



PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD DEL EQUIPAMIENTO DE MEDICINA NUCLEAR

CALI, COLOMBIA

DOCUMENTO GUÍAS DE CIUDAD

PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD DEL

EQUIPAMIENTO DE MEDICINA NUCLEAR

CALI, COLOMBIA

Promovido por ProPacífico en Colaboración con
City Cancer Challenge

Instituciones participantes:

Hospital Universitario Fundación Valle de Lili
Hospital Universitario del Valle “Evaristo García” E. S. E.
Clínica Imbanaco - Grupo Quirónsalud
Clínica de Occidente S. A.
RadControl S. A. S.

Junio 2022

ISBN: 978-2-8326-0023-8



Autores:

Nathalia Ivanovna Núñez. Física médica. Pontificia Universidad Javeriana - Sede Bogotá. Hospital Universitario Valle de Lili. Contacto: nathalia.nunez@fvl.org.co

Ricardo Muñoz Ibáñez. Físico médico. Graduado de la Universidad Nacional de Colombia - Sede Bogotá. Hospital Universitario del Valle Evaristo García E. S. E. Contacto: rmunoz@unal.edu.co

Patricia Rico Torres. Física médica. Graduada del Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas. Clínica de Occidente S. A. Contacto: paxy0220@gmail.com

Johana Alexandra Velasco Jaramillo. Física médica. Graduada de la Universidad Nacional de Colombia – Sede Bogotá. Clínica Imbanaco Grupo Quirónsalud. Contacto:johana.velasco@imbanaco.com.co

Carlos Hernando Cadavid Mejía. Físico médico. Graduado de la Universidad Central de Venezuela. Radcontrol S. A. S. Contacto:directortecnico@radcontrol.co

Revisores:

Editor del documento y revisores

Expertos internacionales:

Leonel A. Torres Aroche. DrC, Físico médico. Investigador titular - Profesor auxiliar. Dirección de Investigaciones Clínicas, CENTIS, La Habana, Cuba

Carlos Calderón Marín. MsC, Físico médico. Investigador Auxiliar - Profesor Auxiliar. Instituto Nacional de Oncología y Radiobiología, INOR, La Habana, Cuba.

Consuelo Varela Corona. MsC. Física médica. Profesor Auxiliar. Centro para el Control Estatal de Medicamentos, Equipos y Dispositivos Médicos. La Habana, Cuba.

AGRADECIMIENTOS

En la realización y ejecución de este proyecto participaron hijos e hijas, esposos y esposas, padres y madres, de los autores y revisores de esta guía, que al permitirnos tomar parte de ese tiempo personal nos apoyaron en este camino de crecimiento profesional, pero sobre todo en un camino que tiene una fiel convicción de mejoras para todos los usuarios de los servicios de medicina nuclear en la ciudad de Cali.

A las instituciones participantes que aportaron talento humano, recursos tecnológicos, infraestructura y suministros, por su claridad y estrategias en identificar que una buena atención y tratamientos efectivos para el paciente, dependen ampliamente de los sistemas en gestión de calidad que se implementan, y que los controles de calidad de los instrumentos hacen parte fundamental de dicho sistema.

Un especial gracias a C/CAN que a través de la coordinación con ProPacífico han permitido que estos años de trabajo se vean materializados en este documento, resaltando a Olga Isabel Arboleda Naranjo por confiar en las ideas de este grupo de Físicos Médicos y Andrea López Arias por apoyarnos y no dejarnos desistir.

Gracias a todos los que de una u otra forma (bien sea directa o indirectamente) contribuyeron con la publicación de esta guía de ciudad del equipamiento en medicina nuclear.

Finalmente, el presente documento **"Guía de garantía de la calidad del equipamiento de medicina nuclear"** fue posible gracias a la cooperación técnica y el apoyo de la asociación de City Cancer Challenge Foundation (C/Can).

ACERCA DE CITY CANCER CHALLENGE (C / CAN)

C/Can apoya a ciudades de todo el mundo en su labor para mejorar el acceso a una atención oncológica equitativa y de calidad. Desde su lanzamiento en 2017 por la Unión Internacional para el Control del Cáncer (UICC), C/Can ha desarrollado un nuevo modelo para abordar el acceso a la atención del cáncer que, por primera vez, posiciona a la ciudad como un facilitador clave en la respuesta de los sistemas de salud hacia el cáncer. Más información (<https://citycancerchallenge.org>).



TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN	8
1.1. Pruebas de control de calidad.	10
1.2. Objetivo del documento.	10
1.3. Alcance.	10
1.4. Estructura del documento.	11
2. DESARROLLO	11
2.1. CONTROL DE CALIDAD DE LOS ACTIVÍMETROS.	11
2.1.1. Introducción	11
2.1.2. Alcance y periodicidad de las pruebas	13
2.1.3. Chequeo diario	14
2.1.4. Fondo radiactivo	15
2.1.5. Estabilidad (reproducibilidad - constancia).	18
2.1.6. Precisión	21
2.1.7. Exactitud	23
2.1.8. Linealidad	25
2.1.9. Geometría	29
2.2. CONTROL DE CALIDAD DE LOS DETECTORES DE RADIACIÓN.	34
2.2.1. Introducción.	34
2.2.2. Alcance y periodicidad de las pruebas de control de calidad	35
2.2.3. Inspección general.	36
2.2.4. Fondo radiactivo.	38
2.2.5. Constancia - Variabilidad.	39
2.2.6. Exactitud.	41
2.3. CONTROL DE CALIDAD DE LOS DETECTORES DE POZO	45
2.3.1. Introducción	45
2.3.2. Inspección física	46
2.3.3. Fondo radiactivo	47
2.3.4. Determinación del voltaje óptimo de trabajo.	50
2.3.5. Calibración energética y linealidad.	52
2.3.6. Actividad Mínima Detectable (AMD)	54
2.3.7. Precisión	56
2.3.8. Sensibilidad y estabilidad	58
2.3.9. Eficiencia intrínseca del fotópico	60
2.3.10. Comprobación de las condiciones de calibración.	64
2.3.11. Linealidad de la respuesta a la actividad	66

2.3.12. Resolución energética	68
2.4. CONTROL DE CALIDAD DE LAS GAMMASONDAS	71
2.4.1. Introducción.	71
2.4.2. Chequeo diario.	72
2.4.3. Fondo para pruebas de gammasonda	74
2.4.4. Sensibilidad en aire (constancia)	76
2.4.5. Fuente de corriente.	78
2.4.6. Sensibilidad a través de un blindaje lateral en aire.	79
2.4.7. Sensibilidad en un medio dispersor	81
2.4.8. Sensibilidad a la dispersión.	83
2.4.9. Resolución espacial en un medio dispersor.	84
2.4.10. Sensibilidad de actividad en un volumen de un medio dispersor.	86
2.4.11. Estabilidad de la sensibilidad a corto plazo.	88
2.4.12. Capacidad de tasa de cuentas en un medio dispersor	90
2.4.13. Resolución angular en un medio dispersor	92
2.4.14. Resolución energética.	93
2.4.15. Blindaje lateral y posterior.	95
2.5. CONTROL DE CALIDAD DE LOS SISTEMAS SPECT-CT.	98
2.5.1. Introducción.	98
2.5.2. Condiciones generales: Fuentes radiactivas y maniqués	101
2.5.3. Posicionamiento y ancho de ventana energética	105
2.5.4. Uniformidad del campo inundado	108
2.5.5. Resolución espacial intrínseca y linealidad	112
2.5.6. Resolución espacial del sistema y tamaño de píxel	117
2.5.7. Sensibilidad planar extrínseca	120
2.5.8. Resolución energética	122
2.5.9. Rendimiento de la tasa de conteo intrínseco.	124
2.5.10. Resolución espacial tomográfica	128
2.5.11. Espesor de corte tomográfico	133
2.5.12. Calidad de la imagen SPECT (Prueba de funcionamiento total del SPECT).	135
2.5.13. Prueba de MHR/COR (Registro de múltiples cabezales - Centro de rotación).	138
2.5.14. Calidad de imagen SPECT-CT	142
2.5.15. Registro espacial SPECT-CT	145
2.5.16. Control de calidad diario.	148
2.6. CONTROL DE CALIDAD DE LOS SISTEMAS PET-CT.	154

2.6.1. Introducción	154
2.6.2. Resolución espacial de PET y evaluación de co-registro espacial de PET y CT	157
2.6.3. Sensibilidad en PET	161
2.6.4. Fracción de dispersión, medida de coincidencias aleatorias (randoms).	167
2.6.5. Evaluación de las correcciones de dispersión y atenuación y contraste en PET	172
2.6.6. Uniformidad	177
2.6.7. Control de calidad diario (tecnólogo)	182
3. TÉRMINOS Y DEFINICIONES.	186

1. INTRODUCCIÓN

El correcto funcionamiento del equipamiento de los servicios de medicina nuclear (SMN), es uno de los requisitos fundamentales para garantizar la eficacia y la seguridad de los estudios diagnósticos y terapéuticos de esta especialidad. Para ello se debe establecer un programa de garantía de calidad que garantice un control adecuado y una gestión eficaz de diversos equipos e instrumentos de amplia variedad en su composición, funcionamiento y complejidad. El alcance de este proceso clave de la medicina nuclear debe garantizar el control de equipos tales como detectores para el monitoreo de radiaciones ionizantes (ej, monitores de tasa de dosis y contaminación), detectores de pozo y detectores direccionales, las gamma sondas para

procedimientos de cirugías radioguiadas, los activímetros o calibradores de actividad, así como las cámaras gamma y los sistemas de imágenes híbridas SPECT-CT y PET-CT.

La garantía de calidad del equipamiento del SMN es un proceso que debe comenzar desde la etapa de diseño del servicio y la compra del equipamiento e incluye un grupo de actividades que abarcan todo el ciclo de vida del equipo médico. Para ello se debe organizar un programa institucional que responda a las características de la instrumentación del servicio y a los requisitos regulatorios vigentes. En la figura 1 se muestra un diagrama de flujo que resume las etapas o actividades fundamentales de este proceso.

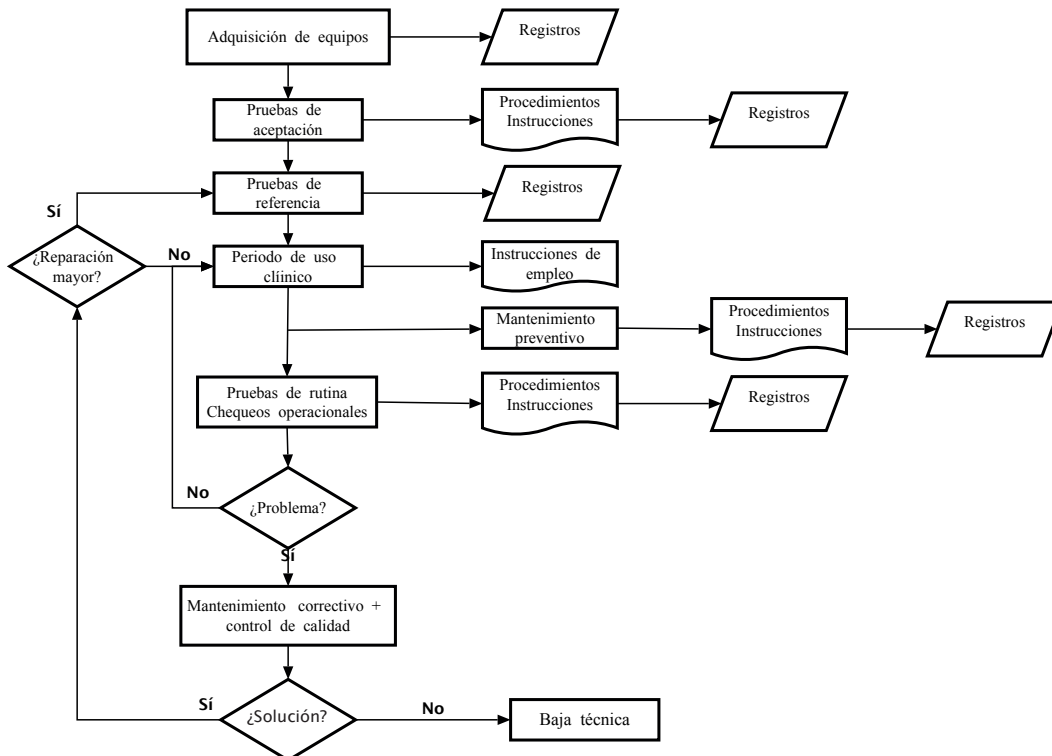


FIGURA 1. Diagrama de flujo del proceso de garantía de calidad en un SMN (Adaptado de "Control de calidad de la instrumentación en medicina nuclear. Protocolo nacional. Editorial ciencias médicas. La Habana 2017.

Entre las actividades del programa institucional para el control del equipamiento se encuentran:

- El registro o inventario de todos los equipos disponibles en el servicio, que incluye la descripción de sus especificaciones técnicas y su actualización periódica. Los datos técnicos de cada equipo se registran en sus fichas individuales.
- La identificación de las necesidades de compras de nuevos equipos y de los accesorios necesarios (ej. maniqués, fuentes radiactivas, etc), considerando los planes institucionales estratégicos y el inventario del equipamiento. La compra de los equipos se realiza acorde a sus especificaciones técnicas y sobre la base de los requisitos y alcance de los servicios.
- La capacitación del personal como requisito imprescindible para el empleo seguro y eficaz del equipamiento. Esta actividad debe garantizar las competencias necesarias de los especialistas del servicio para poder afrontar las tareas y responsabilidades relacionadas con el proceso de garantía de calidad de los equipos.
- La organización y escritura de todos los documentos del proceso de garantía de calidad de los equipos de medicina nuclear, tales como procedimientos, instrucciones, registros, manuales, etc. Estos documentos deben establecer, entre otros aspectos importantes, las responsabilidades en todas las actividades y tareas del proceso, así como su frecuencia.
- La evaluación inicial de los equipos adquiridos, previo a su empleo en la práctica clínica. El equipamiento con alta tecnología (equipos de imágenes, activímetros, campanas radioquímicas, etc) requieren de la

realización de pruebas estrictas de aceptación y de referencia que se deben realizar como punto inicial en su programa de control de calidad. Todos los equipos deben ser valorados y aceptados previo a su empleo en la rutina del servicio. Una vez evaluado y verificado el correcto funcionamiento de los equipos se debe aprobar el apto clínico para su utilización en la práctica clínica.

- Se implementa y realiza el control de calidad periódico del equipamiento del SMN que involucra a todos los equipos (desde simples sistemas o detectores de radiación hasta los complejos sistemas multimodales PET-CT o SPECT-CT) y que incluye la realización de pruebas operacionales y de pruebas de rutina.
- Paralelamente los equipos están dentro de un programa institucional de aseguramiento de calidad que incluye actividades de: mantenimiento preventivo con calibraciones periódicas, auditorías de calidad y las correspondientes autorizaciones regulatorias.
- Se establecen los requisitos y procedimientos para llevar a cabo acciones correctivas en caso de que los resultados de las pruebas de control de calidad o los mantenimientos preventivos no sean satisfactorios o que se identifiquen fallas en el equipamiento como parte de su uso diario. De requerirse acciones correctivas mayores será necesario realizar pruebas de referencia.
- Si los resultados de las acciones correctivas no resuelven los problemas detectados en el equipamiento, será necesario dar baja técnica a los equipos. Al dar baja técnica a los equipos se requiere actualizar el inventario del equipamiento de la institución.

1.1. Pruebas de control de calidad

Una de las tareas fundamentales de los programas de aseguramiento de calidad del equipamiento de los SMN lo constituyen los controles de calidad. Estas deben incluir el chequeo o verificación de todos sus parámetros funcionales, esenciales para garantizar un correcto desempeño de los equipos. Los exámenes o pruebas de control de calidad deben ser periódicos, sencillos y reproducibles y se deben establecer valores óptimos y niveles de aceptación para los parámetros a medir. Estas pruebas se consideran de: 1) Aceptación, cuando evalúan en una etapa inicial si la instrumentación cumple con las especificaciones técnicas del proveedor, 2) Operacionales, las que se realizan cada vez que se va a emplear el equipo en condiciones clínicas, 3) de rutina, las que se realizan para mantener en óptimo estado técnico el equipamiento con periodicidad pre-establecida y que incluyen procedimientos y requisitos de mayor complejidad y resultados de mayor exactitud y 4) de Referencia, cuando las pruebas se realizan durante la aceptación del equipamiento o después de reparaciones de gran envergadura.

Para la realización de las pruebas se requiere la disponibilidad de un grupo de accesorios como maniqués, fuentes radiactivas y aditamentos complementarios entre los que se encuentran maniqués físicos, maniqués clínicos, fuentes radiactivas puntuales o lineales, selladores, reglas o instrumentos de medición, etc.

Tanto la selección y compra del equipamiento como las condiciones de la instalación en que serán instalados y usados (características del local, temperatura, humedad, estabilidad del piso, garantía de la estabilidad de la alimentación eléctrica,

etc) constituyen aspectos esenciales para garantizar el éxito de su empleo en la práctica clínica y del control de calidad de los mismos.

Las tareas incluidas en el control de calidad deben realizarse como parte integral del trabajo rutinario del servicio, el que debe ser llevado a cabo por miembros del departamento; algunas actividades como el mantenimiento preventivo y acciones correctivas complejas requerirán de colaboración externa.

La selección de las pruebas de control de calidad y su periodicidad debe tener en cuenta las características específicas de los equipos, las recomendaciones de las autoridades locales o en su defecto de las normas o protocolos de organismos internacionales (ej. AAPM, OIEA, NEMA, etc). Las mismas deben ser documentadas en procedimientos e instrucciones institucionales y su realización debe cumplir con los requisitos establecidos a nivel local, incluyendo los aspectos de periodicidad y responsabilidad.

1.2. Objetivo del documento

El presente documento tiene como objetivo brindar a los servicios de medicina nuclear de la ciudad de Cali orientaciones generales o referencias para la implementación de un programa de garantía de calidad del equipamiento de medicina nuclear, enfatizando en los métodos y procedimientos para la realización de las pruebas de control de calidad de estos equipos.

1.3. Alcance

El presente documento es aplicable a los servicios de medicina nuclear de la ciudad de Cali en los que se brindan servicios diagnósticos y/o terapéuticos a pacientes.

1.4. Estructura del documento

El presente documento está formado por una "Introducción" en la que se describen aspectos generales sobre la implementación de programas de garantía de calidad en medicina nuclear, su alcance y actividades fundamentales y se abordan también los principios y los elementos básicos de un programa de control de calidad; por último, se detallan los objetivos, alcance y la estructura del presente documento.

En la sección "Desarrollo" se hace una descripción detallada de las pruebas de control de calidad fundamentales que deben ser realizadas

al equipamiento de medicina nuclear disponible en la ciudad de Cali, teniendo en cuenta sus características y los recursos disponibles localmente. Se muestra esta información en seis capítulos en los que se detallan las pruebas de control de calidad de los equipos antes mencionados (Activímetros, monitores de radiación, detectores de pozo, Gammasonda, sistemas SPECT-CT y sistemas PET-CT), así como la bibliografía consultada y algunos complementos técnicos en forma de anexos.

Finalmente el documento incluye una sección de "Términos y definiciones" para facilitar la lectura y comprensión de sus textos.

2. DESARROLLO

2.1. CONTROL DE CALIDAD DE LOS ACTIVÍMETROS

2.1.1. Introducción

Los activímetros o calibradores de dosis son equipos esenciales para la práctica de la medicina nuclear ya que permiten cuantificar la actividad de las fuentes radiactivas que se emplean como parte fundamental de los procedimientos diagnósticos o terapéuticos con radiofármacos. Entre sus usos más frecuentes se encuentra la medición y verificación de las dosis de actividad prescrita por los médicos nucleares con el fin de ser administradas a los pacientes, la medición de la actividad de fuentes radiactivas utilizadas en controles de calidad de gammacámaras y equipos PET-CT, así como la verificación de actividad de las fuentes empleadas para marcaje de fármacos y sus controles de calidad [2.1.1].



Figura 2.1.1. Activímetros

Estos equipos están compuestos internamente por una cámara de ionización tipo pozo que se encuentra ubicada dentro de un cilindro, el cual posee un blindaje con el propósito de aislar la cámara de ionización de señales y fuentes externas. La cámara cuenta con una electrónica que posee dos electrodos cilíndricos coaxiales, los cuales cuentan con una diferencia de potencial suficiente para coleccionar las cargas negativas y positivas en el ánodo y el cátodo respectivamente; generando una corriente eléctrica que gracias a la electrónica interna convierte la corriente en señal, que se amplifica y procesa. En la figura 2.1.1 se muestra un ejemplo de calibrador de actividad (activímetro) de uso común en los SMN.

Los activímetros están compuestos por:

- Cámara de ionización tipo pozo.
- Fuente de estabilización de alto voltaje.
- Electrómetro para medición de pequeñas corrientes de ionización.
- Electrónica de procesamiento.
- Dispositivo de visualización (display).

Otros elementos que complementan el activímetro son presentados en la 2.1.1.

Tabla 2.1.1. Elementos complementarios del activímetro

Elemento	Descripción	Imagen
Blindajes	El blindaje circular está diseñado con el fin de aislar la cámara de ionización de señales externas.	
Portamuestra	El portamuestra facilita el manejo y la medición de las unidades que se desean medir o verificar.	
Protector de la cámara	El equipo cuenta con un protector para la cámara con el fin de evitar contaminaciones.	

2.1.2. Alcance y periodicidad de las pruebas

Durante las pruebas de control de calidad de aceptación y referencia se establecen los parámetros iniciales del equipo y se comparan con las especificaciones técnicas entregadas por el fabricante. Periódicamente se deben evaluar ciertos parámetros con el fin de garantizar su estabilidad en el tiempo, observando el comportamiento del equipo durante su empleo en la práctica

clínica, así como su trazabilidad y relación con los valores de referencia.

El objetivo de este capítulo es describir cada una de las pruebas del control de calidad de los activímetros y su frecuencia. En la tabla 2.1.2 se indican las pruebas a realizar a los activímetros junto con su periodicidad y clasificación.

Tabla 2.1.2. Pruebas y frecuencias recomendadas para evaluar los parámetros de funcionamiento de los activímetros [1].

Prueba	Aceptación	Referencia	Frecuencia
Chequeo Diario	X	X	Diaria
Fondo Radiactivo	X	X	Diaria
Estabilidad (reproducibilidad - constancia)	X	X	Diaria
Precisión	X	X	Trimestral
Exactitud	X	X	Anual
Linealidad	X	X	Anual
Geometría		X	Al cambiar condiciones de referencia

Dentro de las características generales de los activímetros se puede mencionar que estos no requieren de voltajes especiales para su funcionamiento y casi siempre los voltajes requeridos se indicarán en el manual de usuario. No obstante, para un rendimiento óptimo del instrumento, el equipo debe dejarse encendido en todo momento, así como se recomienda el uso de un filtro de interferencia de red y una fuente de alimentación ininterrumpida (UPS) [2.1.1].

ralmente con plomo. El blindaje también ayuda a minimizar la dosis para el operador mientras hay una fuente radiactiva en la cámara de ionización o pozo. El fabricante puede proporcionar este escudo protector como parte integrante del módulo de la cámara o como un elemento exterior extraíble; alternativamente, puede ser construido a medida por el usuario como un blindaje adicional al ya existente intrínsecamente por la cámara [2.1.1].

Una forma efectiva de reducir los efectos de la radiación ambiental local en el funcionamiento de los activímetros es proteger o blindar la cámara de ionización, gene-

Es importante tener en cuenta que el blindaje altera los factores de calibración en una medida que dependerá del tipo y la proximidad del blindaje. Esto surge de la

dispersión inversa de los fotones de la fuente después de que emergen de la superficie exterior de la cámara junto con la emisión de rayos X de Pb-K que surgen de las interacciones dentro del blindaje del plomo. Típicamente, la combinación de estos dos eventos da como resultado una mejora de la respuesta de la cámara, que se maximiza en la región de 80 keV. Como tal, esos radionucleidos, que son ideales para propósitos de imagen también sufren más este efecto. Por lo tanto, es importante determinar las disposiciones de blindaje que se aplican a las configuraciones de calibración proporcionadas por el fabricante. Si se introduce un blindaje adicional, se deben realizar mediciones comparativas con y sin blindaje para determinar los factores de corrección que deberán aplicarse.

2.1.3. Chequeo Diario

Introducción

Es fundamental realizar la observación diaria del instrumento que permita evidenciar golpes o abolladuras que puedan afectar el funcionamiento del mismo, registrando en la bitácora del equipo los hallazgos evidenciados durante la inspección del equipo.

Objetivo de la prueba

Inspeccionar el equipo, identificando alteraciones en la parte física del mismo.



Materiales

1. Guantes de látex.
2. Bitácora con el inventario del equipo realizado durante su aceptación.
3. Elementos de protección radiológica (dosímetro, bata de mangas largas).

Periodicidad

Durante la aceptación del equipo y antes de realizar mediciones.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Tecnólogo de medicina nuclear - Físico médico	1	Realizar la inspección visual del equipo en busca de evidencias de daños, golpes o abolladuras.	
Tecnólogo de medicina nuclear - Físico médico	2	Revisar todos los controles, módulos enchufables, teclas e interruptores.	

Tecnólogo de medicina nuclear - Físico médico	3	Identificar tornillos flojos, controles de ajuste difícil, módulos enchufables que no se pueden colocar adecuadamente e interruptores que no responden fácilmente a la presión digital.	
Tecnólogo de medicina nuclear - Físico médico	4	Revisar todos los conectores. Verificar que no falte alguno y examinar los cables y enchufes en busca de daños.	
Tecnólogo de medicina nuclear - Físico médico	5	Inspeccionar todos los accesorios, como dispositivos para manipulación remota, portadores de fuentes radiactivas, protector de la cámara de ionización.	
Tecnólogo de medicina nuclear - Físico médico	6	Comparar con la bitácora del instrumento el inventario del mismo y de sus accesorios, registrando sus condiciones en el momento de hacer la aceptación de equipo, con referencia particular a cualquier daño, deficiencia o defecto y a las acciones que se sugieren para su corrección.	

Tolerancia

Comparar con el estado del equipo, número de componentes y demás accesorios desde la aceptación del instrumento, según bitácora, con el inventario.

Análisis de resultados

La inspección física del instrumento y la identificación de deficiencias o fallas se debe efectuar diariamente; en caso de evidencias de daños se debe reportar al proveedor (durante las pruebas de aceptación) o al grupo de bioingeniería durante las pruebas periódicas.

Recomendaciones

La inspección física, deficiencia o falla se debe efectuar inmediatamente después de la recepción del instrumento, para poder informar al proveedor de cualquier daño antes de la expiración de la garantía o después.

2.1.4. Fondo radiactivo

Introducción

El fondo radiactivo puede ser causado por fuentes de radiación externas, contaminación de la cámara o por ruido electrónico.

La mayoría de los activímetros se fabrican con blindaje de cámara de plomo; sin embargo, para instalaciones que ofrecen terapias con I-131 y/o imágenes PET, se puede requerir protección adicional para reducir aún más la radiación externa a la cámara y/o la exposición al personal.

El almacenamiento de fuentes radiactivas con blindaje inadecuado (ej. fuentes de prueba de calibrador de actividad de Cs-137 o Co-60, dosis de PET o desechos de PET u otros emisores de fotones de alta energía) en las proximidades de la cámara pueden generar un fondo inaceptablemente alto [2.1.2].

Objetivo

Identificar los valores del fondo radiactivo alrededor del activímetro, previo a su utilización para medir actividad de radionucleidos.

Materiales

1. Guantes de látex.
2. Elementos de protección radiológica (dosímetro, bata de mangas largas).

Periodicidad

Durante la aceptación del equipo, y con frecuencia diaria, antes de realizar mediciones con el activímetro.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Tecnólogo de medicina nuclear - Físico médico	1	Verifique que no existen fuentes radiactivas cercanas al instrumento.	
Tecnólogo de medicina nuclear - Físico médico	2	Verifique que se encuentran todos los protectores acrílicos y blindajes en la cámara del activímetro correctamente instalados. La medición de fondo radiactivo debe tomarse sin fuente radiactiva en la cámara y en la configuración de radionucleidos más común, con el soporte de la fuente y el escudo de contaminación en su lugar.	
Tecnólogo de medicina nuclear - Físico médico	3	Revise el valor de actividad que muestra el equipo para cada radionucleido que se emplea en la jornada. realice el registro de las medidas realizadas.	

Tecnólogo de medicina nuclear - Físico médico

4

En la condición de equipos que sustraen automáticamente el fondo radiactivo, siga las instrucciones indicadas por el fabricante para el procedimiento.

En caso de que su equipo no realice la sustracción del fondo radiactivo se debe medir tres veces seguidas y registrar los valores medidos.



Tecnólogo de medicina nuclear - Físico médico

5

En caso de sospecha de un valor elevado del fondo radiactivo, verificar que no haya fuentes radiactivas cercanas o que el protector de la cámara de ionización y el portamuestras esté contaminado, realice la limpieza de los acrílicos y repita los pasos del 1 al 4.



Tolerancia

El fondo radiactivo medido debe estar de acuerdo con lo recomendado por el fabricante o dentro del $\pm 20\%$ del valor establecido como referencia para el instrumento; cuando no se tenga esta información se recomienda que esta medida no supere la centésima parte de la actividad que se desea medir (por ejemplo si se espera medir 740 MBq de F-18, el fondo radiactivo para este isótopo deberá estar por debajo de 7.4 MBq) [2.1.3]

Procure en las comprobaciones del fondo radiactivo a lo largo de la jornada, mantenerlo tan bajo como sea razonablemente posible.

Análisis de resultados

1. La magnitud del fondo radiactivo debe establecerse en las pruebas de aceptación y medirse de forma diaria antes de ser utilizado y verificarse entre mediciones.

2. Cualquier aumento en el fondo por encima del valor esperado debe ser investigado.

3. Para los activímetros que cuentan con una función de ajuste de fondo, el fondo debe estar dentro del rango de ajuste permitido.

Recomendaciones

Las superficies de los revestimientos de plástico de la cámara del activímetro y los recipientes de plástico en el área de procesamiento aséptico (radiofarmacias) se deben limpiar y desinfectar por medios apropiados, como limpiar con un paño estéril humedecido con alcohol isopropílico al 70%.

Las unidades de lectura también se pueden proteger con cubiertas de plástico que se pueden desinfectar con frecuencia con toallas estériles con alcohol isopropílico al 70% [2.1.4].

No se recomienda utilizar el activímetro sin los acrílicos de protección, en caso de ocurrir contaminación radiactiva de la cámara el mejor modo de actuar es esperar el decaimiento del radionucleido, la limpieza de las paredes internas de la cámara deberá realizarse con extremo cuidado para no dañarla.

Para los activímetros que tienen una función de ajuste de fondo que corrige automáticamente esta medida, pueden producirse errores de corrección si el fondo cambia entre mediciones y se emplea sin discriminación la corrección de fondo automático. Siempre verifique que no haya presencia de fuentes radiactivas cercanas a la cámara del equipo y que se limpien posibles contaminaciones de los acrílicos de protección.

2.1.5. Estabilidad (reproducibilidad - constancia)

Introducción

Para la validación de la estabilidad a largo plazo, se debe medir diariamente una

radiactiva de referencia con la que se cuente para esta práctica, y se debe tomar, el resultado de la medida y comparar con el valor obtenido con la fórmula de decaimiento, una vez corregido por dicho decaimiento radiactivo, se debe identificar cualquier comportamiento anómalo.

Objetivo de la prueba

Verificar por medio del control de calidad en el activímetro la estabilidad de las lecturas proporcionadas por el mismo.

Materiales

Fuentes de calibración con las características indicadas en la Tabla 2.1.3. La actividad de la fuente usada para esta prueba debe ser superior a 3,7 MBq.

Tabla 2.1.3. Energía y abundancia de los fotones γ de los isótopos utilizados en las pruebas de precisión, exactitud y estabilidad.

Radionúclido	Energía del fotón Principal (KeV)	Semiperiodo de desintegración	Abundancia del fotón principal
Co-57	122	271 días	85,6 %
Ba-133	356	10,7 años	62,1 %
Cs-137	622	30 años	89,8 %

Periodicidad

Durante la aceptación del equipo, y con frecuencia diaria, antes de realizar mediciones con el activímetro.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Seleccionar en el activímetro las condiciones de detección apropiadas para el radionúclido de interés clínico (Tc-99m, Ga-67, I-131, F18 , Ra-223) o los que utilice en la práctica.	
Físico médico	2	Verificar que no haya ninguna fuente radiactiva en el pozo ni en sus cercanías. Tomar lecturas de radiación de fondo radiactivo para sustraerlo de las mediciones.	
Físico médico	4	Tomar una fuente de calibración de referencia (ver tabla 2.1.3), insertarla en la canastilla de acrílico e introducir en el pozo del activímetro. Dejar que transcurra el tiempo suficiente para la estabilización de la lectura. Registrar el valor de actividad radiactiva arrojada por el equipo, tomar 10 lecturas dejando estabilizar el equipo por 10 segundos entre medida y medida. Corregirlas por fondo radiactivo. Calcular el promedio de las mediciones.	
Físico médico	5	Calcular la actividad radiactiva de la fuente de referencia según la fórmula de decaimiento radiactivo, en donde A_e es la actividad esperada, A_0 es la actividad inicial, $t_{1/2}$ es el periodo de semidesintegración del radionúclido y T es el tiempo transcurrido.	$A_e = A_0 e^{\left(\frac{-Ln2}{t_{1/2}} T\right)}$
Físico médico	6	Repetir los pasos 1-5 con las condiciones operativas apropiadas para cada uno de los radionúclidos de uso común en el servicio de medicina nuclear.	

Físico médico 7

Calcular la estabilidad en la medida realizada teniendo en cuenta la actividad medida A_m y la actividad calculada A_e , definida según el error porcentual, usando la siguiente ecuación:

$$Estabilidad = \frac{A_m - A_e}{A_m} \times 100\% \quad (1)$$

Análisis de resultados

Se sugiere realizar una gráfica con los resultados obtenidos a diario y comparar con los límites de aceptación.

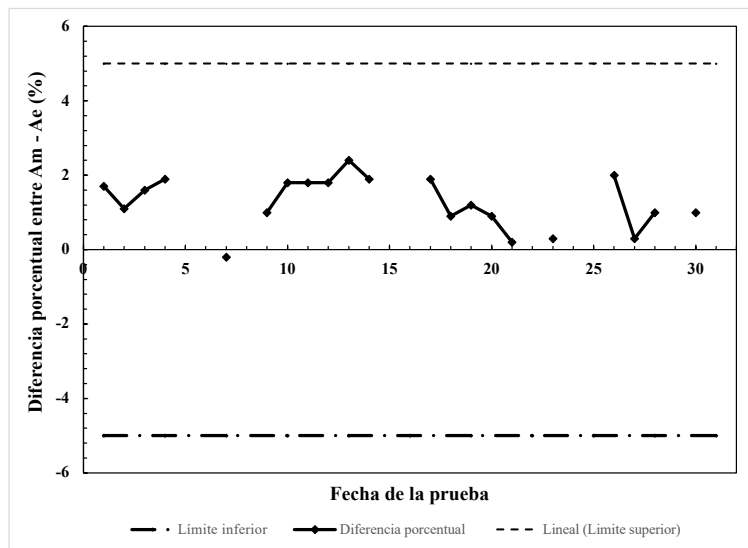


Gráfico 1. Ejemplo de verificación de la reproducibilidad activímetro CAPINTEC CRC 55.

Tolerancia

La reproducibilidad de los resultados en las mediciones efectuadas con las fuentes especificadas debe ser tal que todas las actividades medidas individualmente deben ser de $\pm 5\%$ de la actividad promedio medida, siempre y cuando el decaimiento radiactivo no cause un efecto notable durante el período de la prueba.

Recomendaciones

Para la manipulación de material radiactivo, se debe contar con dosimetría personal, ropa adecuada para el ingreso a la radiofarmacia y asegurarse de manipular las fuentes siempre tras blindaje y a una distancia para facilitar la recolección de datos, crear una hoja de cálculo y hacer su correspondiente análisis. [2.1.5].

2.1.6. Precisión

Introducción

La prueba de precisión se recomienda en la mayoría de las guías y protocolos, para asegurar la fiabilidad de las medidas realizadas en un activímetro.

La precisión indica el grado de variabilidad de los valores obtenidos por un procedimiento de medida para una determinada magnitud, es decir la reproducibilidad en la medida. La estimación de la precisión y de la exactitud son los criterios más importantes para comprobar un método analítico, y es esencial monitorizar el control de calidad de las medidas analíticas para la validez de los resultados ofrecidos.

Objetivo de la prueba

El objetivo de esta prueba es comprobar la precisión de las mediciones de actividad con el fin de analizar la dispersión, utilizan-

do una fuente radiactiva con un periodo de semidesintegración mayor al periodo de las mediciones.



Materiales

1. Fuentes cuya actividad no decaiga significativamente durante el periodo de mediciones (ver fuentes listadas en la Tabla 2.13). Se recomienda que la actividad sea mayor que 3,7 MBq.
2. Portador de fuentes radiactivas.
3. Pinza para la manipulación a distancia de fuentes radiactivas.
4. Guantes.
5. Elementos de protección radiológica (dosímetro de cuerpo entero, dosímetro de extremidades, bata de manga larga).

Periodicidad

Durante la aceptación del equipo y con una frecuencia trimestral.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Verificar que no hayan fuentes radiactivas cerca al activímetro, que puedan alterar la medición. Medir el fondo radiactivo y realizar la sustracción de fondo radiactivo de forma automática. (Ver prueba del fondo radiactivo).	
Físico médico	2	Seleccionar el canal apropiado para el radionúclido a emplear ejemplo (<i>Cs-137, Ba-133 o Co-57</i>).	

Físico
médico

3

Con la ayuda de la pinza para manipulación a distancia, insertar la fuente radiactiva en el portador e introducir ambos en el pozo del instrumento.

Dejar que transcurra el tiempo suficiente (10s) para la estabilización de la lectura. Medir y registrar la actividad (A_i). Retirar la fuente radiactiva empleando el portamuestras.



Físico
médico

4

Repetir el paso anterior hasta un total de 10 lecturas sucesivas. Registre las medidas realizadas.



Físico
médico

5

Sacar el porta muestras del instrumento, extraer la fuente radiactiva con ayuda de la pinza. Realizar el análisis de los resultados como se describe a continuación.



Tolerancia

El límite de aceptación de las actividades medidas individualmente debe ser inferior al $\pm 5\%$. Un resultado individual presente fuera de estos límites puede indicar una operación defectuosa del activímetro [2.1.6]. El valor absoluto del coeficiente de variación (CV) debe ser menor que 3%.

Análisis de resultados

Para evaluar la precisión, calcular para cada fuente radiactiva, las diferencias porcentuales entre las actividades medidas individualmente, A_i , y su promedio, \hat{A} . Esto es:

$$\text{Precisión} = \frac{A_i - \hat{A}}{\hat{A}} \times 100\% \quad (2)$$

Como valor representativo de la precisión del equipo se toma el coeficiente de variación de los resultados, definido como:

$$CV = \frac{\sigma(A_i)}{\hat{A}} \times 100\% \quad (3)$$

En donde CV es el coeficiente de variación, A_i es el cada una de las medidas tomadas, $\sigma(A_i)$ es la desviación típica de las medidas tomadas y \hat{A} es el valor medio del conjunto de las medidas tomadas.

Registrar en la bitácora del instrumento los resultados de la prueba y si estos confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

Recomendaciones

Garantice que el equipo cuenta con una estabilidad adecuada entre medida y medida para el cálculo, manipular las fuentes siempre tras blindaje y a distancia. Si lo considera adecuado prepare una hoja de cálculo para el registro de las medidas y para hacer el análisis de los resultados.

2.1.7. Exactitud

Introducción

La exactitud puede ser interpretada como la aproximación de una medida al valor real de la cantidad que se está midiendo. En ese sentido, la exactitud depende directamente de la calibración del instrumento con el cual se toma la medida.

Un mecanismo para verificar la exactitud de las medidas tomadas con un instrumento consiste en utilizarlo para medir una cantidad de la que conocemos, con cierto grado de incertidumbre, el valor real. El valor real y la medida obtenida se comparan a partir del error relativo entre ambas cantidades, es decir a partir de una expresión como la siguiente:

$$e = \frac{(V_{medido} - V_{real})}{V_{real}} \times 100\% \quad (4)$$

En donde V_{medido} es el valor proporcionado por el instrumento de medida y V_{real} es el valor real de la cantidad medida con ese instrumento.

Para el caso de los activímetros, la exactitud de la medida es importante porque permite tener certeza sobre la cantidad de material radiactivo que es administrado a pacientes. En ese sentido, un activímetro

que proporcione valores exactos permite disminuir errores sistemáticos en la exposición de los pacientes. Dado que la exactitud de un instrumento de medida está relacionada con los parámetros de calibración, una falla en esta prueba puede indicar errores, tanto en el funcionamiento del electrómetro y su electrónica asociada, como en la integridad de la cámara de ionización del activímetro. Por otro lado, debido a los posibles ajustes que el fabricante realiza en la respuesta del electrómetro, para los diferentes rangos de funcionamiento, es recomendable realizar la prueba de exactitud con radionúclidos que abarquen la respuesta a la energía de los utilizados normalmente [2.1.6].

Objetivo

Determinar la exactitud de un activímetro en los intervalos de energía utilizados clínicamente.

Materiales

1. Fuentes radiactivas selladas trazables o certificadas por el fabricante (ver tabla 2.1.3). Se recomienda que la actividad sea mayor que 3,7 MBq.
2. Portador de fuentes radiactivas.
3. Pinza para la manipulación a distancia de fuentes radiactivas.
4. Guantes.
5. Elementos de protección radiológica (dosímetro de cuerpo entero, dosímetro de extremidades, bata de manga larga).

Periodicidad

Esta prueba debe realizarse anualmente y también debe ser una prueba que se realiza como parte del proceso de aceptación de los activímetros.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Seleccionar las condiciones de operación adecuadas para el isótopo que va a medir.	
Físico médico	2	Medir el fondo radiactivo y registrar los valores obtenidos.	
Físico médico	3	Tomar la fuente con un periodo de semidesintegración mayor al tiempo de las mediciones realizadas, manipular la fuente con pinzas y ubicarla en el portamuestras del activímetro.	
Físico médico	4	Colocar la fuente en el portamuestras e introducirla en el activímetro, espere que la medida se estabilice y registrela.	
Físico médico	5	Realizar los pasos anteriores al menos 10 veces y en cada caso registrar las mediciones.	

