})/C_{Bj}$$

El porcentaje de variabilidad del fondo para la esfera j se evalúa como:

$$N_{Cj} = 100 SD_j/C_{Bj}$$

Exactitud de las correcciones de dispersión y atenuación:

Se dibuja una ROI de 30 mm de diámetro centrada en el cilindro (medio no uniforme que simula el pulmón), y se evalúa el valor medio en todos los planos.

La exactitud de las correcciones se expresa por medio del porcentaje de la desviación relativa, para cada corte i :

$$\Delta C_{\text{pulmón}, i} = 100 C_{\text{pulmón}, i}/C_{Bi}$$

| | |
|------------------------|--|
| | <p>donde $C_{\text{pulmón},i}$ es el valor medio de la ROI en el pulmón y C_{Bi} es el valor medio de las 60 regiones de fondo de 3.7 cm de diámetro, determinado al evaluar los parámetros de contraste.</p> <p><i>Exactitud en la determinación de la concentración de actividad:</i></p> <p>Se evalúa la concentración de actividad en las 12 regiones de 3.7 cm de diámetro situadas en el fondo (utilizadas para los parámetros de calidad) en el plano j, y se determina su valor medio A_j.</p> <p>Se obtiene la desviación relativa en la cuantificación de la actividad, en el plano j como:</p> $\Delta A_j = 100(A_{B,j} - A_B)/A_B$ <p>donde A_B es la actividad experimental utilizada en el maniquí.</p> |
| TOLERANCIAS | <p>Los fabricantes no suelen especificar valores para esta prueba. Establecidos los valores de referencia, y considerando las tres repeticiones de medidas de la prueba, la tolerancia respecto a los valores de referencia es del 5%.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | 2 h. |
| OBSERVACIONES | <p>Si se comienza con relación esferas/fondo 4:1, conocido el volumen del maniquí de torso (aproximadamente 9 litros) se rellena $\frac{1}{4}$ de volumen con agua, se inyecta la actividad calculada para que en la adquisición tengamos 5.3 kBq/ml de fondo y 21.2 kBq/ml en las esferas, se mezcla bien y procedemos a rellenar la esferas con esta solución, completando a continuación con agua el total del volumen del maniquí.</p> <p>Si se realiza primero la adquisición con contraste 8:1 y se administra al tanque del maniquí una actividad igual a la inicial, la adquisición del contraste 4:1 se puede realizar a los 109 minutos de la adquisición anterior.</p> |

BIBLIOGRAFÍA

- NEMA. Performance measurements of positron emission tomographs. NEMA Standards publication NU2-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.
- IAEA. IAEA Human Health Series. No 1. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Vienna, 2009.
- Martí-Climent JM, Prieto E, Domínguez-Prado I, García-Velloso MJ, Rodríguez-Fraile M, Arbizu J, Vigil C, Caicedo C, Peñuelas I, Richter JA. [Contribution of time of flight and point spread function modeling to the performance characteristics of the PET/CT Biograph mCT scanner]. Rev Esp Med Nucl Imagen Mol. 2013 Jan;32(1):13-21.
- Martí-Climent JM y Puchal R. Control de calidad en PET, en Tomografía por emisión de positrones y CT. Instrumentación y aplicaciones. Editado por M Levi de Cabrejas. Buenos Aires, 2011.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | PET06 |
| NOMBRE | RESOLUCIÓN EN ENERGÍA |
| FINALIDAD | Comprobar el funcionamiento correcto de los fotomultiplicadores y asegurar que la eficiencia de la recogida de la luz está dentro de las especificaciones del fabricante. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: anual. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Fuente puntual de ^{18}F . Las pérdidas por tiempo muerto y sucesos aleatorios deben ser menores que 5 %. Se sitúa en el centro del campo de visión, suspendida en aire. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Para la adquisición seguir el procedimiento establecido por el fabricante. Adquirir al menos 10000 sucesos en el pico del espectro energético. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Para el análisis seguir el procedimiento establecido por el fabricante. Si se dispone del espectro energético, obtener la resolución en energía como anchura a mitad de la altura del fotopico (AIMA), y referirla en porcentaje a la energía de 511 keV: $RE = 100 AIMA/511$ |
| TOLERANCIAS | El valor de la resolución en energía no debe ser peor que el especificado por el fabricante. Establecido el valor de referencia, la tolerancia para la resolución energética es: $RE_{medida} < 1.05 RE_{esperada}$ |
| TIEMPO ESTIMADO | 1 h (Preparación, adquisición y proceso). |
| OBSERVACIONES | |

| BIBLIOGRAFÍA |
|---|
| IAEA Human Health Series. No 1. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Vienna, 2009. |

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | PET07 |
| NOMBRE | RESOLUCIÓN TEMPORAL PARA PET CON TOF (TIEMPO DE VUELO) |
| FINALIDAD | Determinar la capacidad del sistema para calcular la diferencia en el tiempo de llegada de los dos fotones de coincidencia, y por lo tanto, obtener información sobre la ubicación probable de la aniquilación a lo largo de la LOR (línea de respuesta). |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: diaria. |
| PERSONAL | En aceptación-radiofísico, en constancia diaria-técnico. |
| MATERIAL | Fuente puntual de periodo de semidesintegración largo, como ^{22}Na o la recomendada por el fabricante. La fuente se coloca exactamente en el centro del campo de visión. |

PROCEDIMIENTO

| | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Seguir el procedimiento establecido por el fabricante para la determinación de la resolución temporal. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | El procedimiento básicamente debe: Detectar coincidencias con su tiempo de detección. Hacer un histograma de las diferencias temporales entre cada pareja de sucesos coincidentes. Obtener la resolución temporal midiendo la AIMA en el histograma. |
| TOLERANCIAS | El valor de la resolución temporal no debe ser peor que el especificado por el fabricante. Establecido el valor de referencia, la tolerancia para la resolución temporal es: $RT_{\text{medido}} < 1.05 RT_{\text{esperado}}$ |
| TIEMPO ESTIMADO | 15 min. |
| OBSERVACIONES | El tiempo de resolución debe de ser un parámetro constante. |

BIBLIOGRAFÍA

IAEA. IAEA Human Health Series. No 1. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Vienna, 2009.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | PET08 |
| NOMBRE | ESTABILIDAD DIARIA |
| FINALIDAD | Evaluar, mediante una adquisición rutinaria y rápida, la constancia del funcionamiento del sistema de detectores, y permitir conocer cualquier cambio, por ejemplo, el fallo de un bloque o módulo. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Constancia: diaria. |
| PERSONAL | Técnico. |
| MATERIAL | Se utilizan fuentes radiactivas que dependen del fabricante, del modelo del equipo y del modo de adquisición (2D o 3D). El rango de actividad lo recomendará el fabricante. Las más comunes son: Fuentes lineales de ^{68}Ge . Cilindro uniforme de ^{68}Ge , normalmente colocado en el campo de visión centrado tanto horizontal como verticalmente. Fuente puntual de ^{22}Na centrada en el campo de visión. Fuente puntual de ^{137}Cs . |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Usar el protocolo de control de calidad diario proporcionado por el fabricante. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Analizar visualmente los sinogramas buscando artefactos en forma de rayas. Compararlo con el sinograma de referencia. Realizar el análisis cuantitativo según el protocolo proporcionado por el fabricante. Registrar los valores de los parámetros proporcionados. |
| TOLERANCIAS | Son las establecidas por el fabricante para el protocolo que se utilice como control de calidad diario. |
| TIEMPO ESTIMADO | De 30 min a 1 h. |
| OBSERVACIONES | La prueba es diaria y debe realizarse antes de la utilización del equipo para exploraciones de pacientes. La aparición de artefactos en el sinograma o la superación de los valores de tolerancia para otros parámetros indica un funcionamiento incorrecto del equipo y debe ser analizado; desviaciones pequeñas pueden ser corregidas en algunos equipos realizando una normalización de los cristales detectores pero cambios importantes o artefactos indican fallos de los bloques detectores y hay que comunicarlo al Servicio Técnico del equipo para solucionarlo. |

BIBLIOGRAFÍA

IAEA. IAEA Human Health Series. No 1. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Vienna, 2009.
Martí-Climent JM y Puchal R. Control de calidad en PET, en Tomografía por emisión de positrones y CT.
Instrumentación y aplicaciones. Editado por M Levi de Cabrejas. Buenos Aires, 2011.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | PET09 |
| NOMBRE | PRUEBA DE PET EN MODO CLÍNICO |
| FINALIDAD | Comprobar el funcionamiento correcto de todos los procesos que intervienen en la realización de una exploración clínica para identificar problemas con los subsistemas PET y TC: corrección de atenuación, movimiento de la cama, reconstrucción y registro PET/TC. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Constancia: diaria. |
| PERSONAL | Técnico. |
| MATERIAL | Maniquí de uniformidad. Puede utilizarse una fuente cilíndrica de ^{68}Ge o un tanque lleno de agua con ^{18}F . Actividad de unos 40-70 MBq (1-2 mCi). Se coloca en el campo de visión centrado tanto horizontal como verticalmente. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Se adquiere el maniquí con un protocolo de dos posiciones de camilla, de modo que el maniquí esté centrado en el solapamiento de las dos posiciones de la cama. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | La reconstrucción del estudio se realiza con el protocolo normal de los estudios de cuerpo entero. El análisis de la imagen es visual, procurando identificar cualquier artefacto en la imagen en los tres planos (axial, coronal y sagital). La imagen debe ser uniforme en las dos posiciones de camilla. Inspeccionar asimismo la imagen TC, o en su defecto la imagen del mapa de atenuación obtenida con las fuentes de transmisión. Observar el correcto corregistro de las imágenes de emisión y de TC (o de atenuación). |
| TOLERANCIAS | La imagen no debe presentar artefactos. El corregistro con la imagen de transmisión, o TC, debe ser correcto (análisis visual). |
| TIEMPO ESTIMADO | 30 min de adquisición y procesado. |
| OBSERVACIONES | La prueba es diaria y debe realizarse antes de la utilización del equipo para exploraciones de pacientes. Fallos del sistema o presencia de artefactos en las imágenes implican una intervención del Servicio técnico. |

| BIBLIOGRAFÍA |
|--|
| IAEA.IAEA Human Health Series. No 1. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Vienna, 2009. |