Físico médico 6 Extraer la fuente radiactiva utilizando las pinzas y ubicarla en el respectivo blindaje.



Físico médico 7 Realice los pasos anteriores para cada una de las fuentes recomendadas en la tabla 2.1.3.

Análisis de resultados

Para calcular la exactitud siga los siguientes pasos:

1. Calcular el promedio (V_m) de los valores obtenidos para la fuente radiactiva utilizada.
2. Calcular la actividad de cada una de las fuentes selladas en el día de realización de la prueba. Realice esto a partir de los datos proporcionados en el certificado de la fuente y aplicando la ley de decaimiento radiactivo.
3. Calcular el error relativo o diferencia porcentual entre el valor promedio de las actividades medidas y el valor "real" (V_r) que se encuentra en el certificado de la fuente radiactiva utilizada. Para esto use la ecuación:

$$E = \frac{|V_r - V_m|}{V_r} \times 100\% \quad (5)$$

4. Realizar los pasos anteriores para cada una de los isótopos utilizados en la práctica médica.

Tolerancia

El valor obtenido representa la aproximación de la medida proporcionada por el activímetro al valor real de actividad de la fuente sellada. Este valor no debe ser mayor al $\pm 5\%$.

Recomendaciones

Las fuentes radiactivas utilizadas para la prueba deben ser manipuladas usando pinzas y siempre con el uso de guantes. Por otro lado, al realizar cada medida debe esperarse el tiempo suficiente entre cada medida para que se establezca el valor proporcionado por el activímetro. Es importante garantizar que se resta el valor del fondo radiactivo a las medidas realizadas.

2.1.8. Linealidad

Introducción

La prueba de linealidad de un equipo caracteriza la capacidad de medir y proporcionar un resultado que varía con el valor de la magnitud medida en un factor de proporcionalidad constante e independiente de ese valor.

Generalmente esta prueba debe realizarse en todo el rango de actividad para el cual se utilizará el instrumento con los radionucleidos que se utilizan dentro de la práctica clínica.

Debido a la recombinación de la carga creada en el volumen activo de la cámara de ionización del activímetro, para fuentes radiactivas de alta actividad el equipo puede dejar de comportarse de forma lineal, es decir, que no da una respuesta directamente proporcional a la actividad. Puesto que el coeficiente de calibración de cada radionucleido ingresado en el instrumento se determina con valores de actividad específicos, es necesario comprobar que dicho coeficiente es válido para la medición de fuentes de ese activímetro en todo el rango de actividades para el cual se usa la máquina.

La prueba de linealidad tiene diferentes metodologías para desarrollarse, en esta guía sólo describiremos el método de desintegración de fuente radiactiva. Las otras alternativas a esta metodología son el método de la fuente graduada y el método de blindajes; el método de la fuente graduada requiere la medición de alícuotas de una solución madre que cubre la actividad, las actividades relativas de las alícuotas deben determinarse mediante un pesaje preciso y es posible que tenga que hacerse correcciones por decaimiento si las mediciones no se realizan durante periodos de tiempo suficientemente cortos. En el método de los blindajes requiere protección pre-calibrada para cubrir el rango de actividad de interés y este blindaje debe ser específico para el radionucleido utilizado. Ambos métodos alternativos (fuente gradual y blindaje) requieren un mayor cuidado por el operador y según recomendaciones de la AAPM en el task group 181 no se recomiendan su realización.

La medida de linealidad del sistema para un radionucleido dado, se puede recalcularse para cualquier otro, aplicando los coeficientes de radionúclidos apropiados [2.1.3], dado que en los activímetros que se fabrican en la actualidad la forma de la función que relaciona las corrientes de ionización observadas y previstas es independiente del radionucleido, la linealidad de la respuesta a la actividad es un parámetro que depende exclusivamente de la respuesta de la cadena electrónica de medida del instrumento, y no del radionucleido empleado, por lo que se puede utilizar cualquier radionucleido de vida corta para realizar esta prueba [2.1.8].

Objetivo de la prueba

Confirmar que la configuración de calibración para un radionúclido particular en todo el rango de uso [2.1.7] usando el método de decaimiento radiactivo.

Materiales

Fuente radiactiva de periodo de semidesintegración corto (Ej. Tc-99m) con actividad tan alta como la máxima para la cual se emplea el instrumento y con geometría acorde con la de las fuentes radiactivas empleadas con ese equipo (vial, jeringa, tubo de ensayo).

Periodicidad y/o frecuencia

Durante la aceptación del equipo y anual [2.1.7].

Procedimiento

La prueba consiste en medir la actividad del radionúclido escogido para

la prueba a intervalos iguales de tiempo, mientras que la fuente decae. Para cubrir todo el rango de actividad empleado en el servicio, puede ser necesario que se realicen mediciones varias veces al día. Si se cuenta con un equipo que realiza esta

prueba de manera automática, siga las instrucciones del fabricante según el manual de usuario. En la condición de que el equipo no realice la prueba de linealidad de manera automática, siga el paso a paso a continuación.

Procedimiento Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura																														
Físico médico	1	Realizar las mediciones de fondo y correspondientes correcciones.																															
Físico médico	2	Medir la jeringa y/o vial en el equipo que contiene el radionucleido más empleado en el servicio (Tc_{99m} y/o F_{18}). Verifique que ha seleccionado correctamente en el instrumento el radionucleido que se va a medir y rectifique que la actividad inicial es del orden del máximo de actividad que suele emplear en el servicio (por ejemplo equipos de Radiofarmacia podrán medir valores tan elevados como las eluciones de los generadores aprox 33300 MBq, pero equipos donde sólo se miden unidosis puede medir dosis máximas del orden de los 1110 MBq).																															
Físico médico	3	Tomar medidas de la actividad de dicha fuente en intervalos de cada dos o cuatro horas, hasta que la actividad de la fuente marque 1 MBq. Cuando ya se encuentre en el rango de medidas menores a 37 MBq, espere 30 segundos para que se establezca la medida, antes de tomar el dato arrojado por el equipo.																															
Físico médico	4	<p>Guardar y/o registrar los datos de actividad medida obtenidos y los datos complementarios.</p> <p>Tener en cuenta que la información que es importante recolectar es: fecha de cada medición, tiempo acumulado o de medición y actividad medida; calcule y registre la actividad teórica estimada para cada medición.</p>	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Fecha</th> <th>Tiempo (h)</th> <th>Actividad med. (MBq)</th> <th>Actividad esp. (MBq)</th> <th>Error relativo (%)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td></tr> </tbody> </table>	Fecha	Tiempo (h)	Actividad med. (MBq)	Actividad esp. (MBq)	Error relativo (%)																									
Fecha	Tiempo (h)	Actividad med. (MBq)	Actividad esp. (MBq)	Error relativo (%)																													

Físico médico	5	En el caso de activímetros con medida de linealidad automática, guarde el reporte entregado y verifique en la gráfica arrojada, que ninguno de los puntos se encuentra por fuera del rango de $\pm 5\%$ de tolerancia entre los valores teóricos y los valores experimentales calculados.	
Físico médico	6	En el caso de activímetros donde se debe corroborar la linealidad manualmente. Se tomará en cuenta desde la primera medida de actividad reportada y hora de la misma, se determina cada cuanto tiempo tomar los intervalos de medida acorde al radionucleido (ej. intervalos cada dos a cuatro horas). Calcular por ley de decaimiento radiactivo la actividad que deberá tener la fuente medida en cada intervalo de tiempo establecido, teniendo en cuenta los tiempos acumulados en cada intervalo.	
Físico médico	8	Graficar en una escala logarítmica los datos obtenidos, donde en el eje y se coloquen los valores de actividad medida y en el eje x la hora de cada medición. Ajuste los datos a una línea de tendencia (la pendiente de la línea de tendencia producida para la totalidad de los datos, deberá ser igual a la constante de desintegración del radionucleido utilizado, cualquier diferencia indicará que no existe linealidad).	
Físico médico	9	Verificar que ninguno de los puntos se encuentra por fuera del rango de $\pm 5\%$ de tolerancia entre los valores teóricos y los valores experimentales calculados.	
Físico médico	10	Guardar y archivar los resultados obtenidos, esto permitirá evaluar a lo largo de la vida útil de la máquina la respuesta de linealidad.	

Tolerancia

Se debe verificar que la pendiente de la línea de tendencia en la gráfica de los datos corresponde al valor de la constante de semidesintegración del radionucleido empleado para la prueba y, adicional a lo anterior, la tolerancia entre cada valor experimental y estimación teórica deben estar dentro del rango de $\pm 5\%$ de diferencia.

Análisis de resultados

Las diferencias entre el valor teórico y la medida fuera de la tolerancia de $\pm 5\%$, así como valores de pendiente de la línea de tendencia muy diferentes a la constante de desintegración del radionucleido, son señales de la pérdida de linealidad del equipo y deberá evaluarse según manual del fabricante las posibles fallas de esta variación.

En algunas partes se permite la utilización del instrumento para ciertas regiones de medición donde el equipo trabaja en modo lineal (por ejemplo el instrumento presenta linealidad entre 370 MBq hasta 3700 MBq y por debajo de 370 MBq el equipo se sale de linealidad). Siempre se debe tener especial precaución con la utilización del instrumento cuando tiene regiones de no linealidad y asegurar su uso correcto en el servicio.

Recomendaciones

Ubicar correctamente la fuente dentro de la cámara del activímetro y verificar su ubicación cada vez que introduzca la fuente para la medida, verificar que antes de medir e iniciar la prueba de linealidad el fondo radiactivo que reporta la máquina sea aceptable, son precauciones que deberán tenerse en cuenta cada vez que se adquiere un dato para la evaluación de esta prueba.

Puesto que este procedimiento implica la manipulación de fuentes radiactivas abiertas, recuerde siempre la utilización de ropa protectora anti-fluido de manga larga, guantes desechables, pinzas para manipulación a distancia de las fuentes, blindajes de jeringas y elemento de protección radiológica como dosímetro de extremidades y dosímetro de tórax.

2.1.9. Geometría

Introducción

Todos los activímetros muestran alguna dependencia con la geometría de la medición. Este efecto decrece si se incrementa la profundidad del pozo. Muchos de estos instrumentos traen consigo tablas con los factores de corrección aplicables a las mediciones de la radiactividad de diferentes radionúclidos en jeringas, frascos, viales y en otros contenedores de tamaños y tipos diferentes. No obstante, los departamentos de medicina nuclear deben determinar los factores de corrección apropiados a sus situaciones individuales. Debe tomarse en cuenta que los factores de corrección para el uso de jeringas son diferentes si éstas tienen adaptada la aguja o no la tienen [2.1.9].

Debido a esto es necesario reconocer la importancia de los factores de corrección asociados por el tipo de radionúclido y geometría a medir, por ejemplo, para el caso del Tc-99m los factores de corrección para jeringas diferentes son inferiores a 1.1 (10%), sin embargo, para radionúclidos emisores de rayos x de baja energía dichos factores pueden variar significativamente de una geometría a otra ($> 30\%$); para emisores beta la medición se hace posible mediante la detección de los rayos x Bremsstrahlung, dichos factores tienen alta variabilidad por lo cual deben determinarse para cada caso específico [2.1.5].

beta la medición se hace posible mediante la detección de los rayos x Bremsstrahlung, dichos factores tienen alta viabilidad por lo cual deben determinarse para cada caso específico [2.1.5].

Objetivo de la prueba

Determinar la importancia de los factores de correcciones para la medición de la actividad en las diferentes geometrías que se pueden tener en una actividad en la práctica clínica.

Materiales

Fuente calibrada de Tc-99, guantes, balanza calibrada, activímetro, jeringas del tamaño en que el volumen que se manejan las unidosis, distintos recipientes que se utilicen habitualmente (viales, jeringas de distinta capacidad) para contener la muestra de radionucleido.

Periodicidad

Al cambiar las condiciones de referencia.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Ajustar a cero el fondo del activímetro	
Físico médico	2	Alistar una mezcla de solución salina con una actividad en un vial, mida la masa total del vial, m_0 (g).	
Físico médico	3	Medir la actividad del vial, A_0 (MBq). Registre los datos medidos: $\frac{A_0(\text{MBq})}{m_0(\text{g})}$	

Físico médico 4 Con una jeringa extraiga la mitad del contenido del vial aproximadamente 0,5 mL es importante que use la jeringa más utilizada en la práctica clínica para el manejo de las unidosis, según corresponda el radioisótopo en el que se está evaluando la geometría.



Físico médico 5 Medir la actividad de la jeringa, dicha actividad se denominará $A_{1 \text{ jeringa (medida)}}$.



Físico médico 6 Pesar nuevamente el vial después de haber extraído los 0,5 mL al peso obtenido de este vial se le denominará $m_1(g)$.



Físico médico 7 Usar la ecuación (6) (ver análisis de resultados) para calcular la actividad remanente en el vial $A_{1(\text{patrón})(\text{estimada})}$.

$$A_{1(\text{patrón})(\text{estimada})} = \frac{A_0}{m_0} m_1$$

Físico médico 8 Cuando tenga calcula la actividad $A_{1(\text{patrón})(\text{estimada})}$ utilice la ecuación (7) para calcular $A_{1(\text{jeringa})(\text{estimada})}$

$$A_{1 \text{ jeringa}(\text{estimada})} = A_0 - A_{1 \text{ patrón}(\text{estimada})}$$

Físico médico 9 Calcular el factor de corrección por medio de la expresión de la ecuación 8.

$$FC1 = \frac{A_{1 \text{ jeringa}(\text{medida})}}{A_{1 \text{ jeringa}(\text{estimada})}}$$

Físico
médico

11

Con la misma jeringa, extraer el resto del contenido del vial.



Físico
médico

12

Medir la actividad de la jeringa, y denominarla $A_{2(jeringa)(medida)}$



Físico
médico

13

Comparar la actividad, medir en la jeringa con el activímetro $A_{2(jeringa)(medida)}$ con la actividad inicial del vial del punto 3, A_0 .

Físico
médico

13

Por medio de la ecuación 9 calcule el factor de corrección.

Análisis de los resultados

Para realizar el análisis de los resultados obtenidos en las mediciones es importante considerar que el efecto de la geometría de la muestra puede probar colocando una pequeña cantidad de actividad en el fondo de un recipiente y agregando progresivamente un diluyente como agua o solución salina. De manera similar, puede evaluar este efecto midiendo una muestra en cada uno de los tipos de contenedores (viales, jeringas, botellas, etc) que se utilizan en la práctica cotidiana.

Para la corrección por geometría se propone un método en el que se requiere una fuente patrón trazable a un patrón primario del isótopo a estudiar.

Si la fuente tiene una actividad A_0 (MBq), puede determinarse el contenido de la muestra en MBq/g, dividiendo entre la masa del patrón (vial + contenido), medida en una balanza calibrada m_0 (g) y calcule el cociente entre estas dos cantidades:

$$A_0(MBq)/m_0(g)$$

Si se sustrae del patrón una fracción de la actividad contenida y la masa restante del contenedor es $m_1(g)$, la actividad restante del vial será:

$$A_1(\text{patrón})(\text{estimada}) = \frac{A_0}{m_0} m_1 \quad (6)$$

La actividad extraída del vial es:

$$A_{1jeringa}(\text{estimada}) = A_0 - A_{1patrón}(\text{estimada}) \quad (7)$$

Si la actividad es extraída en un recipiente,

cuya actividad se mide en el mismo activímetro A_1 (*medida*), se puede calcular el factor de corrección para la geometría como:

$$FC1 = \frac{A_{1jeringa(medida)}}{A_{1jeringa(estimada)}} \quad (8)$$

Posteriormente después de obtener el valor de $A_{2jeringa}$ (*medida*) se puede realizar el cálculo del factor de corrección a partir de la siguiente ecuación:

$$FC2 = \frac{A_{2jeringa(medida)}}{A_0} \quad (9)$$

Tolerancia

Si las pruebas se encuentran dentro de los intervalos de tolerancia $\pm 2\%$ la calibración se considerará exitosa y el equipo podrá operar normalmente [2.1.5].

Análisis de los resultados

Calcule el factor de corrección para las medidas de las jeringas.

Recomendaciones

Para la manipulación de material radiactivo, es sugerido utilizar la dosimetría personal, contar con la ropa adecuada para el ingreso a la radiofarmacia según la complejidad, alta, mediana o baja, utilizar pinzas para manipulación se sugiere la distancia con las fuente y blindajes de jeringas y/o vial necesarios para ajustar volúmenes y/o actividad de la fuente a utilizar. Contar con el kit de derrames cerca a la realización de práctica.

2.1.10. BIBLIOGRAFÍA

[2.1.1] Measurement Good Practice Guide No. 93. Protocol for establishing and maintaining the calibration of medical radionuclide calibrators and their quality control. National Physical Laboratory, 2006.

[2.1.2]. American Association of Physicists in Medicine. The selection, use, calibration, and quality assurance of radionuclide calibrators used in nuclear medicine. Report of AAPM Task Group 181, June 2012.

[2.1.3] Control de calidad de la instrumentación en medicina nuclear – protocolo nacional. ECIMED, La Habana, 2017.

[2.1.4] IAEA-TECDOC-602/S, “Control de Calidad de los Instrumentos de Medicina Nuclear, 1991”, Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA, Viena, 1996.

[2.1.5] Mario M. Equipment for the measure of radiation in Radiopharmacy, in: Preparación y control de calidad de Radiofármacos Spect bajo un sistema de BPER-INC. 2018.

[2.1.6] Protocol for Establishing and Maintaining the Calibration of Medical Radionuclide Calibrators and their Quality Control. Institute of Physics and Engineering in Medicine Ionising Radiation Metrology Consultants Ltd National Physical Laboratory. United Kingdom. 2006.

[2.1.7] European Association of Nuclear Medicine. Quality Control of Nuclear Medicine Instrumentation and Protocol Standardisation. EANM Technologists Guide, Oct. 2017.

[2.1.8] Control de calidad de activímetros. Montoza Aguado; A. Delgado García; et. Al. Rev Esp Med Nucl, 2004;23(6):434-43

[2.1.9] G. T. Eduardo, “Protocolo de control de calidad en medicina nuclear”, LMRI, Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes, España, 2001.

2.2. CONTROL DE CALIDAD DE LOS DETECTORES DE RADIACIÓN.

2.2.1. Introducción

Los detectores gaseosos de radiación, están esencialmente constituidos por un re-cinto lleno de un gas a presión, en el que se disponen dos electrodos separados a una cierta distancia, entre los que se aplica una tensión de polarización.

En condiciones normales, el gas no es conductor, es decir no circula corriente eléctrica entre ambos electrodos, pero, si una partícula ionizante atraviesa el gas, se generan pares ión-electrón por ionización. El campo eléctrico existente hará que las cargas liberadas se muevan hacia el electrodo de signo contrario: los electrones hacia el ánodo (polo positivo) y los iones hacia el cátodo (polo negativo) y de esta manera se genera una señal eléctrica [2.2.1].

Dentro de la utilización de los detectores y en el campo de aplicaciones clínicas de estos, se usan preferentemente los detectores Geiger Müller para la detección de radiación gamma o partículas beta, puesto que en estos las paredes que contienen el receptáculo de gas, pueden ser construidas con diferentes espesores y materiales, a fin de que la atenuación de la radiación incidente no reduzca el rendimiento a un valor intolerablemente bajo.

Esta guía muestra los controles de calidad rutinarios que deberán realizarse a los instrumentos empleados para monitorear la radiación ionizante, tales como, los monitores de exposición, de contaminación y los de monitoreo personales (en general cualquier tipo de detector de radiación ionizante). Siempre se deberá consultar al Oficial

de protección radiológica para garantizar el cumplimiento de la legislación nacional y las orientaciones sobre los instrumentos que miden dosis de radiación [2.2.2].

Metrología de equipos de medición

Todo equipo que sea utilizado en los procesos de medición de una variable, debe tener trazabilidad a un patrón de referencia. Estos equipos deben cumplir con una serie de pruebas para su aceptación, y se deben realizar pruebas de referencia con el fin de llevar un registro del comportamiento del mismo en el tiempo mediante medidas periódicas con el fin de detectar fallas, deficiencias o modificaciones de los intervalos de calibración, por lo tanto es necesario aclarar los siguiente términos:

Calibración: operación que, bajo condiciones especificadas, en un primer paso, establece una relación entre los valores de la magnitud y las incertidumbres de medición proporcionadas por patrones de medición y que corresponden a indicaciones con incertidumbres asociadas y, en un segundo paso, utiliza esta información para establecer una relación para obtener un resultado de medición a partir de una indicación [2.2.3 - 2.2.4].

Ajuste: conjunto de operaciones que se llevan a cabo en un sistema de medición para que este proporcione indicaciones prescritas correspondientes a valores dados de una magnitud a medir.

Patrón de medida: realización de la definición de una magnitud dada, con un valor determinado y una incertidumbre de medida asociada, tomada como referencia. Este patrón de medida se puede clasificar en:

- Primario.
- Referencia.
- Trabajo.

Trazabilidad metrológica: propiedad de un resultado de medida por la cual puede relacionarse con una referencia mediante una cadena ininterrumpida y documentada de calibraciones, cada una de las cuales contribuye a la incertidumbre de medición.

- Toda calibración o comprobación metrológica debe ser puesta en correspondencia, a través de una cadena ininterrumpida, con un patrón de medida nacional o internacional.
- Los patrones de calibración también deben ser calibrados, periódicamente (si calibra sus propios equipos debería cumplir con las normas ISO 17025 y ISO 10012).
- Esta trazabilidad asegura que existe compatibilidad entre las medidas hechas en diferentes sitios.

Programación de comprobaciones, calibraciones y aseguramiento de la calidad de los equipos de medición

Intervalo o frecuencia de calibración:

- Recomendaciones del fabricante.
- Guía para determinación de intervalos de calibración de instrumentos de medición de la OIML D10 equivalente a la Guía ILAC-G24.

2.2.2. Alcance y periodicidad de las pruebas de control de calidad

Las pruebas de control de calidad de rutina (QC) se repiten a intervalos específicos para establecer y documentar los cambios del rendimiento inicial de los diferentes instrumentos, establecido en las pruebas de aceptación, en este sentido, este capítulo abarca algunas recomendaciones para el uso de estos equipos y las diferentes pruebas de control de calidad que deben realizarse. Estas pruebas se indican junto con su periodicidad en la Tabla 2.2.1.

Tabla 2.2.1. Frecuencias recomendadas para los parámetros de medición en los detectores de radiación ionizante [2.2.2].

Prueba	Aceptación	Referencia	Frecuencia
Inspección general	X	X	Diaria
Fondo radiactivo	X	X	Mensual
Estabilidad	X	X	Mensual
Exactitud	X	X	Diaria

2.2.3. Inspección general

La inspección general de estos instrumentos debe tener revisiones periódicas, a fin de evaluar posibles fallas, golpes, enmendaduras, etc.

Será una actividad que una vez se encuentre alguna anomalía deberán realizarse esfuerzos en conjunto con el grupo de mantenimiento o de electromedicina de la institución.

Estas inspecciones propuestas a continuación se realizan para evitar el uso de instrumentos dañados o inseguros, así como el bajo voltaje de la batería, que puede llegar a producir mediciones inexactas y poco confiables.

Objetivo

Identificar cualquier daño del detector, unidad de medida y cables, así como identificar que el nivel de batería es suficiente para el correcto funcionamiento de los equipos.

Materiales



Ninguno adicional al propio equipo (baterías de reemplazo en caso de requerirse de acuerdo al modelo del instrumento, multímetro para verificación de baterías en caso de seguir la instrucción de empleo del multímetro).

Periodicidad

Aceptación y diaria. Si el equipo no se utiliza diariamente, antes del uso del equipo.

Procedimiento

Inspección física del instrumento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
OPR del servicio o quién este designe	1	<p>Verificar el equipo. Inspeccionar el soporte y la cubierta del instrumento en busca de evidencias de daño (raspones, daños en la pintura, daños en tornillos, etc).</p> <p>Examinar con atención la envoltura del sensor (si es posible), para detectar signos de abolladuras o perforaciones (aplicable para equipos de ventana delgada).</p>	
OPR del servicio o quién este designe	2	<p>Verificar que los cables externos y sus conectores no presenten daños o defectos, el interruptor de encendido y los botones selectores.</p>	

OPR del servicio o quién este designe

3

La pantalla de lectura no tiene que tener fractura, ni colores extraños (zonas claras y/o oscuras).

En el caso de instrumentos analógicos, la aguja de la pantalla no esté obstruida o doblada y esta se mueve con libertad.



OPR del servicio o quién este designe

4

En el caso de instrumentos con pantalla digital, las cifras se aprecian con claridad, los sonidos y test de iniciación del instrumento pasan correctamente la respectiva prueba automatizada.



OPR del servicio o quién este designe

5

Examinar todos los demás accesorios; verificar que no falte alguno y que no haya piezas defectuosas.

Procedimiento

Inspección de baterías.

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
OPR del servicio o quién este designe	1	<p>En aquellos instrumentos que permite verificar el estado de la batería de manera automática, siga las instrucciones del fabricante.</p> <p>Algunos instrumentos colocarán alertas de cambio de batería cuando ésta ya no tenga el voltaje suficiente para el buen funcionamiento del instrumento. Si fuera necesario, realice el cambio y recomendación del instrumento.</p>	
OPR del servicio o quién este designe	2	<p>Algunos instrumentos análogos dentro de la ventana permiten realizar la prueba de batería. Seleccione el botón "BAT", este hará que la aguja se mueva. Si el nivel de batería es correcto, la aguja se moverá hasta el final de la pantalla de visualización.</p> <p>Si el nivel de batería no es correcto, la aguja no se moverá hasta el final de la pantalla de visualización, esto indica que deberá hacer cambio de baterías.</p>	

OPR del servicio o quién este designe / Tec. Mantenimiento - Electromedicina

3

Para los instrumentos que no permiten hacer pruebas automáticas del estado de baterías podrá realizar la prueba en conjunto con el grupo de mantenimiento.



Apague el instrumento de medida (detector de radiación) y retire las baterías de este.

Cada año verifique que las baterías no se encuentran sulfatas y/o oxidadas, ni con daños físicos, identifique que estas se encuentran en buen estado. Cuando no esté utilizando el equipo de medición retire las baterías. Ello evitará daños como producto de su derrame al descomponerse.

OPR del servicio o quién este designe

4

Asegure que el multímetro empleado por el grupo de mantenimiento esté en buena condición y es un instrumento confiable.



Encienda el multímetro y ajuste su modo de operación en voltaje corriente directa (VCD) para las baterías.

OPR del servicio o quién este designe

5

Mida el voltaje de las baterías empleadas por el detector de radiación, verifique que el voltaje en estas corresponden al indicado por el manual de usuario y están dentro de la tolerancia recomendada por el mismo fabricante.



Tolerancia

Lo indicado por el fabricante. Cada vez que un instrumento indique la señal de baja de batería esta deberá cambiarse.

No se deben tolerar grietas en las ventanas delgadas de los detectores, golpes, enmendaduras o cables en malas condiciones.

Análisis de resultados

NA

Recomendaciones

Siga las recomendaciones del fabricante para el estado general de los equipos de detectores de radiación.

2.2.4. Fondo radiactivo

Esta prueba busca medir el nivel del fondo radiactivo, este será un nivel de referencia del instrumento y deberá ser estable durante la prueba.

Objetivo

Medir el nivel de la tasa de recuento en un entorno ambiental sin radiactividad cercana.



Materiales

Ninguno adicional al propio equipo.

Periodicidad

Aceptación y diaria. Si el equipo no se utiliza diariamente, antes del uso del equipo.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
OPR del servicio o quién este designe	1	Verifique que en el entorno no exista contaminación radiactiva ni fuentes radiactivas cercanas.	
OPR del servicio o quién este designe	2	Encienda el instrumento y ponga este a medir en modo tasa o integral. Permita que el equipo establezca las medidas, tomé mínimo 60 segundos de lectura de fondo (el valor recomendado en esta guía para la toma estable del fondo radiactivo en los diferentes instrumentos detectores de radiación ionizante es 100 segundos).	
OPR del servicio o quién este designe	3	Registre el valor obtenido (CPS, uSv/h, mR/h, CPM, etc) para tener históricos de lectura del fondo radiactivo del lugar y de la respuesta del equipo.	

Tolerancia

Lo indicado en el área donde se realiza la medición y/o fabricante.

Análisis de resultados

No aplica.

Recomendaciones

Recuerde verificar que en el entorno, no se evidencia contaminación radiactiva, o fuentes radiactivas cercanas para la realización de esta prueba.

2.2.5. Constancia - Variabilidad

Esta prueba busca evaluar el comportamiento del instrumento a lo largo de su vida útil, para equipos que miden tasa de dosis y/o contaminación, empleando una geometría constante o reproducible, con una fuente radiactiva de vida media larga adecuada para el uso y la clasificación de eficiencia del equipo.

Objetivo

Evaluar la variabilidad del equipo bajo las mismas condiciones de radiación ionizante externa (geometría, fuente, tiempos de medición, etc.) y garantizar su correcto funcionamiento a lo largo de su vida útil.

Materiales

Guantes de látex, pinzas largas fuente radiactiva sólida sellada con certificado de fabricación de vida media larga (se recomienda el empleo de Cs-137, pero pueden emplearse Ba-133 o Co-57, entre otras de vida media larga).

- Regla y/o cinta métrica.
- Blindaje para fuentes radiactivas.
- Plástico para evitar contaminación del detector con la fuente.
- Detector de radiación.

Periodicidad

La geometría podrá ser plana, tipo vial, puntual y/o dedal dependiendo de la disponibilidad y utilización del instrumento).

Aceptación, para establecer valor de referencia. Mensual como prueba de referencia.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
OPR del servicio o quién este designe	1	Verificar el funcionamiento del equipo, nivel de batería y fondo radiactivo, de acuerdo a los procedimientos indicados con anterioridad en este documento.	
OPR del servicio o quién este designe	2	Una vez que el equipo pase los controles anteriores, aliste la fuente radiactiva que empleará para realizar esta prueba. Se recomienda el uso de una fuente de Cs137 con actividad conocida y geometría de acuerdo al instrumento empleado. Es muy importante que tenga el certificado de calibración de la fuente donde se obtenga fecha de fabricación y actividad de la misma.	
OPR del servicio o quién este designe	3	Para equipos detectores de contaminación con ventana delgada: Plastifique la ventana delgada del detector y/o la fuente radiactiva para evitar contaminaciones del equipo. Se recomienda en estos equipos emplear una fuente plana que pueda colocarse en contacto con la panqueca y no sature el instrumento.	

OPR del servicio o quién este designe

4

En caso de no contar fuente plana, emplee otro tipo de geometría pero siempre asegure la reproducibilidad de esta.

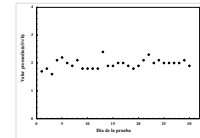


Por ejemplo si emplea fuente tipo vial, verifique que al contacto, esta no satura el detector, de lo contrario emplee mecanismos para separar la fuente del detector unos 10 cm y garantizar siempre la geometría seleccionada.

OPR del servicio o quién este designe

5

Seleccione en el instrumento la escala que se ajuste a la tasa de dosis, realice cuatro (4) mediciones y registre los valores medidos, restando el valor del fondo.



Realice el promedio de los cuatro valores obtenidos y compare este resultado con el valor de referencia, registre el histórico y grafique (valor promedio obtenido Y Fecha).

OPR del servicio o quién este designe

6

Para equipos detectores de área sin ventana delgada.

Emplee una fuente radiactiva que pueda ubicar en contacto con la zona efectiva de medición del detector sin que este se sature.



En caso de saturación emplee mecanismos que permitan alejar la fuente del detector unos 10 cm y garantizar siempre la geometría seleccionada (utilice regla y/o cinta métrica, así como pinzas para manipular la fuente radiactiva).

Repita el paso 5 descrito con anterioridad.

Tolerancia

Se recomienda una variación máxima del $\pm 20\%$ respecto a los valores de referencia [2.2.6].

Análisis de resultados

Recuerde siempre emplear la misma fuente radiactiva (de preferencia Cs-137). Se recomienda guardar los datos obtenidos de la medición del instrumento para poder graficar y evaluar la tendencia de respuesta del equipo. Esta gráfica deberá permanecer con tendencia horizontal, con una breve inclinación a lo largo de los años producto del decaimiento de la fuente radiactiva que se emplee.

Recomendaciones

La manipulación de estas fuentes sólidas debe realizarse con los respectivos elementos de protección radiológica, utilice siempre guantes y pinzas.

2.2.6. Exactitud

La exactitud se define como la discrepancia que existen entre el resultado obtenido por un procedimiento de medida y el valor considerado como verdadero de la magnitud que se trata de medir, para las pruebas de exposición ambiental se tiene como valor de referencia la exposición que se espera ante una fuente de referencia a una distancia específica considerando los valores

característicos del radionúclido a la fecha en que se realiza la medición.

Objetivo

Conocer la capacidad del equipo para indicar el resultado más cercano al valor real; ofrece una medida de su estabilidad.

Materiales

- Fuente radiactiva sólida sellada con certificado de fabricación de vida media larga (se recomienda el empleo de Cs-137, pero pueden emplearse Ba-133 o Co-57, entre otras de vida media larga. La geometría recomendada es fuente tipo vial).

Tabla 2.2.2. Característica de las fuentes recomendadas para la realización de la prueba de exactitud.

Fuente	Actividad		T1/2	Factor Gamma (mSv.m/h.MBq)*	Geometría
	mCi	MBq			
Co-57	> 1,00	> 37,0	271,79 d	4,087x10 ⁻⁵	Vial
Cs-137	> 0,10	> 3,7	30,17 y	1,032x10 ⁻⁴	Vial/Plana
Ba-133	> 0,10	> 3,7	3862 d	1,231x10 ⁻⁴	Vial

*Tomado de la referencia de fuente puntual [2.2.5].

- Guantes.
- Pinzas.
- Regla y/o cinta métrica.
- Blindaje para fuentes radiactivas.
- Plástico para evitar contaminación del detector con la fuente.
- Detector de radiación.

Periodicidad

Aceptación, cada año para equipos empleados en el ambiente de terapia, cada dos años para equipos empleados en diagnostico [2.2.2].

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
OPR del servicio o quien este designe	1	Verificar el funcionamiento del equipo, nivel de batería y fondo radiactivo, de acuerdo a los procedimientos indicados con anterioridad en la prueba 2.2.3 "Inspección general".	

OPR del servicio o quién este designe

2

Una vez el equipo pase los controles anteriores, aliste la fuente radiactiva que emplea para realizar esta prueba.

Se recomienda el uso de una fuente de Cs-137 con actividad conocida y geometría de acuerdo al instrumento empleado.

Es muy importante que tenga el certificado de calibración de la fuente donde obtenga fecha de fabricación y actividad de la misma.



OPR del servicio o quién este designe

3

Calcule la tasa de dosis D de la fuente radiactiva patrón que emplea para la prueba usando la actividad de la fuente (A) en el momento de realizar la prueba en unidades de MBq , la constante gamma Γ , indicada en la tabla 2.2.2 de este documento y d es la distancia desde el detector hasta la fuente (Ver ecuación adyacente).

$$D = \frac{\Gamma A}{d^2}$$

Esta ecuación es empleada para una fuente puntual (a distancias significativas), luego asegure que la distancia fuente detector sea entre 10 - 30 cm.

OPR del servicio o quién este designe

4

Una vez calculada la tasa de la dosis "teórica" de la fuente radiactiva" coloque el instrumento a medir la fuente radiactiva a la distancia con que realizó el cálculo teórico y permita que el equipo estabilice la medida.



Verificar que la distancia empleada no satura la lectura del instrumento. En caso de suceda, deberá alejar la fuente del detector y volver a realizar el cálculo teórico con la nueva distancia.

Asegure siempre que el montaje garantice que la fuente radiactiva se mantendrá perpendicular a la zona efectiva de medición del equipo detector.

OPR del servicio o quién este designe

5

Repetir el paso anterior cuatro (4) veces y obtenga el valor promedio de las 4 lecturas.

Comparar el valor promedio con el valor "teórico" calculado y reporte el error obtenido.

OPR del servicio o quién este designe

5

Para el cálculo del error emplee:

$$E = \frac{R_p - R_v}{R_v} \times 100 \quad (10)$$

donde R_p es el valor promedio obtenido de las lecturas del equipo y R_v es el valor teórico calculado para la fuente radiactiva empleada.

Tolerancia

Se recomienda una variación máxima del error de $\pm 20\%$ respecto al valor de referencia empleado.

Análisis de resultados

Recuerde siempre emplear la misma fuente radiactiva para la realización de esta prueba rutinaria, los autores de esta guía recomiendan ampliamente la utilización de Cs-137 como fuente de referencia.

Recomendaciones

La manipulación de estas fuentes sólidas debe realizarse con los respectivos elementos de protección plomado como guantes y pinzas.

2.2.7. BIBLIOGRAFÍA

[2.2.1] INSTITUTO ESTATAL NORUEGO DE RADIOHIGIENE (1984). Manual de Radiohigiene. Akal-Universitaria, Madrid (pp. 103-114).

[2.2.2]. GUIDELINES EANM. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging (2010) 37:662–671.

[2.2.2]. GUIDELINES EANM. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging (2010) 37:662–671.

[2.2.3] VIM (Vocabulario Internacional de Metrología).

[2.2.4] DECRETO 1595 DE 2015. Por el cual se dictan normas relativas al Subsistema Nacional de la Calidad y se modifica el Capítulo VII y la Sección 1 del Capítulo VIII del Título I de la Parte 2 del Libro 2 del Decreto Único Reglamentario del Sector Comercio, Industria y Turismo, Decreto número 1074 de 2015, y se dictan otras disposiciones.

[2.2.5] Specific Gamma-ray dose constants for nuclides important to dosimetry and radiological assessment. ORNL/RSIC-45. 1981.

[2.2.6] EANM Technologist guide. Quality control of nuclear medicine instrumentation and protocol standardization. 2017.

[2.2.7] Clear medicine instrumentation and protocol standardization. 2017.

2.3. CONTROL DE CALIDAD DE LOS DETECTORES DE POZO

2.3.1. Introducción

Los detectores de radiación son dispositivos que generan una señal electrónica que se puede analizar y procesar como resultado de las interacciones de la radiación con el material del detector. En los servicios de medicina nuclear los detectores de radiación ionizante más empleados son los gaseosos y los detectores de centelleo.

Dentro de los detectores gaseosos encontramos los Geiger-Müller (usados como monitores de área de área), los calibradores de actividad o activímetros y entre los detectores de centelleo se encuentran los contadores de pozo y las sondas de captación intraoperatorias o externas, entre otros.

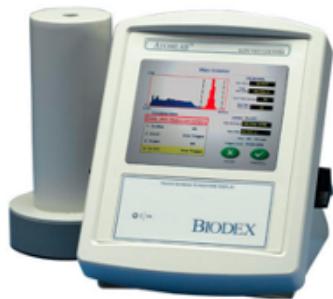


Figura 2.3.1. Contadores de pozo wiper test

Los detectores de centelleo por lo general son detectores de estado sólido constituidos por sales, tal como el NaI(Tl) (Yoduro de Sodio dopado con Talio).

Con los detectores de pozo se intenta medir la actividad de los frotis radiactivos que se toman de superficies, con el propósito de determinar si se ha contaminado como resultado del derrame o salpicadura durante el trabajo con soluciones radiactivas.

Por lo general los equipos wiper test se componen de detector de línea integral de cristal de pozo perforado con yoduro de sodio de 2x2cm. El detector está alojado en un blindaje de plomo con 1/2 pulgada de espesor.

Al detector de pozo se conecta un analizador multicanal de 64 canales integrado en la base del detector de pozo. El sistema está diseñado para permitir al usuario realizar de forma rápida y sencilla su prueba de limpieza diaria y semanal requerida para el servicio verificando si hay contaminación radiactiva en los puestos de trabajo.

Las pruebas de control de calidad de rutina se repiten a intervalos específicos para establecer y documentar los cambios del rendimiento inicial de los diferentes instrumentos establecidos en las pruebas de aceptación y tomar las acciones correctivas necesarias. En este sentido, este documento contiene algunas recomendaciones para el uso de estos equipos y las diferentes pruebas de control de calidad que deben realizarse. Estas pruebas se indican junto con su periodicidad en la Tabla 2.3.1.

Tabla 2.3.1. Frecuencias recomendadas para las pruebas de los detectores de pozo (wipe test).

Prueba	Aceptación	Referencia	Frecuencia
Inspección física	X	X	Diaria
Fondo Radiactivo	X	X	Diaria
Comprobación de las condiciones de calibración	X	X	Diaria
Determinación del voltaje óptimo de trabajo	X	X	Semestral
Calibración energética y lineal	X	X	Anual
Actividad Mínima Detectable (AMD)	X	X	Anual
Precisión	X	X	Trimestral
Sensibilidad y estabilidad	X	X	Mes
Eficiencia intrínseca del fotopico	X	X	Tras cambios significativos
Linealidad de Respuesta con Actividad.	X	X	Trimestral
Resolución energética	X	X	Trimestral

2.3.2. Inspección física

Introducción

La inspección física de los contadores de pozo debe prestar atención no solo a las características físicas externas del detector y a sus componentes, sino también a las condiciones ambientales en las que se encuentra, pues los materiales centelleantes y el tubo fotomultiplicador son muy susceptibles a las condiciones ambientales, como la luz y la humedad del ambiente. Dado que la mayoría de los detectores de pozo cuentan con cristales de NaI(Tl), lo anterior se justifica a partir de los siguientes aspectos:

1. Los cristales de NaI(Tl) son muy frágiles y pueden romperse con facilidad debido a golpes o cambios repentinos de temperatura, disminuyendo la cantidad de luz que alcanza el fotocátodo [2.3.1].
2. Al ser higroscópico, el NaI(Tl) puede hi-

dratarse si la humedad es alta en el local se encuentra, haciendo que se vea afectada la transmisión de luz al fotocátodo [2.3.1]. En este caso es importante que los recubrimientos y blindajes del detector se encuentren en buenas condiciones y no haya gradientes grandes de humedad o temperatura.

Objetivo de la prueba

Verificar las condiciones externas e internas del detector, así como los elementos necesarios para su funcionamiento.




Materiales

1. Guantes de látex.
2. Bitácora con el inventario del equipo realizado durante su aceptación.

Periodicidad

Durante la aceptación del equipo y con frecuencia diaria.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Realizar una evaluación visual en busca de daños físicos en el instrumento. Preste especial atención a las partes en las que se encuentra ubicado el cristal de centelleo, cableado o conectores en mal estado y que los accesorios estén completos.	
Físico médico	2	Encender el equipo, una vez se estabilice compruebe la funcionalidad de todos los botones y accesorios con los que cuenta, incluyendo aspectos como la alimentación eléctrica del equipo, conectores y los controles que permiten el funcionamiento del equipo.	
Físico médico	3	Registrar en la bitácora del equipo las condiciones en las que se encuentra el mismo.	

Tolerancia

Comparar el estado del equipo, número de componentes y demás accesorios desde la aceptación del instrumento, según bitácora. En caso de que falten componentes, o de situaciones anormales el equipo no debe ser utilizado y, según corresponda, se debe iniciar el proceso de reparación con el proveedor.

Recomendaciones

Siempre que se realicen verificaciones de los equipos deben usarse guantes para evitar la contaminación en manos. Así mismo, es importante realizar una inspección física al momento de la aceptación del equipo (al momento en que es entregado por el proveedor o en caso de

que sea devuelto de una reparación o calibración.

2.3.3. Fondo radiactivo

Introducción

Un sistema de conteo para las mediciones de las radiaciones gamma in vitro siempre debe mantener una tasa de conteo de fondo radiactivo similar al dato arrojado por la radiación ambiental. Este conteo de fondo puede estar sujeto a fluctuaciones, por ejemplo el ruido electrónico del instrumento puede provocar fluctuaciones del conteo. Se espera no hayan cambios significativos de este valor comparado con las cifras de la prueba de aceptación.

Un aumento importante en la medida del fondo radiactivo puede indicar contaminación del detector o presencia de fuentes radiactivas cercanas. En la condición de observar un aumento del fondo radiactivo se recomienda repetir la prueba después de hacer una limpieza y comprobación del estado del detector y sus alrededores, o evaluar el efecto del ruido electrónico [2.3.1].




Objetivo de la prueba

Verificar la tasa de conteo de fondo radiactivo del equipo en ambientes donde cualquier aumento pueda detectarse.

Periodicidad y/o frecuencia

Durante la aceptación del equipo, y con frecuencia diaria o antes de realizar mediciones con el equipo.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Verificar que en el área de trabajo no existan fuentes radiactivas, ni superficies contaminadas cerca al instrumento, ni dentro de la cámara de este.	
Físico médico	2	Verificar que se encuentran todos los protectores acrílicos y blindajes en la cámara del equipo correctamente instalados, limpios y secos.	
Físico médico	3	Realizar la medición del fondo radiactivo. Se recomienda hacer el protocolo recomendado por el fabricante para realizar la medición del conteo de fondo.	

Físico
médico

4

En caso de que la medición se realice de forma manual, se debe garantizar un conteo mayor de 10.000 cuentas o un tiempo, entre 5 a 10 minutos.



Físico
médico

5

Repetir el paso 4 mínimo tres (3) veces y registre el resultado para cada medida.



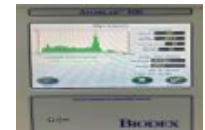
Físico
médico

6

En caso de que registre valores de conteos de fondo elevados, verifique nuevamente no hay fuentes radiactivas cercanas y repita las mediciones (pasos 1 al 4).

Si el problema persiste, retire los portamuestras de acrílico del detector y repita las mediciones. Si se obtienen valores razonables, verifique la posibilidad de contaminación del portamuestra.

Si el problema persiste después de realizar la medición sin el porta-muestra, verifique la posibilidad de contaminación del detector.



Observaciones

La mayoría de los sistemas actuales corrigen automáticamente la contribución de fondo de la medición, sólo si la medición de fondo no supera el límite establecido específico. Se recomienda revisar la documentación técnica.

El fondo radiactivo debe permanecer estable bajo condiciones de operación constantes y este procedimiento hace parte integral de las mediciones clínicas del equipamiento de medicina nuclear. Además, el nivel de fondo radiactivo determina la actividad mínima que puede ser medida por el instrumento.

Tolerancia

El valor de fondo deberá permanecer tan bajo como sea razonablemente posible. Adicionalmente si el valor supera el 20% del valor de referencia obtenido durante la aceptación del equipo, deberá evaluar las posibles causas para corregir. Si las fallas no pueden ser corregidas, se deberá determinar el nuevo valor de referencia [2.3.2].

Análisis de resultados

El valor del conteo del fondo radiactivo será útil para calcular la actividad mínima detectable del instrumento.

Procure una vez a la semana ser muy riguroso con la prueba, aumentando el tiempo de conteo.

El aumento del conteo de fondo deberá evaluarse siempre descartando este contaminado el equipo y/o los elementos de protección, haya fuentes radiactivas en cercanía o ruido electrónico en la línea de alimentación en los componentes del detector.

2.3.4. Determinación del voltaje óptimo de trabajo

Introducción

La ganancia de un tubo fotomultiplicador aumenta o disminuye con el voltaje total que es aplicado entre fotocátodo y el ánodo, siendo una función no lineal que varía con el voltaje aplicado. De esta forma el voltaje de operación del tubo fotomulti-

plicador permite determinar el rango de voltajes (plateau o meseta) en el cual el número de cuentas es constante, estableciéndose las condiciones óptimas de trabajo del tubo fotomultiplicador.

Objetivos de la prueba

- Verificar el correcto funcionamiento del tubo fotomultiplicador.
- Determinar el rango de voltaje en el que se puede emplear el tubo fotomultiplicador y determinar el voltaje óptimo de trabajo.



Materiales

Fuente de Cs-137 y con una actividad del orden 370 kBq (10 uCi).

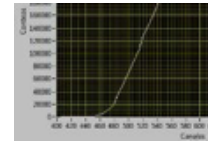
Periodicidad y/o frecuencia

Esta prueba se debe realizar como una prueba de aceptación, cuando se realicen cambios en el equipo y semestralmente.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Encienda el equipo y seleccione los parámetros de operación del equipo según se indica a continuación: - Seleccione la línea de base más baja que permita el equipo. - Seleccione un régimen de trabajo integral de tal forma que el analizador de pulsos acepte todos los pulsos de altura superior al umbral. - Seleccione un tiempo de adquisición suficiente para obtener al menos 10000 cuentas.	
Físico médico	2	Tome la fuente de Cs-137 y ubíquela dentro del detector de tal forma que se mantenga fija y centrada dentro del pozo. Recuerde siempre manipular la fuente con fórceps y guantes.	

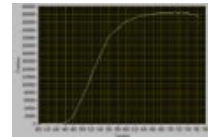
Físico médico 3 Registrar el valor mínimo del voltaje seleccionado y el número de cuentas obtenidas en ese voltaje. Realice el procedimiento tres veces bajo las mismas condiciones y registre el valor promedio de las tres medidas.



Físico médico 4 Incrementar en intervalos fijos el voltaje y repita el procedimiento descrito anteriormente.

No	Voltaje	Cuentas
0	400	0
1	405	0
2	410	2
3	415	1
4	420	5
5	425	9
6	430	38
7	435	90
8	440	195
9	445	462
10	450	1020

Físico médico 5 A medida que tome los datos realice la gráfica correspondiente (Cuentas Vs. Voltaje) y tome suficientes datos para abarcar y superar el rango de voltajes que originan el plateau en la curva cuentas Vs. Voltaje.



Físico médico 6 Al finalizar las mediciones retire la fuente del detector de pozo y almacenarla según corresponda.

Tolerancia

Al realizar la gráfica Cuentas Vs. Voltaje debe obtenerse una curva que puede separarse en dos regiones. La primera región se caracteriza por ser una curva creciente en función del voltaje aplicado, la segunda por ser una curva aproximadamente horizontal, tal y como se indica en la imagen del paso cinco del procedimiento. Si no se obtiene una curva con estas características

es porque el tubo fotomultiplicador está presentando fallos y por tanto el contador de pozo no puede ser utilizado.

Es importante destacar que, dependiendo del rango del analizador de pulsos, la curva puede presentar una tercera región en la que se da un comportamiento creciente en el número de cuentas a medida que se incrementa el voltaje, tal y como se bosqueja en la siguiente gráfica.

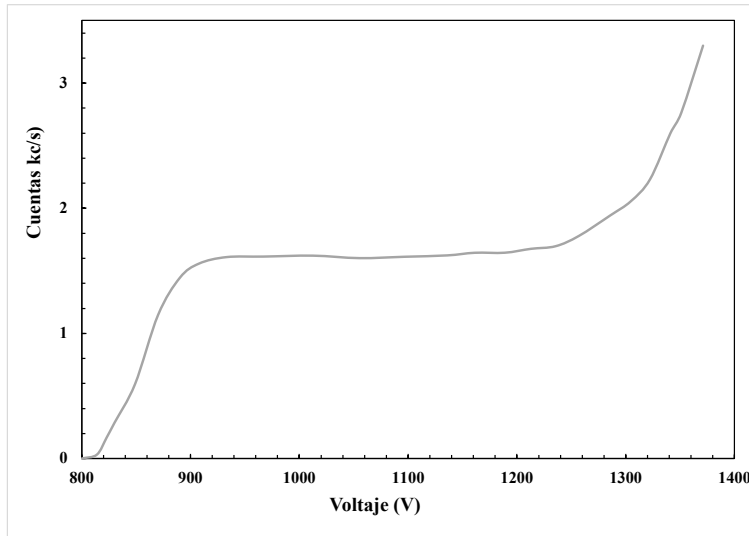


Figura 2.3.2. Comportamiento del número de cuentas en función del voltaje administrado al tubo fotomultiplicador.

Análisis de resultados

Tal y como se describe en el procedimiento, se debe analizar el comportamiento del número de cuentas en función del voltaje aplicado en el tubo fotomultiplicador (Figura 2.3.2), la cual debe presentar una región horizontal (plateau) en el cual se estabiliza el número de cuentas. El rango de voltajes en los que la curva presenta estas características se determina a partir de la gráfica y a partir de este rango se determina el voltaje óptimo de operación del tubo fotomultiplicador. Para determinar el voltaje óptimo siga los siguientes pasos:

1. Determine los valores de voltajes en los que inicia y finaliza el plateau.
2. Determine el ancho del intervalo y divida

este valor en tres.

3. Determine el voltaje óptimo de operación sumando el resultado anterior al voltaje en el que inicia el plateau.

Si no se observa la región de plateau indica una pérdida de las propiedades de alguno de los componentes del sistema que impide hacer mediciones espectrométricas.

2.3.5. Calibración energética y linealidad

Introducción

Una cualidad importante de un detector de centelleo es su capacidad para medir los rayos gamma de alta y baja energía de manera proporcional, un concepto llamado linealidad de energía. Si un detector

correctamente calibrado con Cs-137 demuestra buena linealidad de energía, puede registrar cualquier otra energía de rayos gamma en los ajustes de altura de pulso adecuados.

Por ejemplo, si las perillas del analizador de un solo canal están calibradas de manera tal que una ventana centrada en 662 keV corresponda a ese valor de energía, entonces una ventana centrada en 140 debería registrar recuentos máximos con una fuente Tc-99m.

Objetivo

Determinar la relación entre la energía de un radionucleido y el valor representado (canal).

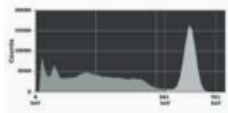
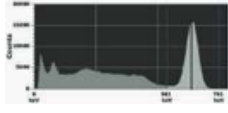
Materiales

Fuentes radiactivas 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 como Cs-137 (662 keV) y completadas con las normalmente usadas en el contador. Por ejemplo, Tc-99m (140 keV) y Ga-67 que emite en 3 energías intermedias (92, 184 y 296 keV).

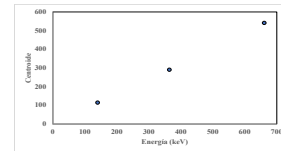
Periodicidad

Aceptación y referencia: anual.

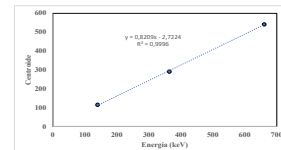
Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Obtener numéricamente el espectro para cada fuente radiactiva trabajando en modo multicanal con un ancho de 1 canal.	
Físico médico	2	Calcular el centroide de cada fotopico detectado.	

Físico médico 3 Representar gráficamente los valores de cada centroide respecto a la energía correspondiente y si la relación observada es lineal ajustar una recta utilizando mínimos cuadrados. Si la relación es logarítmica ajustar una recta en coordenadas semilogarítmicas.



Físico médico 4 Obtener el coeficiente de regresión lineal, según sea la relación lineal o logarítmica



Tolerancia

El coeficiente de regresión debe ser mayor a 0.9 y estadísticamente significativo en función del número de puntos empleados a un nivel de significación $p < 0.01$.

Análisis de resultados

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.

Recomendaciones

Recuerde que la relación dependerá de las condiciones de medición. Cualquier ajuste de ganancia afectará los resultados.

2.3.6. Actividad Mínima Detectable (AMD)

Introducción

En las medidas de muy baja actividad (casos en que la actividad de la muestra es ligeramente superior al fondo) el valor numérico resultante de la diferencia entre el recuento total de sucesos y el fondo puede carecer de significado ya que existe la posibilidad de que proceda de una simple fluctuación estadística. Por esto es

necesario definir claramente el límite de detección del instrumento [2.3.5].

La actividad mínima detectable (AMD) de un instrumento es el menor valor que hace que una muestra produzca una tasa de cuentas, que, con un determinado nivel de confianza, normalmente del 95% ($k=2$), supere la del fondo. Una muestra que contenga exactamente la AMD del instrumento se interpretará como libre de actividad, debido a las fluctuaciones aleatorias de conteo del instrumento, mientras que valores por arriba de la AMD, se tendrá confianza en un 95% de que se está midiendo actividad diferente a valores del fondo y/o fluctuaciones estadísticas [2.3.4].

Materiales

NA

Objetivo de la prueba

Verificar el menor valor de actividad detectable del instrumento.

Periodicidad

Durante la aceptación del equipo y anual, o tras intervenciones del instrumento que puedan afectar su calibración de referencia.

Procedimiento

La prueba consiste en calcular la AMD para cada uno de los radionúclidos de interés empleados en el servicio [2.3.4].

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Verificar que no existan fuentes radiactivas cerca al instrumento ni dentro de la cámara de este.	
Físico médico	2	Verificar que se encuentran todos los protectores acrílicos y blindajes en la cámara del equipo correctamente instalados, limpios y secos.	
Físico médico	3	En la condición de equipos que realicen la medida de forma automática, siga las instrucciones dadas por el fabricante. En caso contrario, puede seguir la siguiente secuencia de instrucciones.	
Físico médico	4	Seleccionar los parámetros de adquisición de acuerdo a las condiciones habituales de medida (ganancia, radionúclido, ventana de adquisición, etc) y al radionúclido que va a evaluarse.	
Físico médico	5	Realizar un recuento del fondo utilizando el tiempo t de medida cuyo límite inferior de detección se quiere determinar (duración de conteo aproximadamente de 15 minutos) [2.3.4].	

Físico
médico

6

Calcule la AMD mediante la siguiente ecuación:

$$AMD = \frac{3\sqrt{\frac{f}{t}}}{\epsilon}$$

Siendo f la tasa de cuentas de fondo (CPM o CPS) que se obtiene en el tiempo t ($t = 15$ minutos o 900 segundos), y la eficiencia del detector en unidades de CPM/Bq o CPS/Bq para el radionucleido estudiado.

Físico
médico

7

La eficiencia del instrumento para cada radionúclido previamente se ha obtenido según las instrucciones dadas en esta guía ($E = \text{Tasa de cuentas/actividad}$) ver prueba eficiencia intrínseca del fotopico.

Análisis de resultados

Las diferencias en los valores de AMD se encuentran establecidas desde la aceptación del equipo o implican revisar condiciones del instrumento y su entorno (fuentes radiactivas cercanas, contaminación del equipo, cambios en los parámetros como en las eficiencias de detección y/o sensibilidad, entre otros).

Tolerancia

La actividad mínima detectable deberá ser inferior al valor de la medida mínima de actividad que esperamos tener en cada uno de los radionúclidos que se evalúan en el servicio.

2.3.7. Precisión

Introducción

La actividad de una solución es

dependiente de la corriente de ionización producida por la radiación al interactuar con el gas que contiene la cámara. La corriente de ionización se convierte en una señal de voltaje que se expresa en unidades de actividad. Por tal razón las variaciones que se pueden presentar son significativas a la hora de realizar las medidas establecidas en el equipo [2.3.1].

Materiales

- Fuente puntual de Cs-137 con actividad menor a 370 kBq (10^{-6} Ci).
- Contador de pozo.
- Guantes de látex.
- Pinzas largas para manipulación de la fuente.

Periodicidad

Trimestral

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura																																																
Físico médico	1	<p>Asegurar que están colocados todos los protectores del detector y verificar que no hay fuentes cercanas al detector.</p> <p>Colocar la fuente de Cs-137 en el portamuestra y comprobar que está situada de forma segura.</p>																																																	
Físico médico	2	<p>Seleccionar las condiciones de medición para Cs-137.</p>																																																	
Físico médico	3	<p>Realizar la medición por un tiempo igual o mayor a 60s para la prueba de precisión.</p>																																																	
Físico médico	4	<p>Registrar las mediciones realizadas(Ci), repita la medición diez veces, de manera continua en intervalos de 60 segundos para garantizar la estabilización de la misma [2.3.3].</p>	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Lectura</th> <th>Contador (Ci)</th> <th>(Ci - Ci)</th> <th>(Ci - Ci)²</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>C1</td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>C2</td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>C3</td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>C4</td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>C5</td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>C6</td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>C7</td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>C8</td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>C9</td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>C10</td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr> <td>$\sum C_i$</td> <td></td> <td>$\sum (C_i - \bar{C})$</td> <td></td> </tr> </tbody> </table>	Lectura	Contador (Ci)	(Ci - Ci)	(Ci - Ci) ²	C1				C2				C3				C4				C5				C6				C7				C8				C9				C10				$\sum C_i$		$\sum (C_i - \bar{C})$	
Lectura	Contador (Ci)	(Ci - Ci)	(Ci - Ci) ²																																																
C1																																																			
C2																																																			
C3																																																			
C4																																																			
C5																																																			
C6																																																			
C7																																																			
C8																																																			
C9																																																			
C10																																																			
$\sum C_i$		$\sum (C_i - \bar{C})$																																																	

Análisis de resultados

1. Posteriormente con las medidas tomadas se realiza el cálculo el cual está determinado por la ecuación:

$$C_P = \frac{\sum_{i=1}^{10} C_i}{10} \quad (11)$$

2. Consecutivamente a obtener las medidas y calcular, se realiza la diferencia entre cada una de las medidas que se tomó, es decir que se toma para cada una $C - C_p$ hasta completar el total de las medidas realizadas.

3. Se toman los valores calculados de la resta y se eleva al cuadrado con el fin de hacer finalmente la sumatoria.

4. Posteriormente se calcula la precisión mediante la ecuación (12) y se registran los resultados:

$$X = \sum_{i=1}^{10} \frac{(C_i - C_P)^2}{C_P} \quad (12)$$

Tolerancia

Los resultados obtenidos con la expresión (12) deben estar en el rango entre $X_2 < 16.92$ y $X_2 > 3.32$, si el número de mediciones realizadas es 10 [2.3.3].

Si los resultados obtenidos en la práctica no son los establecidos, la prueba se deberá realizar nuevamente y si los valores persisten se debe analizar un problema operacional y comunicar al equipo biomédico y realizar la correspondiente investigación sobre el posible fallo [2.3.3].

Recomendaciones

Para la manipulación de material radiactivo, es sugerido utilizar la dosimetría personal, contar con la ropa adecuada para el ingreso a la radiofarmacia en la sala de control de calidad, según la complejidad, alta, mediana o baja y utilizar pinzas para la manipulación de la fuente.

2.3.8. Sensibilidad y estabilidad

De modo general la eficiencia de un sistema de detección se define como la capacidad de ese sistema para generar una señal detectable para un tipo de radiación y energía específicas, por lo que es una cantidad que depende de aspectos como la sección transversal del detector el ruido inherente del sistema, la masa del detector y del material que rodea el volumen sensible del mismo. Considerando lo anterior, la prueba de sensibilidad es una prueba de constancia y fundamenta su importancia en que las variaciones de la sensibilidad del detector de pozo pueden indicar errores en calibración energética y/o en la resolución energética del sistema.

Objetivo

Verificar la sensibilidad del sistema de conteo para radiación gamma y la estabilidad de su respuesta.



Materiales

- Fuente certificada de Cs-137 con una actividad cercana a 3.7MBq (0.1mCi).
- Pinza larga.

Periodicidad

Debe realizarse durante la aceptación del sistema y mensualmente.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Con ayuda de las pinzas ubique la fuente de Cs-137 lo más cerca al centro del detector sin entrar en contacto con éste, para esto utilice las pinzas, se debe garantizar que no se mueva durante la medición.	
Físico médico	2	<p>Seleccionar los parámetros adecuados para el radionúclido correspondiente:</p> <ul style="list-style-type: none"> -Voltaje del fotomultiplicador y ganancia del amplificador según la prueba de calibración de energía. -Valor de umbral y valor de ventana para la medición habitual de Cs-137. -Tiempo de conteo igual o superior a 60s para garantizar un mínimo de 10000 cuentas. 	
Físico médico	3	<p>Registrar la fecha de medición, los valores de los conteos medidos y el tiempo de medición.</p> <p>Realizar 5 mediciones retirando la fuente en cada réplica.</p>	

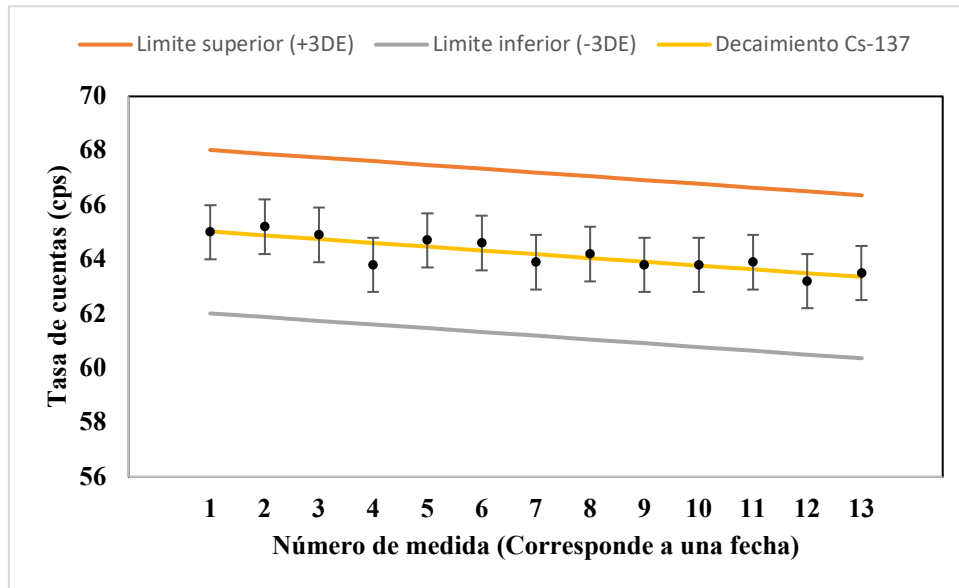
Análisis de resultados

- Determine la tasa de cuentas, expresada en cuentas por segundos (cps).
- Calcule la desviación estándar de la medición de tasa de conteo usando la siguiente ecuación [2.3.1]:

$$DE = \frac{1}{t} \sqrt{\text{Conteos}} \quad (13)$$

- Los resultados deben representarse en una gráfica con escalas lineales en la que se relacionan las tasas de conteo con las fechas de medición.

- Para determinar el punto inicial de la gráfica tome el promedio de diez mediciones realizadas en ese instante, determine la tasa de cuentas y la desviación estándar como se describe en el punto 1.
- Represente en el gráfico la curva de decaimiento de Cs-137 (período de semidesintegración igual a 11018.3 días).
- Represente en la gráfica la franja de tolerancia definida como valor esperado $\pm 3DE$, para definir un intervalo de confianza del 95%.
- Cada vez que realice la prueba, registre en la gráfica el valor de tasa de cuentas obtenido en la prueba y la desviación estándar.



Tolerancia

Al realizar la prueba, en la gráfica los resultados deben ubicarse dentro del intervalo de tolerancia definido por el valor del decaimiento de la actividad del Cs-137 en la fecha correspondiente.

En caso de obtener un resultado fuera de este rango debe repetirse la prueba y si el resultado persiste deben realizarse las pruebas de calibración y resolución de energía.

Recomendaciones

La prueba siempre debe realizarse siempre con los mismos parámetros pues una variación puede influir en los resultados de obtenidos.

Las correcciones de la actividad de fondo pueden no ser necesarias en las condiciones en las que se realiza la prueba.

2.3.9. Eficiencia intrínseca del fotopico

Introducción

La eficiencia absoluta de un detector es la relación entre la radiación emitida por una fuente radiactiva y la radiación detectada por el equipo. Generalmente la eficiencia del detector puede calcularse teóricamente a partir de parámetros del sistema, o puede determinarse empíricamente midiendo la tasa de cuentas de una muestra de la cual se conoce su actividad, isótopo y geometría.

Cuando la eficiencia del detector se calcula por métodos empíricos, esta dependerá de la eficiencia geométrica del instrumento, la cual podrá reducirse en el cálculo y colocando las muestras a las profundidades del pozo, según lo indicado por el fabricante (de esta manera se asegura reproducibilidad geométrica).

Objetivo de la prueba

Estimar la eficiencia de conteo según la energía del radionucleido.

intrínseca de pico, tubos de ensayo, micropipeta y algodón (o papel de frotis).

Materiales

Fuentes radiactivas calibradas o de actividad bien conocida del radionucleido del del que se desea conocer su eficiencia

Periodicidad y/o frecuencia

Durante la aceptación del equipo y tras intervenciones del instrumento que puedan afectar su calibración de referencia.

Procedimiento

Preparación de la fuente radiactiva

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Preparar una muestra con actividad de 3.7MBq (0.1 mCi) con el radionucleido de interés en 10.0 ml de salina (esto resultará en una concentración de actividad de 0.37MBq/ml (0.01 mCi/ml). Controle que el volumen sea lo más cercano posible a 10 ml.	
Físico médico	2	Separadamente prepare un tubo de ensayo con un material absorbente en su interior en el fondo del tubo (algodón o papel de frotis).	
Físico médico	3	Verificar la actividad de la fuente preparada en un calibrador de actividad con una resolución de 0.37kBq (0.01 uCi). Realizar el ajuste de fondo si el equipo no lo realiza automáticamente.	
Físico médico	4	Extraer con una micropipeta 10 ul de la solución radiactiva.	

Físico
médico

5

Dispensar cuidadosamente los 10 ul de la solución radiactiva en el tubo de ensayo con material absorbente preparado.



Físico
médico

6

Recuerde que los elementos empleados para la construcción de las fuentes radiactivas, sólo deberán emplearse una única vez, de lo contrario se corre el riesgo de mezclar diferentes radionucleidos y esto perjudica la medida de la eficiencia de la máquina.

Procedimiento

Procedimiento de medición.

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
-------------	-----	--------------------	-----------------

Físico
médico

1

Verificar que no existan fuentes radiactivas cerca al instrumento ni dentro de la cámara de este.



Físico
médico

2

Verificar que se encuentran todos los protectores acrílicos y blindajes en la cámara del equipo correctamente instalados, limpios y secos.

Físico
médico

3

En la condición de equipos que realicen la medida de forma automática, siga las instrucciones indicadas por el fabricante.



Físico médico 4 Seleccionar los parámetros de adquisición de acuerdo a las condiciones habituales de medida, es decir los ajustes de ganancia, HV y ventana de adquisición serán los habituales, centrando la ventana en el fotopico correspondiente que se va a medir.



Físico médico 5 Colocar la fuente radiactiva preparada en la posición de medida para que la geometría sea reproducible y realizar la medida durante aproximadamente 1 minuto (deberán recogerse más de 10000 cuentas para minimizar incertidumbres, por tanto si es necesario aumente el tiempo de adquisición).



Asegure una geometría reproducible.

Físico médico 6 Repetir la medida anterior al menos 5 veces, para cada radionucleido que esté evaluando.

Físico médico 7 Determinar el conteo medio de las medidas realizadas a la fuente.

Físico médico 8 Corregir los valores por decaimiento radiactivo si utiliza una fuente de vida media corta.

Análisis de resultados

Calcule la eficiencia como:

$$\varepsilon(\%) = 100 \cdot \frac{C/t}{A\eta} \quad (14)$$

Siendo C la tasa de cuentas (CPM o CPS) que se obtiene en el tiempo de medición t (t = 1 minuto o 60 segundos), A la actividad de la fuente corregida por decaimiento, n el rendimiento de los fotones y la eficiencia del detector en unidades de CPM/Bq o CPS/Bq para el radionucleido estudiado.

Calcule la incertidumbre del cálculo de eficiencia, la cual viene dado por:

$$\delta(\varepsilon) = \sqrt{\varepsilon^2 \left(\frac{1}{C} + \frac{\delta^3(A)}{A^2} \right)} \quad (15)$$

En donde $\delta(\varepsilon)$ y $\delta(A)$ son la incertidumbre de la eficiencia y la incertidumbre de la medida de la actividad corregida por decaimiento, respectivamente.

Tolerancia

El valor de la eficiencia intrínseca de pico no debe ser menor del 90% de lo indicado por el fabricante [2.3.3].

En las pruebas periódicas no debe haber una diferencia en la eficiencia respecto al valor anterior de referencia, mayor que 5 % [2.3.3].

Se comparará el valor obtenido con el valor dado por el fabricante, si está disponible esa información. Este mismo límite aplica para la condición de eficiencia por radionucleido.

Recomendaciones

La eficiencia es altamente dependiente de la geometría, por lo cual la prueba debe realizarse en las mismas condiciones en que las ha realizado el fabricante. Cuando el fabricante no especifica la geometría utilizada o dicha geometría no se puede reproducir, la prueba realizada no puede emplearse como prueba de aceptación, pero si podrá emplearse como prueba de referencia para la geometría que ha podido reproducirse en el servicio.

Recuerde que la manipulación de elementos que puedan estar posiblemente contaminados con material radiactivo debe realizarse con guantes y elementos de protección. Así mismo, no se deben reutilizar los elementos empleados para la prueba con diferentes radionucleidos, ya que estos pueden generar mezclas de materiales radiactivos, generando espectros confusos en el momento de evaluar los fotopicos característicos y pueden llevar a un error en la estimación de la actividad de la fuente radiactiva de muestra.

Procure usar micropipetas digitales donde las puntas son desechables y tubos de ensayo desechables, así como mantener

correctamente etiquetadas las diferentes muestras y radionucleidos a emplear para la prueba.

2.3.10. Comprobación de las condiciones de calibración

Introducción

La revisión de las condiciones de calibración permite detectar desviaciones que influyan en las mediciones debido a variaciones de los parámetros de funcionamiento que repercuten en el desempeño del equipo.

Objetivo

Chequear que las condiciones de calibración del equipo (ver prueba de calibración energética y linealidad) se mantienen en los límites de tolerancia.


Materiales

Manuales del equipo, registros de control de calidad diarios, fuente(s) de Tc-99m y de aquellos radionucleidos que se desee utilizar.

Periodicidad

Aceptación y Diariamente

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Examinar la superficie del instrumento para evidenciar cualquier tipo de daño pueda tener. Inspeccionar con total atención la vecindad del pozo con el fin de detectar signos posibles de deformación o abolladuras.	

Físico médico	2	<p>Comprobar la existencia de los manuales de operación y de servicio.</p> <p>Verificar que están disponibles los registros de los controles diarios.</p>	
Físico médico	3	<p>Anotar la localización de los fusibles y verificar la provisión de reemplazos.</p>	
Físico médico	4	<p>Verificar la compatibilidad de los requerimientos de corriente del equipo con la línea eléctrica disponible y efectuar los ajustes pertinentes.</p>	
Físico médico	5	<p>Colocar una fuente radiactiva según corresponda.</p> <p>Seleccionar las condiciones de medición para el radionucleido que desea medir.</p> <p>Teniendo en cuenta los valores de ventana y umbral (U) definidos en la calibración, determine en rango de de variación del umbral según:</p> $DU = \pm U - (\text{Ventana} / 2)$ <p>Cambiar lentamente el valor de U en el intervalo definido hasta que se registre un máximo en el número de conteos.</p>	

Tolerancia

N/A

Análisis

Comparar el umbral del vértice del fotopico con el definido como valor de referencia.

Límites de aceptación

Si el valor determinado de U es mayor al

valor de calibración se recomienda realizar una nueva calibración energética.

Si el nuevo valor de U determinado es menor al valor de calibración se recomienda ajustar al valor obtenido en la calibración energética.

Recomendaciones

Seguir las especificaciones del fabricante

para las pruebas de aceptación y verificaciones diarias del equipo.

2.3.11. Linealidad de la respuesta a la actividad

Introducción

La respuesta lineal de un contador de pozo describe su comportamiento respecto a la variación proporcional (aumento o disminución) de la actividad de la muestra medida. La desviación de este comportamiento lineal debe chequearse pues repercute en los resultados de las mediciones

Describiremos aquí el método de decaimiento de una fuente radiactiva.

Objetivo

Corroborar la linealidad de la respuesta de conteo, en el rango de actividades de las muestras que se usan en el equipo.




Materiales

1. Solución de un radionúclido de vida media física corta como por ejemplo Tc-99m, con una actividad inicial igual o mayor que la actividad máxima para la que se emplea el instrumento.
2. Papel para gráficas con escalas logarítmicas para la gráfica que se debe realizar.

Periodicidad

La prueba se realizará en la aceptación referencia y de manera trimestral.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Preparar una jeringa o tubo de ensayo con la actividad de 99mTc con la cual comenzarán las mediciones. Debe ser igual al mayor valor de actividad que se planea usar en el equipo. Asegurarse que esté completamente sellada la fuente para no tener contaminaciones mientras se realiza la prueba.	
Físico médico	2	Seleccionar en el equipo las condiciones de operación según el radioisótopo que se va a utilizar.	
Físico médico	3	Registrar, antes de iniciar la práctica, la lectura de fondo. Se recomienda hacer la lectura de fondo en cada medición. Es recomendable, ajustar apropiadamente el control para el ajuste del cero.	

Físico
médico

4

Insertar la fuente que se preparó en el pozo e iniciar las mediciones.

Asegurar que la posición de la fuente sea repetible.



Físico
médico

5

Dejar que transcurra el tiempo suficiente para la estabilización de la lectura.

Físico
médico

6

Medir y registrar la lectura de fondo.

Medir y registrar la lectura.

Registrar la hora exacta en la que se efectúa la lectura.

Físico
médico

7

Repetir la medición de la fuente al menos 3 veces.

Retire la fuente del contador entre cada medición.



Físico
médico

8

Repetir las mediciones por un período de tiempo igual a 6 o 7 veces el período de semi-desintegración del radionucleido de manera que la tasa de conteos disminuya en dos órdenes respecto al valor inicial.

Muestrear al menos 3 puntos de tiempo en cada fase.

Procesamiento de datos

- Revisar la gráfica obtenida con el fin de buscar desviaciones sistemáticas de los puntos de datos en relación con la línea recta trazada. Tales desviaciones indican una respuesta no lineal del instrumento a la actividad.

- Construir un gráfico con escala ln(conteos)-lineal con las mediciones de conteos en función del tiempo. La lectura inicial se toma como referencia para determinar los intervalos de tiempo.

Ajustar una función lineal de la forma

$$\ln(\text{conteos}) = m \times \text{tiempo} + b$$

En donde el valor de la pendiente m debe ser negativa, el período de semidesintegración del radionucleido es:

$$T_{1/2} = -0.693/m$$

Y el valor de b es el intercepto en el eje y de la recta que corresponde a la tasa inicial de cuentas y se determina tomando

$$TC(0) = \exp(b)$$

Análisis

Si la actividad inicial de la muestra es muy alta pueden ocurrir desviaciones en la parte inicial de la curva debido a las pérdidas por tiempo muerto. La presencia de impurezas consistentes en radionúclidos de vida media física larga (ej: ^{99}Mo en el $^{99\text{m}}\text{Tc}$), en la solución radiactiva empleada en la prueba, produce un aplanamiento en la parte final de la gráfica. Los cambios de la sensibilidad del instrumento durante el período de la prueba también pueden imitar una respuesta no lineal a la actividad.

Tolerancia

Las desviaciones de los valores medidos y los valores esperados (determinados a partir de la función de ajuste) no deben ser mayores al 5% [2.3.4].

Recomendaciones

Se debe tener una bitácora del equipo con el fin de realizar comparaciones de estabilidad si los resultados de esta prueba son estables esto confirma la operación aceptable del equipo.

Utilice un valor exacto del período de semidesintegración del radionucleido.

Si la respuesta no es aceptable, realice nuevamente la prueba. Si el problema continúa ajuste el valor de la actividad de las muestras para evitar pérdidas por tiempo muerto, revise los parámetros de adquisi-

ción. Contactar con el personal de servicios técnicos si fuera necesario

2.3.12. Resolución energética

Introducción

La resolución energética caracteriza la capacidad intrínseca de un detector para distinguir rayos gamma de diferentes energías. Se define como el ancho total del fotopico a la mitad de su amplitud máxima (FWHM), dividido por la energía del fotopico, y normalmente se expresa como un porcentaje. Si el valor de resolución de energía es bajo significa que el detector puede distinguir entre dos rayos γ cuyas energías están próximas entre sí.

Objetivo

Comprobar la resolución energética de un sistema de conteo para la medición in vitro de la radiación gamma, en términos de la fracción porcentual de la FWHM respecto al valor de la energía en el fotopico (% FWHM)

Materiales

Fuente de ^{137}Cs u otro radionúclido de interés con actividad aproximada de 370 kBq (10 mCi).

Periodicidad

Esta es una prueba de aceptación y de referencia. Debe realizarse de manera trimestral.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico Médico	1	Se recomienda seguir las instrucciones del fabricante si el sistema tiene alguno preestablecido Seleccionar en el contador de pozo los parámetros de trabajo (voltaje, régimen de trabajo diferencial y simétrico)	
Físico médico	2	Si el sistema no dispone de protocolo para mostrar el espectro automáticamente, entonces fije un valor de ventana no superior al 10%, para realizar mediciones y muestrear el espectro	
Físico médico	3	Si el sistema no dispone de protocolo para mostrar el espectro automáticamente, seleccione un tiempo de medición igual o superior a 60s para garantizar una estadística de conteos y una constante de tiempo adecuadas.	
Físico médico	4	Retirar el blindaje de la fuente a utilizar (Cs-137) y colocarla centrada al detector, verifique que la fuente se encuentra en el centro y no se haya movido. Colocar la fuente calibrada en una posición que sea repetible, similar a la utilizada durante las mediciones.	
Físico médico	5	Si el sistema no dispone de protocolo para mostrar el espectro automáticamente, variar la posición del umbral registre el número de conteos con el fin de obtener el espectro del radionucleido.	

Análisis de los resultados

Calcular la resolución energética para el Cs-137 o la fuente que haya utilizado mediante la expresión:

$$R(\%) = 100 \frac{FWHM}{U_{vertice}} \quad (16)$$

En donde $R(\%)$ es la Resolución energética, $FWHM$ es el ancho del fotopico a la altura media y $U_{vertice}$, es el umbral del vértice del fotopico.

Para determinar el valor de $FWHM$:

- Identifique la posición del máximo en el pico.
- Divida por dos el valor de cuentas en el máximo del pico (P_{max}) y busque la posición

de estos valores $P_{max}/2$ a ambos lados del pico.

- Si los valores quedan entre dos puntos consecutivos, determine las posiciones mediante interpolación lineal.

- Determine el valor de FWHM como la diferencia entre las posiciones donde se encuentra los valores de $P_{max}/2$

Otro metodo que puede ser usado es el siguiente:

- Ajustar una gaussiana a los puntos que conforman el pico.

$$y = ae^{-\frac{1}{2} \frac{(x - m)^2}{S^2}} \quad (17)$$

Donde y es el valor de conteos en cada canal, a es el valor del máximo y S la desviación típica. Entonces:

$$FWHM = 2,36 \cdot S \quad (18)$$

luego:

$$R(\%) = 100 \frac{FWHM}{E} \quad (19)$$

Un valor típico de la % FWHM puede ser de 9-10%, pero sus cifras dependen en gran parte de la forma y las dimensiones del cristal de NaI(Tl) con el que se relacionan. Por lo tanto, el valor para un sistema de conteo en particular se debe comparar con el valor obtenido por el fabricante o durante las pruebas para la aceptación del instrumento.

Tolerancia

Teniendo en cuenta el valor de referencia, menor al 10%.

Observaciones

Debe hacerse notar que la amplitud de la ventana empleada en esta prueba influye sobre el valor de la FWHM que se obtiene. La exactitud de los valores es mayor conforme la ventana es más angosta. Esto quiere decir que la prueba debe efectuarse siempre con la ventana más angosta posible y siempre con la misma amplitud.

La fractura del cristal provoca un aumento súbito de la FWHM. Un aumento progresivo puede implicar el deterioro del cristal debido al paso de la humedad a través de un sello dañado (lo que amarillenta al cristal) o el deterioro del fotomultiplicador.

2.3.13. BIBLIOGRAFÍA

[2.3.1] CHERRY, SORENSON, PHELPS. Physics in nuclear medicine. ELSEVIER. 2012.

[2.3.2] Control de calidad de la instrumentación en medicina nuclear – protocolo nacional. ECIMED, La Habana, 2017.

[2.3.3] IAEA-TECDOC-602/S, "Control de Calidad de los Instrumentos de Medicina Nuclear, 1991", Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA, Viena, 1996.

[2.3.4] Control de calidad de la instrumentación en medicina nuclear – SEFM-SEMNIM-SEPR. Primera edición 2015.

[2.3.5] Revisión de los criterios para la determinación de la concentración de la actividad mínima detectable (AMD) de radionucleidos alfa en muestras ambientales. C. Gascó, M. P. Antón. Informe técnico CIEMAT. Diciembre 1996.

2.4. CONTROL DE CALIDAD DE LAS GAMMASONDAS

2.4.1. Introducción

La gammasonda es un equipo que se utiliza para la realización cirugías radioguiadas y la detección del ganglio centinela, técnica que evita vaciamiento de cadenas ganglionares en cirugías de melanoma, mama, cabeza y cuello.

La gammasonda está compuesta por un detector de radiación gamma, el cual está formado por un cristal de centelleo conectado a un tubo fotomultiplicador o un detector de semiconductor. Los cristales de centelleo están hechos de yoduro de cesio (CsI) o yoduro de sodio (NaI(Tl)) y su funcionamiento se basa en la producción de un centelleo de luz tras la interacción de la radiación con el detector.