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | PET10 |
| NOMBRE | UNIFORMIDAD TOMOGRÁFICA |
| FINALIDAD | Comprobar que la imagen reconstruida de una distribución homogénea (en los campos transversal y axial) es uniforme y no presenta variaciones estadísticas significativas. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: trimestral. |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | Maniquí de uniformidad. La concentración de ^{18}F debe ser de unos 21 kBq/ml (120 a 130 MBq), unas cuatro veces la concentración de radiactividad en un estudio oncológico. Las pérdidas por tiempo muerto y sucesos aleatorios deben ser menores del 20%. Alternativamente se puede utilizar un maniquí de ^{68}Ge . El cilindro se coloca en el centro del campo de visión del tomógrafo, pero desplazado verticalmente 25 mm. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | La adquisición debe ser realizada en los distintos modos de operación del tomógrafo (2D y/o 3D), y la duración debe ser suficiente como para adquirir al menos 20 millones de sucesos por plano transaxial. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>La imagen se reconstruye aplicando todas las correcciones (normalización, variación de la sensibilidad en cada corte, tiempo muerto, por sucesos aleatorios y por sucesos dispersos). La corrección de atenuación debe ser por método analítico.</p> <p>Se realiza un análisis visual de los cortes transaxiales y sagitales con el fin de identificar posibles artefactos.</p> <p>El análisis se realiza en un mapa de regiones de interés cuadradas de 1 cm × 1 cm, totalmente inscritas en un círculo de 175 mm de diámetro centrado en la imagen.</p> <p><i>Uniformidad intraplano:</i></p> <p>La no uniformidad del plano j vendrá dada por:</p> $NU_j(+)=100(\text{MAX}(C_k)-\text{MED}(C_k))/\text{MED}(C_k)\%$ $NU_j(-)=100(\text{MIN}(C_k)-\text{MED}(C_k))/\text{MED}(C_k)\%$ <p>siendo $\text{MAX}(C_k)$ y $\text{MIN}(C_k)$ las cuentas (C_k) máximas y mínimas en cualquier región (k) dentro del plano j, y $\text{MED}(C_k)$ el valor medio de las regiones del plano j.</p> <p>La no uniformidad intracorte es el valor máximo para todos los planos j entre $NU_j(+)$ y $-NU_j(-)$.</p> <p>Se evalúa el coeficiente de variación para cada plano j de las cuentas (C_k) de todas las regiones k del plano.</p> |

| | |
|------------------------|---|
| | <p><i>Uniformidad del volumen:</i></p> <p>Se determina la no uniformidad máxima y mínima en todo el volumen como:</p> $NU_j(+)=100(\text{MAX}(C_k)-\text{MED}(C_k))/\text{MED}(C_k)\%$ $NU_j(-)=100(\text{MIN}(C_k)-\text{MED}(C_k))/\text{MED}(C_k)\%$ <p>donde $\text{MAX}(C_k)$, $\text{MIN}(C_k)$ y $\text{MED}(C_k)$ se determinan entre todos los cuadros de todos los cortes.</p> <p>Se evalúa el coeficiente de variación para todas las cuentas (C_k) de todas las regiones k de todos los planos.</p> <p><i>No uniformidad del sistema:</i></p> <p>La no uniformidad del sistema (entre planos) se obtiene a partir de los valores medios en cada corte (i) de sus valores C_k. Se determina la no uniformidad máxima y mínima en todo el sistema como:</p> $NU_j(+)=100(\text{MAX}(C_i)-\text{MED}(C_k))/\text{MED}(C_i)\%$ $NU_j(-)=100(\text{MIN}(C_i)-\text{MED}(C_k))/\text{MED}(C_i)\%$ <p>donde $\text{MAX}(C_i)$, $\text{MIN}(C_i)$ y $\text{MED}(C_k)$ se determinan entre los valores (promedios) de cada plano.</p> <p>Se evalúa el coeficiente de variación de los valores (promedios) de cada plano.</p> |
| TOLERANCIAS | <p>Los fabricantes no suelen especificar valores para esta prueba. Establecidos los valores de referencia de la no uniformidad intracortes, la uniformidad del tomógrafo en todo el campo de visión (volumen) y la uniformidad intercortes; la tolerancia respecto a los valores de referencia es del 5%.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | 2 a 4 h. |
| OBSERVACIONES | La corrección de atenuación se efectúa por el método de cálculo (analíticamente), en lugar de la medida del sinograma de transmisión, con el fin de no propagar el error (ruido) estadístico de la imagen reconstruida. |

BIBLIOGRAFÍA

- NEMA. Performance measurements of positron emission tomographs. NEMA Standards publication NU2-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.
- IAEA. IAEA Human Health Series. No 1. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Vienna, 2009.
- Karp JS, Daube-Witherspoon ME, Hoffman EJ, Lewellen TK, Links JM, Wong WH, Hichwa RD, Casey ME, Colsher JG, Hitchens RE, et al. Performance standards in positron emission tomography. J Nucl Med. 1991 Dec;32(12):2342-50.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | PET11 |
| NOMBRE | PRUEBA DE CALIDAD DE IMAGEN RUTINARIA |
| FINALIDAD | Controlar la variación de los parámetros de calidad de imagen: uniformidad, resolución espacial y concentración, utilizando un maniquí. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Constancia: trimestral. |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | <p>Maniquí para la calidad rutinaria (Figura 1). Se rellena con una disolución de ^{18}F, cuya actividad (110-180 MBq) dependerá del modo de adquisición del equipo, no produciendo más de un 20% de tiempo muerto; las esferas no deben tener actividad.</p>  <p>Figura 1. Maniquí de Jaszczak para el control de calidad de imagen (Martí-Climent, 2011).</p> |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Realizar la adquisición y la reconstrucción según el protocolo de cerebro. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p><i>Uniformidad:</i> Se determina un volumen de interés VOI trazando regiones circulares, de 2 cm de diámetro menor que el diámetro del maniquí, en los planos contiguos centrales de la zona homogénea del maniquí. Se determina la uniformidad integral como:</p> $U = 100[C_{\max} - C_{\min}]/[C_{\max} + C_{\min}]$ <p>donde C_{\max} y C_{\min} son los valores máximo y mínimo de los vóxeles dentro del VOI.</p> |

| | |
|------------------------|--|
| | <p><i>Exactitud de la concentración de actividad:</i></p> <p>Se evalúa comparando la concentración de actividad conocida en el maniquí (A_{ref}), en el momento de realizar el estudio PET, con el valor medio (A_{med}) proporcionado por los vóxeles incluidos en el VOI trazado para la medida de uniformidad:</p> $\Delta A_j = 110 (A_{med} - A_{ref})/A_{ref}$ <p><i>Resolución espacial:</i></p> <p>Se evalúa visualmente determinando, en el inserto de resolución, el tamaño de las barras más pequeñas que se pueden identificar.</p> |
| TOLERANCIAS | Establecidos los valores de referencia, para la uniformidad, la exactitud en la concentración de actividad y la resolución espacial no debería variar significativamente de los valores de referencia. |
| TIEMPO ESTIMADO | 2 h para la preparación, adquisición y proceso. |
| OBSERVACIONES | <p>La definición de uniformidad es igual a la de uniformidad integral para una gammacámara.</p> <p>De modo alternativo para determinar la exactitud de la concentración de actividad, si se conoce la actividad utilizada y el volumen de agua en la que se ha disuelto, estos datos se pueden aportar en la adquisición (datos del "paciente") para que la imagen muestre los valores de SUV, en lugar de la concentración de actividad (Bq/cm^3). En este caso la herramienta de análisis de la imagen del equipo proporcionaría el valor medio del SUV en el VOI, que se compararía con el valor de SUV esperado de 1.</p> |

BIBLIOGRAFÍA

IAEA. IAEA Human Health Series. No 1. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Vienna, 2009.
Martí-Climent JM y Puchal R. Control de calidad en PET, en Tomografía por emisión de positrones y CT. Instrumentación y aplicaciones. Editado por M Levi de Cabrejas. Buenos Aires, 2011.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | PET12 |
| NOMBRE | NORMALIZACIÓN |
| FINALIDAD | <p>Corrige las diferencias de sensibilidad ocasionadas por la variación de la eficiencia de los detectores, ángulo sólido subtendido, suma de datos de elementos vecinos y diferente separación entre bloques.</p> <p>Se aplica en el proceso de reconstrucción, corrigiendo las imágenes por la variación de la eficiencia de las líneas de respuesta (LOR) en cada corte. El uso de datos incorrectos de normalización compromete la calidad de la imagen.</p> |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | <p>Aceptación.</p> <p>Todos los fabricantes tienen un procedimiento estándar para la adquisición de la normalización. Algunos fabricantes especifican que este procedimiento debe ser realizado mensualmente, pero en algunos sistemas es innecesario y poco práctico.</p> <p>Se debe seguir la frecuencia recomendada por el suministrador que suele ser trimestral y, además, cada vez que los resultados de control de calidad diario de PET indiquen la necesidad de renormalización o se lleve a cabo una reparación en el sistema detector de PET.</p> |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | <p>Dependiendo del sistema y/o fabricante y el modo de adquisición 2D-3D, el procedimiento de normalización se puede realizar utilizando diferentes maniqués y fuentes:</p> <p>Una fuente lineal de ^{68}Ge.</p> <p>Maniqué cilíndrico uniforme de ^{68}Ge centrado horizontal y verticalmente en el FOV.</p> <p>Una fuente puntual de ^{137}Cs.</p> <p>Las actividades de estas fuentes deben ser las especificadas por el fabricante.</p> |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Antes de iniciar la adquisición, es necesario que exista una copia de seguridad de la normalización previa.</p> <p>La normalización debe ser adquirida siguiendo las instrucciones del fabricante.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Visualización de los sinogramas. |
| TOLERANCIAS | Se debe realizar una inspección visual de los sinogramas de normalización. Si no se observan artefactos seguir el procedimiento del fabricante. |
| TIEMPO ESTIMADO | Usualmente son necesarias más de 12 h porque es una adquisición de baja tasa de conteo pero con un número total de cuentas elevado. |

OBSERVACIONES

Si la normalización es incorrecta, avisar al Servicio técnico del equipo.