Figura 2.4.1. Gamma sondas (Tomado de <https://www.medicaexpo.es/> y <http://www.gastrotex.com.ar>)

En los detectores de estado sólido, formados por semiconductores como, el telururo de cadmio (CdTe) y telururo de zinc (CZT) ocurre la formación directa de las cargas al interactuar la radiación ionizante con el material semiconductor, generando

una señal que es procesada por el circuito electrónico asociado. Otro de los componentes básicos de las Gammasondas son los colimadores, por lo general de tungsteno, que permiten discriminar fotones tanto por su dirección (efectos de colimación), como por su energía (descarta la radiación dispersa).

La gammasonda se compone de:

- Detector de centelleo o semiconductor
- Preamplificador de señal.
- Electrónica de procesamiento.
- Dispositivo de visualización (Display).

Pruebas de control de calidad de una gammasonda

Las pruebas de control de calidad se dividen en pruebas de aceptación, de referencia y pruebas de rutina. Durante la aceptación se establecen los parámetros iniciales del equipo y se comparan con los valores esperados dados por el fabricante. Periódicamente se deben evaluar ciertos parámetros con el fin de garantizar su estabilidad en el tiempo, observando el comportamiento del equipo durante su vida útil y la trazabilidad de los parámetros de su funcionamiento, en relación a los valores de referencia.

Objetivo

Describir cada una de las pruebas del control de calidad de las gammasondas y su frecuencia. Estas pruebas se indican junto con su periodicidad en la Tabla 2.4.1.

Tabla 2.4.1. Frecuencias recomendadas para las pruebas de las gammasondas.

Prueba	Aceptación	Referencia	Frecuencia
Chequeo diario	x	x	Diaria
Fondo de pruebas para Gammasonda	x	x	Diaria
Sensibilidad en Aire	x	x	Diaria
Fuente de corriente	x	x	Diaria
Sensibilidad a través de un blindaje lateral en aire.		x	Trimestral
Sensibilidad en un medio de dispersión	x	x	Semestral
Sensibilidad a la dispersión	x	x	Semestral
Resolución espacial en un medio dispersor	x	x	Mensual
Sensibilidad de actividad en un volumen en un medio dispersor.	x	x	Anual
Estabilidad de la sensibilidad a corto plazo.	x	x	Semestral
Capacidad de tasa de cuentas en un medio dispersor	x	x	Trimestral
Resolución angular en un medio dispersor.	x	x	Semestral
Resolución Energética.	x	x	Semestral
Blindaje lateral y posterior	x	x	Anual

2.4.2. Chequeo diario

Introducción

Es fundamental realizar la observación diaria del instrumento o antes de su uso, la evaluación permite evidenciar golpes o abolladuras que puedan afectar el funcionamiento del mismo, registrando en la bitácora del equipo los hallazgos evidenciados en el equipo durante la inspección. Igualmente se deben verificar las conexiones del mismo incluyendo la comprobación de cables, conectores y elementos de entrada/salida de datos (botones, interruptores, etc). Si la gammasonda funciona con baterías verificar que estén en buen estado y que cuenten con carga suficiente con respecto al tiempo que va a estar en el procedimiento.

Objetivo de la prueba

Inspeccionar el instrumento, identificando alteraciones en la parte física y de funcionamiento del equipo.

Materiales

1. Guantes de látex.
2. Bitácora con el inventario del equipo realizado durante su aceptación.
3. Elementos de protección radiológica (dosímetro, bata de mangas largas).
4. Fuente para verificar su funcionamiento.

Periodicidad

Durante la aceptación del equipo de forma y antes de realizar procedimientos en cirugía.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Realizar la verificación visual de todos los componentes del sistema para identificar potenciales daños mecánicos y/o estructurales (ej. abolladuras o defectos por golpes en algún componente del sistema, omisión de componentes básicos, rotura de partes o mecanismos del sistema, etc).	
Físico médico	2	<p>Revisar todos los controles, módulos enchufables, teclas e interruptores si la gammasonda cuenta con estos, si es inalámbrica verificar la batería del equipo y reponer si fuera necesario. Contar siempre con una batería de repuesto en el caso de las sondas inalámbricas para evitar interrupciones en el acto quirúrgico.</p> <p>Verificar los cables eléctricos y de señales, así como sus conectores.</p> <p>Revisar y comprobar el funcionamiento de los indicadores lumínicos y sonoros del equipo.</p>	
Físico médico	3	Comparar con la bitácora del instrumento el inventario del mismo y de sus accesorios, registrar los hallazgos probar el táctil o los botones de manipulación que funcionen de manera correcta.	
Físico médico	4	<p>Para verificar el funcionamiento de las baterías encienda el equipo y espere a que se establezca su funcionamiento.</p> <p>Desconéctelo de la red eléctrica y evalúe su correcto funcionamiento.</p> <p>Chequee el tiempo de funcionamiento del equipo en modo de baterías, acorde a las sugerencias del fabricante.</p> <p>Alternativamente evalúe el estado de la carga de las baterías a través de los indicadores de equipo o acercando una fuente radiactiva para analizar el funcionamiento del indicador sonora.</p>	
Físico médico	5	Si el equipo se encuentra de manera satisfactoria actualice el reporte; si se encuentra algún tipo de inconveniente además de actualizar los registros se debe avisar a soporte técnico.	

Tolerancia

Comparar con el estado del equipo, número de componentes y demás accesorios desde la aceptación del instrumento, según bitácora y el inventario.

Análisis de resultados

Si se presentan inconvenientes dentro de la revisión e inspección física de la gammasonda, se deberá contactar al proveedor por medio del departamento de mantenimiento con el fin que se hagan los correctivos correspondientes al fallo detectado durante la prueba.

Recomendaciones

La inspección física, deficiencia o falla se debe efectuar antes de la utilización de la gammasonda en la localización de la posición del ganglio antes de la cirugía o el procedimiento de cirugía y después de la recepción del instrumento, para poder informar al proveedor de cualquier daño antes de la expiración de garantía o después.

2.4.3 Fondo para pruebas de gammasonda

Introducción

Dentro de la práctica es fundamental la realización de las mediciones del fondo en

el lugar donde se harán las pruebas con el fin de verificar que los datos que se van a tomar con las gammasondas, no estén alterados por el fondo radiactivo, mayor al establecido y regularmente medido, ya que esto puede influir en errores al momento de hacer las comparaciones porcentuales en cada una de las prácticas, por tal razón es fundamental no contar con alguna fuente de radiación no deseada como por ejemplo una contaminación radiactiva.

Objetivo de la prueba

Estimar la tasa de cuentas en ausencia de actividad tomando los valores de fondos radiactivos con el fin de verificar que no existan alteraciones debido a fuentes expuestas o contaminaciones radioactivas, que luego servirá como valor de referencia.

Materiales

- Sonda
- Guantes de latex
- Bitácora con el inventario del equipo realizado durante su aceptación.
- Elementos de protección radiológica (dosímetro de cuerpo entero, dosímetro de extremidades, bata de manga larga).

Periodicidad

Por uso, antes de cada intervención, y siempre que se cambien las baterías.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico o persona que este designe	1	Verificar que no existen fuentes radiactivas cercanas al instrumento.	
Físico médico o persona que este designe	2	Encender la gammasonda y establecer las condiciones de medición acorde a los requisitos de las mediciones clínicas que se realizan con el equipo (selección de ventana energética, radionucleido, base de tiempo, etc).	
Físico médico o persona que este designe	3	Realizar tres mediciones del fondo radiactivo en similares condiciones, de los puntos de medición establecidos y observar si los valores del fondo radiactivo se mantienen acorde a los valores de referencia.	
Físico médico o persona que este designe	4	Registre los valores obtenidos en las medidas de fondo, en la bitácora del equipo.	

Tolerancia

El valor del fondo de la tasa de conteo se ha de mantener dentro de un intervalo 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.

Análisis de resultados

Grafique los valores obtenidos con el fin de observar el comportamiento en el tiempo.

Recomendaciones

Utilice un grafica de excel con el fin que se registren los valores de fondo.

2.4.4. Sensibilidad en aire (Constancia)

Introducción

La prueba de sensibilidad en aire para las gammasondas intraoperatorias consiste en la verificación de la constancia y reproducibilidad de las medidas, deberá realizarse con una fuente radiactiva apropiada de vida media larga y medirse en una geometría constante con respecto al equipo, deberá medirse en todas las ventanas energéticas que facilite el instrumento y para cada colimador que se emplee clínicamente [2.4.1].

Materiales

- Fuente radiactiva sellada de Co-57.
- Fuente radiactiva de Tc-99m (según lo que indique el fabricante).
- Guantes de látex.
- Elementos de protección radiológica (dosímetro de cuerpo entero, dosímetro de extremidades, bata de manga larga).

Objetivo de la prueba

Demostrar que la tasa de conteo del equipo debido a una fuente radiactiva es consistente en el tiempo cuando los otros factores de medición se mantienen en el tiempo (estabilidad de la medida del equipo).


Periodicidad y/o frecuencia

Durante la aceptación del equipo y antes de su uso.

Procedimiento

El procedimiento se dividirá en dos partes, la primera es la preparación de la fuente radiactiva y la segunda es el procedimiento de medición.

Preparación de la fuente radiactiva

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Preparar una fuente según las recomendaciones del fabricante. Por ejemplo, para su preparación cargue inicialmente una actividad de 7.4MBq (200uCi) con el radionucleido de interés (Tc-99m) en 10,0 ml de solución salina.	
Físico médico	2	Preparar un tubo de ensayo o soporte pequeño con un material absorbente en su interior (algodón o papel de frotis).	

Físico médico 3 Colocar 0.1 ml de la fuente radiactiva en el material adsorbente del tubo de ensayo o soporte pequeño preparado, en este momento tendrá lista la fuente radiactiva para medir la sensibilidad en aire del equipo.



Físico médico 4 Verificar la actividad de la fuente preparada en un activímetro (alrededor de 20uCi) . (Nota: Se recomienda que la actividad de la fuente sea la sugerida por el fabricante).



Procedimiento de medición

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
-------------	-----	--------------------	-----------------

Físico médico	1	Verificar que no existan fuentes radiactivas cerca al instrumento ni derrames radiactivos en los alrededores.	
---------------	---	---	--

Físico médico	2	Colocar una fuente radiactiva (sellada o preparada) en una geometría fija, la configuración de la geometría de medición fuente-detector siempre será la misma, cada vez que se realice esta prueba.	
---------------	---	---	--



Físico médico	3	Se recomienda realizar 40 medidas para la prueba de aceptación y 20 medidas para las medidas de referencia con el fin de garantizar una buena estadística de conteo.	
---------------	---	--	--



Físico médico	4	Colocar la sonda frente a la fuente radiactiva garantizando la geometría, mueva el equipo respecto a la fuente radiactiva tomando conteos a las siguientes distancias: a 10 mm, 30 mm y 50 mm.	
---------------	---	--	--



Físico médico 5 Registrar y mantener las medidas para hacer reproducible la geometría de medición para cada distancia.



Físico médico 6 Registrar cada 10 min las cuentas para que garantice la corrección de los datos por decaimiento y que la actividad no haya descendido menos del 5%.

Análisis de resultados

Calcule las cuentas obtenidas en unidad de segundo (CPS) por unidad de actividad corregida por decaimiento (CPS/MBq) para cada distancia.

Para realizar un análisis más detallado de los datos, puede graficar los valores obtenidos y/o promedios de los mismos día a día. El objetivo de esta prueba es verificar la estabilidad de la respuesta de la sonda a lo largo de su vida útil, por lo que al graficar los datos permitirá ver la tendencia del equipo.

Tolerancia

Los datos de sensibilidad en aire deben ser consistentes para cada radionúclido utilizado y en cada una de las distancias, no debiendo variar por encima del 1,5% respecto al valor de referencia.

Observaciones

Para esta prueba se recomienda el uso de fuentes radiactivas de Co-57, la preparación de la fuente radiactiva de Tc-99m es complejo, para las comprobaciones diarias, y puede llevar a errores en su preparación, por lo cual se puede adicionar errores en el ajuste de la actividad de la fuente.

También para la prueba se recomienda el uso de la fuente puntual de Co-57 con una actividad mayor a 0.3 MBq (8uCi) o según recomendación del fabricante (en caso de no contar con esta fuente, se podrá emplear la fuente sólida tipo vial de Co-57 empleada para el control de calidad de los activímetros. Siempre tratar que estén en el intervalo entre 8 micros y 20 micros no mas, pues eso puede ir provocando desgaste del cristal de la sonda y desviaciones electrónicas pues es bien sensible. Los cristales están entre 14 y 18 mm de diámetro.

2.4.5. Fuente de corriente.

Introducción

Corroborar que la electrónica del sistema de la gammasonda funcione normalmente, es importante verificar que la batería funciona de manera correcta, con el fin de que no presente fallas durante el procedimiento, tanto pre quirúrgico en el marcado y preparación como en la cirugía.

Objetivo

Verificar que el sistema eléctrico se encuentre en buen estado y la batería cumpla la función de carga en caso de no estar conectada.

Materiales

- Gammasonda
- Fuente de poder de la gammasonda



Periodicidad

Aceptación, referencia y cada vez que use.

Tolerancia

El funcionamiento anormal de la gammasonda invalidará su uso, hasta que el área de electromedicina garantice la alimentación eléctrica por ambas vías. De no solucionarse se establecerá comunicación con el fabricante.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Enchufar la Gammasonda al tomacorriente. No la encienda, verifique que la batería se carga de manera correcta.	
Físico médico	2	Desconectar la gammasonda y probar si la batería queda cargada completamente, para el funcionamiento.	

Recomendaciones

- Verificar los tiempos de carga que reporta el fabricante del equipo. Verificar el estado de la batería, previendo su tiempo de duración.
- Tenga en cuenta que dentro de las salas de cirugías se encuentran diferentes ruidos que pueden causar confusión con los de la gammasonda, por eso es fundamental revisar el funcionamiento del equipo en un lugar donde no se encuentren otras señales acústicas. Verifique la señales que tiene su sonda y escoja la que prefiere el cirujano.

- Se deben realizar la verificación de funcionamiento de la fuente de corriente para cada equipo con colimador y sin colimador.

2.4.6. Sensibilidad a través de un blindaje lateral en aire

Introducción

El equipo consiste en una sonda que aloja el material detector y dispone de un orificio o ventana de medida y su correspondiente equipo lector, al que va conectada la sonda, que contiene la electrónica de medida y muestra la tasa de cuentas. Las ventanas

de energía en las que recoge cuentas están ajustadas por el fabricante para determinadas combinaciones sonda-radionucleido y deben seleccionarse manualmente.

Objetivo

Comprobar la capacidad de la sonda y su blindaje de bloquear emisiones provenientes de una fuente de actividad adyacente, situada lateralmente.

Periodicidad

Aceptación, referencia y anual.

Materiales

- Fuente radiactiva, de Co-57, por la semejanza de su energía con la del Tc-99m (122 keV frente a 140 keV) o de Tc-99m.
- Soporte de sonda pinza de laboratorio.
- Medio dispersor polimetilmetacrilato de 0.5 mm.
- Set de control de calidad para sondas.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Preparar una fuente puntual de 99mTc con actividad sugerida por el fabricante (ej. 37MBq) o emplear una fuente puntual calibrada de Co57. Registrar la actividad de la fuente, fecha y hora de las mediciones.	
Físico médico	2	Realizar previamente medidas de fondo, con la gammasonda en la posición empleada para la realización de la prueba y garantizando que no exista ninguna fuente radiactiva cercana al detector.	
Físico médico	3	Situar la fuente en la parte lateral del detector (a 90 grados respecto al eje de la sonda) a una distancia de 50mm del blindaje y que coincida con su extremo.	
Físico médico	4	Se debe garantizar que no haya elementos dispersores alrededor del sistema fuentedetector para garantizar la exactitud de la prueba.	
Físico médico	5	Realizar las mediciones y registrar sus resultados. El tiempo de conteo debe garantizar una estadística adecuada (al menos 1000 cuentas). La geometría de medición empleada debe ser documentada para garantizar su reproducibilidad.	

Físico médico	6	Las medidas serán en intervalos de tiempos que deben ser registrados. En caso de que sean superior a 20 minutos (variaciones de actividad superior al 5%) se deben realizar correcciones por decaimiento..
---------------	---	---

Tolerancias

La prueba de sensibilidad a través de un blindaje lateral en aire deberá arrojar valores similares a los valores de referencia para la gammasonda, utilizando el mismo tipo de fuente y geometría de medición y empleando la distancia fuente-detector (50mm) como parámetro fundamental.

Análisis de los resultados

Corregir los valores de las mediciones por el fondo radiactivo. Calcular los valores de sensibilidad en (CPS/Mbq) a partir de los datos registrados, el resultado será comparado con el de referencia del equipo.

Recomendaciones

- Contar con dosimetría personal para la manipulación de la fuente.
- Utilizar una superficie plana para la ubicación del equipamiento.
- Utilizar los correspondientes blindajes para la fuente, con el fin de tener medidas de protección radiológica.

2.4.7. Sensibilidad en un medio dispersor

Introducción

La prueba de sensibilidad de la sonda en un medio dispersor se debe evaluar para caracterizar la sensibilidad de la sonda cuando se tienen actividades en presencia de otras de mayor magnitud; ya que la respuesta del detector depende de la posición y la profundidad de las estructuras respecto a su ubicación.

Objetivo

Medir la sensibilidad de la gammasonda en las diferentes profundidades en un medio dispersor.

Materiales

- Fuente puntual según las recomendaciones del fabricante , o en su defecto de ^{57}Co de (3,7 MBq) o de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (0,74 MBq)
- Soporte universal.
- Papel milimetrado.
- set de control de calidad para sondas.
- Hoja de cálculo en Excel.

Periodicidad

La prueba se realizará en la prueba de aceptación y de manera semestral.

Procedimiento

: Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Posicionar la fuente puntual en el eje correspondiente a 10, 30 y 50 mm.	
Físico médico	2	Colocar la sonda perpendicularmente a la placa superior que contiene el soporte, o en su defecto utilice el maniquí disponible en el set para control de calidad de gammasondas.	
Físico médico	3	Variar la distancia sonda-fuente adicionando las placas de metacrilato una a una.	
Físico médico	4	Repetir los pasos de sensibilidad en aire pero para el medio dispersor.	
Físico médico	5	Registrar los conteos para cada distancia y la hora de medición. Si el tiempo transcurrido es superior a los 20 min se deben hacer correcciones por decaimiento.	

Tolerancia

La sensibilidad debe ser consistente para cada radionúclido utilizado y en cada distancia, no debiendo variar por encima de 1,5% respecto al valor de referencia.

Análisis de los resultados

Se deberán estimar medidas de conteos por unidad de radiactividad (CPS/MBq).

Se debe realizar el análisis y reporte de resultados para cada distancia desde la fuente hasta el extremo anterior de la sonda (10mm, 30mm y 50mm).

Asegure que el tiempo de medición es adecuado para que la tasa de cuentas mínima sea 1000 cps. Cuando se utiliza la fuente de Tc-99m y periodos de medición mayores a 20 minutos deberá realizarse la corrección por decaimiento.

Las mayores sensibilidades significarán una mejor capacidad de la sonda de detectar estructuras marcadas con una menor actividad y a más profundidad.

Recomendaciones

- Contar con dosimetría personal para la manipulación de la fuente.
- Utilizar una superficie plana para la ubicación del equipamiento.
- Utilizar los correspondientes blindajes para la fuente, con el fin de tener medidas de protección radiológicas.

2.4.8. Sensibilidad a la dispersión

Introducción

Esta prueba evalúa la capacidad de la gammasonda de detectar fuentes puntuales ubicadas lateralmente en el eje perpendicular a la superficie.

Objetivo

Verificar la capacidad de la sonda de detectar una fuente puntual de baja actividad situada lateralmente

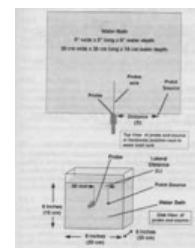
Materiales

- Fuente puntual o lo recomendado por el fabricante, de Co-57 (3.7 MBq) o Tc-99m (1.7MBq).
- Set de control de calidad para sondas.
- Hoja de cálculo en Excel.

Periodicidad

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
-------------	-----	--------------------	-----------------

Físico médico	1	Ubicar la sonda de la fuente puntual a 50mm del centro de la sonda lateralmente con la fuente.	
---------------	---	--	--



Físico 2 Emplée agua como medio de dispersión o en su defecto
médico el maniquí de set de las gammasondas.



Físico 3 Se debe detectar por cada lectura mínimo 1000 CPS.
médico



Análisis de los resultados

Se deben calcular los conteos por segundo por unidad de radiactividad (CPS/MBq) para las distancias que se especifican en el procedimiento, se debe hacer una comparación de la sensibilidad a la dispersión con el valor obtenido para la sensibilidad a través de un blindaje lateral en aire.

Si se obtiene un 10% en el valor de la sensibilidad entonces se debe corregir la sensibilidad a la dispersión sustrayendo el valor de la sensibilidad a través del blindaje lateral en aire.

Tolerancia

La sensibilidad a la dispersión debe ser un valor pequeño, cuanto menor sea es mejor.

Recomendaciones

- Contar con dosimetría personal para la manipulación de la fuente.
- Utilizar una superficie plana para la ubicación del equipamiento.
- Utilizar los correspondientes blindajes para la fuente, con el fin de tener medidas de protección radiológicas.

2.4.9. Resolución espacial en un medio dispersor

Introducción

La resolución espacial en un medio dispersor es importante medirla según las pruebas NEMA. Se determinan los conteos que detecta la sonda a una distancia frontal de una fuente radioactiva, y a una profundidad fija en un recipiente de agua o medio dispersor equivalente. Posterior a la realización de las medidas se construye un gráfico de conteos vs posición para determinar la resolución espacial mediante el ancho total a la mitad del máximo (FWHM) y ancho total al décimo del máximo FWTM, de la sonda en el medio de dispersión [2.4.3].

Las mediciones de resolución espacial (FWHM) deberán ser menores que las especificaciones reportadas por el fabricante. Para muchas sondas este valor oscila alrededor de los 25 mm, sin embargo, algunas aplicaciones clínicas requieren que se empleen equipos con FWHM en el orden de los 15 mm.

Objetivo

Determinar la resolución espacial de la sonda en un medio dispersor.

Periodicidad

Aceptación, referencia y anual.

Materiales

- Sonda
- Fuente radiactiva, de Co-57, por la semejanza de su energía con la del Tc-99m (122 keV frente a 140 keV).
- Set de control de calidad para sondas.

Procedimiento

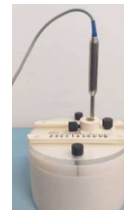
Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Colocar la gammasonda en un maniquí del set de control de calidad de forma centrada como se muestra en la imagen, ubicada de frente a la posición en que se ubicará la fuente radiactiva.	
Físico médico	2	<p>Posicionar una fuente radioactiva en un punto a 30 mm de profundidad dentro del medio dispersor.</p> <p>Si cuenta con el set de calibración de gammasonda use el maniquí diseñado para esta prueba.</p> <p>La actividad de la fuente debe ser la recomendada por el fabricante, suficientemente baja como para producir una tasa de conteos dentro de la región de respuesta lineal del sistema.</p>	
Físico médico	3	<p>La sonda se posiciona con su punta tocando la superficie del maniquí o del agua, fijada de modo que la fuente radioactiva esté en el centro del campo de visión de la sonda.</p> <p>Para comprobar que la gammasonda está centrada, se mueve la sonda para maximizar la tasa de conteos y se asegura que la sonda esté perpendicular a la superficie del maniquí o del agua.</p> <p>Lo más recomendable es realizar la prueba con agua sólida como el kit de maniqués para control de calidad de la gammasonda.</p>	
Físico médico	4	<p>La duración de la medición debe ajustarse de manera que se registren al menos 5000 conteos en el pico es decir en el centro del maniquí.</p> <p>Para las demás posiciones en el maniquí se deben realizar mediciones que garanticen acumular conteos por encima de 500.</p>	

Físico
médico

5

Las lecturas deben completarse dentro de un tiempo suficientemente corto para que la desintegración radiactiva sea inferior al 5 %, durante el tiempo de medición. En caso contrario las lecturas deberán corregirse por decaimiento”.

Calcular las cuentas obtenidas en unidad de segundo (CPS) por unidad de actividad corregida por decaimiento (CPS/MBq) para cada distancia.



Tolerancia

Se realizará una comparación con la medida tomada como referencia y debe ser menor al 1.5%

Análisis de los resultados

Se calcula el FWHM estimando el punto máximo de una función gaussiana ajustada, luego se realiza una interpolación lineal para estimar la distancia entre dos puntos al nivel del 50 % del punto máximo de la campana de Gauss. De forma similar, se calcula el FWHM. El valor del pico medido, no ajustado, se puede usar para calcular la sensibilidad absoluta, expresada como CPS/MBq a 30 mm de distancia de la sonda a la fuente radioactiva en agua para el isótopo dado.

Recomendaciones

Tratar de realizar los montajes con los kit de calibración de las gammasondas y registrar las condiciones geométricas de las mediciones con el fin de poder garantizar la reproducibilidad de los resultados.

2.4.10. Sensibilidad de actividad en un volumen de un medio dispersor

Introducción

La importancia de la medida de la sensibili-

dad de una gammasonda ante una fuente volumétrica radica en que permite evaluar la capacidad de detección de zonas de mayor irradiación localizadas dentro de un medio con actividad dispersa. Para ello se emplea un volumen de agua radiactiva de 6 litros (20cm x 20cm x 15cm de alto).

La sensibilidad a una actividad distribuida en un medio dispersor combina la sensibilidad de la sonda sobre un volumen completo de su ángulo de visión “FOV” y su comportamiento ante la dispersión.

Materiales

- Fuente recomendada según el fabricante (por ejemplo use una fuente de ^{99m}Tc con actividad de 18 MBq).
- Set de control de calidad para sondas.
- Hoja de cálculo en Excel.

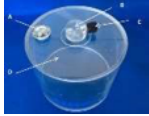
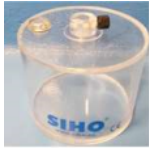

Objetivo de la prueba

Evidenciar la sensibilidad de la gammasonda en presencia de un medio dispersor con una actividad uniformemente distribuida.

Periodicidad y frecuencia

Aceptación, referencia y mensual.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Rellenar el maniquí con agua, añadir la actividad recomendada de Tc-99m, cerrar el tapón y agitar vigorosamente en diversas direcciones para conseguir una mezcla uniforme.	
Físico médico	2	Dejar que repose el maniquí con la mezcla de agua y Tc-99m, por 1 hora para facilitar el proceso de homogenización de su contenido.	
Físico médico	3	Fije un tiempo de medición tal que el número total de cuentas aproximadas sea de 10000. Realizar mediciones y registrar sus valores.	
Físico médico	4	Registrar los instantes de tiempo en que se realizan las mediciones para posteriormente hacer las correcciones por decaimiento si fuera necesario.	

Tolerancia

Se registra el resultado y se compara con el valor de este parámetro reportado por el fabricante.

Igualmente se compara la sensibilidad distribuida en un volumen de un medio dispersor (SAV MD) con el valor de sensibilidad a la dispersión. A mayor valor de la relación entre sensibilidad a la dispersión y la SAV MD, mejor será la detectabilidad de lesiones en un medio dispersor.

Análisis de los resultados

Realice los cálculos de sensibilidad (en CPS/MBq) a través de la ecuación que relaciona el número total de cuentas colectadas, con el tiempo de medición y con la actividad con que se preparó el maniquí, como:

$$SAVMD = \frac{\text{Total conteos detectados}}{(t. \text{ adquisición})(act. \text{ corregida})} \quad (20)$$

En donde SAVMD, es la sensibilidad distribuida en un volumen de un medio dispersor.

Recomendaciones

- Tenga en cuenta todas las medidas de protección radiológica antes de iniciar las medidas.
- Tenga cuidado en la manipulación del material para evitar derrames.

2.4.11. Estabilidad de la sensibilidad a corto plazo

Introducción

La precisión del conteo es la medición de la estabilidad de todo el sistema de medida, y este se verifica, a través de medidas repetitivas y aplicación de la prueba del chi-cuadrado [2.4.1].

Materiales

Fuente radiactiva sellada de Co-57 o fuente radiactiva de Tc-99m (Según lo que indique el fabricante).

Objetivo de la prueba

Verificar la precisión del conteo a corto plazo.



Periodicidad y/o frecuencia

Durante la aceptación del equipo y cada seis meses [2.4.1].

Procedimiento

En general el procedimiento consistirá en medir una fuente radiactiva de actividad, tasa de dosis y geometría conocidas, y verificar que la medición de esta con el instrumento se mantiene constante en el tiempo.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Preparar fuente puntual radiactiva de Tc-99m o seleccionar fuente de Co-57, acorde a las sugerencias del fabricante (ej. fuente de Tc-99m con actividad de 10MBq.	
Físico médico	2	Verificar que no existan otras fuentes radiactivas cerca al instrumento, ni derrames de soluciones radiactivas en los alrededores.	

Físico
médico

3

Colocar la fuente radiactiva (sellada o preparada) en una posición fija, asegúrese que la posición de esta fuente siempre será la misma cada vez que se realice esta prueba.



Físico
médico

4

Verificar que la posición fija de la sonda corresponde con el centro del orificio frontal de la sonda donde se encuentra el cristal detector.



Físico
médico

5

Elegir un periodo de tiempo en el que pueda tomar 10.000 conteos (normalmente 10 segundos), tome la medida.



Calcular la media de las 20 mediciones y su desviación estándar (calcule la raíz cuadrada de la medida de los conteos como la desviación estándar esperada, suponiendo que las mediciones siguen una distribución de Poisson).

Verificar los valores obtenidos con los valores de referencia y/o los indicados por el fabricante.

Tolerancia

Para la condición de una muestra de 20 datos, que cuenta con 19 grados de libertad, el 95% de nivel de confianza para el Chi-cuadrado es de 6,89 a 30,14. Por tanto al realizar los cálculos el χ^2 el valor obtenido deberá estar dentro del intervalo anterior, todo valor por fuera de este rango, muestra una variabilidad respecto a los valores esperados de la estadística de Poisson y podrían estar indicando inestabilidad en la sensibilidad del equipo (por ejemplo variaciones en la ventana energética del equipo, o recolección de un número de cuentas significativamente menor a los provenientes de la fuente).

Análisis de resultados

La prueba de Chi-Squared se utiliza para

verificar la estabilidad de las lecturas. Se debe emplear la siguiente ecuación para este cálculo.

$$\chi^2 = \frac{\sum(C_i - \bar{C})}{\bar{C}} \quad (21)$$

Donde C_i son los conteos individuales y \bar{C} es la media aritmética de las 20 lecturas.

Los resultados deben ser analizados acorde a la descripción de las tolerancias para esta prueba.

Recomendaciones

Para esta prueba se recomienda el uso de fuentes radiactivas de Co-57, la preparación de la fuente radiactiva de Tc-99m es engorrosa para las comprobaciones diarias, y puede llevar a errores en su preparación,

por lo cual se puede adicionar errores en el ajuste de la actividad de la fuente.

También para la prueba se recomienda el uso de la fuente puntual de Co-57 con una actividad mayor a 0.3 MBq o según recomendación del fabricante (en caso de no contar con esta fuente, se podrá emplear la fuente sólida tipo vial de Co-57 empleada para los activímetros), no obstante, se recomienda el empleo de fuente puntual para garantizar geometrías de fuente con tamaños de 5 mm o menores.

2.4.12. Capacidad de tasa de cuentas en un medio dispersor

Introducción

Todos los dispositivos de detección tienden a tener saturaciones. Este fenómeno se debe principalmente al tiempo muerto de toda la cadena electrónica, incluido el detector y los dispositivos asociados. Además, los dispositivos de detección habituales, como la gammasonda. Debido a que no existe una solución matemática trivial

para expresar el tiempo muerto, se debe realizar de la forma experimental. Entonces, para representar la capacidad de tasa de conteo, la respuesta de cada sonda (recuentos medidos) se traza frente a la tasa de recuento real (cuentas esperadas).

Objetivo

Establecer la tasa de cuentas por un medio dispersor con diferentes niveles de actividades, para evidenciar la respuesta lineal

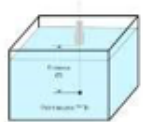

de la tasa de conteos así como actividad adecuada.

Materiales

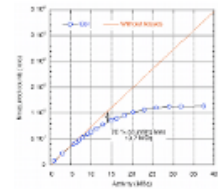
- Fuente puntual de Tc-99m con actividad sugerida por el fabricante (ej. 100 MBq)
- Maniquí para simular medio disperso para sondas.
- Plantillas de cálculo (ej. Libro en excel).

Periodicidad

La prueba se deberá realizar en la aceptación, y de manera trimestral.

Procedimiento : Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico o persona que este designe	1	Posicionar la fuente en un medio dispersor a 30 mm de profundidad. Se sugiere emplear cubo con volumen de agua (6 litros (20cm x 20cm x 15cm de alto).	
Físico médico o persona que este designe	2	Opcionalmente se puede colocar una fuente puntual de Tc-99m, en un maniquí diseñado para la prueba (ej set para controles de calidad de gammasonda mostrado en la figura).	

Físico médico o persona que este designe	3	Fijar la posición de la sonda perpendicular a la superficie del medio dispersor, y asegúrese que la fuente esté en el medio del campo de visión de la sonda.
Físico médico o persona que este designe	4	Asegurar que están perfectamente en contacto para evitar alguna separación entre el tope de la sonda y el medio.
Físico médico o persona que este designe	5	La actividad debe ser suficiente para producir una tasa de conteos que exceda la pérdida del 20% de la tasa de conteos del sistema.
Físico médico o persona que este designe	6	El comienzo de la medición es el mismo que para la resolución espacial en un medio dispersor, pero la actividad de la fuente es mayor (> 20 MBq).
Físico médico o persona que este designe	7	Registrar la actividad inicial y el tiempo. Mida cada cierto tiempo, aproximadamente en intervalos que ofrezcan un cambio de 10% de la actividad de la fuente, que en el caso del 99mTc debe ser aproximadamente cada 1 hora.
Físico médico o persona que este designe	8	Registrar en cada caso, conteos y tiempo. Las mediciones deben continuar siguiendo el decrecimiento de los conteos por el decaimiento físico del isótopo hasta obtener conteos por debajo de 100 cps.



Tolerancia

Se recomienda realizar las gráficas, las cuales describen la capacidad de tasa de conteo, esto varía según la tecnología del equipo. Como criterio de aceptación se debe considerar que la linealidad de la respuesta de la sonda (sensibilidad en función de la tasa incidente de cuentas) no debe exceder los valores de referencia proporcionados por el fabricante.

en el eje Y, trace una línea recta y realice el ajuste de los datos para las bajas tasas de cuentas es decir para conteos menores a 1000 cps, hacer la interpolación lineal de los datos obtenidos y determine la menor cantidad de conteos donde exista una desviación negativa de 20% con respecto al ajuste lineal ideal de la tasa de conteos.

Análisis de los resultados

Grafique los datos obtenidos, en el eje x la actividad (en MBq) contra la tasa de conteo

Cuando obtenga la actividad en ese punto se reporta la pérdida de tasas de conteos de 20 % con dispersión.

Se obtendrá la actividad en ese punto.

Recomendaciones

- Contar con dosimetría personal para la manipulación de la fuente.
- Utilizar una superficie plana para la ubicación del equipamiento.
- Utilizar los correspondientes blindajes para la fuente, con el fin de tener medidas de protección radiológicas.
- Contar con hoja de cálculo (formulario de Excel) para el análisis de los datos.

2.4.13. Resolución angular en un medio dispersor

Introducción

Es importante determinar la resolución angular de la sonda en un medio dispersor. Dicha prueba se determina midiendo la sensibilidad del equipo en varios ángulos, ubicando una fuente radiactiva y variando los ángulos en un rango predefinido. El perfil de sensibilidad se analiza para determinar la resolución angular mediante el FWHM. Cuando se evidencia menor resolución an-

gular significa que por encima de ese valor la sonda no es capaz de detectar con exactitud las estructuras anexas, o sea que no se debe inclinar la sonda más que ese valor con respecto al eje central del detector.

Objetivo

Caracterizar la resolución angular de una sonda intraoperatoria mediante un método de medida que permita establecer pruebas de referencia y de constancia [2.4.4].

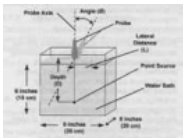

Materiales

- Maniqui para medición de resolución angular en un medio dispersor
- Fuentes radiactivas para la caracterización de las pruebas la actividad deberá ser la recomendada por el fabricante (ej. 6 MBq).

Periodicidad

Aceptación, referencia y análisis anual.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico o persona que este designe	1	Realizar el montaje específico del maniquí en una superficie plana. Verifique que el lugar donde se realiza la prueba está libre de fondo radiactivo.	
Físico médico o persona que este designe	2	Posicionar la gammasonda en un medio dispersor en este caso se usará placas de polimetilmetacrilato o utilice, si cuenta con el set de control de calidad de gammasondas, el maniquí específico para esta prueba.	

Físico
médico o
persona que
este designe

3

Ubicar la fuente frente de la gammasonda, dentro del medio dispersor y a una distancia del detector de 30mm, como se observa en la imagen.

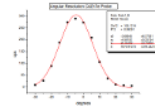
Incline la gammasonda desde 90°, pasando por 0° hasta llegar a -90°, asegure 10 mediciones mínimo, los ángulos a medir serán 15°, 45° 60° y -15°, -45°, -60°.



Físico
médico o
persona que
este designe

4

Registrar los conteos de cada posición (ángulo) y el tiempo realizando las repeticiones necesarias, es importante que el tiempo total de medición no exceda los 20 minutos, en caso contrario realice corrección de decaimiento de la actividad.



Físico
médico o
persona que
este designe

5

Se deberán realizar mediciones al tomar conteos de 5000 cuentas mínimo en el pico y al menos 500 para los otros puntos.

Tolerancia

Según las especificaciones del fabricante o comparar los valores de referencia con el valor obtenido el cual no deberá ser mayor al 1.5%.

Análisis de los resultados

Construya la gráfica cuentas en función de la posición, a partir de los datos obtenidos en los diferentes posiciones. En el eje X, grafique los ángulos, pasado por el eje X positivo y X negativo con el fin de construir el perfil. En el eje Y coloque los datos obtenidos de cps. Las medidas han de corregirse por decaimiento, a la fecha y hora de calibración o trasladando esta al instante de la primera medida.

Posteriormente se debe construir un perfil con los datos encontrados en la práctica y se determina el FWHM, para los valores graficados, finalmente se calcula el R2 que es la correlación de ajuste [2.4.5].

Recomendaciones

- Contar con dosimetría personal para la manipulación de la fuente.
- Utilizar una superficie plana para la ubicación del equipamiento,
- Usar los correspondientes blindajes para la fuente, con el fin de tener medidas de protección radiológicas.
- Tener especial cuidado en la variación de los ángulos para obtener las cuentas correspondientes.
- Utilizar un formulario en excel para realizar el perfil correspondiente a los datos que se obtuvieron.

2.4.14. Resolución Energética.

Introducción

Medir la resolución energética de un sistema es importante ya que esta permite discriminar una buena proporción de fotones que se producen por efecto Compton este parámetro generalmente se evalúa en aire

en ausencia de dispersión. La gammasonda mantiene su sensibilidad.

Objetivo

Evidenciar la capacidad de la gammasonda de distinguir entre fotones de diferentes energías.


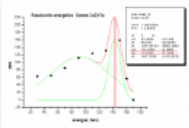
Materiales

- Fuente puntual ^{99m}Tc con actividad sugerida por el fabricante 1.07MB. o fuente de ⁵⁷Co de (3,7 MBq).Equipo de set de control de calidad de sondas.
- Planillas de cálculo (e.j Libro de Excel).

Periodicidad

Se realiza en la aceptación del equipo y de manera semestral.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Colocar una fuente con la actividad recomendada en el protocolo o por el fabricante a una distancia de 30 mm del detector. Verificar que en la configuración experimental, se garantice un posicionamiento constante de la fuente y la sonda	
	2	La actividad no debe ser exacta.Sin embargo, se asegura de que su valor no cause la saturación de la sonda.	
Físico médico	4	Hacer las repeticiones que se consideren necesarias para garantizar una buena estadística de conteo de la medición.	
Físico médico	5	Consignar la hora de cada medición,ya que pasados 20 min del tiempo inicial se tendrá que corregir la actividad por decaimiento por haber descendido por debajo de 5%.	
Físico médico	6	Programar el tiempo de medición en cada punto de manera que se registren al menos 500 conteos en cada uno y 5000 en el pico.	

Tolerancia

Tomar los valores recomendados por el fabricante, o no exceder los valores de referencia proporcionados en la aceptación del equipo.

Análisis de los resultados

Se grafican los datos obtenidos donde en el eje X se colocará la energía (Kev) y en el eje Y se graficaron las CPS, se realizará un ajuste parabólico y se procederá a calcular el ancho de la curva a la mitad de la altura del pico (FWHM).

Posteriormente a la obtención de la gráfica del pico de mayor valor se realiza un ajuste parabólico y haciendo la correspondiente interpolación lineal para estimar entre los puntos del eje x, los correspondientes a la curva a la mitad de su altura y determinar el FWHM.

El FWHM se da en valores absolutos de energía (en keV) o en valores relativos (en por ciento de la energía total E), así como el isótopo utilizado. A continuación se calcula la resolución energética por medio de las siguientes expresiones:

$$R. E.(keV) = keV canal B - keV canal A \quad (22)$$

$$R. E.(%) = \frac{canal B - canal A}{pico} \quad (23)$$

Recomendaciones

- Contar con dosimetría personal para la manipulación de la fuente.

- Utilizar una superficie plana para la ubicación del equipamiento.
- Utilizar los correspondientes blindajes para la fuente, con el fin de tener medidas de protección radiológicas.
- Tener especial cuidado en la variación de los ángulos para obtener las cuentas correspondientes.
- Utilizar formularios de excel para la realización de las gráficas y el cálculo de la resolución energética por medio de las ecuaciones descritas en la prueba. por medio de las ecuaciones.

2.4.15. Blindaje lateral y posterior

Es necesario comprobar la integridad del blindaje de la sonda en condiciones de medición en aire, así mismo, se debe corroborar su efectividad, y también es necesario identificar áreas locales con deficiencias en el blindaje.

Objetivo

Evidenciar la capacidad que tiene el blindaje de la sonda para las mediciones que se realizan en aire.

Materiales

- Fuente puntual de Tc-99m (1.4MBq), de 57Co de (3.07 MBq), o la actividad sugerida por el fabricante.
- Kit de control de calidad de gammasondas.
- Planilla de Cálculo (ej. libro de excel).

Periodicidad

Se realiza en la aceptación del equipo y de manera semestral.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Colocar la fuente radiactiva, junto al blindaje de la sonda como se muestra en la imagen.	
Físico médico	2	Verificar que la fuente tenga una distancia de 30 cm con respecto a la persona que la está manipulando con el fin de evitar exposiciones.	
Físico médico	4	Registrar el valor máximo en la tasa de conteos (CPS) que se detecta durante el tiempo que la fuente va cambiando la posición alrededor de la parte externa de la superficie de la sonda, y la posición de la máxima tasa de conteos con respecto a la punta u orificio de la sonda.	
Físico médico	5	Tomar las mediciones en un tiempo corto de tal forma que no necesite hacer correcciones de la actividad por decaimiento el tiempo prudencial será de (menos de 20 min).	
Físico médico	6	Tener en cuenta que si se desean utilizar otros radioisótopos para nuevas aplicaciones clínicas, se deben realizar pruebas adicionales según las especificaciones del fabricante, dichas pruebas deben ser registradas.	

Tolerancia

El blindaje de la sonda sólo deberá permitir el paso del 0,1% de los fotones o menor.

Análisis de los resultados

La tasa de conteos permitirá evidenciar la efectividad con la que cuenta el blindaje en la parte externa de la sonda. Si existen áreas locales con deficiencia en el blindaje, el avance de la tasa de conteos dependerá

del tamaño de la fuente. Para el análisis de los resultados se debe dividir la tasa máxima de conteos (CPS_L) que detecta la actividad de la fuente (MBq) para obtener un valor el cual será normalizado para encontrar la pérdida de sensibilidad (CPS/MBq_L). Se deberá tomar el máximo valor normalizado de la sensibilidad en aire (en contacto) (CPS/MBq_{SAC}), y se realizan los cálculos siguientes:

$$Efec. blindaje(\%) = \frac{(CPS/MBq)_{sac} - (CPS/MBq)l}{(CPS/MBq)_{sac}} \quad (24)$$

$$Per. sensibilidad(\%) = \frac{(CPS/MBq)l}{(CPS/MBq)_{sac}} \quad (25)$$

Los valores de las fórmulas se obtienen en porcentajes. Una efectividad mayor en el blindaje demostrará más emisiones fuera del campo de visión de la gammasonda, estas serán bloqueadas por la parte lateral y posterior del blindaje. Lo que evidencia un mejor funcionamiento, de igual manera que el resultado de una pérdida menor de sensibilidad, ya que una pequeña proporción de emisiones por fuera del campo de la sonda serán registradas.

Recomendaciones

- Dosimetría personal para la manipulación de la fuente,
- Utilizar una superficie plana para la ubicación del equipamiento,
- Utilizar los correspondientes blindajes para la fuente, con el fin de tener medidas de protección radiológicas.
- Utilizar programas para la realización del cálculo por medio de las ecuaciones anteriormente expresadas.

NOTA: las las imagenes mostradas del kit de gammasonda son tomadas para el portocolo en el instituto CENTIS, La Habana, Cuba.

2.4.16. BIBLIOGRAFÍA

[2.4.1] Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. E. Busemann, A Plachcńska, A. Britten, et. al. EANM, 2010.

[2.4.2] Control de calidad de la instrumentación en medicina nuclear – protocolo nacional. ECIMED, La Habana, 2017.

[2.4.3] National Electrical Manufacturers Association (NEMA). NEMA NU3: Performance measurements and quality control guidelines for non-imaging interoperative gamma probes. Rosslyn (VA), United States: NEMA, 2004.

[2.4.4]. Control de Calidad de Instrumentos de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Física Médica año 2015.

[2.4.5]. I Modolell Farre, R. Puchal Añe. Caracterización y controles periódicos de sondas intraoperatorias, Revista de Física Médica. año 2002 Madrid España .

[2.4.6] Cherry S.R., Sorenson J. A. Phelps M. E. Physics in Nuclear Medicine. ISBN: 978-14160-5198-5. 2012.

[2.4.7] Diseño y simulación de un maniquí para la cuantificación del desempeño de sondas intraoperatorias gamma 2020.

2.5. CONTROL DE CALIDAD DE LOS SISTEMAS SPECT-CT

2.5.1. Introducción

Los SPECT-CT son equipos multimodales utilizados para la adquisición de imágenes médicas, que permiten realizar exámenes diagnósticos combinando información funcional y anatómica en un estudio único (Figura 2.5.1). Estos sistemas híbridos detectan la radiación gamma que emite el paciente tras la inyección de un radiofármaco (tomografía por emisión de fotón

único, por sus siglas en inglés) a través del componente SPECT y complementan el diagnóstico clínico con información anatómica colectada de los estudios de transmisión del componente del CT (Tomografía Computarizada, por sus siglas en inglés). El empleo y utilidad de estos equipos de imágenes en la atención médica se ha potenciado y extendido significativamente en los últimos años y constituye una importante herramienta diagnóstica para diversas áreas o especialidades de la medicina como la cardiología, la oncología, la ortopedia, la nefrología, la neurología, etc.



Figura 2.5.1 Sistemas SPECT/CT

El componente SPECT permite adquirir y reconstruir diferentes tipos de imágenes como planares, imágenes dinámicas, estudios gatillados, imágenes tomográficas, SPECT gatillado, imágenes de cuerpo entero, etc. Para la realización de los estudios se utilizan un gran número de radiofármacos y radionucleidos muchos de los cuales se marcan con Tc-99m, por poseer propiedades físicas ideales (emisor gamma, energía de 140 keV que es óptima para la eficiencia de detección y resolución de los detectores del SPECT, baja dosis de radiación a pacientes, etc); otros radiofármacos con diferentes energías de emisión (entre 80 keV y 400 keV) como el

In-111, Ga-67, Tl-201, I-131, etc, también han sido de amplio uso y utilidad para exámenes diagnósticos con técnicas gammagrafías. Por su parte, el componente CT de los equipos multimodales SPECT-CT se emplea de forma rutinaria en estudios de baja dosis para garantizar la corrección de atenuación de los estudios SPECT, así como con fines diagnósticos. Los primeros sistemas híbridos SPECT-CT, tenían como propósito fundamental resolver con las imágenes de transmisión los problemas de atenuación de la radiación presentes en los estudios de medicina nuclear y contribuir a mejorar la localización anatómica de las lesiones

detectadas. Sin embargo, los sistemas multimodales actuales permiten realizar exámenes de elevada calidad diagnóstica con su componente CT, proporcionando imágenes híbridas SPECT-CT de gran valor y eficacia para la evaluación y seguimiento de las enfermedades en estudio.

Dentro de los principales componentes de un SPECT se tiene: un gantry que puede contener desde 1 hasta 4 cabezales (los más comercializados son de 2 cabezales o detectores), los cuales contienen el sistema detector y los colimadores, estos últimos se cambiarán de acuerdo a la energía de la radiación gamma emitida por el paciente y teniendo en cuenta su resolución espacial y sensibilidad, una camilla que se alinea con los cabezales y un sistema de cómputo para el control de la adquisición y el procesamiento de los estudios. Los detectores del SPECT usualmente son cristales de yoduro de sodio capaces de generar destellos de luz una vez que la radiación interactúa con estos y transformar los fotones incidentes en impulsos eléctricos. Estos impulsos se producen y amplifican a través de tubos fotomultiplicadores que se encuentran al vacío y tienen un fotocátodo en su base, ubicado contiguo al cristal por medio de un acoplamiento óptico. Al incidir la luz sobre el fotocátodo se emite una cascada de electrones por efecto fotoeléctrico en el mismo sentido y dirección de la luz incidente. Dentro de este tubo fotomultiplicador también hace parte del ánodo el cual se encarga de recolectar el flujo de electrones y transmitir el impulso eléctrico correspondiente para la adquisición de las imágenes funcionales de medicina nuclear. Otros componentes para el procesamiento de las señales son los preamplificadores, amplificadores, analizador multicanal, los circuitos de corrección de parámetros de funcionamiento como la linealidad, energía

y uniformidad, así como los circuitos de control del electrocardiograma. Por su parte los sistemas SPECT-CT incluyen además de los componentes antes mencionados, el Gantry del CT que incorpora el generador, tubo de rayos X, los colimadores, los detectores de radiación (detectores de los rayos X transmitidos desde el tubo a través de los pacientes) y la electrónica para el procesamiento de señales. Los equipos multimodales poseen diseños y aditamentos especiales en la camilla de pacientes que les permite adquirir imágenes de SPECT y de CT de manera independientes y/o en conjunto, así como sistemas de cómputo para el control de la adquisición y el procesamiento de todos los datos.

Las pruebas de control de calidad que se realizan a la tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT) incluyen la evaluación de parámetros planares, tomográficos y de cuerpo entero, los que se evalúan intrínsecos y extrínsecos, es decir, con colimador y sin colimador. Entre los parámetros fundamentales a verificar se encuentran la uniformidad, sensibilidad, resolución energética, resolución espacial, linealidad, tiempo muerto, etc. La evaluación de parámetros tomográficos incluye el centro de rotación, el contraste tomográfico, resolución tomográfica, linealidad tomográfica, entre otros.

Para los sistemas SPECT-CT es fundamental que adicionalmente se evalúen parámetros de funcionamiento que involucran a ambas modalidades, entre los que se encuentran el registro espacial SPECT-CT y la calidad de imágenes híbridas SPECT-CT. Por otra parte, los programas de control de calidad del componente CT deben incluir la evaluación de variables dosimétricas, geométricas y de calidad de imagen. En el presente documento no se incluyen las

pruebas relacionadas con los parámetros específicos para la componente CT ya que existen guías locales [2.5.1] que definen el alcance y la metodología para cumplir con estos requisitos.

Las pruebas que se describen a continuación son un subconjunto de las pruebas recomendadas por la AAPM TG-177 [2.5.2] que el grupo de trabajo determinó como las más importantes, teniendo en cuenta la tecnología con la que se cuenta en la ciudad de Cali, los maniquís y fuentes radiactivas disponibles para las diferentes pruebas propuestas. Se asume que todos los procedimientos de calibración descritos por el

fabricante para los SPECT se han completado antes de la realización de estas pruebas, así como que el equipo ha pasado las pruebas de aceptación. Esto incluiría, como mínimo, la calibración de la corrección de uniformidad, el centro de rotación, energía, linealidad espacial, el centro de rotación y la alineación de cabezales para equipos SPECT con más de un detector (estas pruebas deberán realizarse según indicaciones de cada fabricante), por tanto las pruebas descritas en esta guía evalúan el rendimiento del sistema y la eficacia de estas calibraciones que ya fueron realizadas; un resumen de ella se ve en la tabla 2.5.1.

Tabla 2.5.1. Frecuencias recomendadas para los parámetros de medición de los SPECT.

Prueba	Aceptación	Referencia	Frecuencia
Posicionamiento y ancho de Ventana Energética	X	X	Semanal
Uniformidad del campo inundado (Uniformidad extrínseca)	X	X	Diaria
Uniformidad del campo inundado (Uniformidad intrínseca)	X	X	Trimestral
Resolución espacial intrínseca y linealidad	X	X	Semanal
Sensibilidad planar extrínseca	X	X	Semestral
Resolución energética	X	X	Anual
Resolución Espacial del Sistema	X	X	Semestral
Rendimiento de la tasa de conteo intrínseco	X	X	Anual
Resolución espacial tomográfica	X	X	Anual
Ancho de corte tomográfico	X	X	Anual
Calidad de la imagen SPECT (Prueba de funcionamiento total del SPECT)	X	X	Trimestral
Registro de múltiples cabezales - Centro de rotación	X	X	Trimestral
Ancho de Corte	X	X	Anual
Calidad de Imagen SPECT-CT	X	X	Anual
Registro Espacial SPECT-CT	X	X	Anual
Control de calidad diario del Sistema SPECT-CT	X		Diario

2.5.2. Condiciones generales: fuentes radiactivas y maniqués

La actividad, configuración y colocación de las fuentes radiactivas depende de si las pruebas son desarrolladas intrínsecamente o extrínsecamente.

Todos los radionucleidos que se utilizan para la obtención de imágenes SPECT deben tenerse en cuenta al evaluar el rendimiento del sistema mismo, pero en la práctica común, se mide principalmente el rendimiento empleando Tc-99m.

Fuentes puntuales

Las mediciones de varias de las pruebas de control de calidad del SPECT son desarrolladas con fuentes puntuales que se componen o simulan una geometría esférica con un volumen de 0.3 ml o menos. El isótopo puede ser de Tc-99m, Tl-201, Ga-67 o In-111 que pueden prepararse con facilidad según la geometría indicada por el fabricante.

Cuando las fuentes puntuales se ubican a suficiente distancia, estas inundan uniformemente el campo de visión (FOV) del detector. Lo ideal es emplear el vial con punta en V y colocar la fuente al final del mismo (en la punta, ver figura 2.5.2), pero también puede emplearse en la punta de una pequeña jeringa, con esta última debe tenerse especial cuidado para no fraccionar la fuente puntual cuando se coloca en el calibrador de dosis. Para algunas pruebas como la resolución tomográfica o el ancho de corte tomográfico se deben construir fuentes puntuales de dimensiones más pequeñas, simulando esferas de diámetro en el orden de 1 mm.



Figura 2.5.2. El vial con punta en V para formar la fuente puntual, o jeringa de poco volumen (máximo 3 ml) a gran distancia para que el equipo detecte como fuente puntual.

La actividad usada depende del tipo de medición y la distancia a la fuente, la tasa de conteo en el detector para la mayoría de los sistemas SPECT no debe exceder los 40.000 cuentas/segundo (cps), aunque siempre deberá referirse esta información con las recomendaciones del fabricante y cuando se preparan diferentes fuentes para una misma prueba (ejemplo registro de detectores múltiples o MHR) se debe asegurar que la actividad de todas ellas está +/- 10% una de otra.

Por lo general, la geometría y dimensiones de las fuentes puntuales dependen de la prueba a realizar y de las condiciones sugeridas por los fabricantes y se utilizan para evaluar tanto parámetros planares como tomográficos. Entre los parámetros tomográficos que las requieren se encuentran el centro de rotación (COR), resolución tomográfica, ancho de corte, registro SPECT-CT, registro de múltiples cabezales e inclinación de cabezales de algunos fabricantes.

Fuente lineal

Las fuentes lineales se emplean para las mediciones de parámetros como la resolución espacial y linealidad espacial intrínseca y del sistema. Para la evaluación de estos parámetros se pueden emplear diferentes isótopos como el Tc-99m, Co-57, Tl-201, Ga-67 o In-111.

Para las mediciones intrínsecas de la resolución y la linealidad se sugiere el empleo de maniqués que simulan fuentes

lineales como por ejemplo el maniqué de cuadrantes de barras o el maniqué PLES de la NEMA (Figura 2.5.3A y 2.5.3B). El primero consiste en cuatro secciones de barras de anchos diferentes (ej. 2.12mm, 2.54mm, 3.18mm, 4.23mm) que permiten evaluar la respuesta lineal y la resolución del detector en cada uno de sus cuadrantes (figura 2.5.3A); por su parte el maniqué PLES de la NEMA consiste en múltiples láminas de plomo de 30 mm de ancho separadas a 1 mm, que cubren todo el campo de visión (FOV) del detector (figura 2.5.3B).

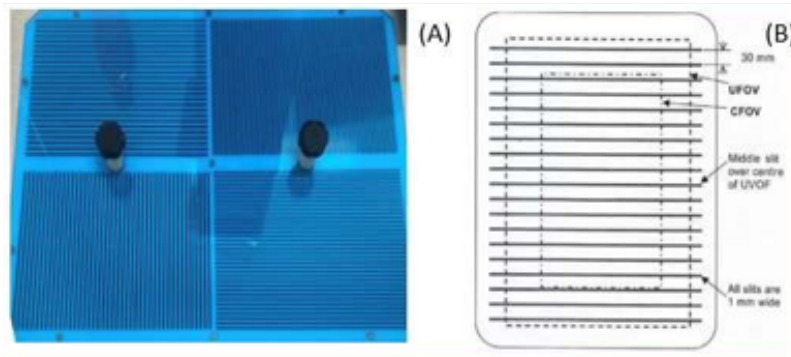


Figura 2.5.3. Maniqué PLES de NEMA para evaluación de la resolución y linealidad espacial intrínseca.

Para las mediciones extrínsecas de resolución espacial, la fuente lineal consiste de un tubo (capilar) con paredes delgadas de plástico o vidrio donde se coloca el radio-nucleido (el diámetro interno debe ser menor a la cuarta parte de la resolución espacial esperada, así como se recomienda una longitud mínima de 10 mm del capilar). La concentración del material radiactivo para la prueba deberá estar al menos de 40 MBq/ml (aproximadamente 1 mCi/ml).

Para la resolución espacial tomográfica en un SPECT se puede emplear la fuente lineal de la prueba de resolución espacial extrín-

seca planar. Sin embargo, la rigidez de esta fuente lineal debe ser tal que pueda extenderse y suspenderse en aire sobre el extremo de la camilla y permanecer en el aire. También puede emplearse del maniqué NEMA SPECT NU 1-2012 de tres insertos de fuente lineal, con uno sólo de los insertos suspendido en aire y sin material de dispersión adicional (ver figura 3); o podrá construir la fuente lineal con los catéteres de extensión de anestesia pediátricos o sondas nasogástricas Levin con calibre menores a Fr 6 (con el empleo de estas deberá cortar las puntas para abrir el catéter) y deberá tener algún dispositivo que le permita dar so-

porte en los extremos de la fuente para que esta quede ubicada correctamente entre la camilla y los detectores. La concentración del material radiactivo para la prueba deberá estar al menos de 40 MBq/ml (aproximadamente 1 mCi/ml).



Figura 2.5.4. (A) Inserto fuente lineal Nema SPECT NU 1-2012. B. Sonda Nasogástrica Levin calibre menor a Fr 6.

Fuente planar

Para las pruebas de uniformidad extrínseca se necesita una fuente plana para inundar uniformemente el campo de visión del detector (FOV). Esta fuente planar puede construirse con un maniquí rellenable con una mezcla de agua y material radiactivo (ver figura 2.5.5), sin embargo la AAPM recomienda por razones prácticas utilizar una fuente radiactiva planar sólida que contenga Co-57. La actividad óptima depende del radionucleido empleado y colimadores utilizados, y pueden oscilar entre 80 y 600 MBq (aprox 2 a 15 mCi) para producir una tasa de recuento del detector entre 10.000 y 40.000 cps.

Cuando se emplea el maniquí rellenable (con radionucleidos diferentes a Co-57), se debe asegurar que el radionucleido utilizado esté correctamente mezclado con el agua, que el maniquí está correctamente lleno (ni muy vacío, ni lleno en exceso para evitar deformaciones), que no tenga burbujas de aire y que tenga la rigidez adecuada para que no se deforme dentro del campo de visión del detector (FOV).



Figura 2.5.5. Maniquí de planar rellenable.

Fuente de sensibilidad colimada

Otra fuente empleada para las pruebas de rendimiento extrínseco son aquellas que tienen un área menor al FOV de la máquina y generalmente se emplea el Tc-99m.

Esta fuente puede ser construida diluyendo el material radiactivo en agua de tal manera que tenga una profundidad de 2 - 3 mm en un disco plástico de no mayor a 150 mm de plástico (ej. una placa Petri, ver figura 2.5.6), sin embargo cualquier fuente distribuida uniformemente donde su auto-atenuación sea despreciable servirá, por ejemplo una jeringa de 5 ml, llena máximo hasta 3 ml, con el émbolo extraído al máximo, también servirá como fuente radiactiva con una profundidad de 2 - 3 mm.



Figura 2.5.6. Fuente de sensibilidad colimada.

La actividad de esta fuente debe estar entre 20 - 80 MBq (0,5 - 2 mCi) y se debe conocer con precisión la actividad real de la fuente en el momento de utilizarla para la prueba (todos los elementos empleados para el trasvase y acomodación de la fuente deben conocerse para determinar la actividad real, si se emplea jeringa para conseguir la geometría deseada, la aguja deberá cambiarse por una limpia y medir la actividad final contenida en la jeringa).

Maniquí para calidad de imagen SPECT

El maniquí para calidad de imagen de SPECT es un cilindro de 20,4 cm de diámetro lleno de agua en el que se mezcla un radionúclido de prueba (generalmente Tc-99m). Suele contener objetos sólidos que desplazan el agua para evaluar la resolución espacial (varillas) y la resolución de contraste de objetos fríos (esferas o cilindros) en un fondo caliente (radiactivo). Los resultados de la imagen tomada del maniquí son útiles para identificar artefactos que pueden aparecer en el fondo radiactivo como resultado de calibraciones incorrectas del equipo.

La AAPM en el TG-177 sugiere el maniquí SPECT para la acreditación ACR (Figura 2.5.7), no obstante cualquier maniquí que cumpla los criterios de la ACR puede ser empleado (ver sección 2.5.1).



Figura 2.5.7. Maniquí SPECT para acreditación ACR (Jaszczak Phantom). Se compone de un cilindro con diámetro de 20.4 cm y altura de 18.6 cm, los insertos tipo barra (seis conjuntos de barras) tienen diámetros de 4.8, 6.4, 7.9, 9.5, 11.1 y 12.7 mm cada uno y los insertos tipo esfera (seis) tiene diámetros de 9.5, 12.7, 15.9, 19.1, 25.4 y 31.8 mm respectivamente.

Dentro de los tips para el llenado de este maniquí está agregar agua y dejar un espacio de 30 - 40 ml de aire que será empleado para colocar el material radiactivo. Selle el maniquí y verifique que no haya fugas de líquido, a través del puerto coloque de 400 - 1000 MBq (10 - 27 mCi) de Tc-99m y revuelva (la actividad de material radiactivo que se agregue dependerá de que las cuentas en el detector no superen los 30.000 cps) . Una vez mezclado el contenido del maniquí, se adiciona el agua necesaria para disminuir la burbuja de aire, procurando que esta sea menor a 5 ml, otros radionucleidos pueden emplearse, pero se

debe recordar el límite de cuentas que se requieren en los detectores.

2.5.3. Posicionamiento y ancho de ventana energética

Introducción

En la tabla 2.5.2, se muestra las ventanas de energía recomendadas y los niveles que deben utilizarse para los radionucleidos más empleados en medicina nuclear. El nivel de energía está centrado dentro de la ventana de energía.

Tabla 2.5.2. Ventanas de energía y energía para radionúclidos de uso común.

Radio núcleo	Energía gamma #1		Energía gamma #2		Energía gamma #3	
	Nivel (keV)	Ventana (%)	Nivel (keV)	Ventana (%)	Nivel (keV)	Ventana (%)
Tc-99m	140	15/20*	---	---	---	---
Ga-67	94	20	184	20	296	20
In-111	171	20	247	20	---	---
I-131	364	20	---	---	---	---

Objetivo de la prueba

Comprobar que todas las ventanas energéticas preestablecidas para la obtención de imágenes clínicas estén centradas correctamente para cada radionúclido que se utilizará con el SPECT.

Materiales



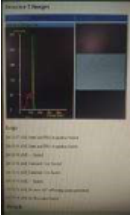

- Fuentes puntuales de los radionucleidos no sellados en cuestión (ej. Tc99m), con actividades de aproximadas de 10 MBq (250 µCi), en jeringas de plástico de 1 ml.
- Guantes
- Pinzas

Periodicidad

Esta prueba está destinada a ser una prueba de referencia que se realizará en el momento de la aceptación y en intervalos semanales.

Después de completar el procedimiento de prueba de aceptación, las ventanas del analizador de altura de pulsos (PHA) deben verificarse diariamente hasta que se confirme la estabilidad de las ventanas preestablecidas.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico Tecnólogo de MN	1	Retirar el colimador del cabezal del detector. Alinear el cabezal de acuerdo al montaje de la fuente. Este montaje empleando una fuente puntual consiste en: instalar la fuente radiactiva en el eje central del detector a una distancia de su cara igual a cinco veces la dimensión más grande del UFOV (UFOV (campo de visión útil): el área total útil para imágenes gamma cuya dimensión es definida por el fabricante).	
Físico médico Tecnólogo de MN	2	Orientar el detector hacia la fuente puntual. Utilizar una protección de cartón fina corrugado o papel absorbente o plástico sobre el detector para evitar contaminación radiactiva.	
Físico médico Tecnólogo de MN	3	En el modo de adquisición, seleccione la configuración de energía predeterminada para el radionúclido seleccionado, que establece la energía y el ancho de la ventana utilizado para la formación de imágenes clínicas.	
Físico médico Tecnólogo de MN	4	Observar la pantalla para asegurarse de que los respectivos fotopicos estén centrados en la configuración de la ventana. Si no están centrados, ajuste manualmente cada fotopico para que esté centrado. Registrar la posición de ventana que centra correctamente el fotopico.	
Físico médico Tecnólogo de MN	5	Retirar y eliminar la fuente.	
Físico médico Tecnólogo de MN	6	Repetir los pasos del 1 al 5 para cada radionúclido.	
Físico médico Tecnólogo de MN	7	Si no hay una pantalla de espectro de altura de pulso disponible: Establezca los ajustes manuales para la energía del fotopico.	

Físico médico Tecnólogo de MN	8	Establecer una ventana de PHA estrecha (5%, si es posible). Varíe la configuración de energía sobre la energía correcta del radionúclido probado, contando en cada configuración.
Físico médico Tecnólogo de MN	9	Comprobar que el recuento máximo se produzca con el ajuste de energía correcto. Si no es así, registre la energía a la que ocurrió el conteo máximo.
Físico médico Tecnólogo de MN	10	Ubicar en el detector nuevamente el colimador.

Tolerancia

Todas las ventanas para cada fotopico deben estar correctamente centradas. Si para alguno de ellos o para todos no están centradas, se deben tomar medidas correctivas (ver tabla 2.5.2 para las tolerancias permitidas por espectro energético).

Análisis de resultados

Si alguna o todas las ventanas de energía preestablecidas parecen desajustadas, esto sugeriría una calibración de energía incorrecta del sistema. Si, en el momento de la aceptación o en cualquier momento posterior, las ventanas de PHA preestablecidas no corresponden al centro de los fotopicos apropiados, se debe notificar inmediatamente al representante del fabricante para que las ventanas preestablecidas se puedan ajustar correctamente.

Si los fotopicos no están correctamente centrados en las ventanas de energía preestablecidas, entonces el centrado debe repetirse cada vez que se utilizan los radionúclidos, hasta que el representante del fabricante ajuste correctamente las ventanas.

Recomendaciones

Si, en el momento de la aceptación o en cualquier momento posterior, las ventanas de PHA preestablecidas no corresponden al centro de los fotopicos apropiados, se debe notificar inmediatamente al fabricante para que las ventanas preestablecidas se puedan ajustar correctamente. Hasta que se pueda realizar el ajuste, las ventanas de energía deben configurarse manualmente. Es posible tener un radionúclido correctamente centrado y otro no, por lo que cada uno debe ser verificado.

Tenga especial cuidado cuando trabaje alrededor del detector de la cámara con el colimador desmontado. Aunque hay una fina cubierta protectora sobre el cristal, el impacto de un objeto (blindaje de plomo, fantoma de prueba, reglas, bolígrafos, destornilladores, etc.) podría dañar o romper irreparablemente el cristal. Tenga cuidado de no contaminar el área del cristal con material radioactivo. Para una mayor protección, utilice una capa de cartón fina corrugado o papel absorbente, plástico o papel de sarán.

Antes de posicionar la fuente de prueba, mida la tasa de recuento del fondo de la habitación. Si la tasa de recuento de fondo supera el 2% de la tasa de recuento de la fuente de prueba esperada, o si un patrón de imagen es visible en el equipo, entonces es necesario localizar y eliminar las fuentes contaminantes del área.

- La uniformidad diferencial se calcula contando la diferencia en cinco píxeles contiguos para la fila y columna de píxeles dentro del UFOV y CFOV, de la siguiente manera:

$$UD(\%) = \frac{Dif. mas alta - Dif. mas baja}{Dif. mas alta + Dif. mas baja} 100\% \quad (26)$$

2.5.4. Uniformidad del campo inundado

Introducción

La uniformidad es una medida de la respuesta de una gammacámara a un campo uniforme de radiación y se puede medir de manera extrínseca o intrínseca, según se haga con colimador o sin colimador, respectivamente.

Para evaluar de manera cualitativa la uniformidad se definen la uniformidad diferencial e integral, las cuales se calculan tanto para el campo de visión útil (UFOV) como para el campo de visión central (CFOV).

- La uniformidad integral (UI) se calcula utilizando la siguiente fórmula para ambos campos de visión:

$$UI(\%) = \frac{Max. cuentas - Min. cuentas}{Max. cuentas + Min. cuentas} 100\% \quad (25)$$

Objetivo de la prueba

Medir la variación en la sensibilidad sobre el UFOV de la gammacámara, con y sin colimador, a partir de un flujo uniforme de fotones y usando una ventana de energía centrada en el fotopico [3.5.2, 2.5.3].

Materiales

Uniformidad intrínseca:

- Fuente puntual de Tc-99m (10-20 MBq).
- Montaje o soporte para ubicación de fuente puntual.

Uniformidad extrínseca:

- Maniquí rellenable o fuente plana de radiación (ej. Fuente plana de 57Co).
- Guantes.
- Pinzas.
- Plástico protector.

Prueba	Periodicidad
Uniformidad intrínseca	Aceptación, trimestral.
Uniformidad extrínseca	Diaria para el conjunto de colimadores de baja energía. Todos los colimadores que se utilizan clínicamente deben probarse al menos trimestralmente.

Procedimiento

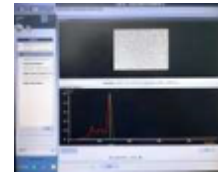
Uniformidad intrínseca:

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico Tecnólogo de MN	1	Preparar la fuente puntual de Tc-99m y verifique su actividad en el activímetro (10-20 MBq). Verificar las condiciones para realización de la prueba (Inexistencia de fuentes radiactivas adicionales o pacientes con material radiactivo).	
Físico médico Tecnólogo de MN	2	Retirar el colimador de cada detector y ubique los detectores en la configuración predeterminada para la realización de la prueba (La cara del detector que se va a verificar debe ubicarse hacia el soporte en el que se ubica la fuente puntual y de tal forma que esté centrada sobre el UFOV del detector y a una distancia al menos cinco veces las dimensiones del UFOV o según la recomendación del fabricante). Iniciar el proceso midiendo el fondo de radiación de la habitación en la que se encuentra la gammacámara y verifique que se encuentra dentro de los límites establecidos por el fabricante del equipo. Así mismo verifique que no se observa ningún patrón en la imagen obtenida que se corresponda con la presencia de fondo radiactivo. Para el caso de la gammacámara NM 630 de GE, los valores de aceptación son los siguientes: Prueba de fondo: Fuente puntual < 2.5 kcts/sec Fuente plana < 0.6 kcts/sec	 
Físico médico Tecnólogo de MN	3	Ubicar la fuente puntual en la posición predeterminada para la realización de la prueba.	

Físico médico
Tecnólogo de MN

4

Iniciar el proceso para que se detecte el fotopico del material utilizado (140 keV para el caso del Tc-99m) y verifique que se encuentra dentro de los rangos aceptables.



Físico médico
Tecnólogo de MN

5

Seleccionar los parámetros para la adquisición de la imagen. En general determine el número de cuentas, el cual debe ajustarse dependiendo de si la imagen va ser usada para una prueba de aceptación, anual o diaria; según se indica en la siguiente tabla:



Tipo de prueba	Cuentas (millones)
Aceptación o anual	30
Diaria	10

Uniformidad extrínseca.

Responsable SEC Acción / Actividad Imagen / Figura

Físico médico
Tecnólogo de MN

1

Preparar el maniquí rellenable con una actividad de entre 200 a 400 MBq.

Para la preparación del maniquí, llénelo con agua y deje una burbuja de aire en su interior que permita inyectar el material radiactivo.

Una vez que se inyecta el material radiactivo dentro del maniquí de uniformidad, déjelo reposar por un tiempo aproximado de una hora para que el mismo se distribuya homogéneamente en todo el interior. Es deseable que el mismo sea agitado en diferentes ocasiones para lograr una muestra completamente uniforme.

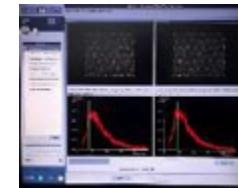
Verificar las condiciones para la realización de la prueba (Inexistencia de fuentes o pacientes).



Físico médico
Tecnólogo de MN

2

Iniciar el proceso midiendo el fondo de radiación de la habitación en la que se encuentra la gammacámara y verifique que se encuentra dentro de los límites establecidos por el fabricante del equipo. Así mismo verifique que no se observa ningún patrón en la imagen obtenida que se corresponda con la presencia de fondo radiactivo.



Físico
médico
Tecnólogo
de MN

3

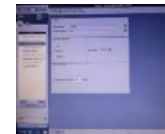
Ubicar los detectores en posición horizontal y colocar el maniquí directamente sobre la superficie del colimador. El maniquí debe cubrir todo el FOV. (Si cuenta con el mecanismo adecuado, puede ubicar el maniquí dejando un espacio de aire con el detector, de tal forma que se pueda realizar la prueba en ambos detectores de manera simultánea)



Físico
médico
Tecnólogo
de MN

4

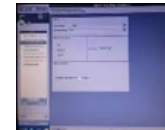
Iniciar el proceso para que se detecte el fotopico del material utilizado (140 keV para el caso del Tc-99m) y verifique que se encuentra dentro de los rangos aceptables.



Físico
médico
Tecnólogo
de MN

5

Seleccionar los parámetros para la adquisición de la imagen. En general determine el número de cuentas, el cual debe ajustarse dependiendo de si la imagen va ser usada para una prueba de aceptación, anual o diaria; según se indica en la siguiente tabla:



Tipo de prueba	Cuentas (millones)
Aceptación o anual	30
Diaria	10

Tolerancia

Tanto para la prueba intrínseca como para la prueba extrínseca, compare los resultados obtenidos con el rango de aceptación del fabricante; en su defecto verifique que la uniformidad integral sobre el UFOV debe ser menor al 1.6%, para 30 millones de cuentas y debe ser menor a 2.7% para 10 millones de cuentas (según recomendaciones de la AAPM).

Análisis de resultados

- Análisis cualitativo

Tanto en las pruebas intrínsecas como en las extrínsecas se debe inspeccionar la imagen en busca de huecos o puntos calientes. La presencia de áreas no uniformes puede ser evidencia de daños en los detectores o

en el colimador, según se trate de la prueba extrínseca o intrínseca, respectivamente.

- Análisis cuantitativo

- Prueba intrínseca: debe obtenerse la uniformidad diferencial y la uniformidad integral en el UFOV y en el CFOV.
- Prueba extrínseca: debe obtenerse la uniformidad integral, sobre el UFOV.

Recomendaciones

1. Al realizar las pruebas de control de calidad para evaluar la uniformidad intrínseca, debido a que se retiran los colimadores de la gammacámara, debe evitarse golpear los detectores o que se presente contaminación de los mismos con material radiactivo.
2. Se debe verificar que no exista material

radiactivo o pacientes en el área en la que se encuentra la gammacámara. Si no se obtienen los valores correspondientes en la prueba de fondo deben realizarse medidas de tasa de dosis o de contaminación superficial para detectar posibles fuentes de radiación.

3. En caso de que no se cuente con una configuración predeterminada para la realización de las pruebas, revise las recomendaciones del fabricante en el manual del usuario y siga las instrucciones del mismo. En general, para cada uno de los detectores se deben realizar los siguientes pasos generales:

- Determine el punto en el que se va a ubicar la fuente puntual, el cual debe estar lo más lejos posible de la posición del detector (>5UFOV), aunque el fabricante puede recomendar valores menores). En cualquier caso, se debe garantizar que se genera un flujo uniforme de radiación sobre la superficie del detector. De no ser así (como en el caso de los sistemas de SIEMENS e.cam y Symbia) se deben emplear correcciones de la distancia fuente-detector, antes de realizar las evaluaciones cualitativas y cuantitativas de los resultados.
- Gire uno de los detectores de tal forma que la cara activa del mismo apunte hacia la fuente y de que el centro del mismo quede unido con una línea imaginaria perpendicular al detector que va desde el centro del mismo y hasta el punto en el que se ubica la fuente.
- Guarde esta posición para usos futuros.

2.5.5. Resolución espacial intrínseca y linealidad

Introducción

La resolución espacial de una gammacámara está relacionada con la habilidad del sistema para determinar con precisión la ubicación original de un rayo gamma en un plano X-Y, con y sin medio de dispersión. Se define empíricamente como la distancia mínima entre dos fuentes puntuales que puede ser detectadas como objetos independientes por el sistema en cuestión. Para cuantificar la resolución espacial, hacemos uso de la función de dispersión lineal, $L(x)$, definida como el perfil de la tasa de conteos medidos en función de la posición por la coordenada X (o coordenada Y), cuando la fuente lineal se ubica de forma paralela al eje Y (o al eje X) en el plano paralelo a la cara del colimador y a una distancia determinada de ella. En lugar de mostrar los perfiles completos, a veces es más conveniente caracterizarlos con medidas simples como lo son el Ancho Completo a Mitad de la Altura **ACMA** (FWHM por sus siglas en inglés) y el Ancho Completo a un Décimo de la Altura **ACDA** (FWTM por sus siglas en inglés) del perfil resultante tal como se muestra en la figura 2.5.8.

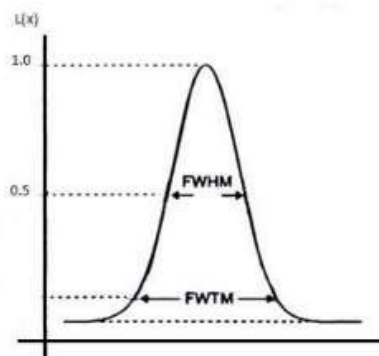


Figura 2.5.8. Ancho Completo a la Mitad de Altura ACMA (FWHM por sus siglas en inglés) y el Ancho Completo a un Décimo de Altura ACDA (FWTM) del perfil resultante. FWHM es la cantidad reportada usualmente como medida de la resolución espacial.

Objetivo de la prueba

Evaluar la resolución y linealidad espacial intrínseca a través de la adquisición y análisis de imágenes con el maniquí de cuadrante de barras, con una fuente puntual de Tc-99m. Si se utilizan otros radionucleidos se deberá realizar la prueba para dichos radiofármacos.

Nota: Realizar la prueba de resolución espacial con otros radionúclidos usados clínicamente en este sistema es opcional

Materiales.



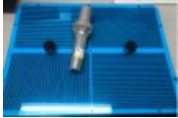

- Una fuente puntual con actividad entre 40–200 MBq (1-5 mCi).
- Maniquí de barras el cual está dividido en 4 partes (Maniquí de cuadrante de barras).
- Guantes del látex.
- Dosímetro Personal

Periodicidad

Puesta en marcha, semanal.

Procedimiento

Procedimiento siguiendo las recomendaciones del TG-177 del AAPM.

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Preparación fuente puntual. Se debe contar con una fuente puntual de Tc99 con actividad entre 40-200 MBq (1-5 mCi). Para la realización de esta prueba debe contar con los medios adecuados de protección radiológica.	
Físico médico	2	Se debe utilizar el maniquí de cuadrantes de barras para esta práctica de resolución espacial.	
Físico médico	3	Manipular la fuente radiactiva con el respectivo blindaje acorde a los requisitos de protección radiológica.	
Físico médico	4	Retirar los colimadores de radiación del detector de la gammacámara.	

Físico
médico

5

Ubicar, el maniquí de cuadrante de barras sobre el cristal con especial cuidado de no dañarlo; para sistemas SPECT de 2 detectores estos se deben colocar en forma de L.



Físico
médico

6

Si el maniquí de barra no se puede colocar directamente en el cristal del detector, se debe dejar, un espacio de hasta 2,5 cm se puede utilizar sin compensación para la ampliación del patrón de barras.



Físico
médico

7

Ubique la fuente puntual (sin el blindaje) a una distancia de al menos 4 veces el UFOV del detector, como se muestra en la imagen.



Físico
médico

8

Adquirir imágenes estáticas con la matriz de imágenes más grande disponible donde el tamaño del píxel debe ser inferior a la mitad del ancho de las barras más pequeñas. Es posible que sea necesario ampliar la imagen (emplear Zoom >1) para lograr esta resolución digital.

Físico
médico

9

Las cuentas que se deben coleccionar deberán ser de al menos 5 millones (cuentas totales) durante el proceso de adquisición, Identifique visualmente el tamaño de barra perceptible más pequeño; para ello inspeccione la imagen adquirida e identifique el cuadrante con las barras más estrechas que el sistema es capaz de resolver o visualizar como fuentes lineales independientes.



a. Resolución espacial basada en inspección

Identifique el tamaño de barras más pequeño perceptible a simple vista. Para ello inspeccione visualmente la imagen e identifique las barras de menor espesor que son resueltas por el equipo. Es necesario que al menos la mitad de la longitud de las barras se puede observar en una porción de un cuadrante para que sea considerado "visible".

b. Análisis de la Resolución espacial basado en el método de Hander

Hander describe un método para calcular el ancho de la altura del perfil FWHM para

una energía en particular a partir de imágenes estáticas adquiridas con el phantom de barras mediante la comparación del promedio y la desviación estándar de conteos en una región dibujada en un cuadrante de imagen (ver figura 2.5.9).

Después de adquirir la imagen estática se deberá dibujar un (ROI) sobre un cuadrante visible con un tamaño de barra que coincida mejor con el FWHM esperado. se debe Centrar el ROI en el cuadrante, haciéndolo lo más grande posible sin incluir los bordes. La herramienta de análisis de ROI debe informar la desviación estándar y promedio

de los valores de píxeles en el ROI. El FWHM se calculará de la siguiente manera:

$$MTF = [2 (\sigma_{ROI}^2 - \mu_{ROI})]^{1/2} / \mu_{ROI} \quad (26)$$

$$FWHM = 1.058w_{ROI} [\ln(1/MTF)]^{1/2} \quad (27)$$

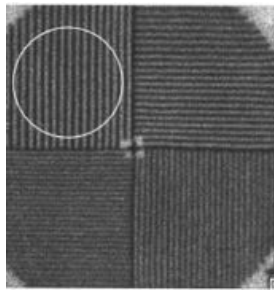




Figura 2.5.9. Imagen típica del fantoma de barra con un ROI demarcado.