BIBLIOGRAFÍA

IAEA. IAEA Human Health Series. No 1. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Vienna, 2009.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | PET13 |
| NOMBRE | CALIBRACIÓN DE LA CONCENTRACIÓN DE ACTIVIDAD |
| FINALIDAD | Asignar unos factores que convierten sucesos reconstruidos a actividad en la imagen. Estos factores utilizados en el cálculo de la concentración de actividad y SUV, correlacionan los valores de los píxeles en cada imagen con la actividad específica medida; factores de calibración inexactos producen errores de cuantificación de las imágenes. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Tras la aceptación. Constancia: trimestral y cuando se realice una intervención en el sistema detector del PET. |
| PERSONAL | Radiofísico de acuerdo con las instrucciones del fabricante. |
| MATERIAL | <p>Dependiendo del sistema y el modo de adquisición (2D-3D), el procedimiento de normalización se puede lograr utilizando diferentes fuentes y/o maniqués. Los más utilizados son:</p> <p>Un maniquí uniforme cilíndrico de ^{68}Ge centrado horizontal y verticalmente en el campo de visión del PET.</p> <p>Un maniquí rellenable con ^{18}F.</p> <p>Las actividades de estas fuentes deben ser las especificadas por el fabricante del sistema de PET.</p> <p>La actividad utilizada debe ser medida exactamente mediante un activímetro para evitar errores en el SUV y teniendo en cuenta los efectos de geometría (vial/jeringa, tamaño de la jeringa y posición en el pozo del activímetro).</p> <p>Todos los fabricantes tienen un procedimiento estándar para la adquisición de datos en la calibración de concentración de actividad denominándolo cada uno de ellos de forma distinta (por ejemplo, calibración con "well-counter", factores de calibración de actividad o calibración del SUV).</p> |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Los datos de calibración deben ser adquiridos siguiendo las instrucciones del fabricante. La adquisición debe consistir en un adecuado número de cuentas totales, a fin de lograr una buena estadística de datos. Cuando no se dan indicaciones, adquirir por lo menos 20 millones de cuentas. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Seguir las indicaciones del fabricante. |
| TOLERANCIAS | <p>El resultado se debe comparar con los obtenidos anteriormente y con los valores típicos dados por los fabricantes. Desviaciones superiores al 5% de los resultados esperados deben dar lugar a la adopción de medidas correctivas.</p> <p>Una inspección visual no debería detectar artefactos o franjas de mayor/ menor actividad.</p> |

| | |
|------------------------|--|
| | <p>Un procedimiento opcional para comprobar la precisión de SUV es escanear un maniquí con una cantidad conocida de actividad y volumen/peso, utilizando un protocolo clínico. Si la actividad en el maniquí (corregida en el tiempo de la adquisición) y el peso del volumen del maniquí se introducen como los datos del paciente, la medida del SUV debe ser 1.</p> <p>Si se observan desviaciones de los resultados previstos, se debería considerar la repetición de la prueba. Si el problema persiste, el fabricante debe ser notificado y programado el mantenimiento.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | 3 a 4 h. |
| OBSERVACIONES | Los datos de calibración obtenidos deben compararse con los resultados anteriores y las indicaciones de los fabricantes. Si no se observan grandes diferencias, los nuevos datos de calibración se deben almacenar en un archivo. |

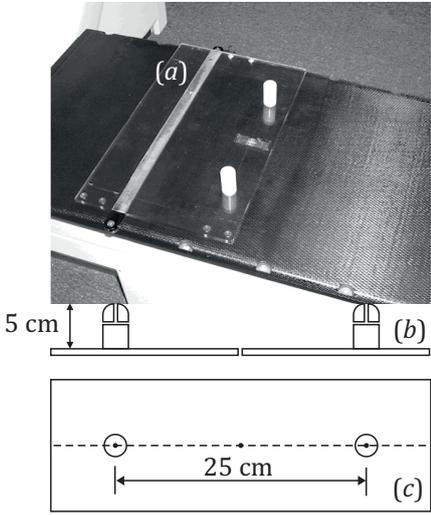
BIBLIOGRAFÍA

IAEA. IAEA Human Health Series. No 1. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Vienna, 2009.

Equipos híbridos

EQUIPOS HÍBRIDOS

| CÓDIGO | NOMBRE | CALIFICACIÓN | TIPO Y PERIODICIDAD |
|--------|---|--------------|--------------------------------------|
| HIB01 | ALINEACIÓN DE LÁSERES EN EQUIPOS HÍBRIDOS | Esencial | Aceptación Constancia: semanal |
| HIB02 | REGISTRO DE IMÁGENES EN EQUIPOS HÍBRIDOS | Esencial | Aceptación Constancia: trimestral |

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | HIB01 |
| NOMBRE | ALINEACIÓN DE LÁSERES EN EQUIPOS HÍBRIDOS |
| FINALIDAD | El objetivo de esta prueba es garantizar que los láseres del estativo y los de alineación de la sala (utilizados en los equipos PET-TC para tratamientos de radioterapia) están correctamente alineados con el estativo del TC y el tablero. Esta prueba es especialmente importante si las imágenes están siendo utilizadas para la planificación del tratamiento de radioterapia. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | <p>En el caso de los láseres del estativo del TC, en la aceptación del equipo y después de cualquier mantenimiento o reparación del equipo TC que pueda afectar a la alineación de los láseres.</p> <p>En el caso de los láseres de la sala, en la instalación de los láseres y tras cualquier reparación de los mismos.</p> <p>Como prueba de constancia la prueba se realizará semanalmente en el caso de utilizar las imágenes con propósito de realizar planificación para radioterapia.</p> <p>En el caso del PET-TC la prueba debe realizarse todos los días en los que las imágenes vayan a ser utilizadas para la planificación en radioterapia.</p> |
| PERSONAL | En la aceptación, después de un mantenimiento y de una reparación: radiofísico. Como prueba de constancia: técnico. |
| MATERIAL | <p>Este procedimiento está descrito para un maniquí de alineación como el de la figura 1, pero pueden utilizarse otros maniquíes de alineación similares.</p>  <p>Figura 1. (a) Maniquí de alineación unido a la superficie del tablero del PET-TC. (b) diagrama de la vista lateral del maniquí a través del centro de los dos tornillos que muestra los agujeros dentro de los mismos. (c) Diagrama del maniquí visto desde arriba.</p> |

PROCEDIMIENTO

ADQUISICIÓN DE DATOS

El maniquí se sitúa encima del tablero y unido al mismo. El maniquí debe estar centrado en el tablero y alineado perpendicularmente con respecto al eje longitudinal del mismo. El maniquí se alinea con los láseres del estativo y se realiza un escáner TC con un ancho de corte de 1 mm.

PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Se deben evaluar los siguientes apartados:

1. Los láseres del estativo deben identificar con exactitud el plano de escaneado dentro de la abertura del estativo.

Si los centros de los agujeros dentro de los tornillos del maniquí de control de calidad están alineados con los láseres del estativo, al realizar un escáner TC de un corte de anchura 1 mm se debe ver en la imagen adquirida una T invertida bien definida en cada tornillo como en la figura 2a. Si hay una imagen parcial de la T invertida (figura 2b) o no se aprecia ninguna imagen entonces los láseres del estativo no están alineados con el plano formación de imágenes. Si las imágenes dentro de los dos tornillos no son idénticas eso quiere decir que el maniquí de control de calidad está rotado con respecto al plano de formación de imágenes y esto quiere decir que frecuentemente la superficie del tablero está rota da con respecto al plano de formación de imágenes.

2. Los láseres del estativo deben ser paralelos y perpendiculares al plano de escaneado y deben intersectarse en el centro del plano de escaneado.

Si los láseres del estativo están alineados con el plano de formación de imágenes, cuando se desplaza el tablero hacia arriba o hacia abajo los láseres del estativo de la parte vertical y el láser del estativo axial superior deberían seguir los agujeros dentro de los tornillos. Si los láseres se desvían de los agujeros, entonces los láseres no son paralelos con respecto al plano de formación de imágenes o el tablero no está moviéndose verticalmente paralelo con respecto al plano de la imagen. El láser del estativo sagital debe estar alineado con el agujero central de la placa de la base del maniquí de control de calidad en todo el rango del movimiento vertical del tablero dentro del anillo del TC. Si el láser se desvía o no toca el centro del agujero entonces puede que haya que alinearlo. Si los láseres horizontales del estativo están alineados con los

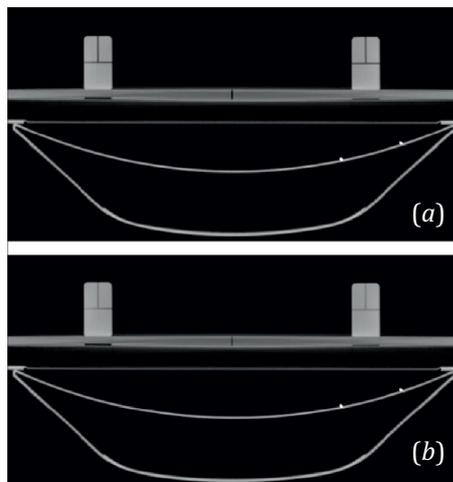


Figura 2. Imagen TC del láser maniquí del control de calidad. (a) Láseres alineados con el plano de formación de imágenes. (b) Centro del maniquí de control de calidad desviado 1 mm del plano de formación de imágenes.

| | |
|------------------------|---|
| | <p>agujeros laterales en los tornillos, deberían seguir los agujeros por toda la longitud del haz láser cuando el tablero se mueve hacia dentro y hacia fuera del estativo. Durante esta prueba el láser sagital debe también seguir el agujero central de la placa de la base del maniquí. Si los láseres horizontales o el láser sagital se desvían de los agujeros de los tornillos entonces o los láseres o el tablero no son perpendiculares al plano de formación de imágenes.</p> <p>3. Los láseres de pared verticales deben estar espaciados con exactitud respecto al plano de formación de imágenes. Hay que colocar el maniquí alineado con los láseres del estativo (previamente se habrá verificado su alineación) o directamente con el plano de formación de imágenes. Usando el indicador digital de desplazamiento, el tablero se mueve hacia fuera del estativo la distancia predefinida entre el estativo y los láseres de pared verticales (normalmente 50 cm). Después de mover el tablero los láseres deben bisecar los agujeros laterales de los tornillos. Una desalineación puede indicar que los láseres no están correctamente espaciados o que el indicador digital del desplazamiento del tablero funciona incorrectamente.</p> <p>4. Los láseres de pared deben ser paralelos y perpendiculares respecto al plano de escaneado y deben intersectarse en un punto que coincida con el centro del plano de escaneado. El procedimiento es equivalente al realizado para los láseres del estativo del apartado B).</p> <p>5. El láser sagital (de la habitación) debe ser perpendicular al plano de formación de imágenes. Si el tablero se mueve hacia fuera y hacia dentro del estativo el láser sagital debe tocar el agujero central del maniquí de control de calidad en toda la longitud del haz láser. Esto indica que el láser sagital es perpendicular respecto al plano de formación de imágenes y que el tablero también se mueve perpendicularmente a dicho plano.</p> <p>6. El movimiento del láser sagital debe ser preciso, lineal y reproducible. Colocar una regla contra los dos tornillos del maniquí de control de calidad tal que una de las marcas de la regla quede alineada con el láser sagital (cuyo indicador de posición debe marcar cero) y el agujero central del maniquí. Moviendo el láser (mediante el indicador de la posición) a izquierda y a derecha una distancia igual a la distancia entre el agujero central del maniquí y el centro de cada tornillo, el láser debe situarse en el centro de los dos tornillos.</p> |
| TOLERANCIAS | <p>En equipos híbridos SPECT-TC el límite de aceptación es que el valor de la desviación de la alineación sea inferior en valor absoluto a 2 mm. En equipos híbridos PET-TC el límite de aceptación es que el valor de la desviación de la alineación sea inferior en valor absoluto a 1 mm. Desviaciones por encima de los límites de aceptación necesitan que los láseres sean de nuevo alineados.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | 15 min. |
| OBSERVACIONES | |

BIBLIOGRAFÍA

AAPM. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med. Phys. 30 (10), 2003.