Opcionalmente se sugiere emplear el software NMQC, que utiliza este método y se encuentra disponibles con acceso libre en el sitio web del Human Health campus del OIEA

(https://humanhealth.iaea.org/HHW/MedicalPhysics/NuclearMedicine/QualityAssurance/NM_QC-Plugins/index.html)

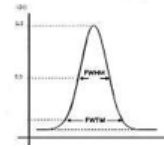
Procedimiento propuesto por el OIEA (Quality control of nuclear medicine instruments. IAEATECDOC 602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991)

Otra opción para la realización de la prueba de resolución espacial intrínseca, empleando el maniquí de cuadrante de barras, se describe a continuación:

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Retirar el colimador del cabezal que tiene la gammacámara; si se cuenta con un equipo de doble cabezal se deberá repetir el proceso para cada detector. Posteriormente, se procede a colocar el maniquí sobre el cristal. Se debe tener especial cuidado al ubicarse ya que el cristal se puede dañar si no se manipula de manera adecuada.	
Físico médico	2	Para sistemas de 2 detectores, estos se colocan en posición L y se inicia el proceso de adquisición de las imágenes con una programación mínimo de 6000 Kcts, se adquiere la imagen y posteriormente se rota el maniquí 90° hasta completar 4 imágenes para analizar.	
Físico médico	3	Posteriormente se invierte el maniquí y se coloca su otra superficie, sobre el detector. Se repiten las acciones descritas en la etapa 2 de este procedimiento. De esta forma se garantiza la adquisición de imágenes de todos los cuadrantes del detector con todas los anchos de barras disponibles en el maniquí, orientadas paralelas a los 2 ejes X y Y. En total se adquieren 8 imágenes por cada detector evaluado.	

Físico médico	4	Se deberá determinar el tamaño mínimo de las barras que se ven separadas en las direcciones Y y X esto con el fin de calcular el ancho de la mitad de la altura (FWHM) por medio de la siguiente ecuación:
------------------	---	--

$$FWHM = 1,75 * B$$



Físico médico	5	FWHM es el ancho a mitad de altura, 1,75 es una constante y B es la mínima separación entre barras de resueltas por el sistema, para el eje X y para el eje Y, a partir de las 8 imágenes colectadas. Se sugiere estimar y reportar también el valor promedio entre la resolución estimada para ambos ejes X y Y.
------------------	---	---

Físico médico	6	Evalúe cualitativamente la linealidad espacial del sistema a través de un análisis visual detallado de los patrones obtenidos en cada cuadrante en que el sistema resuelve las fuentes lineales. Las barras deben visualizarse rectas, sin ondulaciones ni distorsiones que difieran de su geometría original.
------------------	---	--

Tolerancia

Durante las pruebas de aceptación, los valores de resolución espacial intrínseca no deben ser superiores a un 20% del peor resultado reportado por el fabricante. En caso contrario se deben realizar acciones correctivas inmediatas para resolver las causas de esa diferencia. Durante las pruebas de rutinas los resultados obtenidos de resolución espacial extrínseca no deben diferir en más de un 10% con relación a los valores de referencia; si la FWHM empeora significativamente dentro del UFOV se deben emprender acciones correctivas.

Análisis de resultados

El análisis de los resultados incluye la evaluación cuantitativa de la FWHM en ambos ejes X y Y y su comparación con los valores reportados por el fabricante (durante las pruebas de aceptación), así como su verificación periódica contra los valores de referencia (durante su empleo rutinario).

La evaluación de la linealidad se realiza visualmente; las imágenes obtenidas del fantoma de barras deben ser rectas sin distorsiones de patrones. La distorsión en las barras alrededor del maniquí, pueden indicar pérdida del equilibrio del tubo. Los resultados se pueden informar como: no linealidad observable, sólo perceptible y puede ser menor de 1 mm, o significativa y puede ser mayor de 1mm, o por medio del cálculo del error porcentual.

Recomendaciones

Tenga cuidado durante el posicionamiento del maniquí sobre el cristal pues este último es considerablemente frágil. Sitúe la fuente a una altura en la que el flujo de fotones irradie de forma uniforme la superficie del detector y que no cause saturación del detector. Realice la prueba con una periodicidad semanal pues el análisis de esta prueba permite que las imágenes adquiridas en los estudios resulten en falsos positivos o falso negativos. Comuníquese-

se con los ingenieros de servicio técnico si observa que los resultados de la prueba no son óptimos y evalúe el funcionamiento de los tubos.

2.5.6. Resolución espacial del sistema y tamaño de pixel

Introducción

La resolución espacial extrínseca o del sistema de las cámaras gamma y sistemas SPECT está determinada por la resolución intrínseca del detector y por la resolución del colimador. Este parámetro cumple que:

$$R_s^2 = R_i^2 + R_c^2 \quad (29)$$

En donde R_s es la resolución espacial del sistema R_i es la resolución espacial intrínseca de detector y R_c es la resolución del colimador.

El valor de la resolución espacial determina la dimensión de las lesiones visibles en los estudios gammagráficos de medicina nuclear. Se define como la mínima distancia a la que se pueden acercar 2 fuentes puntuales y el equipo las visualiza como fuentes independientes. Para su evaluación se mide y se reporta a 10 cm de distancia fuente-detector y opcionalmente sobre la superficie del mismo. Para los sistemas multi-detectores, se debe evaluar para cada uno de los detectores.

Por su parte, el tamaño del píxel es un parámetro de gran valor para exámenes clínicos que emplean magnitudes de distancia o volúmenes como los estudios de cardiología nuclear (ej. cálculo de volúmenes sistólicos diastólicos, engrosamiento de paredes, etc) y en los estudios dosimétricos paciente-específico a nivel de voxel, donde se emplean factores "S" cuyo valor tiene una gran dependencia de las dimensiones del voxel.

Objetivo de la prueba

Esta prueba permite medir el valor exacto de la resolución espacial del sistema detector-colimador, así como el tamaño del pixel.

Materiales

- Maniquí de resolución espacial de 4 fuentes lineales (ver figura 2.5.10). Este maniquí se compone de 4 capilares, con solución de Tc-99m, cuyos diámetros interiores deben ser igual o menor a 1mm.
- La solución de Tc-99m debe tener una concentración apropiada para que la actividad de cada fuente lineal se encuentre entre 37-74 MBq (1-2 mCi).

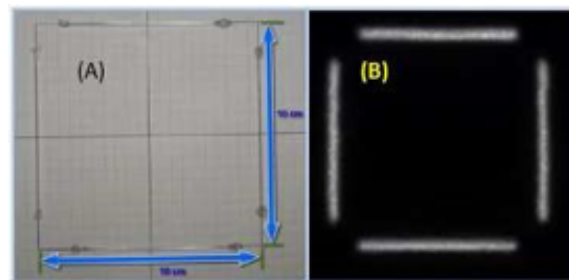



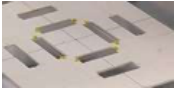
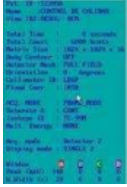
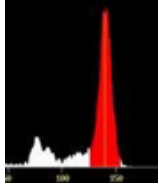

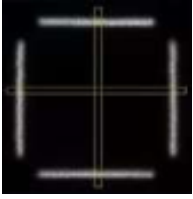
Figura 2.5.10. Maniquí para evaluar la resolución espacial del sistema, compuesto por 4 fuentes lineales a una distancia de 10 cm entre las fuentes paralelas.

- Elementos de protección radiológica (Dosímetro, guantes, batas de mangas largas, etc)

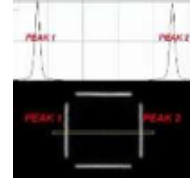
Periodicidad

Esta prueba se debe realizar como parte de la aceptación de los sistemas SPECT.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Instalar el colimador apropiado para el radionúclido con el que va a realizar la prueba. Gira su superficie hacia arriba.	
Físico médico	2	Colocar el maniquí de resolución espacial del sistema, de 4 fuentes lineales en la superficie del colimador. Centre el maniquí en el UFOV y alinee cuidadosamente con las fuentes paralelas a los ejes X e Y.	
Físico médico	3	Seleccionar una matriz con resolución digital de 1024 x 1024, una matriz de 512 x 512 con un zoom de 1,5, o una Matriz de 256 x 256 con un zoom de 2 o superior para garantizar que el tamaño del píxel es inferior a 1/5 de la FWHM esperada.	
Físico médico	4	Centrar la posición de fofotico y adquiera una imagen digital con un nivel preestablecido de cuentas de 6×10^6 . Almacene la imagen para su posterior procesamiento.	
Físico médico	5	Posicionar el maniquí a 10 cm de distancia del detector y repita los pasos del 2 al 4	
Físico médico	6	Repetir los pasos 1-5 para los demás colimadores disponibles en el servicio (ej. LEHR, LEGP, LESHR).	
Físico médico	7	Para el procesamiento de los datos, emplee un sistema de procesamiento de imágenes para construir perfiles de cuentas vs posición con ancho de 8 píxeles o superior, en las direcciones perpendiculares a las fuentes lineales y en ambos ejes X y Y.	

Físico médico 8 Determinar la FWHMp para cada uno de los 2 picos de los perfiles por X y Y, expresados en número de píxeles (para ello puede emplear las herramientas de ajuste las curvas, por ejemplo ajuste a una función gaussiana)



Físico médico 9 Determinar la posición del máximo de los picos (empleando, por ejemplo, ajustes a una gaussiana que proporcione la posición de los picos) y calcule la distancia entre los picos (S) en número de píxeles.

Físico médico 10 Conocer la distancia exacta (en mm) que existe entre las fuentes lineales en los maniqués (Dm), determine el tamaño del pixel (Tp) para cada eje X y Y como:

$$Tp = Dm / S$$

Físico médico 11 Calcular la FWHM, (expresados en mm) de cada pico en ambas direcciones X y Y sistema como:

$$FWHM(mm) = FWHMp * Tp$$

Físico médico 12 Promediar los valores de FWHM obtenidos para los dos picos de cada eje X y Y.

Físico médico 13 Repetir los pasos anteriores de forma similar para estimar la FWTM en X y Y.

Físico médico 14 Repita los pasos 5-11 para cada colimador evaluado..

Tolerancia

Durante las pruebas de aceptación, los valores de resolución espacial del sistema deben tener una diferencia menor al 10% en relación al peor valor reportado por el fabricante para cada colimador evaluado. En caso contrario el colimador debe ser sustituido.

Análisis de resultados

Esta prueba está recomendada como par-

te de la aceptación de los colimadores de los sistemas SPECT.

Durante la adquisición de las imágenes se debe garantizar que no exista inclinación en la posición del maniquí con respecto a los ejes X y Y. De lo contrario, en el procesamiento de los datos, al construir los perfiles se podrían obtener curvas de ancho no correspondiente con la respuesta del detector, afectando los resultados de la prueba. Esta prueba se debe realizar para

colimadores de media y alta energía para distancias detector-fuente de 10cms. De esta forma se evitan artefactos en las imágenes o resultados inesperados debido a dimensiones de los huecos cuando se realiza la prueba colocando el maniquí sobre la superficie de estos colimadores.

Recomendaciones

En caso de que no se disponga de un maniquí prediseñado para esta prueba, se sugiere su preparación empleando papel milimetrado o una regla graduada para la preparación de su plantilla, así como goma de pegar o pasta silicona para la preparación (sellado) de las fuentes lineales y para fijar estas en la base del maniquí.

Para la colocación del maniquí sobre el detector, coloque algún plástico o nylon protector para evitar contaminaciones de la superficie del colimador.

2.5.7. Sensibilidad planar extrínseca

Introducción

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.

Objetivo de la prueba

Evaluar la sensibilidad del equipo para determinar el número de cuentas que es capaz de detectar al ser expuesto a la fuente con una actividad conocida.



Materiales

- Guantes de látex.
- Plástico impermeable para cubrir el detector durante la prueba.
- Fuente radiactiva de Tc-99m con una actividad de 40 MBq.
- 25 mL de solución salina.
- Placa Petri de 10 cm de diámetro.
- Bloque de polietileno expandido (Icopor) de 10cm x 10cmx10cm.
- Activímetro. - Colimador de baja energía.
- Pick porta jeringa.
- Nivel digital o de burbuja.

Periodicidad

Durante la aceptación del equipo, de manera semestral y tras cambios que puedan afectar la misma en el equipo.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Diluir la actividad de Tc-99m en 25 mL de solución salina y deposite en la caja Petri cuidando de no hacer derrames, la actividad restante en la jeringa debe ser medida y sustraída de la actividad en la caja Petri.	
Físico médico	2	Registrar la hora	

Físico médico	3	<p>Seleccionar y colocar en el detector el colimador que se está evaluando.</p> <p>Colocar el plástico protegiendo el detector de potencial contaminación.</p>	
Físico médico	4	<p>Verificar la nivelación del colimador de baja energía.</p>	
Físico médico	5	<p>Colocar la caja Petri sobre el plástico protector, encima del colimador del cabezal centrándose en el mismo.</p>	
Físico médico	6	<p>Seleccionar los parámetros de adquisición de una imagen estática. El tamaño de la matriz puede ser 64x64 o 128x128 (este no es un parámetro crítico).</p> <p>Colectar una imagen planar, registrando la hora de adquisición. El tiempo de adquisición debe ser mínimo de 100 segundos.</p>	
Físico médico	7	<p>Realizar una adquisición del fondo de radiación sin ninguna fuente radiactiva. El tiempo de adquisición debe ser mínimo de 100 segundos.</p>	
Físico médico	8	<p>Colocar una base sobre el colimador (siempre con el plástico protector) que garantice una altura de 10cm, céntralo. (Como se observa en la siguiente imagen).</p> <p>Posicionar la caja Petri sobre la base para evaluar la sensibilidad a 10cms de la superficie del colimador.</p>	
Físico médico	9	<p>Realizar una adquisición y registre la hora de realización.</p> <p>Para el procesamiento de los datos, reste la adquisición del fondo y tenga en cuenta el decaimiento de la fuente radiactiva.</p>	
Físico médico	10	<p>Repetir los pasos anteriores para el siguiente colimador. Guarde las imágenes para el análisis posterior por el físico médico.</p>	

Tolerancia

- El valor obtenido para cada colimador debe ser superior al 80% del valor dado por el fabricante.
- La encia entre la medida en contacto debe ser menor del 2%, en equipos con más de un cabezal la diferencia relativa debe ser inferior al 5%.

Análisis de resultados

- Corrija las cuentas totales con las cuentas por la radiación de fondo.
- Realice la corrección de decaimiento de la actividad de la fuente.
- Calcule la sensibilidad planar extrínseca la cual se obtiene de las cuentas totales (Cuentas medidas - cuentas del fondo) sobre el tiempo de adquisición dividido entre la actividad corregida por decaimiento.
- Compare los valores obtenidos con los reportados por el fabricante, la determinación en la exactitud de la actividad debe ser menor del 5% es suficiente para comparar con los valores de sensibilidad reportados por el fabricante.

Recomendaciones

La determinación en la exactitud de la actividad debe ser menor del 5% es suficiente para comparar con los valores de sensibilidad reportados por el fabricante.

2.5.8. Resolución energética

Introducción

Esta prueba mide la resolución energética de los detectores del sistema SPECT-CT evaluando el FWHM de un pico de energía expresado como un porcentaje de su valor.

Se puede emplear el Tc-99m para la medición de la resolución energética para la energía gamma de 140 keV y también pueden emplearse otros radionucleidos.

En las pruebas de aceptación se mide keV/canal, por lo cual deben adquirirse los espectros de energía de los radionucleidos más predominantes de la práctica del servicio y el espectro del isótopo con el que se hacen los controles (Co-57 o Tc-99m).

Objetivo de la prueba

La prueba de resolución energética asegura que se ha determinado la escala de energía adecuada por canal en el sistema de detectores. Adicional permite verificar que todo el panel de detectores se encuentra correctamente sintonizado para detectar las energías de las partículas gamma más utilizadas en la práctica del servicio de medicina nuclear.

Materiales


- Guantes.
- Plástico impermeable para cubrir el detector durante la prueba.
- Fuente radiactiva recomendada por el fabricante, generalmente Tc-99m o Co-57 en forma de fuente puntual (por lo general suelen emplearse fuentes con actividad de 9,25 MBq en un volumen pequeño 0,1 ml).
- Activímetro.
- Pick porta jeringa.
- Pinzas.

Periodicidad

Aceptación y evaluación anual como prueba de rutina.

Procedimiento

Espectro almacenado (el método , más recomendado para las pruebas de aceptación)

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Consultar el manual del fabricante para obtener instrucciones sobre cómo adquirir y almacenar un espectro de energía.	
Físico médico	2	Realizar la adquisición con el keV/canal disponible y recomendado según fabricante.	
Físico médico	3	El canal del pico energético debe tener un mínimo de 10,000 cuentas.	
Físico médico	4	El fabricante puede tener un software especial para realizar esta adquisición y determinar la FWHM del pico espectral. La AAPM TG-177 recomienda el uso del software entregado por el fabricante.	
Físico médico	5	Para la prueba anual solo se requiere un espectro de Tc-99m. Estime el FWHM, así como la posición exacta del pico de Tc-99m y calcule el valor de resolución energética acorde a la ecuación que se describe en la celda de la derecha.	$R_{Energ.} = 100 \frac{FWHM(keV)}{E_{prin}(KeV)}$

Adquisición manual del espectro (puede usarse para pruebas de aceptación)

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	6	En caso de no disponer de un procedimiento de análisis del espectro energético automático, suministrado por el fabricante, realice una serie de mediciones de los recuentos en una ventana de energía estrecha del 2%.	
Físico médico	7	Cambie el centro de esta ventana de energía a lo largo del rango de energías que abarcan el fotopico del radionúclido y registre los recuentos durante un tiempo fijo.	
Físico médico	8	El tiempo fijo deberá ser suficiente para acumular al menos 10.000 recuentos en el pico del espectro.	
Físico médico	9	Mida el FWHM del pico ubicado para la energía de 140 keV (cuando emplee Tc-99m). Realice el cálculo de la resolución energética acorde a la ecuación descrita en el paso 5.	

Tolerancia

De acuerdo a recomendaciones del fabricante.

En general, el FWHM de una cámara Anger de cristal de NaI (TI) para Tc-99m está en el rango de 9 al 10%.

Si el valor encontrado es superior al 11%, consulte al servicio técnico para evaluación y reparación del equipo.

Análisis de resultados

Mida la resolución de energía (FWHM) para Tc-99m y compárela con resultados anteriores. Un aumento en el pico de energía FWHM (es decir, una pérdida de resolución de energía) puede conducir a un aumento en la contribución de la dispersión y, por lo tanto, a una pérdida de contraste de imagen, una pérdida de resolución espacial y una disminución de la sensibilidad del sistema.

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.

$$R_{Energ.} = 100 \frac{FWHM(keV)}{E_{prin}(KeV)} \quad (30)$$

Recomendaciones

Las pérdidas de resolución de energía pueden ser consecuencia de un cristal envejecido o de un detector sintonizado incorrectamente.

Para esta prueba se recomienda ampliamente utilizar los protocolos indicados por el fabricante.

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 y en muchos de los modelos no es posible obtener la resolución en energía entrando en el sistema como usuario, siendo solo posible hacerlo desde modo servicio.

Otras recomendaciones generales para la realización de esta prueba son: 1) El espectro de energía se mide intrínsecamente utilizando una fuente puntual similar a la preparada para obtener imágenes de uniformidad intrínseca, 2) Cada detector se mide por separado y 3) La adquisición intrínseca de los datos asegura que todos los PMT se irradian uniformemente.

2.5.9. Rendimiento de la tasa de conteo intrínseco

Introducción

Las gammacámara son instrumentos de conteo de desintegraciones radiactivas que se usan para obtener imágenes médicas de radionúclidos. Como en todos los sistemas de conteo de radiación, las gammacámaras exhiben un tiempo característico, τ , que está relacionado con el tiempo requerido para procesar los eventos individuales detectados. Después de la detección de un evento, se requiere una cantidad discreta de tiempo antes de que se pueda resolver un segundo evento. Cuando se producen dos eventos dentro de este intervalo de tiempo, se produce una superposición de los pulsos generados por los detectores. En el caso de las gammacámaras y otros detectores de centelleo, esta superposición suele dar lugar a dos efectos: acumulación de pulsos y desplazamiento de la línea de base. En la práctica, se producen pérdidas

por tiempo muerto en todos los componentes de procesamiento de señales de un sistema de conteo. Sin embargo, los sistemas de conteo se tratan generalmente como una sola unidad al evaluar el tiempo muerto.

Objetivo de la prueba

Esta prueba mide la pérdida de conteo debido al tiempo muerto a altas tasas de conteo. La tasa de conteo se traza en función de la actividad de la fuente. Registra la máxima tasa de conteo observada y la tasa de conteo a la que se identifican el 20% de pérdidas de conteo. En los sistemas de detectores múltiples, la característica de la tasa de recuento debe medirse para cada detector.

Materiales

- Fuente radiactiva de Tc-99m. La actividad inicial debe ser aproximadamente de 80 MBq (2 mCi).
- Guantes
- Pinzas
- plásticos protectores y papel absorbente para posibles contaminaciones

Periodicidad

Pruebas de aceptación: mida la tasa máxima de conteo de pico.

Prueba anual: mida la máxima tasa de conteo pico. Opcionalmente, usando el método de dos fuentes mida el valor del tiempo muerto paralizante.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Retire el colimador del cabezal del detector. Gire la cabeza a la cara verticalmente hacia abajo.	
Físico médico	2	Coloque la máscara de plomo en el centro de la carcasa del cristal.	
Físico médico	3	Coloque la fuente en el eje central del detector a una distancia de aproximadamente 1,5 m de su cara. El cono colimado de radiación debe extenderse completamente a través de la dimensión más pequeña del UFOV y deben tomarse cuidados para minimizar la dispersión.	
Físico médico	4	Centre la ventana del AAP (analizador de altura de pulsos o ventana de energía) sugerida por el fabricante (ej. 15 o 20%) en el fotopico, utilizando una tasa de recuento baja. No ajuste manualmente la ventana del AAP durante la prueba. Si es posible, coloque la cámara en un modo "normal" de conteo (no es un modo de alta tasa de conteo).	

Físico médico 5 Elimine la fuente.
Cuente el fondo durante un tiempo predeterminado de 10 min.
Registre la tasa de recuento de fondo, (Bg).
Reemplace la fuente.

Físico médico 6 Configure el tiempo de adquisición de datos inicial en 10 s.
Para cada adquisición, registrar la hora de inicio (t_i) y el tiempo transcurrido (t_{ei}), donde (i) es el número de datos.
Mide el tiempo relativo al inicio de cada adquisición hasta el momento de la medición del primer punto de datos.

Recoge al menos 100.000 recuentos para cada punto de datos (C_i). Los datos deben adquirirse para 10 s o 100.000 cuentas, lo que requiere más tiempo.

Continúe adquiriendo puntos de datos. Cada medición debe realizarse cuando la tasa de conteo observado (OCR) cae en 10000 cuentas/s por debajo de la medición previa. Se debe adquirir el último (n -ésimo) punto de datos cuando la OCR cae por debajo de 4000 cuentas/s.

Tolerancia

En la prueba de aceptación, un valor de R-20% que sea un 10% por encima o debajo del valor del peor caso del fabricante, requeriría que se iniciaran acciones correctivas a través del fabricante.

En las pruebas de rutina, un cambio en el valor de R-20% en más de $\pm 20\%$ a partir del valor de referencia requeriría una acción de seguimiento.

Análisis de resultados

Determine el OCR_i , para cada punto de datos por medio de la siguiente fórmula:

$$ICR_i = OCR_i \cdot \exp\left(\left(\frac{t_n - t_i}{21672}\right) \cdot 0,693\right) \quad (32)$$

Donde todas las medidas están en segundos, o fracciones de segundos y 21672 es el tiempo de vida media de Tc99m en segundos.

Determine la tasa de recuento de entrada

(ICR_i) para cada punto de datos mediante la siguiente fórmula:

$$SF_{medida} < 1.05 \cdot SF_{esperada} \quad (33)$$

En la prueba de aceptación, el gráfico de OCR contra ICR debe ser en comparación con las especificaciones del peor caso del fabricante. Los valores de R-20% en los modos de tasa de recuento alta y baja debe compararse de manera similar con los valores del peor caso del fabricante. El valor de la tasa de recuento máxima debe ser tratado de manera similar. El efecto de varios cabezales detectores puede reducir la cuenta de la respuesta de frecuencia y debe investigarse particularmente.

En las pruebas de rutina, los valores de R-20% y la tasa de recuento máxima debe compararse con los valores de referencia.

Recomendaciones

Esta prueba está destinada a realizarse

como prueba de aceptación y referencia y a intervalos semestrales. Muchas cámaras más nuevas cambian automáticamente a un modo de alta tasa de conteo sin interacción del operador.

Registre si los resultados confirman o no un rendimiento aceptable. Si no, indique la acción de seguimiento tomada.

Alternativa 2. Prueba de la tasa máxima de cuentas



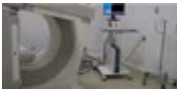
Objetivo

Estimar la Tasa Máxima de cuentas de cada detector de un sistema SPECT.

Materiales

- Fuente puntual radiactiva con actividad entre 100 y 500 uCi de Tc-99m - Máscara de plomo para definición de UFOV.
- Aditamento desplazable para acercamiento continuo de la fuente puntual radiactiva al detector.

Procedimiento

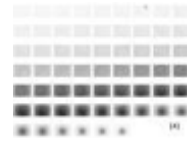
Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Retire el colimador. Posicione y centre la máscara de plomo que define el UFOV sobre la la superficie del cristal	
Físico médico	2	Oriente el detector en posición vertical (con la superficie del cristal perpendicular al piso) y de frente al aditamento móvil para trasladar la fuente.	
Físico médico	3	Coloque la fuente radiactiva en el aditamento móvil a una distancia mayor de 2 metros, para garantizar un bajo flujo de fotones sobre la superficie del cristal, al inicio de la prebal.	
Físico médico	4	Comience la adquisición de un estudio dinámico con base de tiempo de 1 segundo. Traslade lentamente la fuente puntual en su aditamento móvil, acercandola al detector.	

Físico
médico

5

Acerque continuamente la fuente puntual al detector hasta la distancia mínima posible, asegurando que esté alejada de objetos que puedan provocar dispersión.

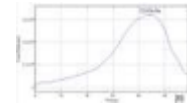
Cuando termine el movimiento de traslación de la fuente hasta la distancia mínima, detenga la adquisición del estudio dinámico y salvelo.



Físico
médico

6

A partir de las imágenes colectadas construya una curva de tasa de cuentas vs tiempo y analice los resultados.



Físico
médico

7

Para sistemas SPECT de más de 1 detector, repita los pasos 1 al 6 en todos los detectores del equipo.

Retire la fuente puntual y el aditamento de la sala del equipo SPECT e instale los colimadores.

Tolerancia

En las pruebas de aceptación una Tasa Máxima de Cuentas con un 10% menor al peor valor reportado por el fabricante requiere acciones correctivas, mientras que para las pruebas de rutina valores inferiores a un 20% de los valores de referencia requieren de acciones correctivas.

Análisis de los resultados

A partir de la curva de tasa de cuentas vs tiempo, identifique y reporte su máximo valor, para cada detector del sistema. Registre los resultados obtenidos.

Recomendaciones

Seleccione una distancia de inicio de la traslación de la fuente puntual que garantice que no existe saturación en la tasa de cuentas y desplace la fuente lentamente y

alejado de la misma para evitar dispersión en el cuerpo del operador.

2.5.10. Resolución espacial tomográfica

Introducción

La resolución espacial tomográfica se mide obteniendo imágenes de una fuente lineal en el aire en un radio de rotación (ROR) fijo con el colimador que se usa con más frecuencia. También es posible realizar esta prueba usando una fuente puntual (Se incluye una sección para explicar este procedimiento).

Para un sistema SPECT correctamente calibrado, la resolución espacial tomográfica reconstruida debe coincidir estrechamente con la resolución espacial plana para fuentes obtenidas a la misma distancia del colimador que el ROR. Puede ser degradada por inexactitud en la cali-

bración del detector de la gammacámara para el centro de rotación electrónico, el registro de múltiples cabezales, la inclinación axial de los cabezales y por los parámetros de reconstrucción de los cortes tomográficos.

Las inexactitudes pueden identificarse examinando cuidadosamente las ubicaciones de la línea SPECT o fuentes puntuales en las imágenes de proyección obtenidas durante la adquisición SPECT de una fuente lineal. En un sistema SPECT de detectores múltiples, es posible que una pérdida de resolución espacial tomográfica esté asociada con solo uno de los detectores.

Pueden ser necesarias adquisiciones de SPECT adicionales, de modo que se obtenga una rotación de adquisición completa de 360 grados de forma independiente para cada detector.

Objetivo de la prueba

Medir la resolución tomográfica del sistema para asegurar que el proceso de reconstrucción no es degradado por la adquisición o por el procesamiento de los datos en modo SPECT. 8.1. Procedimiento con fuente lineal sin dispersión TG 177 AAPM [1]

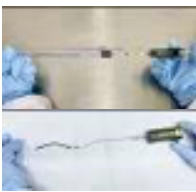

Materiales

- Fuente lineal de Tc-99m con concentración de 40 MBq/ml con longitud mayor a 20 cm y diámetro interno menor a 2 mm. Como alternativa se puede utilizar una fuente puntual de Tc-99m de aproximadamente 1mCi.
- Guantes.
- Pinzas.
- Plásticos protectores y papel absorbente para posibles contaminaciones.

Periodicidad

Aceptación y anual.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	<p>Para preparar la fuente radiactiva lineal podrá emplear los capilares comerciales (20 cm de largo) o extensiones de anestesia pediátricas que tienen diámetros internos menores a 2 mm (40-60 cm de largo). Recuerde siempre llenar el capilar con agua para estimar el volumen y posteriormente cargar el material radiactivo.</p> <p>Tenga precaución en no dejar burbujas de aire al preparar esta fuente radiactiva, así como emplear los elementos de protección personal para disminuir la exposición a las radiaciones y la posibilidad de contaminación radiactiva.</p>	
Físico médico	2	<p>Posicionar la fuente lineal de forma que no interfiera con la camilla de la máquina y sobre los detectores de la gammacámara.</p>	

Físico médico	3	Ajustar la posición de la fuente para que se ubique paralela y lo más cerca posible al eje de rotación. En este punto puede utilizar una barra rígida como soporte para guiar la fuente y deberá tener un soporte en el otro extremo de los detectores para mantener la ubicación. Una vez ajustada y bien soportada la fuente lineal, retire la barra guía, utilice el nivel para asegurar la correcta posición.	
Físico médico	4	Ubicar los detectores con un radio de rotación de 20cm, o con el valor más pequeño posible.	
Físico médico	5	<ul style="list-style-type: none"> - Adquirir imágenes usando el modo step and shoot. - Adquiera al menos 60 imágenes sobre un arco de 360 grados (Si el sistema tiene n detectores, el arco y el número de paradas deben ser divididos por n). - Configure la matriz de adquisición y el zoom de adquisición para proporcionar un ancho de píxel de al menos 5 píxeles que abarquen el FWHM esperado. En muchas cámaras, esto se logra seleccionando una matriz de adquisición de 128X128 con un zoom de 2. Establezca el tiempo de adquisición por parada para obtener al menos 2.000 – 3.000 cuentas en la primera imagen. 	
Físico médico	6	Para todos los conjuntos de datos, reconstruya los datos de SPECT en todo el volumen ocupado por la fuente de línea. Reconstruya las imágenes con retroproyección filtrada (FBP) y filtro de rampa. En caso de que no pueda emplear FBP, utilice reconstrucción iterativa con todas las opciones de mejora de la resolución deshabilitadas.	
Físico médico	7	Sin mover la fuente lineal, adquiera una imagen plana con el detector ajustado a una distancia igual al radio de rotación que se utilizó durante la adquisición de SPECT. Devuelva los detectores y el gantry al ángulo inicial de la adquisición SPECT y utilice la misma matriz y factor de aumento. Adquiera al menos 100.000 recuentos por imagen.	

Tolerancia

La resolución espacial reconstruida con SPECT no debe exceder la resolución plana en un 10%.

Si la fuente lineal se coloca en el eje de rotación, el sinograma debe verse como una línea recta y los desplazamientos en el linograma deben ser menores que las especificaciones del fabricante.

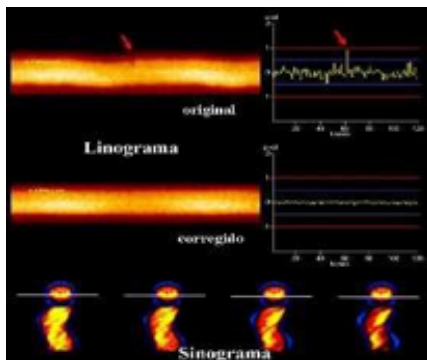


Figura 2.5.11. La imagen muestra la diferencia entre linograma y sinograma. En la parte superior de la imagen el linograma permite ver los desplazamientos (línea amarilla del gráfico cartesiano). Tomado de: http://www.alasbimnjournal.net/aliasbimn/index.php?option=com_content&task=view&id=1053&Itemid=272

Análisis de resultados

1. Análisis para resolución espacial tomográfica:

- a.** Para imágenes transaxiales reconstruidas:
- Analice las imágenes de la fuente lineal en tres cortes axiales (visualizada en estos cortes como la distribución de una fuente puntual), uno en el centro de la fuente lineal y los otros dos aproximadamente a 1 cm de cada extremo de la fuente lineal.
 - Dibuje perfiles de densidad de conteos centrados sobre las imágenes de puntos en la dirección X de 3 a 5 píxeles de grosor para obtener los PSF (Point Spread Function - función de dispersión puntual: definida como el FWHM del perfil de la imagen correspondiente a una fuente puntual). Las direcciones X e Y no son necesarias cuando la fuente lineal está en el eje de rotación.
 - Mida y registre la FWHM en mm (anchura

a media altura que presenta un determinado pico) para todas las PSF obtenidas en los cortes axiales. Puede ser necesario interpolar entre puntos de datos en el PSF para identificar las posiciones máximas y media máxima.

b. Para la imagen plana de la fuente lineal de cada detector:

- Mida y registre el FWHM en mm de la LSF (Line spread function - Función de dispersión lineal: definida como el FWHM del perfil de la imagen correspondiente a una fuente lineal) obtenido en las tres ubicaciones de corte correspondientes de la fuente lineal, en la imagen plana.

- Calcule y registre el FWHM promedio. Luego calcule el FWHM promedio de todos los detectores.

c. Para cada conjunto de datos reconstruido, compare las medidas de resolución espacial:

- Compare el promedio de la resolución espacial tomográfica con la resolución espacial plana promedio de todos los detectores.

- Identificar los casos en los que la resolución espacial reconstruida con SPECT excede de la resolución plana en un 10%.

2. Análisis para registro de múltiples cabezales (MHR), centro de rotación (COR) y errores de inclinación del cabezal

Si la fuente lineal se coloca en el eje de rotación, el sinograma debe verse como una línea recta. Tome nota de una curva distorsionada o cualquier espacio, ruptura o discontinuidad de la imagen del sinograma. Una curva distorsionada puede resultar del

hundimiento de un detector durante la rotación. En los sistemas de detectores múltiples, se puede observar un espacio o discontinuidad en la transición de un detector al siguiente en el sinograma. Determine la magnitud de tal ruptura o discontinuidad, que esté a una distancia dentro de medio píxel.

Revise el sinograma y linograma de las imágenes de proyección de fuente lineal para todos los conjuntos de datos de SPECT.

El linograma muestra la posición de la fuente lineal proyectada axialmente (en la dirección Y) a medida que gira la cámara. Cualquier desplazamiento debe ser menor que la especificación del fabricante. Si hay una inclinación del cabezal del detector (es decir, el detector no está paralelo al eje de rotación (AOR), el desplazamiento se muestra como una curva sinusoidal en el linograma. En los sistemas de detectores múltiples, se puede observar un espacio o discontinuidad en la transición de un detector al siguiente en el linograma. Determine la magnitud de la ruptura o disconti-

nuidad, que esté a una distancia dentro de medio píxel.

Recomendaciones.

Debe asegurarse que la fuente lineal se ubica sobre el eje de rotación para que se pueda realizar un correcto análisis de la imágenes. Igualmente se debe garantizar que la evaluación de la resolución tomográfica versus la resolución planar se realice para un radio de rotación en el SPECT igual a la distancia fuente-detector en la imagen planar.

Procedimiento con fuente puntual IAEA HHS No.6 [5]



Materiales:



Fuente puntual de Tc-99m con una actividad de aproximadamente 1 mCi.

Periodicidad.

Aceptación y anual.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Preparar una fuente puntual y ubicarla en un soporte que permita que la fuente quede suspendida en el aire. La fuente debe ser ubicada a un centímetro del centro de rotación y cerca del centro del campo de visión. En caso de no contar con un dispositivo que permita la ubicación de la fuente puntual, la misma puede adherirse a una regla o un dispositivo similar.	
Físico médico	2	Ajustar la posición de los detectores para que el radio de rotación sea aproximadamente 15 cm. En caso de que los detectores no puedan ubicarse a esa distancia configurarlos de tal forma que el radio de rotación sea lo más pequeño posible.	

Físico médico	3	<p>Seleccione el tamaño de matriz y el número de ángulos usados más comúnmente en la práctica clínica y adquiera al menos 10000 cuentas por vista.</p> <p>El tamaño de la matriz es normalmente de 128x128 y el número de ángulos es de 60.</p>	
Físico médico	4	Reconstruir los datos con retroproyección filtrada usando un filtro de rampa.	
Físico médico	5	Adquirir una imagen planar usando los mismos parámetros de adquisición que usó para la imagen tomográfica.	
Físico médico	6	Ubicar la fuente puntual a ocho centímetros del eje de rotación y repetir los pasos 2-5.	
Físico médico	6	Ubicar la fuente puntual sobre el eje de rotación, pero cerca al borde del campo (cerca del Y max y Y min) de visión y repita todos los pasos anteriores.	

Tolerancia

La diferencia entre la resolución plana y la tomográfica no debe ser superior a 2 mm o al 10% de la resolución plana (lo que sea menor).

Análisis de datos

1. Tome la imagen reconstruida, genere un perfil de la fuente puntual y determine el FWHM del perfil tanto en la dirección horizontal como en la dirección vertical. Para esto, usando un software adecuado, escoja una región de interés que abarque toda la imagen puntual y ajuste una gaussiana al perfil. Hecho esto determine el FWHM. Para adquirir el perfil en la dirección vertical, rote la imagen puntual y siga los mismos pasos.

2. En la imagen planar determine el FWHM en la dirección horizontal.

Recomendaciones

Para construir la fuente puntual se puede colocar una gota pequeña de 99mTc en el extremo de un capilar de diámetro igual o menor a 1 mm adecuadamente sellado y con alta concentración radiactiva.

2.5.11. Espesor de corte tomográfico

Introducción

El espesor del corte tomográfico se define como la resolución espacial (FWHM) en la dirección axial, estimada a partir de la respuesta del sistema SPECT a una fuente puntual. Este valor se estima y reporta a lo largo del eje de rotación y a una distancia radial conocida, como por ejemplo a 10 cm desde el eje de rotación. El valor del espesor del corte no es constante con respecto a la posición dentro del corte transaxial.

Objetivo de la prueba

Evaluar el espesor de un corte tomográfico en el centro del campo de visión y asegurar que la resolución a lo largo del eje Z está dentro del rango de aceptación de este parámetro.

Materiales

- Fuente puntual de Tc-99m con una actividad de aproximadamente 1 mCi.
- Guantes.
- Pinzas .
- Plásticos protectores y papel absorbente para posibles contaminaciones.


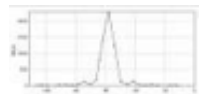
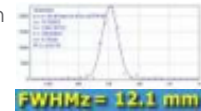
Periodicidad

Aceptación y anual.

Procedimiento

Los procedimientos de posicionamiento de la fuente y adquisición de los datos son similares a los descritos en el epígrafe sobre “Resolución Tomográfica en aire”. O sea, para la realización de esta prueba se siguen las etapas iniciales descritas en el capítulo 8.1 y solo se modifica el procesamiento y análisis de los datos. A continuación se describe el procedimiento.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Posicionar la fuente y adquiera las imágenes como se describe en las etapas 1-4 de los procedimientos del capítulo 8.1 “Resolución espacial tomográfica en Aire”, acorde a las sugerencias del OIEA.	
Físico médico	2	Seleccionar los cortes tomográficos reconstruidos para la fuente puntual ubicada en el centro de rotación y calcule el perfil de cuentas vs posición en el eje Z. Para ello identifique el corte axial con el mayor número de cuentas y defina el valor y posición del máximo X,Y en este corte. Registre el número de cuentas en todos los cortes adyacentes, que corresponden a la misma coordenada, cuyo valor sea superior al 5% del máximo calculado.	
Físico médico	3	Calcule la FWHM del perfil calculado y estime su valor en mm a partir del tamaño del pixel.	

Análisis de datos

El perfil de densidad de cuentas calculado para estimar la resolución en el eje Z se debe procesar empleando un ajuste de los datos a una función analítica que permita estimar el parámetro FWHM (ej. ajuste a función gaussiana).

Tolerancia

El espesor del corte calculado en el centro de rotación y del campo de visión debe tener una diferencia inferior a un 10% con respecto a la resolución tomográfica en aire, calculada acorde a los procedimientos descritos en el capítulo 2.5.4 del presente documento.

Recomendaciones

Para estimar el ancho del corte tomográfico se debe asegurar que la geometría de la fuente cumpla con la condición de puntual, o sea, que sus dimensiones en la dirección axial sea pequeña en relación a la FWHM tomográfica en el eje Z.

2.5.12. Calidad de la Imagen SPECT (Prueba de funcionamiento total del SPECT)

Introducción

Las imágenes tomográficas empleando la técnica del SPECT mejora el contraste y la detectabilidad de lesiones de los estudios gammagráficos, por lo que resultan de gran utilidad para el diagnóstico y seguimiento de diversas patologías. La calidad de estos estudios, así como su eficacia diagnóstica depende de un grupo de parámetros de funcionamiento de estos equipos entre los que se encuentran variables planares y parámetros tomográficos (descritas en los capítulos previos),

que deben ser evaluados durante la aceptación del equipo y de forma rutinaria. Conjuntamente con estos controles de calidad se sugiere la evaluación del funcionamiento total de los sistemas SPECT que es una prueba que permite verificar parámetros tales como el contraste tomográfico, la uniformidad tomográfica, la resolución espacial y la linealidad tomográfica, etc.

Objetivo de la prueba

Evaluar el funcionamiento total del sistema SPECT, incluyendo parámetros tomográficos como la uniformidad, contraste y resolución para verificar la calidad de las imágenes diagnósticas obtenidas con esta modalidad de estudios, en los servicios de medicina nuclear.

Materiales

- Maniquí de funcionamiento total (ej. Maniquí Jaszczak o Carlson).
- Tecnecio-99m.
- Guantes para la preparación del maniquí, bata, jeringa de 10 ml para la inyección de la solución de 99mTc (figura 2.5.12).

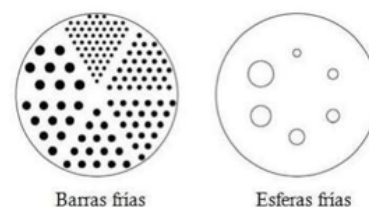


Figura 2.5.12. Vista de Phantom Jaszczak cortes axiales donde se pueden ver la composición de los mismo para la evaluación de las diferentes pruebas, uniformidad, contraste, y resolución. Diámetro de barras frías: 4.8, 6.4, 7.9, 9.5, 11.1 y 12.7 mm, Altura de barras frías: 8.8 cm.. Diámetro de esferas frías o sólidas: 9.5, 12.7, 15.9, 19.1, 25.4 y 31.8 mm. Altura del centro de la esfera a la base del maniquí: 12.7 cm

Periodicidad.

La prueba se realiza de manera trimestral, dicha actividad será realizada por un físico médico o en su defecto o un técnico bajo la supervisión del profesional en dicha rama.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	<p>Cargar en una jeringuilla entre 20-25 mCi de actividad de ^{99m}Tc y administrársela al maniquí de funcionamiento total (ej. Jaszczak).</p> <p>En el momento de la administración de la actividad de ^{99m}Tc al maniquí, este debe contener agua con una burbuja para facilitar la homogeneización de su contenido, a través de movimientos que agitan la mezcla del radionucleído con el agua. Posteriormente proceda a completar el llenado del maniquí con agua.</p>	
Físico médico	2	<p>Para la realización de la prueba instale el maniquí (ej. Jaszczak Flangeless Delux) en la camilla, con el fin de adquirir las imágenes en la gammacámara.</p> <p>Asegúrese de que su contenido de Tc-99m sea homogéneo y su actividad produzca una velocidad de cuentas en el rango de la respuesta lineal del sistema SPECT (ej. igual o menor a 30 Kcts/seg).</p>	
Físico médico	3	<p>El maniquí debe quedar asegurado de tal forma que esté anclado a la camilla (puede emplear cinta adhesiva para fijar su posición), con las esferas frías de mayor diámetro orientadas hacia el detector y ubicadas en la posición superior (posición correspondiente a las 12:00 horas en reloj); sus ejes deben estar correctamente orientados (paralelos) en relación al eje de rotación y a los ejes de los detectores del sistema SPECT. Para el posicionamiento del maniquí se sugiere emplear el monitor de persistencia.</p>	
Físico médico	4	<p>Seleccionar los parámetros de adquisición de las imágenes con una matriz de 128X128 con el fin de obtener un tamaño de píxel de 2,5 a 3,5 mm.</p> <p>Cuando se cuenta con una gammacámara de doble cabezal se adquieren las imágenes a 64 pasos o ángulos, obteniendo así 128 proyecciones.</p>	

Físico
médico

5

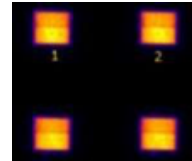
Seleccionar condición de parada de aproximadamente 800 Kcts, por proyección y una órbita circular completando los 360 grados. Si se presentan inconvenientes con la mesa, se programa para que realice una órbita no circular.



Físico
médico

6

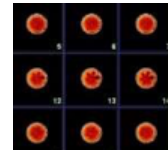
Realizar la adquisición de las imágenes (proyecciones) para evaluar la resolución espacial, la uniformidad y el contraste tomográficos.



Físico
médico

7

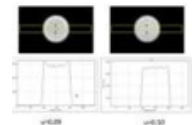
Reconstruya los cortes tomográficos empleando el método de retroproyección filtrada con filtro Butterworth que permita obtener la mayor resolución y contraste posibles.



Físico
médico

8

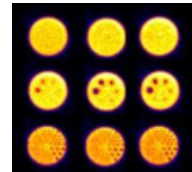
Realizar la corrección de atenuación de los cortes reconstruidos empleando el método de Chang. Para ello debe previamente estimar el valor óptimo del coeficiente de atenuación, variando su valor hasta obtener un perfil que muestre el mismo nivel de cuentas entre la periferia y el centro de los cortes tomográficos obtenidos en la sección de uniformidad del maniquí.



Físico
médico

9

Inspeccionar los cortes reconstruidos para evaluar la resolución tomográfica, la uniformidad tomográfica y el contraste tomográfico. Igualmente puede realizar una evaluación cualitativa de la linealidad tomográfica evaluando la geometría de los objetos del maniquí. Al analizar las imágenes de las diferentes secciones del maniquí, se recomienda combinar (suma) un número de cortes que permita disminuir el ruido en las imágenes tomográficas.



Tolerancia

Determine los valores de referencia que hacen parte de la prueba de aceptación.

Para el Tc-99m usado en el SPECT/CT, el criterio mínimo de calidad de imagen que se puede considerar satisfactorio es:

- Resolución espacial: Identificar barras frías en un diámetro mayor o igual a 11,1 mm.
- Contraste: Se visualiza la esfera de 15,9 mm.
- Uniformidad: No puede haber artefactos tipo anillo con magnitud más grande que la magnitud del ruido, o si el artefacto de anillo es visible en pocos cortes; estos no deberían ser considerados como clínicamente significativos.

Análisis de resultados

Para el análisis de las imágenes se tienen en cuenta los siguientes aspectos:

- **Uniformidad:** No se calcula un índice de uniformidad para SPECT. Inspeccione las imágenes de la sección uniforme para encontrar cualquier artefacto como por ejemplo:
- Atenuación: los artefactos de atenuación no están presentes, se corrigen insuficientemente o se corrigen en exceso.
- Anillo: anillos concéntricos de densidad alterna de conteo alto y bajo que rodean el centro de reconstrucción. En algunos casos, solo se puede identificar un anillo central (sólido o en forma de rosca) en el eje de rotación. Compare la magnitud de los anillos con la del ruido. Los artefactos de anillo cuyas magnitudes son menores que las del ruido pueden considerarse clínicamente insignificantes. Registre el número de cortes en los que la magnitud de los artefactos del anillo excede el ruido.
- Focal: áreas focales de densidad de recuento alta o baja que podrían interpretarse erróneamente como una varilla o una esfera.
- **Análisis del ruido:** Dibuje un ROI grande (>100 cm²) en uno de los cortes del SPECT dentro de una porción central de la sección uniforme y mida las cuentas promedio por píxel y su desviación estándar. Calcule la raíz cuadrada media (RMS) del ruido (TG Report 52), como se muestra a continuación:

RMS del ruido (%) = 100 x (desviación estándar) / (promedio de cuentas por píxel)

- **Resolución espacial:** Identifique el sector de varillas más pequeño que se puede visualizar en los cortes de la imagen y regis-

tre el diámetro correspondiente de las varillas. Se considera que un sector se visualiza cuando se puede identificar más de la mitad de las varillas en ese sector. Observe si las varillas más pequeñas se visualizan claramente o se visualizan con bajo contraste. Puede resultar útil la suma de 10 a 12 cortes.

- **Detectabilidad de contraste:** Identifique la esfera más pequeña que se pueda visualizar en los cortes de la imagen y registre el diámetro de la esfera correspondiente. Observe si la esfera visualizada más pequeña tiene un contraste mayor o menor que el del ruido. Además, calcule el contraste para cada esfera identificada en la imagen reconstruida de la siguiente manera:

Contraste de la esfera = (conteo medio de píxeles de la sección uniforme - conteo mínimo de píxeles de la esfera) / conteo medio de píxeles de la sección uniforme

Recomendaciones

La determinación de los valores deberán estar establecidos, según como lo establece la tolerancia y los valores recomendados por el fabricante.

2.5.13. Prueba de MHR/COR (Registro de Múltiples Cabezales - Centro de Rotación)

Introducción

Para garantizar un la calidad diagnóstica de los estudios SPECT se deben realizar pruebas que permitan evaluar la correcta adquisición de las imágenes tomográficas, teniendo en cuenta entre otros aspectos, que para las gammacámaras de doble cabezal los detectores deben estar correctamente alineados en el momento de la adquisición de estas imágenes. La exactitud del alineamiento de los detectores, dentro del rango de valores

establecidos por el fabricante es fundamental para pruebas como los estudios de perfusión miocárdica, perfusión cerebral, etc, de gran valor en la práctica médica.

Un sistema SPECT debe también estar adecuadamente centrado en torno a sus centro de rotación (COR), con una adecuada precisión. De lo contrario la calidad de los cortes SPECT, así como la resolución se puede degradar. Cada milímetro de pérdida de precisión en el centrado, ya sea mecánico, electrónico, dentro del cabezal de la cámara o en la interfaz, degradará la resolución en una cantidad mayor en la imagen reconstruida.

Objetivo de la prueba

- Configurar la gammacámara y las fuentes radiactivas para una calibración con

el fin de evaluar corregir las geometría de los desalineamientos de los detectores, haciendo correjimiento de la posición de los detectores. Evaluar la órbita no circular y la órbita circular de la Gammacámara

Materiales


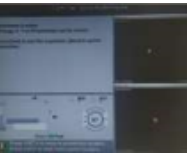
- Para realizar la prueba con equipos Siemens
- Cinco (5) fuentes puntuales de un (1) mCi.
 - Maniquí NEMA
- Para realizar la prueba con un equipo en General
- Fuente puntual 800 uCi
 - Base metálica

Periodicidad.

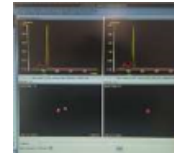
La prueba se realiza para aceptación y de manera trimestral.

Procedimiento

Prueba COR para equipos en general [2.5.5]

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	<p>Emplee colimadores de baja energía LEHR y un modo de adquisición H.</p> <p>Ubique la fuente puntual en el aire a unos 2 cm del eje de rotación y a unos 2 cm del centro del campo de visión.</p> <p>Para crear esta fuente se puede emplear una jeringa pequeña (de aproximadamente 1 ml) similar a como se indica en los procedimientos anteriores.</p>	
Físico médico	2	<p>Realice una adquisición tomográfica normal utilizando el tamaño de matriz digital más fino disponible, recolectando alrededor de 10.000 conteos en cada posición angular.</p> <p>La adquisición deberá contener al menos 32 ángulos de adquisición sobre los 360° de la órbita.</p>	
Físico médico	3	<p>Repita el paso anterior (2) con la fuente puntual ahora colocada a 10 cm del centro de rotación.</p>	

Físico médico 4 Repita el paso 2 colocando la fuente puntual a lo largo del eje de rotación, pero lo más lejos posible del corte central, por ejemplo, dentro de los 5 cm del borde del campo de visión en el dirección Y positiva. Es importante asegurarse de que la fuente puntual esté siempre dentro del campo de visión de la cámara durante la adquisición tomográfica.



Físico médico 5 Repita el paso 4 con la fuente puntual cerca del borde del campo de visión en la dirección opuesta. Tenga en cuenta que, alternativamente, si se dispone de software adecuado, se pueden utilizar tres fuentes puntuales y realizar un único conjunto de mediciones para el punto central.

Físico médico 6 Realice los pasos anteriores (1) - (5) para la rotación en la dirección opuesta (si el sistema puede adquirir datos tanto en sentido horario como antihorario).

Físico médico 7 Si cuenta con un software de análisis suministrado por el fabricante:
 - Revisar las gráficas de la desviación respecto al ángulo de rotación.
 - Revisar si los resultados se encuentran dentro de los valores de aceptación.
 - Guardar informe.
 - En caso de presentarse desviación notificar al fabricante.



Prueba MHR - COR para equipos SIEMENS

Físico médico 1 Se deben realizar cinco (5) fuentes puntuales de un (1) mCi en una pequeña torunda de algodón cada una en los respectivos viales de calibración.



Físico médico 2 Posterior a ello se debe evaluar colimador por colimador, se sugiere empezar con los de baja energía (HI-RESOLUTION) Ubicar el maniquí NEMA como se muestra en la camilla y marcas del equipo.

Físico médico 3 Localizar el número de fuentes y el lugar de cada uno, según el set de colimadores a usar. (Colimadores de baja energía alta resolución con 5 fuentes puntuales y para los colimadores de energía media con 3 fuentes puntuales), como se muestra en la figura.



Físico
médico
Tecnólogo
de MN

4

Localizar el número de fuentes y el lugar de cada uno, según el set de colimadores a usar. (Colimadores de baja energía alta resolución con 5 fuentes puntuales y para los colimadores de energía media con 3 fuentes puntuales), como se muestra en la figura.



Físico
médico
Tecnólogo
de MN

5

Rotar el gantry tal que el detector 1 quede a 90° y repita el procedimiento de centrar la fuente. Para MHR coloque el ra-dio de los detectores a la mínima posición de giro (20.5 cm).

Físico
médico
Tecnólogo
de MN

6

Ubique la plantilla de trabajo requerida (MHR) y el ángulo deseado de la plantilla de la prueba que va a realizar, cambie el nombre de la serie a MHR (o el que aplique, y ubique la fecha en dicha plantilla. Revisar los valores de adquisición de la plantilla MHR que va a usar: tamaño de matriz 128 x 128, ambos detectores, zoom 1, programación de cámara Tc99m, 5 fuentes puntuales para plantillas de 5 (50000 cuentas) o 3 (30000 cuentas) fuentes puntuales para plantillas de 3, número de imágenes 120, rotación 360° por detector, ángulo inicial 0 para MHR/COR a 180 y -45 para MHR/ COR a 90, órbita y dirección circular, en sentido horario, modo Avance y Toma, configuración de detector 180 para MHR/COR a 180 y 90 para MHR/COR a 90.



Físico
médico
Tecnólogo
de MN

7

Nota: Tener en cuenta para cualquiera de los colimadores deben conservar estos datos: la camilla con respecto al gantry (longitud de camilla) este a 150 a una altura de (-7.1) y de los colimadores en posición lateral con respecto a la mesa tenga una distancia de 20.5 cada uno. Al finalizar la adquisición, revisar los parámetros obtenidos:

Para las pruebas de MHR - COR

Centro de rotación (mm): $< \pm 5.0$ Corrimiento axia (mm): $< \pm 2.5$ Ángulo de retroproyección: $< 0.8^\circ$
Para las pruebas de órbita no circular Ángulo PHS $< \pm 2.0^\circ$

Desviación estándar del ángulo PHS: $< 0.5^\circ$
Ángulo de gantry $< \pm 1.0^\circ$



Físico
médico
Tecnólogo
de MN

8

Desviación estándar del ángulo de gantry: $< 0.5^\circ$

Nota: los valores pueden ser 50% más altos para los colimadores de mediana y alta energía.

Tolerancia

Para las pruebas de MHR (Registro de Múltiples Cabezales) - COR (Centro de Rotación)
 Centro de rotación (mm): $<\pm 5.0$
 Corrimiento axial (mm): $<\pm 2.5$
 Ángulo de retroproyección: $< 0.8^\circ$

Para las pruebas de órbita no circular
 Ángulo PHS $<\pm 2.0^\circ$
 Desviación estándar del ángulo PHS: $<0.5^\circ$
 Ángulo de gantry $<\pm 1.0^\circ$

Análisis de resultados

La mayoría de los sistemas de los fabricantes proporcionan software para calcular e incorporar la corrección requerida en el proceso normal de adquisición y reconstrucción tomográfica. La prueba y los métodos utilizados varían considerablemente de un sistema a otro y se recomienda ampliamente emplear los software del fabricante y seguir las tolerancias indicadas por este.

Para la realización de las pruebas es importante contar con medidas de aceptación del equipo con el fin de realizar periódicamente las pruebas.

Recomendaciones

La determinación de los valores deberán estar establecidos, según como lo establece la tolerancia y los valores recomendados por el fabricante. En la condición de desviaciones de este deberá consultarse de inmediato con soporte del fabricante.

2.5.14. Calidad de Imagen SPECT-CT

Introducción

Esta prueba la calidad general de la imagen SPECT/CT usando la corrección de atenuación basada en CT y todos los demás parámetros de procesamiento y reconstrucción recomendados por el fabricante para uso rutinario en imágenes clínicas SPECT/CT (por ejemplo, correcciones de dispersión, parámetros de reconstrucción iterativa, recuperación de resolución, etc.).

Objetivo de la prueba

Evaluar la calidad general de la imagen adquirida por medio de un sistema SPECT/CT.

Materiales

La prueba utiliza el mismo fantoma SPECT, Jaszczak, que se describe en la prueba "Calidad de imagen con maniquí", para este caso se aplica la corrección de atenuación de CT, la corrección de dispersión y cualquier otra corrección disponible en el sistema, que mejore la calidad de la imagen (ej. recuperación de la resolución).


Periodicidad

Aceptación: utilice los resultados como referencia para compararlos con mediciones futuras.

Anual: comparar con las mediciones de calidad de imagen de referencia.

Control de calidad de rutina: realizado trimestralmente por un técnico.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	<p>Preparar el maniquí de funcionamiento total del SPECT (ej. maniquí Jaszczak) como se describe en la etapa 1 de los procedimientos del epígrafe de "Calidad de Imagen SPECT".</p> <p>Para obtener imágenes, instale el colimador de mayor resolución disponible que sea apropiado para la energía del radionúclido que se va a evaluar.</p> <p>Colocar el maniquí cargado con actividad a lo largo de la mesa de imágenes en la dirección de la cabeza al pie y céntralo en el campo de visión axial de modo que el centro del maniquí esté alineado con el eje de rotación. Gire el maniquí de modo que las esferas y varillas más grandes queden en la parte superior, lejos de la mesa. Esta rotación es fundamental para los sistemas SPECT cardíacos que solo adquieren imágenes a través de un arco de 180 grados.</p> <p>Se puede utilizar una órbita circular o no circular para la adquisición. Establecer el radio de rotación lo más cerca a 20 cm, como sea posible. En algunas cámaras, la mesa limita el radio más cercano a unos 25 cm para una órbita circular. En este último caso, se recomiendan órbitas no circulares.</p>	
Físico médico	2	<p>Adquirir datos de emisión de SPECT de acuerdo con el protocolo comúnmente utilizado para imágenes corporales, asegurándose de que se adquieran 32 millones de recuentos totales.</p>	
Físico médico	3	<p>Adquirir la tomografía computarizada del maniquí con los parámetros de escaneo que se utilizan comúnmente para los procedimientos de SPECT / CT de cuerpo entero.</p> <p>La exploración de TC se puede realizar antes o después de la adquisición del SPECT.</p>	
Físico médico	4	<p>Reconstruir las imágenes SPECT utilizando el algoritmo iterativo utilizado clínicamente con corrección de atenuación del CT y con corrección de dispersión y recuperación de resolución, cuando esté disponible.</p> <p>El número de iteraciones elegidas y cualquier filtro de suavizado adicional se pueden ajustar para comparar los resultados reconstruidos del sistema SPECT/CT con un maniquí SPECT utilizando el método de corrección de atenuación de Chang .</p>	

El análisis de los resultados y los rangos de aceptación o tolerancias para esta prueba son similares a los descritos en el epígrafe sobre “Funcionamiento total del SPECT”, como se describe a continuación.

Tolerancia

Determine los valores de referencia que hacen parte de la prueba de aceptación.

Para el Tc-99m usado en el SPECT/CT, el criterio mínimo de calidad de imagen que se puede considerar satisfactorio es:

- Resolución espacial: Identificar barras frías en un diámetro mayor o igual a 11,1 mm.
- Contraste: Se visualiza la esfera de 15,9 mm.
- Uniformidad: No puede haber artefactos tipo anillo con magnitud más grande que la magnitud del ruido, o si el artefacto de anillo es visible en pocos cortes; estos no deberían ser considerados como clínicamente significativos.

Análisis de resultados

Para el análisis de las imágenes se tienen en cuenta los siguientes aspectos:

- **Uniformidad:** no se calcula un índice de uniformidad para SPECT. Inspeccione las imágenes de la sección uniforme para encontrar cualquier artefacto como por ejemplo:
- Atenuación: los artefactos de atenuación no están presentes, se corrigen insuficientemente o se corrigen en exceso.
- Anillo: anillos concéntricos de densidad alterna de conteo alto y bajo que rodean el centro de reconstrucción. En algunos casos, solo se puede identificar un anillo central (sólido o en forma de rosca) en el eje de rotación. Compare la magnitud de los anillos con la del ruido. Los artefactos de anillo cuyas magnitudes son menores que las del

ruido pueden considerarse clínicamente insignificantes. Registre el número de cortes en los que la magnitud de los artefactos del anillo excede el ruido.

- Focal: áreas focales de densidad de recuento alta o baja que podrían interpretarse erróneamente como una varilla o una esfera.

- **Análisis del ruido:** dibuje un ROI grande (>100 cm²) en uno de los cortes del SPECT dentro de una porción central de la sección uniforme y mida las cuentas promedio por píxel y su desviación estándar. Calcule la raíz cuadrada media (RMS) del ruido (TG Report 52), como se muestra a continuación:
$$\text{RMS del ruido (\%)} = 100 \times (\text{desviación estándar}) / (\text{promedio de cuentas por píxel})$$

- **Resolución espacial:** identifique el sector de varillas más pequeño que se puede visualizar en los cortes de la imagen y registre el diámetro correspondiente de las varillas. Se considera que un sector se visualiza cuando se puede identificar más de la mitad de las varillas en ese sector. Observe si las varillas más pequeñas se visualizan claramente o se visualizan con bajo contraste. Puede resultar útil la suma de 10 a 12 cortes.

- **Detectabilidad de contraste:** identifique la esfera más pequeña que se pueda visualizar en los cortes de la imagen y registre el diámetro de la esfera correspondiente. Observe si la esfera visualizada más pequeña tiene un contraste mayor o menor que el del ruido. Además, calcule el contraste para cada esfera identificada en la imagen reconstruida de la siguiente manera:
$$\text{Contraste de la esfera} = (\text{conteo medio de píxeles de la sección uniforme} - \text{conteo mínimo de píxeles de la esfera}) / \text{conteo medio de píxeles de la sección uniforme}$$

Recomendaciones

Se deben seguir las normas de protección radiológica establecidas en cada servicio de medicina nuclear, para el trabajo con fuentes abiertas. Utilizar dosímetro, delantal plomado, bata, gorro y guantes desechables.

2.5.15. Registro espacial SPECT-CT

Introducción

En las imágenes SPECT/CT el registro espacial es fundamental para la reconstrucción precisa de las imágenes SPECT puesto que la corrección de atenuación puede estar basada en la imagen CT, así como la correcta visualización de la imagen fusionada es fundamental para la interpretación clínica. En resumen esta prueba de registro espacial mide la alineación del campo de visión entre las imágenes SPECT e imágenes CT ya corregidas.

Objetivo de la prueba

Comprobar que la alineación del campo de visión en los componentes SPECT y CT así como en sus imágenes corregidas, es adecuada y correcta para la interpretación clínica.

Materiales

- Guantes, pinzas, bata manga larga antifluido
- Elemento que genere peso en la camilla de aproximadamente 70 kg (simulación de peso de paciente promedio)

Procedimiento General

- En la condición de no contar con procedimiento y software específico para la realiza-

ción de esta prueba según recomendación del fabricante, la AAPM en su reporte 177 recomienda emplear el maniquí para evaluar calidad de imagen, con un inserto que contiene 3 fuentes radiactivas puntuales (ver en el procedimiento la descripción de la preparación).

- Contraste para el CT.

Procedimiento Siemens

- Diez (10) fuentes puntuales de Tc-99m (ver en el procedimiento la descripción de preparación).
- Maniquí NEMA.
- Contraste para el CT.

Periodicidad

Esta prueba deberá realizarse en el momento de aceptación de la máquina y utilizar su resultado como base para futuras mediciones, dentro de la rutina se recomienda realizarla anualmente o según recomendaciones del fabricante.

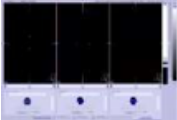


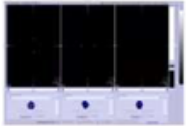
La prueba de registro espacial SPECT/CT siempre deberá realizarse después de que se haya ajustado la alineación mecánica de los componentes SPECT y/o CT.

Procedimiento

Se recomienda seguir los procedimientos, empleo de equipos y herramientas de análisis recomendados por el fabricante para la realización del registro espacial de imágenes SPECT/CT.

El siguiente paso a paso describe el procedimiento general de esta prueba cuando no se cuenta los maniquís recomendados por el fabricante para su realización.

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	<p>Preparar 3 fuentes puntuales con una mezcla Tc-99m y líquido de contraste empleado para el CT.</p> <p>Cada fuente deberá tener 1,0 mCi (37 Bq) de Tc-99m y la diferencia de actividad entre estas no deberá tener diferencias mayores al 10%.</p> <p>El volumen de toda la mezcla deberá ser pequeño.</p>	
Físico médico	2	<p>Preparar el maniquí de calidad de la imagen con la actividad de Tc-99m indicado en dicho procedimiento.</p> <p>Siga los pasos del 1 al 4 del procedimiento de calidad de imagen para preparar, ajustar y ubicar correctamente el maniquí en la camilla.</p> <p>Preparar un aditamento de espuma (icopor) de forma cilíndrica (diámetro similar al maniquí de calidad de imagen y ancho aproximado de 10 cm) con capacidad de colocar 3 fuentes radiactivas puntuales de Tc-99m.</p>	
Físico médico	3	<p>En el cilindro de espuma coloque una de las fuentes a las 12 horas y otra a las 03 h sobre la superficie cilíndrica, y la tercera fuente deberá colocarse en el isocentro (centro del cilindro) en la superficie de dicha base.</p>	
Físico médico	4	<p>Colocar en la camilla el peso equivalente a 70 kg y posicione el maniquí con el inserto de espuma de tal forma que este no se mueva durante toda la exploración.</p>	
Físico médico	5	<p>Ajustar los parámetros de la máquina para la adquisición (emplee colimadores para Tc99m) utilizando un protocolo estándar de cuerpo entero.</p>	
Físico médico	6	<p>Para la adquisición del CT emplee entre 100 - 120 kVp y entre 150-250 mA, un pitch menor a 1 para adquisiciones helicoidales y utilice la fila de detectores más delgada disponible.</p> <p>Para la adquisición del SPECT utilice un tamaño de matriz 256 x 256 o una adquisición con zoom para las imágenes proyectadas que tenga píxeles de 2 - 2,5 mm o menos. Adquiera mínimo 128 vistas sobre 360° en órbita circular con una duración aproximada de 15s por proyección.</p>	

Físico médico	7	Retirar el peso adicional en la camilla y volver a repetir la adquisición de la imagen.	
Físico médico	8	Reconstruir las dos exploraciones (protocolo de cuerpo entero), los volúmenes reconstruidos del CT y SPECT deberán ser visibles en el software de fusión de imagen proporcionado por el fabricante	
Físico médico	9	Para hacer una evaluación cualitativa visualice en las tres direcciones en ambas adquisiciones (presencia y ausencia del peso) la coincidencia de los centros de todas las esferas y el borde del maniquí, para asegurar que ambas imágenes coinciden y están registrados adecuadamente espacialmente (así como las fuentes puntuales en la reconstrucción axial, sagital y coronal se visualiza bien y coinciden).	
Físico médico	10	Si se encuentran diferencias en las ubicaciones de cada fuente entre las imágenes de CT y SPECT, emplee el software de fusión para mover la imagen CT y alinear respecto a la imagen SPECT. Registrar el valor absoluto del desplazamiento en píxeles o en mm para las tres fuentes puntuales (x1,y1,z1), (x2,y2,z2), y (x3,y3,z3) luego calcule la desviación media entre la imagen SPECT y CT a lo largo de cada dirección (x, y, z): Desviación media eje x = (x1,x2,x3)/3 Desviación media eje y = (y1,y2,y3)/3 Desviación media eje z = (z1,z2,z3)/3	
Prueba registro espacial SPECT/CT para SIEMENS			
Físico médico	1	Se deben realizar diez (10) fuentes puntuales de 1 mCi (37 Bq) cada una con una mezcla de contraste para CT, en una pequeña mopa de algodón cada una en los respectivos viales de calibración. Emplee 0,4 ml de contraste y mezcle con 1,6 ml de Tc-99m una vez esta mezcla sea uniforme vierta con ayuda de una micropipeta en la parte del fondo del vial y tenga precaución que no queden gotas en las paredes de dicho vial.	
Físico médico	2	Una vez rellenos los viales, colóquelos en el soporte entregado por el fabricante y siguiendo las especificaciones del mismo.	
Físico médico	3	Realizar la adquisición y procesamiento de las imágenes siguiendo las indicaciones del software, una vez este finalice registre los resultados obtenidos. En caso de encontrarse fuera de la tolerancia comuníquese con el ingeniero de soporte del fabricante.	

Tolerancia

La desviación media entre las imágenes a lo largo de cualquier eje (x, y, z) debe ser $< \pm 5$ mm, o la especificada por el fabricante.

Análisis de resultados

Deberá registrarse en valor absoluto el desplazamiento de la imagen SPECT respecto a la imagen CT en cada una de las direcciones y/o registrar la desviación media del movimiento de una imagen respecto a la otra en cada dirección.

Recomendaciones

Debe asegurarse que se han realizado los controles de calidad diarios para el componente SPECT como componente CT previa la realización de esta prueba, durante la adquisición de la imagen del CT se debe garantizar que nadie esté dentro de la sala mientras hay emisión de rayos -x.

Siempre ajuste adecuadamente el maniquí para que en el movimiento de camilla este no tenga variación de posición durante las adquisiciones independientes.

Se recomienda ampliamente seguir los procedimientos, empleo de equipos y herramientas de análisis, recomendados por el fabricante para la realización del registro espacial de imágenes SPECT/CT, así como utilizar peso equivalente a un paciente en la camilla para simular la posible inclinación de esta en el momento de la adquisición de la imagen.

2.5.16. Control de calidad diario.

Introducción

El empleo rutinario de los sistemas SPECT-CT requiere de la verificación diaria de parámetros básicos del funcionamiento de

estos equipos para garantizar la seguridad y eficacia de los estudios. Para ello se realizan comprobaciones operativas de un grupo de variables claves que determinan el correcto desempeño del sistema SPECT-CT y garantizan la protección del paciente y el personal del servicio.

Objetivo de la prueba

Verificar parámetros básicos de los equipos SPECT-CT que garanticen la seguridad y eficacia de los estudios diarios, a través de comprobaciones operativas de un grupo de variables claves.

Materiales

- Fuentes radiactivas requeridas para las diferentes pruebas de control de calidad diario (ej. fuentes puntuales o planas para la verificación de la uniformidad intrínseca/extrínseca).
- Maniqués para control de calidad diario (ej. Maniquí de calidad de imágenes del CT).
- Medios para la protección radiológica (blindajes, batas, guantes, etc) del personal que realiza los controles de calidad diarios.
- Registros para la recogida de datos.

Periodicidad

Estas pruebas se realizan con periodicidad diaria, o sea, cada vez que se utiliza el equipo en la práctica médica.

Procedimiento

El control de calidad diario de los equipos SPECT-CT incluye un conjunto de pruebas y verificaciones entre las que se encuentran la inspección física, la verificación de la posición del fotopico, la uniformidad extrínseca/intrínseca y la verificación del fondo radiactivo.

Igualmente, para estos equipos híbridos se

requiere que diariamente se realice el calentamiento del Tubo de rayos X, las calibraciones de la CT en aire y comprobaciones operacionales de la calidad de la imagen del CT.

Inspección física

La inspección física del sistema SPECT-CT es una prueba que permite verificar la integridad de estos equipos desde el punto de vista estructural, mecánico, eléctrico y el estado de las interconexiones entre sus componentes principales. Igualmente permite evaluar la integridad del blindaje, de los elementos de seguridad para el paciente y el personal del servicio, así como la fun-

cionalidad de las computadoras, monitores y otros componentes del sistema.

Entre los materiales que se emplean se encuentran los equipos para la comprobación de conexiones eléctricas, los registros para la recogida de datos durante la prueba, así como herramientas y aditamentos para comprobaciones de parámetros mecánicos y estructurales (ej. nivel de burbujas, reglas, etc).

La inspección física, además de ser parte de los controles diarios, se debe realizar como parte de los controles de calidad para la aceptación de los sistemas SPECT-CT. Entre las actividades principales de estas pruebas que se realizan con periodicidad diaria se encuentran:

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Tecnólogo en medicina nuclear.	1	<p>Inspección física:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Verificación visual de todos los componentes del sistema para identificar potenciales daños mecánicos y/o estructurales (ej. abolladuras o defectos por golpes en algún componente del sistema, omisión de componentes básicos, rotura de partes o mecanismos del sistema, etc). - Inspección visual y comprobación de conexiones, incluyendo cables, conectores, interruptores, etc, tanto de elementos de conexión eléctrica, como cables de datos (ej. cables de conexión entre el gantry, la camilla y las consolas de adquisición de imágenes, cables del EKG, etc). - Chequear los movimientos de los componentes del sistema (camilla, gantry, detectores, etc) para descartar problemas funcionales que produzcan ruidos, comportamiento inadecuado (ej. alteraciones en límites de movimiento, etc). - Verificar visual y funcionalmente los elementos de seguridad del paciente como membranas de detección de contacto en la superficie de los colimadores, detectores de contorno, etc. - Evaluar elementos de seguridad como el funcionamiento de los botones de emergencia del sistema y su disponibilidad en posiciones estratégicas dentro de los cuartos de control y del equipo. - Chequear el estado de los colimadores, de los carros porta-colimadores y del correcto estado de los mecanismos para el cambio de colimadores. - Estado general del funcionamiento de los monitores y otros elementos de salida/entrada de datos (ej. control manual del gantry, teclados, etc) 	




Fondo radiactivo

El fondo radiactivo es una comprobación que permite verificar la presencia potencial de fuentes radiactivas que provoquen niveles de actividad no deseados, que podrían alterar los resultados de los estudios diagnósticos. La evaluación se debe realizar y registrar diariamente, empleando procedimientos y valores de aceptación sugeridos por los fabricantes, como se describe en la sección 2 del presente documento.

Evaluación diaria de la posición del fotopico y las ventanas energéticas y verificación de la uniformidad intrínseca/extrínseca diaria.

Estos dos parámetros (posición del fotopico y uniformidad) deben ser evaluados con periodicidad diaria. La descripción de los métodos, procedimientos para realizarlos, así como el análisis de los resultados aparecen en las secciones 1 y 2 del presente documento.

Procedimiento

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Tecnólogo en medicina nuclear.	1	Control de calidad diario del componente CT del SPECT-CT El componente CT de los equipos híbridos requieren de verificaciones y calibraciones diarias que se describen a continuación. El calentamiento del tubo hasta la temperatura óptima para su correcto funcionamiento y para preservar su óptimo estado y conservación, se debe realizar diariamente, acorde a las sugerencias del fabricante. En la figura se muestran las etapas a seguir para el sistema SIEMENS Symbia.	
Tecnólogo en medicina nuclear.	2	Por otra parte, previo a la adquisición de imágenes clínicas con el CT, se requiere que se realicen las calibraciones del sistema en aire. Para ello se debe retirar la camilla o cualquier otro objeto del campo de visión del CT y proceder a la calibración de los números CT en aire, considerando las condiciones de mediciones en que se empleará el equipo (diferentes voltajes, niveles de corriente y colimación del haz).	
Tecnólogo en medicina nuclear.	3	Por último, es necesario que diariamente se realice la comprobación de la calidad de la imagen CT, previo a la colección de imágenes de pacientes. Para ello se debe emplear la metodología sugerida por el fabricante que consiste en la colección y análisis de imágenes de un maniquí, por lo general provisto por el fabricante, empleando los protocolos de adquisición y procesamiento de datos del sistema de adquisición del CT. En la figura ¿? Se muestra las condiciones en que se realiza esta prueba para un equipo SPECT-CT Symbia de Siemens, así como los resultados obtenidos.	

2.5.17. BIBLIOGRAFÍA

[2.5.1] Resolución 0482 de 2018 Ministerio de Salud y Protección Social. Por medio de la cual se reglamenta el uso de equipos generadores de radiación ionizante, su control de calidad, la prestación de servicios de protección radiológica y se dictan otras disposiciones.

[2.5.2] Acceptance Testing and Annual Physics Survey Recommendations for Gamma Camera, SPECT, and SPECT/CT Systems. The Report of AAPM Task Group 177 February 2019

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

[2.5.4] L. Stephen Graham et. al. Quantitation of SPECT performance: Report Task Group 4. Nuclear Medicine Committee. November 1994.

[2.5.5] Quality assurance for SPECT systems. Human Health Series No.6 International Atomic Energy Agency. Vienna. 2009.

Anexo 2.5.1. Criterios para Maniquí acreditados por ACR

**Sólo para imágenes planares de Medicina Nuclear.
Maniquí de Barras de 4 cuadrantes (fuentes radiactivas de Tc-99m y Co-57)**

Imágenes para Resolución espacial intrínseca

Satisfactorio	El patrón de barras de 2.5 a 2.9 mm se evidencian con claridad en un cuadrante en un patrón de cuatro cuadrantes y ellas tienen bajo contraste
En el límite	El patrón de barras de 3.0 a 3.4 mm se evidencia con claridad en un cuadrante en un patrón de cuatro cuadrantes

Imágenes para Resolución espacial del sistema

Satisfactorio	El patrón de barras de 3.0 a 3.4 mm se evidencia con claridad en un cuadrante en un patrón de cuatro cuadrantes
En el límite	El patrón de barras de 3.5 a 3.9 mm se evidencia con claridad en un cuadrante en un patrón de cuatro cuadrantes

Maniquí de ACR de Resolución Espacial Tc-99m usando un maniquí SPECT aprobado por la ACR (Al menos el 75% de las varillas en un segmento se debe visualizar para calificar un conjunto como “visto”)

Colimadores de orificios paralelos multipropósitos

Satisfactorio Las varillas de 9.5 mm se visualizan con alto contraste

En el límite Las varillas de 9.5 mm se visualizan en bajo contraste

Colimadores de orificios paralelos de alta resolución

Satisfactorio Las varillas de 7.9 mm se visualizan con alto contraste

En el límite Las varillas de 7.9 mm se visualizan con bajo contraste

Maniquí SPECT para Medicina Nuclear. (si un maniquí recibe 2 puntuaciones en el límite, este debe descartarse - Falla) - Maniquí de Lujo SPECT con Tc-99m

Resolución espacial (GP y HR) (General Propositiv and High Resolution)

Satisfactorio Varillas de 11.1 mm se visualizan con bajo contraste, todas las varillas más grandes se visualizan con alto contraste

En el límite Varillas de 12.7 mm y mayores se visualizan

Contraste (GP y HR) (General Propositiv and High Resolution)

Satisfactorio Esferas de 19.1 mm y mayores se visualizan con alto contraste

En el límite Esferas de 25.4 mm y mayores se visualizan con bajo contraste

Uniformidad (igual para todos los isótopos y colimadores)

Satisfactorio	Artefactos de anillo tenues visualizados en la UNIFORMIDAD y en el conjunto completo de todos los cortes que no se cree que sean clínicamente significativos o viceversa
En el límite	Los artefactos fuertes se ven en no más de dos cortes del conjunto completo

Maniquí PET.

(si un maniquí recibe 2 puntuaciones en el límite, este debe descartarse - Falla)

Contraste

Satisfactorio	Vial de 12 mm se visualiza con bajo contraste, viales de diámetro superiores se visualizan con bajo contraste
En el límite	Vial de 16 mm se visualiza con contraste aceptable, viales de diámetros mayores se visualizan con alto contraste

Resolución espacial

Satisfactorio	varillas de 9.5 mm se visualizan con bajo contraste, varillas de diámetro mayores se visualizan con alto contraste
En el límite	Varillas de 11.1 mm se visualizan con bajo contraste, varillas de diámetro mayores se visualizan con alto contraste

Uniformidad

Satisfactorio	Los artefactos se observan en solo unos pocos cortes del conjunto completo, pero no se cree que sean clínicamente significativos.
En el límite	Se ven artefactos fuertes en una pequeña cantidad de cortes.

Criterios para Aceptar/No Aceptar valores SUV

Valor promedio del fondo (background) 0.85 - 1.15

Cilindro de 25 mm entre 1.8 - 2.8

Relación 16/25 mayo a 0.7

2.6. CONTROL DE CALIDAD DE LOS SISTEMAS PET-CT



Figura 2.6.1 Sistemas PET/CT

2.6.1. Introducción

La tomografía por emisión de positrones PET (Positron Emission Tomography) es una modalidad de imágenes médicas que permite medir la distribución tridimensional de un trazador molecular marcado con un emisor de positrones. La formación de imágenes se basa en la detección de la coincidencia de dos fotones de 511 keV emitidos a $180 \pm 0,5^\circ$ uno del otro, después de la aniquilación positrón – electrón. La cámara PET consta de múltiples detectores de centelleo emparejados, dispuestos en anillo alrededor del paciente como lo mues-

tra la figura 2.6.1, que actúan en coincidencia detectando casi simultáneamente ambos fotones, y se asume que la desintegración se localiza en la denominada línea de respuesta (LOR) que une los dos detectores.

Para que una coincidencia sea considerada como válida los dos fotones deben alcanzar los respectivos detectores en un intervalo de tiempo establecido (ventana de coincidencia), y se requiere un nivel mínimo de energía que asegure que no han sufrido dispersiones (scattering) considerables en el trayecto.

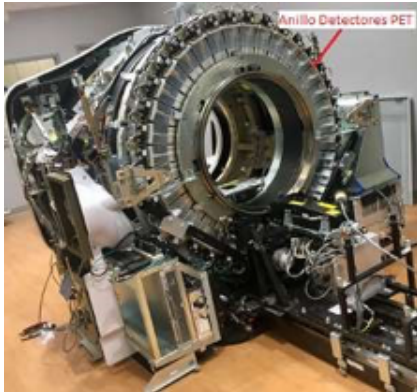


Figura 2.6.2. Tomógrafo PET, anillo de detectores dentro del Gantry.