IAEA. Quality Assurance for PET and PET/TC Systems. IAEA Human Health Series. No 1. International Atomic Energy Agency, Vienna 2009.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | HIB02 |
| NOMBRE | REGISTRO DE IMÁGENES EN EQUIPOS HÍBRIDOS |
| FINALIDAD | <p>El objetivo de esta prueba es evaluar la exactitud del registro de las imágenes obtenidas con los equipos híbridos SPECT-TC y PET-TC. Como la fusión de imágenes y la corrección de atenuación en estos equipos híbridos asumen un registro perfecto de las dos modalidades que intervienen, es crucial asegurar que los dos estudios son registrados en las diferentes partes del campo de visión (FOV) axial y transversal, para un rango razonable del peso de los pacientes.</p> <p>En la adquisición de imágenes de pacientes se puede producir una compleja interacción de distintos factores que afectan a la adquisición como por ejemplo el pandeo del tablero y la distribución del peso de los pacientes. Con esta prueba se obtiene una idea de la exactitud del registro de imágenes en equipos híbridos.</p> <p>La exactitud del registro de imágenes se vuelve aún más importante cuando se consideran los equipos híbridos que se utilizan para la planificación de tratamientos de radioterapia como puede ser el PET-TC. En general, estos equipos se suministran con un procedimiento especial para el establecimiento inicial y comprobaciones posteriores de la alineación PET-TC. El procedimiento descrito aquí puede ser útil como un medio alternativo de verificar la exactitud del registro bajo la influencia de los factores mencionados anteriormente.</p> |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | <p>La prueba se realizará tras la aceptación del equipo, después de un mantenimiento del TC que pueda tener un impacto sobre la exactitud del registro de imágenes, después de una reparación/mantenimiento que separe los componentes (SPECT y TC o PET y TC), después de una calibración del sistema y después de cambios o actualizaciones del software.</p> <p>Como prueba de constancia la prueba se realizará trimestralmente.</p> |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | <p>En general el fabricante incluye en el equipamiento de control de calidad suministrado un maniquí para el registro de imágenes, un procedimiento de preparación y adquisición de imágenes de Medicina nuclear y de TC y un programa de cálculo de resultados. En el maniquí se colocan fuentes de $^{99m}\text{Tc}/^{18}\text{F}$ utilizadas para la adquisición de las imágenes con el equipo SPECT-TC/PET-TC.</p> <p>Como ejemplo, en la figura 1 aparece el maniquí de General Electric con las jeringas que se rellenan con $^{99m}\text{Tc}/^{18}\text{F}$.</p> <p>También se puede utilizar un maniquí diseñado específicamente para el registro de imágenes como el descrito por J. M. Camino <i>et al.</i> (ver Bibliografía) y que aparece en la figura 2.</p> <p>Alternativamente se pueden utilizar maniqués no diseñados específicamente para realizar la prueba de registro de imágenes en equipos híbridos, como el maniquí tipo calidad de imagen descrito en la norma IEC 61675-1. Este maniquí también se utiliza para evaluar la calidad de imagen y precisión de la atenuación y correcciones debidas a la dispersión durante las pruebas de aceptación (Figura 3).</p> |

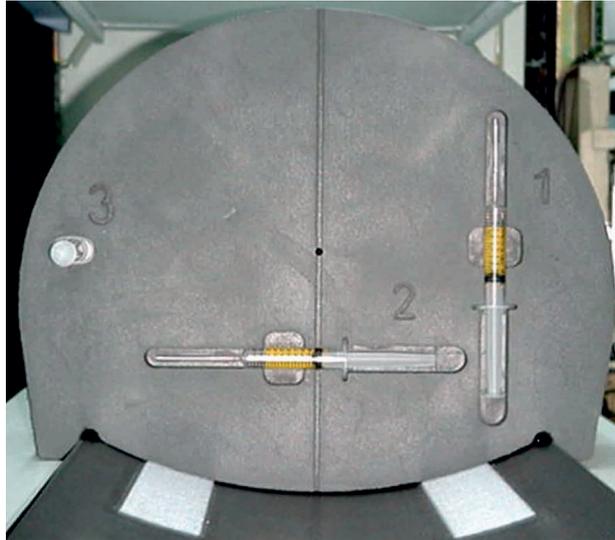


Figura 1. Maniquí GE para la prueba de registro de imágenes.

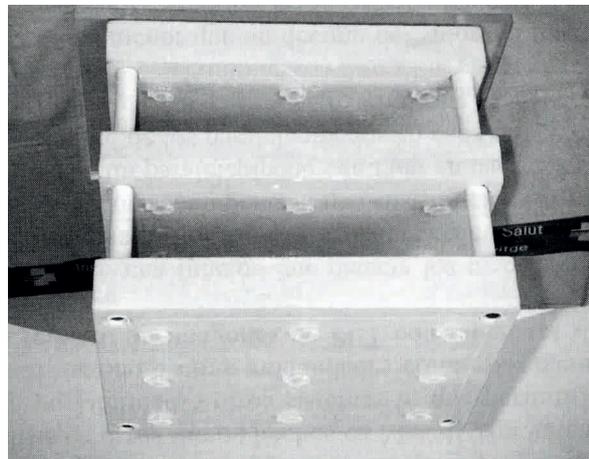


Figura 2. Maniquí para la prueba de registro de imágenes SPECT-TC/PET-TC.

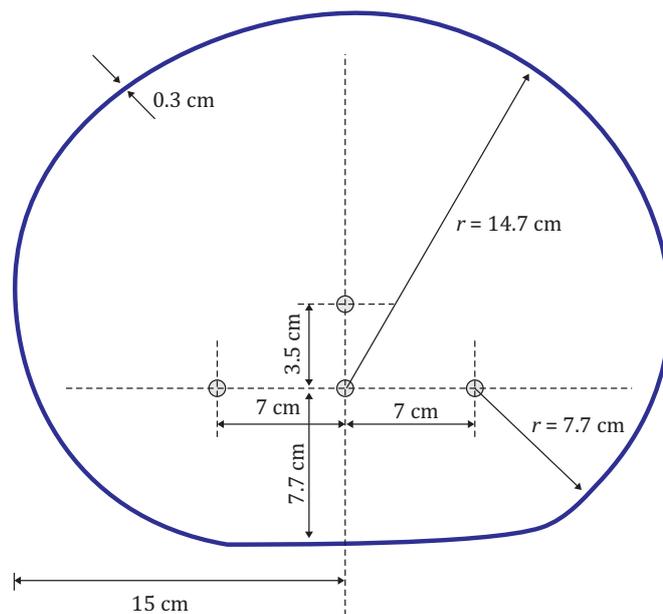


Figura 3. Diagrama (no a escala) del maniquí de calidad de imagen de acuerdo a la norma IEC 61675-1. El material del maniquí es polimetilmetacrilato.

El maniquí “calidad de imagen” descrito en la norma IEC 61675-1 se compone de:

Un “cuerpo” de por lo menos 18 cm de longitud interior con el fin de cubrir todo el campo de visión axial del escáner SPECT/PET.

Seis esferas huecas con un diámetro interno de 1.0, 1.3, 1.7, 2.2 2.8 y 3.7 cm y un grosor de pared no más de 1 mm.

Un inserto cilíndrico (5.0 ± 0.2 cm de diámetro exterior) relleno con un material de bajo número atómico que imita la atenuación pulmonar (densidad promedio: 0.3 ± 0.1 g/ml) centrado en el interior del compartimiento del cuerpo, y que se extiende axialmente a través de todo el maniquí.

El compartimiento del cuerpo se llena con una solución de 5.3 kBq/ml de $^{99m}\text{Tc}/^{18}\text{F}$. Las esferas de 2.8 y 3.7 cm de diámetro se llenan de agua para simular imágenes de lesión fría. Las esferas de 1.0, 1.3, 1.7 y 2.2 cm de diámetro se llenan con una solución de $^{99m}\text{Tc}/^{18}\text{F}$ 8 veces más caliente que el fondo (esfera: fondo = 8:1), es decir, con una concentración de 42.4 kBq/ml. Si el fabricante recomienda una dosis menor para las exploraciones de cuerpo entero, se puede usar una concentración menor de actividad de 5.3 kBq/ml para esta prueba. Un enfoque práctico para alcanzar con exactitud la relación esfera: fondo 8:1 sin derramar material radiactivo es llenar el compartimiento del cuerpo con un octavo de su volumen total, añadir la actividad destinada al fondo, utilizar esta solución para rellenar las esferas y luego completar el compartimiento del cuerpo del maniquí con agua y cerrar el maniquí con la tapa unida a las esferas. Las esferas se colocarán de tal manera que el centro de todas deberá estar en el mismo corte transversal, a una distancia radial de 5.72 cm del centro del maniquí, con la esfera de 1.70 cm posicionada a lo largo del eje horizontal del maniquí.

Un maniquí no específico similar al anterior viene descrito por J.A. Martín-Viera *et al.* (ver Bibliografía). En la figura 4 aparece dicho maniquí.

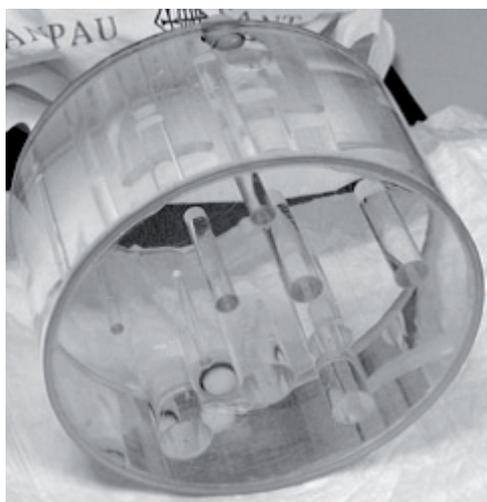


Figura 4. Maniquí no específico para la prueba de registro de imágenes SPECT-TC/PET-TC.

Además del maniquí de calidad de imagen, esta prueba requiere el uso de un peso total de unos 100 kg para imitar la exploración de un paciente de peso elevado. Se pueden utilizar para este propósito ladrillos de plomo u otros materiales pesados.

PROCEDIMIENTO

| | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Posicionamiento de los pesos y del maniquí: Los ladrillos de plomo, o material equivalente con un peso de unos 100 kg, deben colocarse uniformemente a lo largo de 1.5 m de longitud de la parte del tablero adyacente al maniquí, el cual debe posicionarse al final del tablero en posición supina. El maniquí específico para el registro de imágenes se debe colocar centrado en el tablero del escáner y alineado perpendicularmente al eje longitudinal del tablero.</p> <p>El maniquí descrito en la norma IEC 61675-1 se debe colocar axialmente en el escáner tal que el centro de las esferas se encuentre en el corte central del escáner, y transaxialmente de modo que el centro del maniquí esté centrado en el escáner. El maniquí debe estar alineado para que el plano a través de los centros de las esferas sea coplanar al corte medio del escáner con un margen de error de 3 mm en toda la longitud del maniquí.</p> <p>Escanear el maniquí correspondiente en los escáneres SPECT/PET y TC utilizando una versión modificada del protocolo estándar de cuerpo entero, poniendo una matriz de adquisición para el TC de 512×512 y una matriz de adquisición para el SPECT/PET de 512×512, o si estos valores no están disponibles, los más altos que se puedan elegir.</p> <p>A continuación quitar los ladrillos de plomo (o el peso equivalente) empleados en la adquisición y realizar un segundo escáner de cuerpo entero realizado sólo con el maniquí de calidad de imagen sobre el tablero.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Las dos exploraciones de cuerpo entero se reconstruyen en la forma recomendada por el fabricante para el protocolo estándar de cuerpo entero, salvo que se han de utilizar matrices de adquisición más grandes (por ejemplo, en la adquisición de SPECT o PET la matriz de 512×512 en lugar de la de 128×128). Los volúmenes reconstruidos de TC y SPECT o PET se muestran simultáneamente en el software de fusión de imágenes proporcionado por el fabricante.</p> <p>Se examinarán visualmente en las tres direcciones en ambos estudios (en presencia y en ausencia del peso) los centros de todas las esferas para garantizar que estén adecuadamente registrados espacialmente dentro de un vóxel. El borde del maniquí también será examinado para asegurar que coincide en las imágenes obtenidas en ambos estudios.</p> |
| TOLERANCIAS | <p>El usuario debe definir los valores de referencia, tolerancias y niveles de acción (aquellos que al sobrepasarse hacen necesario avisar al servicio de mantenimiento). Un criterio adecuado de tolerancia para la exactitud del registro es un registro inferior a ± 1 píxel (o ± 1 mm, el que sea inferior) cuando se utiliza una matriz de 512×512.</p> |
| TIEMPO DE ESPERA | <p>El tiempo empleado debe ser del mismo orden que una adquisición de un estudio clínico.</p> |
| OBSERVACIONES | |

BIBLIOGRAFÍA

- Camino JM, García MT, Puchal R. Método de control de calidad del registro de imágenes de SPECT y transmisión. Rev Fis Med. 2004; 5:65-72.
- IAEA. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. IAEA Human Health Series. No 1. International Atomic Energy Agency, Vienna 2009.
- IEC. Radionuclide Imaging Devices — Characteristics and Test Conditions — Part 1: Positron Emission Tomographs, IEC 61675-1, IEC, Geneva (2008).
- Martín-Viera JA, Carrasco P, Ribas M. Control de calidad del registro intermodal de imágenes SPECT-CT con un maniquí no específico. Rev Fis Med . 2006; 7: 113-121.

Tratamiento de datos

TRATAMIENTO DE DATOS

| CÓDIGO | NOMBRE | CALIFICACIÓN | TIPO Y PERIODICIDAD |
|--------|---|--------------|--|
| TDT01 | PRUEBAS DE ACEPTACIÓN Y REFERENCIA DEL EQUIPO DE ADQUISICIÓN DE DATOS | Esencial | Aceptación y referencia inicial y tras cambios. |
| TDT02 | PRUEBAS DE ACEPTACIÓN Y REFERENCIA DEL EQUIPO DE PROCESADO DE DATOS | Esencial | Aceptación y referencia inicial y tras cambios. |
| TDT03 | UTILIZACIÓN DE LOS PROGRAMAS CLÍNICOS | Esencial | Referencia inicial y tras cambios. |
| TDT04 | PROGRAMACIÓN "IN SITU" | Esencial | Aceptación y referencia inicial y tras cambios. |
| TDT05 | CONECTIVIDAD | Esencial | Aceptación inicial y tras cambios. |
| TDT06 | VISUALIZACIÓN DE RESULTADOS: PANTALLAS E IMPRESORAS | Esencial | Aceptación, referencia y constancia semanal, inicial y tras cambios. |

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | TDT01 |
| NOMBRE | PRUEBAS DE ACEPTACIÓN Y REFERENCIA DEL EQUIPO DE ADQUISICIÓN DE DATOS |
| FINALIDAD | Probar que la conexión cámara-ordenador funciona correctamente para asegurar que la información es fiable, consistente y repetible y establecer los rangos de variación de los parámetros que definen la adquisición de datos. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y referencia. Inicial y tras cambios. |
| PERSONAL | Radiofísico |
| MATERIAL | Prueba de uniformidad de la cámara (GPL05 o GPL06). Fuentes puntuales. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| OBTENCIÓN DE DATOS, PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Valorar las siguientes características del sistema:</p> <ol style="list-style-type: none"> Exactitud en las proporciones: <ul style="list-style-type: none"> Utilizando la prueba de uniformidad de la cámara comprobar que la imagen conserva las proporciones del cabezal calculando sus dimensiones utilizando para ello el tamaño de píxel (GPL12). Hacerlo mediante áreas de interés. Empleando fuentes puntuales situadas en las zonas de ampliación local ("zoom"), comprobar que éstas se traducen en imágenes de puntos en las posiciones correspondientes. Precisión en el tiempo: <ul style="list-style-type: none"> Adquirir una serie de estudios estáticos prefijando el tiempo. Comprobar la igualdad del número de cuentas en las diversas adquisiciones. Precisión en el contaje independientemente del modo de adquisición <ul style="list-style-type: none"> Adquirir un estudio dinámico a un ritmo (10 imágenes/segundo) durante el mismo tiempo que el empleado en (2). Delimitar áreas de interés de toda la imagen, generar la curva y sumar todos los puntos de ésta. Verificar semejanza de esta suma con el valor encontrado en (2). Adquirir un estudio dinámico a un ritmo (1 imagen/10 segundos) durante el mismo tiempo que el empleado en (2). Delimitar un área de interés de toda la imagen, generar la curva y sumar todos los puntos de ésta. Verificar semejanza de esta suma con el valor encontrado en (2) y en el punto anterior. Independencia del sentido de rotación en los estudios tomográficos. <ul style="list-style-type: none"> Adquirir un estudio tomográfico de una fuente puntual en ambos sentidos de rotación: 360° y 60 proyecciones. Reconstruir ambos estudios con el mismo filtro y comprobar la coherencia de resultados. Buscar los límites en tiempo/imagen en estudios dinámicos y tomográficos y número máximo de imágenes. Verificar protocolos de adquisición complejos, por ejemplo, dobles adquisiciones simultáneas con distintos parámetros. |

| | |
|------------------------|---|
| TOLERANCIAS | Límite de aceptación de discrepancia entre el número de cuentas de las pruebas equivalente a la incertidumbre de Poisson. |
| TIEMPO ESTIMADO | 4 a 5 h. |
| OBSERVACIONES | |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. IAEA Human Health Series N^o 6. Quality Assurance for SPECT Systems. Chapter 6: Camera-Computer System. Vienna, 2009.
- IAEA. IAEA Human Health Series N^o 6. Quality Assurance for SPECT Systems. Quality Assurance for SPECT Systems.. Chapter 7: Display: Hard and Soft Copy. Vienna, 2009.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | TDT02 |
| NOMBRE | PRUEBAS DE ACEPTACIÓN Y REFERENCIA DEL EQUIPO DE PROCESADO DE DATOS |
| FINALIDAD | Comprobar que todos los programas básicos funcionen y establecer sus límites de funcionamiento. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y referencia. Inicial y tras cambios. |
| PERSONAL | Radiofísico. Usuarios de los equipos (médicos especialistas y técnicos). |
| MATERIAL | |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| OBTENCIÓN DE DATOS, PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Valorar las siguientes características del sistema:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Modo de acceder a la información básica de los estudios como dimensión de la matriz, número de cuentas, tiempo,... • Modo de manipulación de bajo nivel: visualización, delimitación de los ROI, acceso a sus parámetros, generación de curvas actividad/tiempo y perfiles de cuentas,.. • Tiempo de procesamiento y reconstrucción tomográfica según algoritmo utilizado, matriz, número de iteraciones,... • Facilidad del mantenimiento de la base de datos: archivo, borrado, reordenación, búsqueda,... • Recuperación y grabación en formato no nativo – DICOM y sistema PACS. • Conexión a ordenadores PC y transferencia de ficheros entre ellos (estudios, imágenes, datos). • Verificar que existan programas de soporte al control de calidad de la instrumentación. • Estudiar los distintos métodos de reconstrucción tomográfica y sus posibilidades de corrección de atenuación, pérdida de resolución y radiación dispersa en maniqués, especialmente el empleado en la uniformidad tomográfica. |
| TOLERANCIAS | |
| TIEMPO ESTIMADO | 4 a 5 h. |
| OBSERVACIONES | |

| BIBLIOGRAFÍA |
|---|
| IAEA. IAEA Human Health Series Nº 6. Quality Assurance for SPECT Systems. Chapter 6: Camera-Computer System. Vienna, 2009. |
| IAEA. IAEA Human Health Series Nº 6. Quality Assurance for SPECT Systems. Quality Assurance for SPECT Systems.. Chapter 7: Display: Hard and Soft Copy. Vienna, 2009. |
| SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999. |

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | TDT03 |
| NOMBRE | UTILIZACIÓN DE LOS PROGRAMAS CLÍNICOS |
| FINALIDAD | Por una parte conocer cada programa clínico, y por otro verificar que los resultados de la aplicación del software clínico son los esperados y son reproducibles. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Referencia. Inicial y tras cambios. |
| PERSONAL | Radiofísico y los usuarios de los programas clínicos. |
| MATERIAL | |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| OBTENCIÓN DE DATOS, PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Comprobar que la documentación de los programas clínicos incluye:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Un número de versión. • Nombre del programa y fecha de la versión. • Un texto de introducción para cada programa que nos sirva como guía o resumen de la documentación total. • Un resumen, describiendo el propósito clínico del programa y su campo de actuación (una descripción de qué va a ser estudiado y qué o cómo va a ser evaluado). • Información clínica como: grado de cooperación del paciente que es necesario, preparación del paciente (medicación previa, hidratación...), qué proyecciones usa, cambios en los procedimientos según edad o sexo, datos del radiofármaco tales como forma química, radionucleido, actividad, método de administración... • Requerimientos de la adquisición: número de cuentas, ritmo de adquisición, número de proyecciones, tiempo por proyección, tamaño de la matriz, factor de ampliación,... • Personal: interacción requerida durante el análisis y la adquisición. • Un conjunto de resultados de ejemplo producidos por el programa usando algunos datos suministrados, con sus instrucciones de operación. • Listado de referencias. • Información acerca del medio y el formato de distribución del software (fuente, objeto, código...) • Verificar que los resultados de la aplicación del software clínico son los esperados y son reproducibles: Necesitamos un conjunto de estudios clínicos de pacientes adecuados para ser utilizados con el software clínico particular. Por ejemplo, un conjunto de 10 estudios (o más) que cubra el rango de resultados normales o anormales. Estos podrían ser suministrados por el proveedor de software o mejor, proceder de adquisiciones anteriores de la propia unidad de medicina nuclear. • Nos aseguramos de que los 10 estudios de prueba están disponibles para el procesamiento de datos en una sola sesión y que las personas que realizarán la prueba estén familiarizadas con el procedimiento de procesado y la documentación que acompaña al software. |

| | |
|------------------------|--|
| | <ul style="list-style-type: none"> • Procesamos los estudios por cada una de las personas que usará el programa, preferiblemente todo en el mismo día. • Documentamos los resultados e incluimos una copia impresa de los resultados finales, la fecha y la persona que los procesó. • Repetimos los dos pasos anteriores otra dos veces, de manera que cada persona haya procesado los estudios tres veces. • Comprobamos que los resultados están conforme a lo esperado (por ejemplo, la identificación del estudio, los datos numéricos, la escala de color absoluta y relativa, la escala de color usada, los ROI) • Evaluamos la reproducibilidad de los resultados inter e intraobservadores. Nos aseguramos que no hay diferencias en la variabilidad en el extremo final del rango de resultados o que no hay errores sistemáticos. • En un cambio de software, como puede ser después de la adquisición de un nuevo equipo, se debe comprobar mediante estudios del propio centro si este cambio de los programas origina un cambio en los resultados numéricos que obliguen a obtener nuevos valores de normalidad. |
| TOLERANCIAS | <p>Para el software clínico completamente automático, los resultados de los mismos estudios deben ser idénticos, independientemente de quien procesó los datos e independientemente del sistema en el que la transformación se efectúa.</p> <p>La variabilidad intraobservador, es decir, la misma persona procesa el mismo conjunto de estudios clínicos en diferentes ocasiones, deberá producir una variabilidad menor de 3% en los resultados.</p> <p>La variabilidad interobservador, es decir, personas diferentes procesan el mismo conjunto de estudios clínicos, debería producir una variabilidad menor de 5% en los resultados.</p> <p>Si se superan los límites, se deben investigar las razones por lo que esto ocurre, y seguir las medidas adoptadas. A continuación deberíamos repetir la prueba cambiando de operador para localizar la causa: software u operador.</p> <p>Si los resultados no se ajustan a los indicados por el proveedor del software, entonces debemos enviárselos al proveedor para las medidas de seguimiento y el software no debería ser usado clínicamente antes de que el problema haya sido resuelto.</p> |
| TIEMPO ESTIMADO | |
| OBSERVACIONES | <p>El usuario espera que el software clínico se ha desarrollado para proporcionar resultados válidos. La responsabilidad de esto recae en el fabricante del software. El software debe haber sido cuidadosamente probado en entornos clínicos en un gran número de estudios con el fin de determinar su validez. Se deberían suministrar algunos estudios clínicos como estudios de muestra con resultados conocidos para que el usuario pudiera probar el software en su propio entorno.</p> <p>El software clínico requiere pruebas de aceptación y, posteriormente, comprobaciones regulares. La primera responsabilidad del usuario, por lo tanto, es llevar a cabo la evaluación de seguridad sobre el software clínico antes de que realmente se ponga en uso clínico. El usuario debería llegar a estar plenamente familiarizado con la documentación y con todos los aspectos del procedimiento clínico.</p> |

Lo ideal será tener una librería o base de datos de estudios clínicos, de manera que pudiésemos procesarlos y comparar los resultados con el conjunto de resultados de referencia. El fabricante del software nos debería suministrar estudios con resultados de referencia. Nos debería suministrar datos que incluyesen al menos un estudio normal y otro anormal. Cada vez que se actualiza la versión del software nos deberían suministrar un nuevo conjunto de resultados de referencia para los mismos datos clínicos. Deberíamos establecer una base de datos de estudios con resultados de referencia de nuestro Servicio, para poder reevaluar el software. Existen bases de datos internacionales como las promovidas bajo el programa COST B2. Las ventajas de éstas es que han sido probadas en un gran número de sitios con distintos software. Si se realiza algún cambio en un procedimiento clínico con respecto a los parámetros de adquisición o en los parámetros de procesado, nos deberíamos asegurar de los efectos en los resultados y en las imágenes usando de nuevo los estudios de referencia.

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. IAEA Human Health Series N° 6. Quality Assurance for SPECT Systems. Chapter 6: Camera-Computer System. Vienna, 2009.
- IAEA. IAEA Human Health Series N° 6. Quality Assurance for SPECT Systems. Quality Assurance for SPECT Systems.. Chapter 7: Display: Hard and Soft Copy. Vienna, 2009.
- ENMS/SNME . Software programs in nuclear medicine -recommendations by the joint ENMS/SNME nuclear medicine software task group. Eur J Nucl Med (1988) 14:517-521.
- EU. COST B2 Final Report. Quality Assurance of Nuclear Medicine Software. Edited by: P.S. Cosgriff Scientific Secretary to the COST B2 Action. Pilgrim Health NHS Trust, Boston, UK.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | TDT04 |
| NOMBRE | PROGRAMACIÓN “IN SITU” |
| FINALIDAD | Verificar que los resultados de la aplicación del software son los esperados y son reproducibles y que está bien documentado. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Inicial y cambios. |
| PERSONAL | Radiofísico y los usuarios de los programas clínicos. |
| MATERIAL | |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| OBTENCIÓN DE DATOS, PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>La proliferación de equipos específicos para el tratamiento de datos en Medicina nuclear ha hecho que la confección de programas complejos por los usuarios haya disminuido mucho. No obstante, sí que es frecuente la creación de pequeños programas basados en secuencias de instrucciones de las utilizadas en la elaboración manual. Estas “macroinstrucciones” se almacenan y ejecutan como si de programas se trataran. Aunque se trate de pequeños “programas”, el valor diagnóstico de su resultado puede ser de la misma importancia que el obtenido mediante uno sofisticado. En consecuencia, el control de calidad deberá ser igual en ambos casos. Los puntos básicos a tener en cuenta son:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Corrección del modelo y/o hipótesis de base. • Corrección del algoritmo empleado. • Corrección y rendimiento del código del programa. • Facilidad de uso. Existencia de instrucciones y entrenamientos para usar el software. • Flexibilidad para adaptarse a los imponderables de las detecciones “in vivo”. • Tener muy presente que los datos brutos (recuentos radiactivos) poseen ineludiblemente una incertidumbre. • Probar el cálculo en estudios de un “Software phantom” • Documentar totalmente el programa por sencillo que sea. • Comprobar el programa por un método independiente (uso de “Maniqués de software” y comparación de resultados con los obtenidos con otro software o método distinto). Debería ser sometido a la prueba TDT06. |
| TOLERANCIAS | |
| TIEMPO ESTIMADO | |
| OBSERVACIONES | |

BIBLIOGRAFÍA

- ACR 2010. Site Scanning Instructions for the ACR Nuclear Medicine Phantom. Nuclear Medicine Accreditation Program. Instructions and test image data sheets for submission of phantom images.
- Cosgriff PS. Quality Assurance of Software used in Diagnostic Medical Imaging. SCS club newsletter 1996.
- ENMS/SNME. Software programs in nuclear medicine -recommendations by the joint ENMS/SNME nuclear medicine software task group. Eur J Nucl Med (1988) 14:517-521.
- EU. COST B2 Final Report. Quality Assurance of Nuclear Medicine Software. Edited by: P.S. Cosgriff Scientific Secretary to the COST B2 Action. Pilgrim Health NHS Trust, Boston, UK.
- IPEM. Quality Control of Gamma Camera Systems. Chapter 7: Quality Assurance of In-house-developed Software in Nuclear Medicine. Report 86.(IPEM, York).
- NHS. National Health Trust policy and protocols for the quality assurance of nuclear medicine software. Portsmouth Hospitals NHS Trust. 2008.
- Rosen I. Writing software for the clinic. Med.Phys. 25(3), March 1998.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | TDT05 |
| NOMBRE | CONECTIVIDAD |
| FINALIDAD | Asegurar que tanto el equipo como sus estaciones de trabajo quedarán totalmente integrados en la red del servicio de Medicina nuclear y del hospital. Se debe garantizar el flujo automático de información desde y hacia los sistemas de archivo y visualización (PACS) y los de gestión (RIS y HIS). (Uso de los protocolos definidos en las normas DICOM 3.0, DICOM RT, HL7 e IHE.) |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Inicial y tras cambios. |
| PERSONAL | Radiofísico. Informático del PACS. Administrador del sistema. Usuarios de los equipos (médicos especialistas y técnicos). |
| MATERIAL | |

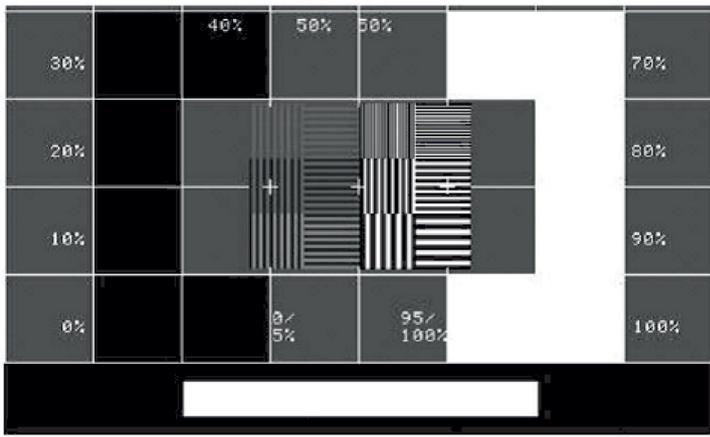
| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| OBTENCIÓN DE DATOS, PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Entre estaciones de trabajo de Medicina nuclear:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Exportar un estudio de cada tipo (estático, dinámico, tomográfico, sincronizado) de un ordenador A a otro B. • En el ordenador B procesar cada uno de los estudios importados como si fuesen nativos del B. • Anotar, si las hay, limitaciones o deficiencias. • Repetir el proceso del ordenador B al A. • La exportación debe hacerse mediante la red y con soporte extraíble como un "pen-drive", cd, o dvd. • En equipos híbridos: <ul style="list-style-type: none"> • Ver si los estudios de Rx se traspasan y si lo hacen correctamente. • Entre estaciones de trabajo "nucleares" y PACS: <ul style="list-style-type: none"> • Exportar al PACS un estudio de cada tipo de los anteriores y recuperarlos en otra estación de trabajo y en la propia. Anotar, si las hay, las limitaciones o deficiencias. • Estaciones de visualización de los PACS. • Comprobar que en la exportación al PACS de páginas de resultados no se recorta la imagen de los resultados que normalmente proviene de una captura de pantalla.. • Si existe algún PC estándar con software distinto al del fabricante de las estaciones de trabajo y que esté conectado a la red interna de Medicina nuclear, comprobar las limitaciones. |
| TOLERANCIAS | |
| TIEMPO ESTIMADO | |

| | |
|----------------------|--|
| OBSERVACIONES | <p>Se deberán adoptar las normas de comunicación sanitarias:</p> <ul style="list-style-type: none">• DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) como norma para el intercambio de imágenes médicas, pensado para el manejo, almacenamiento, impresión y transmisión de imágenes médicas.• HL7 (Health Level Seven) como normas de mensajería para facilitar el intercambio electrónico de información clínica.• CDA como arquitectura de documentos clínicos electrónicos.• TCP/IP como protocolo de comunicación. |
|----------------------|--|

BIBLIOGRAFÍA

IAEA. Nuclear Medicine Resources Manual- 2006. STI/PUB/1198.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | TDT06 |
| NOMBRE | VISUALIZACIÓN DE RESULTADOS: PANTALLAS E IMPRESORAS |
| FINALIDAD | Supervisar el rendimiento de pantallas e impresoras de película o papel en el momento de las pruebas de aceptación y durante su funcionamiento. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación, referencia: inicial y tras cambios. Constancia: semanal. |
| PERSONAL | Radiofísico y los usuarios de las pantallas e impresoras. |
| MATERIAL | Imágenes de ensayo SMPTE, TG18 QC o similar .Se utilizará el patrón de prueba SMPTE en el monitor, o lo imprimiremos en película o papel. |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| OBTENCIÓN DE DATOS, PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p><i>Prueba de brillo y contraste:</i></p> <p>Se debería ver la sección del patrón de prueba reproducida en la figura 1. Cuando se muestra correctamente en una pantalla de propósito general, los dos “Cuadrado dentro de cuadrado” deberían ser visibles, (hay un cuadrado de intensidad 0% y dentro uno de 5% y otro de 100% que incluye el 95%). Esto se consigue normalmente mediante la manipulación de los controles de brillo y contraste del monitor (para uso digital) o de los controles de la exposición de la cámara (para usos de copia impresas).</p> <div style="text-align: center;">  </div> <p>Figura 1. Prueba de linealidad de la escala de grises: se toma de la parte central del patrón SMPTE. Los 10 pasos que van de negro a blanco deben ser percibidos como diferentes niveles de gris.</p> <p><i>Prueba de linealidad espacial:</i></p> <p>Utilizamos la cuadrícula 10 × 10 (Figura 2). Debe parecer que está recta y los cuadros uniformemente espaciados en la pantalla. Se pueden hacer mediciones cuantitativas si se desea. Los 100 cuadrados deben tener el mismo tamaño. Las diferencias de más de 10% se deben corregir.</p> |

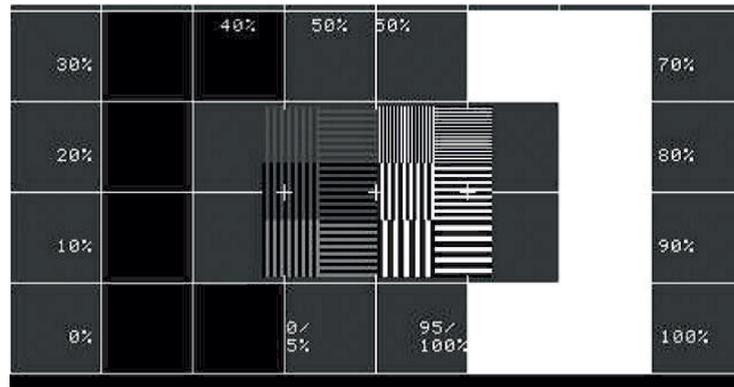


Figura 2. Maniquí para linealidad espacial.

Resolución espacial de alto contraste:

Se muestra el área de contraste de alta resolución (Figura 3). Hay cinco zonas en el patrón de prueba SMPTE completo. La modulación es 100%. La apariencia debe ser similar en los cinco lugares.

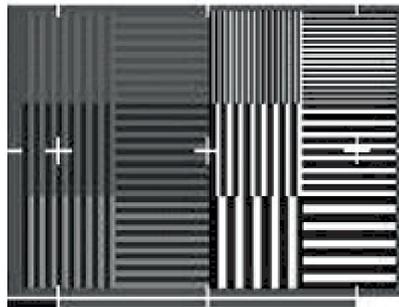


Figura 3. Maniquí para resolución espacial de alto contraste.

Resolución espacial de bajo contraste:

Se muestra la sección de resolución de bajo contraste (Figura 4). Hay cinco secciones en el patrón de prueba. Hay tres secciones con 1%, 3% y 5% de contraste. Estos patrones son sensibles a diversos tipos de ruido de imagen.

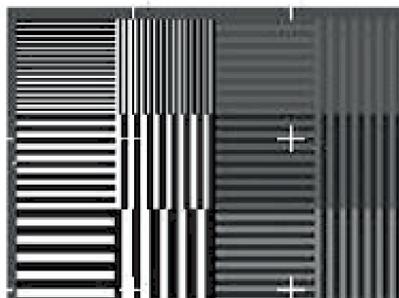


Figura 4. Maniquí para resolución espacial de bajo contraste.

Efectos de cambio grandes en el contraste:

Invertir la tabla de colores blanco y negro y visualizar el patrón de prueba (Figura 5) en el monitor o hacer una segunda película o imprimir

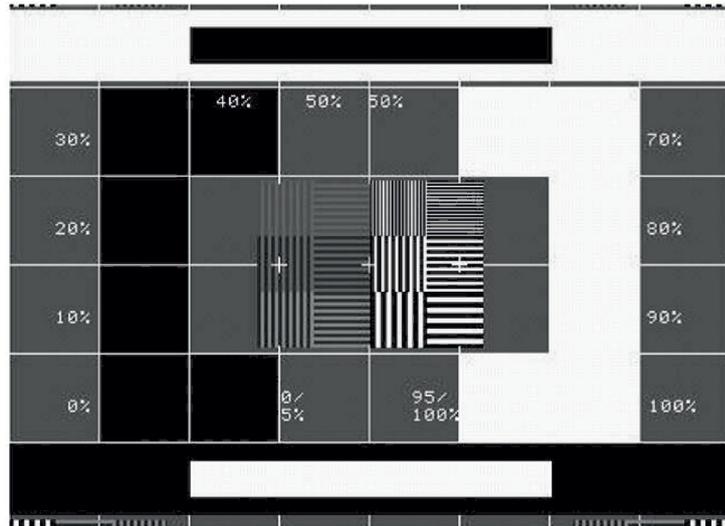


Figura 5. Patrón de prueba.

La barra horizontal superior muestra negro sobre blanco. La barra horizontal inferior muestra blanco sobre negro. No debe haber rayas, manchas o bandas en un cumplimiento adecuado de sistema de visualización.

TOLERANCIAS

Se deberían realizar estas pruebas y tomar los datos e imágenes como referencia. Cuando se compruebe el funcionamiento del sistema de visualización y se comparen los nuevos datos con los de referencia se debería cumplir:
 Se ve todo el rango de grises.
 Los cuadrados tanto del 5% como del 95% se ven.
 La cuadrícula 10 × 10 es uniforme y consistente en toda la visualización.
 El patrón de resolución de alto contraste no cambia.
 El patrón de resolución de bajo contraste no cambia.
 La imagen no tiene rayas ni manchas.

TIEMPO ESTIMADO

Entre 15 y 30 min dependiendo de si se hacen las pruebas de manera cualitativa o cuantitativa.

OBSERVACIONES

Se pueden obtener versiones electrónicas de los distintos patrones de manera gratuita en Internet, tanto SMPTE, como de los usados en el TG18 de la AAPM. Deberíamos poder importar una versión digital en el sistema de Medicina nuclear y mostrarlo en la pantalla o imprimirlo.
 Para el caso de equipos de visualización que den servicio a equipos híbridos con CT diagnóstico las características técnicas exigibles a los monitores deberían ser las contempladas en el PECCR.
 Habría que prestarle atención a la estabilidad de los colores y a los matices, sobre todo si la lectura de la imagen se basa en la impresión. Debemos poder garantizar la coherencia entre la imagen impresa y los documentos informáticos. Se puede generar una matriz DICOM de 128 × 128 de número de cuentas en rampa entre 0 y 255 en pasos de 2 y chequear la visualización sobre ella. Así se emplea el mismo tipo de codificación interna de la estación de procesado.

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. IAEA Human Health Series N° 6. Quality Assurance for SPECT Systems. Chapter 7: Display: Hard and Soft Copy. Vienna, 2009.
- AAPM. Assessment of display performance for medical imaging systems: Executive summary of AAPM TG18 report 2005.
- SMPTE, 1986. SMPTE recommended practice specifications for medical diagnostic imaging test pattern for television monitors and hard copy recording cameras. Society Of Motion Picture Engineers. RP-133. SMPTE J. 693-695.
- Digital Imaging and Communications in Medicine. 2009. Grayscale Standard Display Function. PS 3.14-2009. National Electrical Manufacturers Association (NEMA).

Contador de muestras

CONTADOR DE MUESTRAS

| CÓDIGO | NOMBRE | CALIFICACIÓN | TIPO Y PERIODICIDAD |
|--------|-------------------------|----------------|---|
| CTB01 | EFICIENCIA | Esencial | Aceptación Constancia: trimestral |
| CTB02 | FONDO | Esencial | Referencia: anual Constancia: diaria |
| CTB03 | ESTABILIDAD | Esencial | Referencia: anual Constancia: diaria |
| CTB04 | LINEALIDAD EN ENERGÍA | Complementaria | Aceptación Referencia: anual |
| CTB05 | LINEALIDAD EN ACTIVIDAD | Esencial | Aceptación Referencia: anual |

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | CTB01 |
| NOMBRE | EFICIENCIA |
| FINALIDAD | Determinar la fracción de fotones detectados de todos los emitidos por la fuente que alcancen el detector, considerando además sólo aquellos que depositan toda su energía en el mismo. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación. Constancia: trimestral. |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | Fuentes encapsuladas y calibradas de ^{137}Cs y ^{129}I , con una actividad en torno a los 5 kBq (135 nCi). |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | <p>Realizar un conjunto de medidas usando la fuente calibrada, centrando la ventana del analizador en la energía del fotopico, y ajustándola, en función de las características del detector, para cubrir el 90% de su área. Medir durante el tiempo necesario para acumular 10000 cuentas. Realizar al menos 10 medidas. Medir el fondo.</p> |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | <p>Calcular la media y la desviación típica de las medidas, y corregir por el fondo. El número total de fotones emitidos por la fuente en el momento de realizar las medidas se calculará a partir de su actividad corregida por decaimiento, por el factor de abundancia de la transición gamma, y por el tiempo de recuento.</p> <p><i>Factores de abundancia:</i>³</p> $^{137}\text{Cs} \text{ a } ^{137}\text{Ba} \rightarrow 0.850$ $^{129}\text{I} \text{ a } ^{129}\text{Xe} \rightarrow 0.074$ <p>La eficiencia se calcula entonces como</p> $E = \frac{M}{n \cdot \eta \cdot A \cdot t} \times 100$ <p>donde, <i>M</i> es la media de las medidas realizadas, corregida por fondo, <i>n</i> es la corrección por decaimiento, <i>η</i> es el factor de abundancia de la transición, <i>A</i> es la actividad de la fuente, <i>t</i> es el tiempo de recuento.</p> |

³Fuente: Laboratoire National Henri Becquerel (<http://laraweb.free.fr/>).

| | |
|------------------------|---|
| | <p>La incertidumbre de la eficiencia es,</p> $\varepsilon(E) = \sqrt{E^2 \cdot \left(\frac{1}{M} + \frac{\varepsilon^2(A)}{A^2} \right)}$ <p>siendo $\varepsilon(A)$ la incertidumbre de la actividad de la fuente.</p> |
| TOLERANCIAS | La tolerancia para esta prueba ha de ser asignada en función de los datos proporcionados por el fabricante, en función del detector y la energía de los radionucleidos que se vayan a emplear en el control de calidad. |
| TIEMPO ESTIMADO | 30 min. |
| OBSERVACIONES | El uso de la fuente calibrada de ^{129}I se recomienda por dos motivos. Por un lado, tiene un fotopico en 39.6 keV, muy próximo a los 35.5 keV del ^{125}I , y por otro su periodo de semidesintegración de 1.57×10^7 años hace que no se tenga que reemplazar periódicamente. |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991.
- ISO. Determination of the characteristic limits (decision threshold, detection limit and limits of the confidence interval) for measurements of ionizing radiation-fundamentals and application, ISO-11929. International Organization for Standardization (2010) Geneva.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | CTB02 |
| NOMBRE | FONDO |
| FINALIDAD | Estimar la tasa de cuentas en ausencia de fuentes radiactivas controladas. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Referencia: anual y constancia: diaria. |
| PERSONAL | Técnico. |
| MATERIAL | Ninguno. |

PROCEDIMIENTO

| | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Contar un tubo vacío, es decir, sin ninguna fuente radiactiva en su interior, utilizando las ventanas empleadas para controlar la estabilidad del contador de tubos (por ejemplo, ^{129}I , ^{137}Cs). |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Obtener el número de cuentas por minuto (cpm) en cada ventana de energía. |
| TOLERANCIAS | Los valores del fondo no pueden ser superiores al valor medio de las lecturas anteriores en más de un 20% ni superior al valor de referencia también en un 20%. |
| TIEMPO ESTIMADO | Referencia: 10 minutos y constancia: 2 minutos. |
| OBSERVACIONES | En la prueba de referencia cerciorarse de la ausencia de fuentes en la proximidad del detector. |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991.
- Société suisse de Radiopharmacie et de Chimie Radiopharmaceutique. Recommandations pour le contrôle de qualité dans un laboratoire de médecine nucléaire. Zürich, Mars 2001.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|--|
| CÓDIGO | CTB03 |
| NOMBRE | ESTABILIDAD |
| FINALIDAD | Asegurar la constancia de la respuesta del equipo a lo largo del tiempo. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Referencia y constancia: diaria. |
| PERSONAL | Radiofísico para referencia y técnico para constancia. |
| MATERIAL | Fuente encapsulada de ^{137}Cs o ^{129}I , con una actividad en torno a los 5 kBq (135 nCi). |

PROCEDIMIENTO

| | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Realizar una medida durante 2 min. Medir el fondo durante 2 min. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Se corrige la medida por el fondo. |
| TOLERANCIAS | $\pm 5\%$ del valor de referencia. |
| TIEMPO ESTIMADO | 6 min. |
| OBSERVACIONES | El valor de referencia se obtiene multiplicando la eficiencia (en la prueba de la eficiencia código: CTB01) para estos radionucleidos por la actividad en el momento de la prueba. |

BIBLIOGRAFÍA

- IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991.
- SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999.

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | CTB04 |
| NOMBRE | LINEALIDAD EN ENERGÍA |
| FINALIDAD | Determinar la relación entre la energía de un radionucleido y el valor detectado correspondiente. |
| CALIFICACIÓN | Complementaria |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y referencia: anual. |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | Fuentes que cubran el rango de utilización del contador con una actividad en torno a los 5 kBq (135 nCi). Estas pueden ser las que se emplean en otras pruebas ¹³⁷ Cs (662 keV), ¹²⁹ I (40 keV) completadas con las normalmente usadas en el contador (p.ej. ^{99m} Tc (140 keV), ⁵¹ Cr (320 keV)) y con otras empleadas en un servicio de Medicina nuclear como por ejemplo ⁶⁷ Ga que emite en 3 energías intermedias (92, 184 y 296 keV). |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|--|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Obtener numéricamente el espectro para cada fuente radiactiva trabajando en modo multicanal con un ancho de 1 canal. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Calcular el centroide de cada fotopico detectado. Representar gráficamente los valores del cada centroide respecto a la energía correspondiente y si la relación observada es lineal ajustar una recta por mínimos cuadrados. Si la relación es logarítmica ajustar una recta en coordenadas semilogarítmicas. Obtener el coeficiente de regresión lineal. |
| TOLERANCIAS | El coeficiente de regresión ha de ser estadísticamente significativo en función del número de puntos empleados a un nivel de significación <0.01. |
| TIEMPO ESTIMADO | 60 min. |
| OBSERVACIONES | Es imprescindible utilizar fuentes de muy baja actividad para evitar problemas de saturación. Las fuentes sólo se utilizan por la energía de su emisión, no por su actividad que en esta prueba es irrelevante. |

| BIBLIOGRAFÍA | |
|---|--|
| IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991. | |
| SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999. | |

| | |
|--------------------------|---|
| CÓDIGO | CTB05 |
| NOMBRE | LINEALIDAD EN ACTIVIDAD |
| FINALIDAD | Analizar la linealidad entre la actividad de la muestra y el valor detectado correspondiente. |
| CALIFICACIÓN | Esencial |
| TIPO Y FRECUENCIA | Aceptación y referencia: anual. |
| PERSONAL | Radiofísico. |
| MATERIAL | Fuente de un radionucleido de periodo de semidesintegración corto (p.ej. ^{99m}Tc (140keV), con una actividad inicial superior a la máxima utilizada |

| PROCEDIMIENTO | |
|---|---|
| ADQUISICIÓN DE DATOS | Emplear una sola fuente de unos 300 kBq ($\sim 8 \mu\text{Ci}$) y dejarla decaer. Efectuar varias medidas en diferentes periodos de tiempo hasta que la fuente tenga una actividad inferior a la mínima utilizada clínicamente. |
| PROCESADO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | Ajustar las medidas, mediante mínimos cuadrados, a un decaimiento exponencial fijando el parámetro correspondiente al periodo de semidesintegración. Calcular la desviación relativa de cada medida respecto al valor esperado obtenido del ajuste. |
| TOLERANCIAS | La desviación relativa en cada punto de medida no debe superar el 5%. |
| TIEMPO ESTIMADO | 24 h si se emplea ^{99m}Tc . |
| OBSERVACIONES | Si se superan las tolerancias para puntos de medida en el rango de actividades utilizadas clínicamente, el equipo deberá ser revisado por el Servicio técnico. En cambio si se superan en los extremos de actividades, tanto altas como bajas, se proporcionará el resultado como rango útil de medida. |

| BIBLIOGRAFÍA |
|---|
| IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991. |
| SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. Téllez de Cepeda M. (Coordinadora). Huesca, España: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica; 1999. |