Los problemas de calidad de la imagen son ocasionados por los distintos tipos de eventos de coincidencias que pueden ser detectados por el sistema de detectores en un tomógrafo PET. Los eventos de coinci-

dencias se detectan cuando dos fotones de aniquilación (511 keV) llegan dentro de la ventana temporal establecida. Pueden generarse los siguientes eventos de coincidencias (Figura 2.6.3):

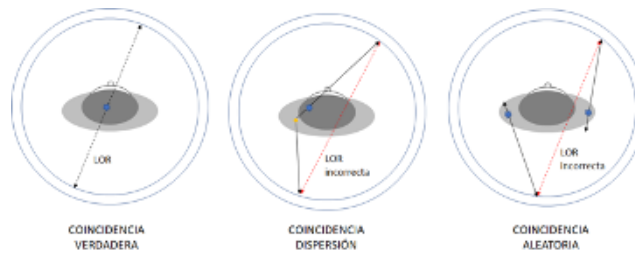


Figura 2.6.2. Eventos de coincidencia en un PET-CT.

Coincidencias verdaderas (trues): son los eventos de coincidencias que se registran como resultado de fotones producidos por un evento de aniquilación real.

Coincidencias aleatorias (randoms): Son los eventos generados por dos fotones de aniquilación no correlacionados espacialmente, o sea, provienen de regiones diferentes creando una LOR falsa.

Coincidencias de dispersión (scatters): Son los eventos generados por dos fotones de aniquilación que debido a la dispersión son detectados por el sistema dentro de la ventana de coincidencias creando una LOR falsa. En el caso de sistemas 3D los fotones de aniquilación generados fuera del campo de visión axial incrementan el número de coincidencias de dispersión.

El número total (neto) de eventos de coincidencias detectados por un tomógrafo PET (prompts) es la suma de los eventos de coincidencias verdaderas, coincidencias aleatorias y coincidencias de dispersión.

Consecuentemente es posible reconstruir la distribución del núcleo radiactivo dentro del volumen estudiado, a partir de un gran número de LORs. Los errores en determinación de la distribución espacial del radiofármaco afectan la calidad de la imagen poniendo en duda su utilidad diagnóstica.

Para la reconstrucción de las imágenes en el tomógrafo generalmente se utilizan métodos iterativos que han permitido una mejora en la calidad de la imagen frente a la reconstrucción por retroproyección filtrada.

Tras procesar la información recogida por el tomógrafo PET se obtienen imágenes volumétricas a partir de la reconstrucción de secciones paralelas a los principales planos del cuerpo (sagital, coronal y transversal).

Los límites fundamentales de un PET, desde un punto de vista físico, se observan en la viabilidad del sistema para posicionar correctamente los eventos de aniquilación y esto es afectado por varios factores:

a) El rango de la emisión del positrón en la materia antes de la aniquilación.

a) La dimensión del cristal usado en el detector.

b) La no exacta colinealidad de los fotones de aniquilación.

Las pruebas que se describen a continuación para el componente PET son un subconjunto de las pruebas recomendadas en el documento AAPM TG-126 [2.6.1] que el grupo de trabajo determinó como las más importantes, teniendo en cuenta la tecnología con la que se cuenta en la ciudad de Cali, los maniquís y fuentes radiactivas disponibles para las diferentes pruebas propuestas.

Se asume que todos los procedimientos de calibración descritos por el fabricante para los PET/CT se han completado antes de la realización de estas pruebas, así como

el equipo ha pasado las pruebas de aceptación, por tanto, las pruebas descritas en esta guía evalúan el rendimiento del sistema y la eficacia de estas calibraciones que ya fueron realizadas. Luego, deben realizarse después de concluidas las pruebas de aceptación. Para la realización de las pruebas de control de la componente CT deben seguirse las recomendaciones del capítulo referente a los sistemas SPECT/CT que se ciñen a la normativa Colombiana para estas tecnologías [2.6.2]. La relación de las pruebas recomendadas y su frecuencia aparecen en la Tabla 2.6.1.

Tabla 2.6.1. Frecuencias recomendadas para medición de los parámetros la componente PET del PET/CT

Prueba	Aceptación	Referencia	Constancia
Resolución espacial de PET y evaluación de co-registro PET y CT	X	X	Anual
Sensibilidad en PET	X	X	Anual*
Fracción de dispersión, pérdida de conteos y medida de coincidencias aleatorias.	X	X	Anual
Evaluación de las correcciones de dispersión y atenuación y contraste en PET	X	X	Trimestral
Uniformidad en PET	X	X	Anual
Uniformidad	X	X	Anual
Control de calidad diario del sistema PET/CT		X	Diaria

*(tras reemplazos del detector)

2.6.2. Resolución espacial de PET y evaluación de co-registro espacial de PET y CT

2.6.2.a. Resolución espacial de PET

Introducción

La resolución espacial define la capacidad del sistema para visualizar dos fuentes puntuales distintas en una imagen reconstruida. Es un factor importante para determinar el tamaño mínimo de las lesiones a detectar con imágenes PET.

Se define como el ancho a la altura media del máximo (FWHM) de la función de dispersión de una fuente puntual, medida a través de un perfil lineal de cuentas en la imagen reconstruida de una fuente puntual en aire.

Objetivo de la prueba

Medir la resolución tomográfica en aire y verificar que no se degrada debido a las condiciones de adquisición y reconstrucción.

2.6.2.b. Co-registro espacial de PET y CT

Introducción

El co-registro espacial apropiado de las imágenes PET y CT garantiza la correcta localización de las lesiones y la realización correcta de la corrección de atenuación.

Objetivo de la prueba


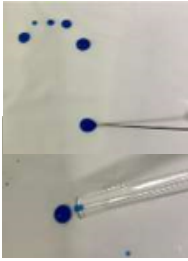
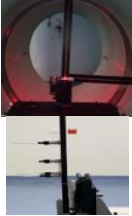
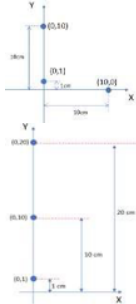

Detectar si existen artefactos en las imágenes híbridas debido a errores en el co-registro espacial de las imágenes PET y CT.

Materiales

- Fuente radiactiva de Flúor 18 (18F-FDG con 200 MBq/ml).
- Medio de contraste para CT.
- Guantes de látex.
- Tubos capilares con diámetro interno menor o igual a 1 mm.
- Critoseal®, colbón o silicona para sellar el capilar.
- Jeringa de 3 cc.
- Plástico para preparación de capilares.
- Pick porta jeringa por cada una.
- Pinza para manipular las jeringas con el material radiactivo.
- Soporte de fuentes para posicionamiento de las fuentes en las coordenadas (0,1), (0,10) y (10,0) (NEMA NU 2-2007) o soporte para colocar las fuentes en las coordenadas (0,1), (0,10) y (0,20) (NEMA NU 2-2012).

Periodicidad

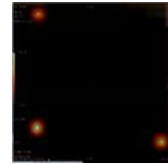
La realización de estas pruebas deberá realizarse durante la aceptación y de forma anual.

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	<p>Preparar una fuente de F-18 en 1 ml de una solución de 200 MBq/ml en la jeringa de 3 ml.</p> <p>Añadir 3 a 5 gotas de solución de contraste de CT a la jeringa. Mezclar bien.</p>	
Físico médico	2	<p>Sobre una superficie plana coloque el plástico, deposite entre tres y cinco gotas garantizando que sean lo más pequeñas que se puedan obtener.</p> <p>Tomar el capilar y colóquelo sobre la gota de tal manera que el líquido ingrese al capilar por capilaridad (la longitud de la gota dentro del capilar no debe superar 1 mm).</p> <p>Cubrir ambos extremos del capilar con una gota de colbón. Repetir el paso anterior con otros capilares hasta que obtenga tres fuentes puntuales de dimensiones similares.</p>	
Físico médico	3	<p>Posicionar el soporte de las fuentes en la camilla del equipo y ubíquelo haciendo coincidir el iso-centro con la posición (0,0). Esta posición coincide con el plano central del FOV axial.</p>	
Físico médico	4	<p>Ubicar las fuentes (capilares) en el soporte, como se muestra, en las coordenadas (0,1), (0,10) y (10,0) cm (basado en el NEMA NU 2-2007).</p> <p>Si utiliza un soporte para fuentes puntuales según la norma NEMA NU 2-2012, las fuentes se colocan en las posiciones (0,1), (0,10) y (0,20) cm.</p>	
Físico médico	5	<p>Realizar una primera adquisición, con un número de cuentas entre 5M y 10M de cuentas o un tiempo de adquisición entre 3 y 4 minutos.</p>	
Físico médico	6	<p>Desplazar la camilla hasta una distancia igual a 1/4 del FOV axial (NEMA NU 2-2007) o 3/8 del FOV axial (NEMA NU 2-2012).</p> <p>Realizar una segunda adquisición con los mismos parámetros.</p>	

Físico
médico

7

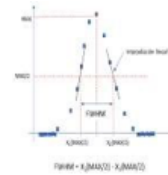
Reconstruir las imágenes usando el método de retroproyección filtrada si está disponible o reconstrucción iterativa con todas las correcciones activadas, excepto las correcciones de dispersión y atenuación. **IMPORTANTE:** Para las pruebas periódicas de seguimiento utilice siempre los mismos parámetros.



Físico
médico

8

Resolución Espacial
Se recomienda utilizar el software del fabricante para el procesamiento de esta prueba si está disponible.



En caso contrario siga las siguientes instrucciones:

- 1.** Para determinar el FWHM a partir de un perfil de línea de la fuente puntual en la imagen:
 - a. Encuentre el valor máximo a lo largo del perfil de línea y divida entre 2 para calcular la mitad del valor máximo.
 - b. Calcule la posición del valor igual a la mitad del máximo a lo largo de la línea del perfil (utilice la interpolación lineal si el valor se encuentra entre dos valores cercanos).
 - c. Calcule la distancia entre las dos posiciones de los valores igual a la mitad del valor máximo.
 - d. El resultado es el valor del FWHM.
- 2.** Para cada una de las seis fuentes puntuales (dos grupos de imágenes obtenidas según las secciones 4 y 5 para cada posición axial):
 - a. Localice los cortes donde aparece la fuente puntual y dibuje una región de interés (ROI) que la contenga
 - b. Encuentre el corte que tenga el mayor número de recuentos totales en traza
 - c. Dibuje un perfil radial y otro tangencial perpendiculares entre sí a través de la fuente puntual.
 - d. Repita esta operación en las vistas coronal y sagital de las imágenes reconstruidas utilizando interpolación lineal (seleccionar el menor espesor posible para generar las vistas sagital y coronal).
- 3.** Determinar los valores de FWHM axial, radial y tangencial de cada fuente puntual, en cada posición axial, según las secciones 5 y 6, siguiendo el Paso 1 (se obtienen 18 valores de FWHM, 9 por cada posición axial).
- 4.** Calcular el FWHM axial, radial y tangencial promedio de cada punto en ambas posiciones axiales (9 valores de FWHM):
 - a. En la prueba de referencia, registre los valores de FWHM para futuras comparaciones.
 - b. En las pruebas de seguimiento, compare los valores de FWHM con los valores iniciales. El test se considera aprobado si los valores están dentro del 5% de los valores de referencia
 - c. Los resultados de FWHM deben ser comparables a la especificación de resolución espacial de la fabricante basada en el documento NEMA NU 22002 o 2-2012.

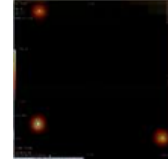
Físico
médico

9

Registro de PET y CT

1. Cree imágenes de PET y TC fusionadas axiales, coronales y sagitales de las fuentes puntuales.

2. Para las seis fuentes puntuales (tres por posición axial), mida la distancia entre el centro de la fuente puntual en la imagen PET y el centro de la fuente puntual en la imagen CT.



El análisis se puede realizar mediante inspección visual o midiendo la distancia entre los centroides correspondientes a las imágenes PET y CT (se debe utilizar el mismo método en las pruebas de seguimiento):

- a. En las pruebas de referencia, registre los valores de distancia para futuras comparaciones.
- b. En las pruebas de seguimiento, compare las distancias con los valores de referencia.

Tolerancia

La tolerancia para el posicionamiento en el plano central del FoV es $\pm 2\text{mm}$ para todas las fuentes (configuración para NEMA PET NU 2007 o NEMA PET NU 2012).

La tolerancia para el posicionamiento fuera del plano central del FoV es $\pm 2\text{mm}$ para las fuentes en (0,1) y $\pm 5\text{mm}$ para las fuentes en (10,0), (0,10) y (0,20), según las configuraciones para NEMA PET NU 2-2007 o NEMA PET NU 2-2012.

Los valores de resolución esperados se determinan durante las mediciones de referencia para cada sistema. Los valores posteriores de FWHM deben estar dentro de $\pm 5\%$ de los valores de referencia.

Para el co-registro PET / CT, el error permitido es ± 1 vóxel PET utilizando los parámetros de reconstrucción clínica (FOV y tamaño de la matriz).

Análisis de resultados

Los resultados deben ser comparados con los valores obtenidos en los valores de referencia en la aceptación del equipo, siempre que se haya realizado la prueba de la misma manera.

Recomendaciones

Si no hay recomendaciones específicas del fabricante, deben seleccionarse parámetros de reconstrucción que sean representativos de los que serán usados en la práctica clínica. Estos parámetros seleccionados serán usados en los test de referencia y seguimiento.

Realice esta prueba de primera con el fin de tener la mayor cantidad de actividad en las fuentes, recuerde que es vital cumplir con el requerimiento de concentración especificado por el fabricante.

En caso de no disponer de software para el procesamiento, puede utilizar el softwa-

re libre FIJI/ImageJ para el procesamiento (trazado de perfiles) y determinación de los valores de FWHM y el centroide de las imágenes CT y PET.

2.6.3. Sensibilidad en PET

Introducción

La sensibilidad es una medida del número de recuentos (eventos de detección de coincidencia) por segundo por unidad de actividad en el campo de visión axial del escáner PET. La prueba se realiza con niveles de actividad lo suficientemente bajos tal que las pérdidas por tiempo muerto sean inferiores al 5% y la tasa de coincidencias aleatorias sea inferior al 5% de la tasa total de recuento de eventos (prompt).

Esta prueba monitorea los cambios en los resultados de la prueba de sensibilidad realizados durante la prueba de aceptación.

La sensibilidad de un escáner PET no debe cambiar sustancialmente durante la vida útil del mismo, salvo que exista una falla o se sustituye un componente. Sin embargo, debido al deterioro de los cristales con el tiempo debe producirse una disminución gradual de la sensibilidad que debe controlarse durante la vida útil del sistema.

El físico médico tiene la opción de:

- 1) Realizar la prueba según se describe en la guía NEMA NU 2, si dispone del maniquí recomendado en esta guía, usualmente durante las pruebas de aceptación después de la compra.
- 2) Realizar una versión simplificada de la

prueba de sensibilidad indicada en los protocolos NEMA NU 2, que mide la sensibilidad del sistema utilizando el tubo de diámetro más pequeño del maniquí de sensibilidad NEMA o cualquier otro tubo de cualquier material y dimensiones comparables.

3) Monitorear y modelar el comportamiento del factor específico de concentración de actividad (p. ej., Factor de calibración del contador de pozos, factor de calibración ECAT, etc.) que se calcula periódicamente durante las pruebas recomendadas por el fabricante (diarias, mensuales o trimestrales).

La última opción se proporciona como una alternativa que no requiere maniqués especializados.

Se describen ambas alternativas para que se seleccione la variante más adecuada según la disponibilidad de maniqués.

Periodicidad

En aceptación, anual o cuando se realicen reemplazos del detector.

Procedimiento 1 realizado con maniquí NEMA PET

Objetivo de la prueba

Verificar que la medida del número de recuentos (eventos de detección de coincidencia) por segundo por unidad de actividad en el campo de visión del escáner PET se mantiene constante a lo largo de la vida útil de la máquina.

Materiales.

ELEMENTOS DE PROTECCIÓN PERSONAL

- Guantes de látex.
- Pinzas largas..
- Plástico y papel absorbente.

IMPLEMENTOS A UTILIZAR EN LA VERIFICACIÓN

- Cinco tubos concéntricos de aluminio , con 70 cm de longitud (puede utilizarse el tubo de aluminio de menor diámetro del maniquí NEMA para medición de sensibilidad, NEMA NU 22007)..
- Fuente radiactiva lineal: tubo plástico (capilar) rellenable (puede ser línea de macrogoteo pediátrica) con diámetro interno 2 a 2.1 mm, diámetro externo de 3 mm y 70 cm de longitud. Relleno de 18F-FDG con actividad de 5.55 – 7.0 MBq (0.15 – 0.2 mCi) en el momento de inicio de la medición. Antes de la preparación de la fuente tenga en cuenta las recomendaciones del fabricante para realizar esta prueba y realice los ajustes pertinentes.
- Jeringa de 3 - 5 cc
- Agujas de calibre 20 - 23
- Dispositivo para sostener el maniquí en el campo de visión del gantry.
- Nivel.
- Critoseal ®, colbón o silicona para sellar el capilar o tubo rellenable.

Alternativamente, la instalación tiene la opción de adquirir o fabricar un maniquí similar usando un tubo de cualquier material y de una longitud que abarque al menos la extensión axial del FOV (campo de visión). En ese caso, debe realizarse la prueba inmediatamente después que se realice el test de aceptación correspondiente. Independientemente del tamaño y la composición, se debe utilizar el mismo tubo para todas las mediciones de referencia y de seguimiento.

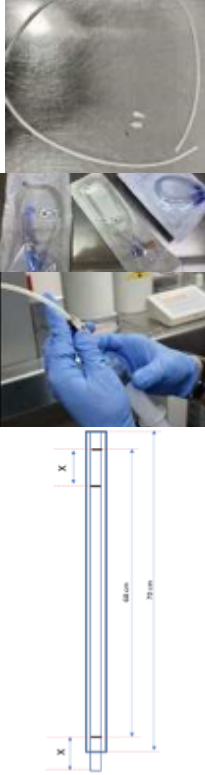

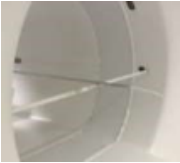
Procedimiento

Las mediciones de referencia se realizan después de la instalación del escáner, mientras que las medidas de seguimiento se adquieren anualmente o según sea necesario después del servicio.

El tubo más pequeño (6.4 mm de diámetro exterior) del maniquí se utilizará para adquirir tres réplicas de las mediciones.

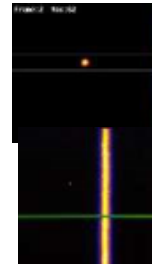
Si es posible, es preferible registrar los valores de las cuentas verdaderas y aleatorias. En el caso de que el escáner en particular no muestre los valores de cuentas verdaderas y aleatorias, las cuentas totales pueden usarse para realizar esta prueba.

Si la información de las cuentas totales no está disponible, el procedimiento 2 proporciona un método alternativo para monitorear la sensibilidad del escáner.

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	<p>Preparación fuente lineal:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Prepare el tubo plástico con diámetro interno de aproximadamente 2 - 2.1 mm y longitud 70 cm (la capacidad de líquido en este será aproximadamente de 2 - 2.5 ml, no obstante, siempre verifique en frío la capacidad de llenado del tubo). Tenga en cuenta que la fuente lineal (volumen ocupado por la solución radiactiva de F-18) debe quedar en el interior del maniquí cuando se realizan las mediciones. Se recomienda que el largo ocupado por de la fuente (solución de F-18) sea menor al largo del maniquí. - Realice el ajuste necesario para que la solución en la jeringa de 3 - 5mL tenga una concentración que garantice que la actividad de F-18 en la fuente lineal en el momento de la medición sea aproximadamente de 5.55 a 7.4 MBq (0.15 a 0.2 mCi). Registre la dosis inicial y momento en que se mide. - Haga dos marcas a una distancia tal que, el contenido de la solución radiactiva quede en el interior del maniquí y la fuente quede centrada en el interior, por ejemplo, si el maniquí tiene 70 cm de largo, la distancia entre las marcas puede ser 68 cm. - Asegure que no haya burbujas de aire en el espacio ocupado por la solución en el capilar después del llenado y no que se escape material radiactivo mientras se llena el tubo. - Tape los extremos del tubo con Critoseal®, colbón o silicona. - Registre la dosis residual en la jeringa y el tiempo de medición. - Determine el valor de actividad en la fuente realizando la corrección por la actividad residual en la jeringa. - Utilice como hora de referencia la medición de la actividad en la jeringa. 	
Físico médico	2	<p>Pase la fuente lineal a través del tubo de aluminio más delgado del maniquí de sensibilidad NEMA o del tubo de material equivalente en caso que no disponga del maniquí de sensibilidad NEMA.</p> <p>Marque en el maniquí la posición del centro.</p>	
Físico médico	3	<p>Monte el maniquí en el extremo de la camilla y posicionarlo de manera que quede centrado en el FOV y el centro del maniquí coincida con el plano central del FOV axial.</p> <p>Asegure que el maniquí está bien centrado en todas las direcciones empleando los dispositivos para montaje del maniquí o empleando soportes improvisados garantizando que la fuente estará nivelada.</p> <p>El centro de la fuente (maniquí) deberá quedar en el isocentro del escáner y paralelo a la camilla; emplee el control de la altura de la camilla para ayudar a posicionar la fuente (maniquí).</p>	

Físico médico 4 Adquisición y reconstrucción de datos:

- Ingrese la información de actividad en el maniquí y hora de referencia en la consola previa adquisición.
- Adquiera tres (3) exploraciones PET independientes de 1 minuto cada una con la fuente en el isocentro.
- Luego mueva lateralmente la fuente hasta 10 cm del isocentro y adquiera nuevamente 3 exploraciones de 1 minuto cada una.
- Reconstruya utilizando un protocolo clínico estándar para el sistema y registre los parámetros para el seguimiento de pruebas.



Físico médico 5 Registre la hora de inicio de la adquisición, la duración de cada escaneo y los recuentos de coincidencias neta (prompts) y coincidencias aleatorias (si está disponible la información de los recuentos de coincidencias aleatorias, reste los recuentos de coincidencias aleatorias de los recuentos de coincidencias netos (prompt) para obtener los recuentos totales de coincidencias).

- Divida los recuentos totales de coincidencias por la duración de la adquisición para obtener la tasa de recuentos total (cps, recuentos por segundo).
- Realice corrección por decaimiento de la actividad (kBq) respecto a la hora en que se inicia cada exploración.
- Calcule la sensibilidad (cps/kBq) dividiendo la tasa de conteo total (cps) por la actividad corregida (kBq) en el momento de la exploración.

Parámetro	Valor	Unidad	Comentarios
Fecha y hora de inicio	10/10/2011 10:00:00		
Duración de adquisición	1:00	min	
Recuentos de coincidencias netas	10000		
Recuentos de coincidencias aleatorias	500		
Recuentos de coincidencias totales	9500		
Tasa de recuentos total (cps)	158.33		
Actividad corregida (kBq)	100		
Sensibilidad (cps/kBq)	1.58		

Físico médico 6 Calcule la sensibilidad promedio para las tres exploraciones en el isocentro y el promedio de la sensibilidad media en exploraciones con desplazamiento lateral de 10 cm.

Físico médico 7 Para las pruebas de seguimiento, calcule el cambio en la sensibilidad en relación con la medida de referencia.

Procedimiento 2. Monitoreo del factor específico de concentración de actividad.

Introducción

Es el factor de concentración de actividad aplicado a los datos adquiridos para transformar las cuentas por segundo (cps) en concentración de actividad (kBq/mL). Este factor se genera durante la calibración de sensibilidad y actividad de los detectores de PET con un maniquí lleno con una mezcla uniforme de agua y ¹⁸F-FDG o un maniquí de Ge-68.

Este enfoque se considera subóptimo respecto a la primera opción (uso de maniquí NEMA con fuente lineal) ya que hay errores

introducidos por las correcciones aplicadas en los procedimientos de calibración. Sin embargo, la Opción 2 tiene la ventaja de no requerir maniquíes o imágenes adicionales.

Cada fabricante tiene un nombre diferente para este factor, como el factor de corrección del contador de pozo (WCC), el factor de calibración ECAT, etc.

Materiales

Los materiales requeridos para hacer control de calidad diario del equipo PET o calibración cruzada del mismo.

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	<p>Realizará control del factor específico de concentración de actividad que el equipo registra cada vez que se hace control de calidad diario.</p> <p>Verificará que el valor se encuentre siempre dentro de los límites de tolerancia indicados por los fabricantes, y deberá calcular la diferencia relativa entre los valores de seguimiento y basales.</p>	
Físico médico Equipos Philips	2	<p>Equipos Philips. En estos sistemas se genera el factor de concentración de actividad durante la calibración semestral del valor de incorporación estandarizado (SUV) de PET/CT.</p> <p>Alternativamente, se puede generar usando un maniquí de agua rellenable con una concentración conocida de ¹⁸F-FDG para correlacionar la tasa de recuento medida en cada píxel de la imagen con una actividad específica., el valor no se muestra para el usuario.</p> <p>Sin embargo, después de la calibración, se realiza una exploración de validación de SUV de PET/CT, mediante el cual el SUV se verifica a través del procedimiento de ROI descrito en el manual de usuario Philips. El valor medio SUV debe ser 1.0 (rango 0.9-1.1).</p> <p>Durante la prueba anual, se debe calcular la diferencia relativa entre el seguimiento y los valores de SUV promedio de referencia.</p>	
Físico médico Equipos Siemens	3	<p>Equipos Siemens. En estos sistemas el factor de concentración de actividad específica se denomina factor de calibración ECAT (ECF).</p> <p>La determinación del ECF se realiza como parte de la normalización diaria basada en el escaneo de un maniquí de cilindro de Ge-68 (fuente radiactiva calibrada cilíndrica).</p> <p>Durante la prueba anual, se puede realizar una revisión de los valores de ECF calculados a lo largo del tiempo haciendo clic en el botón "Ver tendencia" al finalizar el procedimiento de Control de calidad de PET.</p> <p>Deberá calcularse la diferencia relativa entre los valores de ECF de seguimiento y basales.</p>	

Tolerancia

Procedimiento 1 realizado con maniquí NEMA

La variación en la sensibilidad deberá estar dentro de $\pm 5\%$ de los valores iniciales en la aceptación o valor de referencia.

Procedimiento 2. Monitoreo del factor específico de concentración de actividad

Los factores de concentración de actividad específicos indicados por el proveedor deben determinarse para cada modo de adquisición (por ejemplo, 2D o 3D). La Tabla que se muestra a continuación enumera los límites proporcionados por el proveedor para sus valores respectivos que registran. Sin embargo, el reporte TG126 de AAPM [2.6.1] recomienda como límite que todos los valores de seguimiento estén dentro de $\pm 5\%$ de los valores de referencia.

Materiales

Valores específicos por fabricante	Límite indicado por el fabricante (rango)	Límite del TG-126 AAPM (línea base Vs seguimiento)
Validación SUV (Philips)	1 (0,90 - 1,10)	$\pm 5\%$
Factor de Calibración ECF (Siemens)	3 (2,6 - 3,4)*	$\pm 5\%$

*Los valores ECF aceptados están listados en el manual de usuario y varían según el modelo

Análisis de resultados

La tabla a continuación resume los datos que deben obtenerse para los cálculos y análisis de datos del procedimiento 1 realizado con maniquí NEMA.

Paso	Símbolo cálculo	Descripción	Valor	Unidad		
Cálculo de actividad	t_i	Hora inicial de medida previa inyección en maniquí		hh:mm		
	A_i	Actividad inicial en jeringa (previa inyección en maniquí)		kBq		
	t_f	Hora final medida actividad residual (post inyección en maniquí)		hh:mm		
	A_f	Actividad residual en jeringa (post inyección en maniquí)		kBq		
	$A_{M,i}$	Actividad real en maniquí en el momento de inyección en maniquí		kBq		
Análisis de imagen	t_A	Hora de inicio de adquisición		hh:mm		
	t_E	Duración de la exploración		s		
	C_T	Número total de cuentas		cts		
	C_R	Número total de cuentas aleatorias		cts		
	$C_N = C_T - C_R$	Cuentas netas		cts		
Cálculo de sensibilidad	$R_c = C_N / t_E$	Tasa de cuentas netas		cts		
	$A_{M,A}$	Actividad en el maniquí a la hora de adquisición		kBq		
	$S_c = R_c / A_{M,A}$	Sensibilidad		Cps/kBq		
Sensibilidad (cps/kBq)			Comparación			
Posición de la fuente	SCAN 1	SCAN 2	SCAN 3	Promedio	Línea base	Porcentaje de diferencia
Línea base Isocentro						
10cm fuera de centro						

Para el procedimiento 2, monitoreo del factor de actividad específico, deberá hacerse seguimiento a las gráficas que muestra el sistema específico de cada fabricante y evaluar que no haya una desviación significativa de las mismas de acuerdo a la tolerancia del fabricante.

Recomendaciones

Las sugeridas por el fabricante.

En caso que se disponga del set completo del maniquí de sensibilidad de NEMA se recomienda se realice la prueba con el conjunto completo de insertos de aluminio según las recomendaciones del fabricante

2.6.4. Fracción de dispersión, medida de coincidencias aleatorias (randoms).

Introducción

La fracción de dispersión (SF) es una medida de la influencia de los fotones de aniquilación dispersos dando como resultado líneas de respuesta incorrectamente definidas y depende de factores como la geometría del escáner, el blindaje (septas) y la ventana de energía.

Debido a esto, los tomógrafos PET tienen diferentes sensibilidades a la radiación dispersa.

Las mediciones de las tasas de coincidencias aleatorias (randoms) y las pérdidas de conteos muestran la capacidad de un tomógrafo PET durante la medición de fuentes de alta actividad.

El parámetro NECR ("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 NECR y la concentración de actividad correspondien-

te puede ser utilizado como una guía para determinar la actividad óptima para ser administrada a pacientes en un contexto clínico específico. El NECR 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.

Se describe el procedimiento según las recomendaciones del protocolo NEMA NU 2-2007.

Objetivo de la prueba

Evaluar la fracción de fotones dispersos y las tasas de coincidencias debido a fotones dispersos, coincidencias aleatorias y verdaderas para diferentes niveles de radiactividad.

Materiales

- Fuente: 1.1GBq (29 mCi) de F-18 FDG en un volumen de 0,5 mL en una jeringa con tapón de 10 cc, calibrado para T_0 y entregada 1 hora antes de T_0 . La actividad en la jeringa en el momento de preparación para estas condiciones sería 1.7GBq (44 mCi)
- Maniquí de polietileno de 70 cm de longitud con un diámetro externo de 20.3 cm, que contiene un agujero cilíndrico de diámetro 6.4 mm situado a 4.5 cm del eje y paralelo al mismo.
- Catéter:
 - Diámetro interno: 3mm
 - Diámetro externo: 4.7mm
 - Longitud: 80 cm.
 - 1 jeringa de 10 mL.
 - Tapon para cateter 3.1mm
 - Vaso de precipitado de 50 mL.

Periodicidad

Aceptación y anual

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	<p>Posicionamiento del Maniquí.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Colocar el maniquí sobre la camilla del tomógrafo. - Ajustar la configuración vertical de la cama del paciente en el centro del maniquí para alinearse con los láseres laterales del gantry. - Centrar el maniquí en el campo de visión axial y transversal con la fuente lo más cercana posible a la camilla. 	
Físico médico	2	<p>Preparación de la jeringa con actividad:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Siga las recomendaciones del fabricante acerca de la actividad necesaria para el inicio de la adquisición de las imágenes. Tenga en cuenta el intervalo de tiempo entre la preparación de la fuente y el inicio de la prueba - Tenga en cuenta el volumen del catéter (fuente lineal) que introducirá en el maniquí durante la prueba. La fuente debe quedar completamente en el interior del maniquí cilíndrico - Asegure que la concentración de la solución radiactiva sea la adecuada para que la actividad en el catéter cumpla con el requerimiento del fabricante en el momento de hacer la prueba <p> $\text{Conc(mCi/mL)} = \frac{\text{Actividad recomendada (mCi)}}{\text{AC (cm}^2\text{)} \times \text{LF (cm)}}$ </p> <p>En donde: <i>AC = área de la sección transversal del catéter</i> <i>LF = largo de la fuente, 68cm</i></p> <ul style="list-style-type: none"> - Colocar papel absorbente en porta muestras del activímetro. - Coloque la jeringa en el activímetro para medir la actividad radiactiva. - Registrar la actividad y la hora, teniendo en cuenta la dosis residual. 	
Físico médico	3	<p>Preparación de la fuente lineal</p> <ul style="list-style-type: none"> - Conectar el tapón al catéter. - Desconectar la aguja de la jeringa y conectar la jeringa al tapón. - Haga dos marcas en el catéter, colocadas a 70 cm una de otra. Use el centro del catéter como referencia del punto medio entre las marcas. - Haga dos nuevas marcas a 1 cm de las anteriores, en la dirección hacia el centro del catéter. La distancia entre las nuevas marcas será de 68 cm. - Rellene el maniquí de forma que la longitud de la fuente ocupe el espacio entre las marcas situadas a 68 cm. Así el espacio ocupado por la fuente quedará dentro del maniquí. Garantice que no haya burbujas de aire en la fuente. - Colocar un tapón en el catéter en el extremo opuesto en el que se depositó la actividad. - Asegurarse que ambos extremos cuenten con tapón. - Colocar el catéter en un contenedor blindado y transportar el contenedor a la sala del escáner. 	

Físico
médico

4

Tenga en cuenta que la prueba tendrá una duración mayor a las 10 horas, luego debe hacer la planificación necesaria.

Adquisición de datos

- La prueba debe iniciarse con el mayor valor de actividad posible en la fuente, teniendo en cuenta las instrucciones del fabricante.
- Coloque el catéter en el maniquí de tal manera que la fuente quede en el interior del maniquí.
- Coloque el maniquí de manera que la fuente quede en la cara inferior hacia la camilla.
- Siga las instrucciones del fabricante si dispone de software y/o protocolo de adquisición específico para la realización de la prueba.
- Se realizará una adquisición dinámica en la misma posición axial (cama o bed) según disminuye la concentración radiactiva en la fuente lineal.



Procesamiento de datos

- Es importante conocer como el sistema realiza la estimación de la tasa coincidencias aleatorias (randoms).
- Siga las instrucciones del software del fabricante para la entrada de datos y procesamiento.

Se muestra un ejemplo del procedimiento siguiendo las recomendaciones para un sistema SIEMENS

- Cree un nuevo examen para paciente. Para equipos Siemens, a través del cuadro de diálogo "Registro de pacientes".
- Seleccione el protocolo NEMA AC en protocolos PET.
- Modifique la longitud del topograma a 1024 mm.
- Haga clic en cargar para adquirir el topograma.
- Ajustar el tamaño de la posición del corte a la longitud de una cama.
- Alinee el centro del campo de visión de adquisición con el centro de dispersión del maniquí.
- Haga clic en cargar para adquirir la tomografía computarizada.
- Siga las indicaciones en la pantalla para adquirir el escaneo PET.
- Haga clic en el botón Cerrar paciente actual para finalizar el examen una vez las adquisiciones estén completas.

- Abra el software NEMA seleccionando

Opciones>Servicio>Local

Servicio>Herramientas NEMA> Dispersión.

- Para ingresar la nueva información de la prueba, seleccione Nueva entrada.
- En el cuadro de diálogo Resolución NEMA, ingrese la información de la prueba de los datos generados durante la fuente puntual.
- En Descripción física, ingrese el Tipo de fuente "lineal". Una vez que ingrese toda la información requerida, haga clic en guardar cambios. Una vez que se guarde la nueva entrada, haga clic en Adquisición Parámetros que se dirigen a ampliar la sección de parámetros de adquisición.
- La actividad en la fuente lineal debe ser de 1.1GBq (29 mCi) al inicio de la adquisición de datos. El valor de la altura del maniquí por encima de PHS (mm) debe ser 0. Una vez que ingrese todos los parámetros, haga clic en Ir.

Tolerancia.

Los valores de la fracción de dispersión, del pico NECR y de la concentración del pico NECR no deben ser menores de los especificados por el fabricante (ver Tabla 2.6.2).

Establecidos los valores de referencia, la tolerancia para la fracción de dispersión es:

Tabla 2.6.2. Valores de aceptación según fabricante SIEMENS.

Parámetro	Valor de fábrica (Siemens)
Fracción de dispersión	34%
Medida de eventos aleatorios (randoms)	
Pico NECR (k=0)	100 kcps
Concentración de actividad medida	30 kBq/cc
Pico de eventos verdaderos (trues)	340 kcps
Concentración de actividad medida	46 kBq/cc

Análisis de resultados

Una vez que se complete la adquisición de datos, siga las instrucciones para el procesamiento de las mediciones. En algunos sistemas, el procesamiento inicia automáticamente.

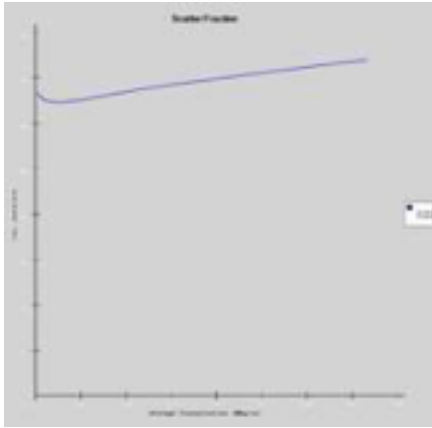
Una vez finalizado el procesamiento, revise los resultados y compare con los valores de aceptación de dispersión del sistema. Por ejemplo, la tabla 2 muestra un ejemplo de salida para un sistema SIEMENS.

El análisis de los sinogramas, con un programa incorporado a la aplicación PETSyngo (SIEMENS), permite evaluar el parámetro tasa equivalente al ruido (NECR) a partir de las tasas de coincidencias verdaderas (trues) ($R_{t,i,k}$), coincidencias totales (prompts) ($R_{Tot,i,k}$) y coincidencias aleatorias (randoms) ($R_{R,i,k}$) en el plano i de la adquisición k según la expresión:

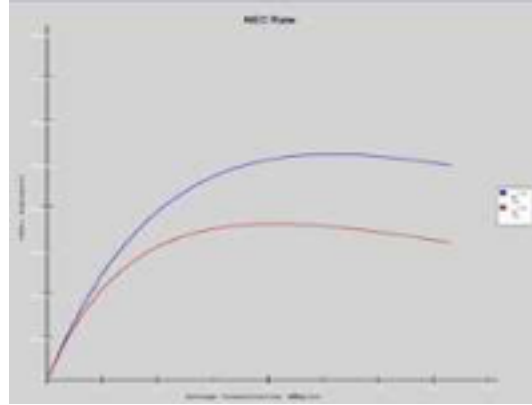
$$NECR_{i,k} = (R_{t,i,k})^2 / (R_{Tot,i,k} + kR_{R,k}) \quad (34)$$

Donde, el valor de k depende de los 2 posibles tratamientos de las coincidencias aleatorias: $k=1$ si la sustracción de los eventos coincidencias aleatorias se realiza en tiempo real, y $k=0$ si los eventos adquiridos incluyen las coincidencias aleatorias, en cuyo caso se realiza la sustracción a posteriori. Debido a esto, es importante conocer el método de corrección de randoms de cada sistema y como el fabricante muestra los resultados en el cálculo del parámetro NECR

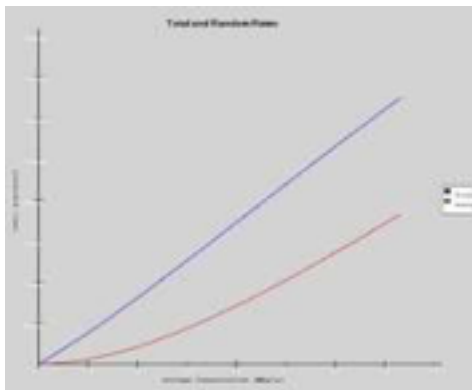
Las siguientes gráficas representan un ejemplo de los resultados obtenidos para un equipo PET/CT, SIEMENS Biograph 20 mCT.



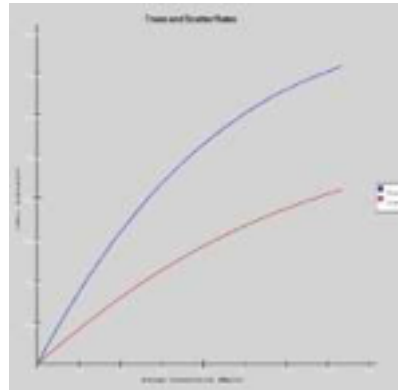
Fracción de Dispersión



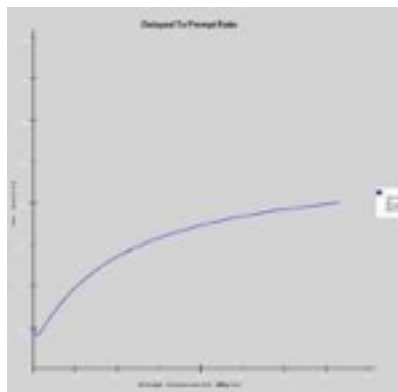
Tasa NECR



Tasa aleatorios y eventos totales



Tasa dispersos y eventos totales



Razón entre los totales

Recomendaciones

Seguir las recomendaciones del fabricante para la preparación de la fuente lineal: actividad en el momento de inicio de la medición

Si se superan los valores de tolerancias (según tabla 2), verificar que el maniquí está colocado correctamente y la actividad es la adecuada.

2.6.5. Evaluación de las correcciones de dispersión y atenuación y contraste en PET

Introducción

Con el fin de garantizar en estudios con PET/CT que la cuantificación sea repetible, es importante considerar diversos efectos físicos que degradan la calidad de la imagen. Uno de los factores que más se debe evaluar es la atenuación que sufren los fotones al atravesar el objeto en estudio. Este efecto reduce el número de fotones detectados, pero puede corregirse si se dispone de información anatómica del objeto estudiado [2.6.2].

Objetivo de la prueba

El principal objetivo para la realización de la prueba consiste en evaluar la calidad de las imágenes adquiridas en el PET/CT, en las mismas condiciones que se realiza la adquisición en clínica para los pacientes y garantizar que la imagen cuente con una buena calidad para el diagnóstico. Se evalúan además la exactitud de las correcciones de atenuación y dispersión.

Se determinan las siguientes magnitudes: contraste de las esferas radiactivas (calientes) ($C_{EC,j}$) y no radiactivas (frías) ($C_{EF,j}$) en un fondo radiactivo.

Variabilidad de fondo (VF_j): es el coeficiente de variación para las ROIS definidas en el fondo. Se expresa en valor porcentual.

Desviación estándar (SD_j): es la desviación estándar de las mediciones de variabilidad de fondo.


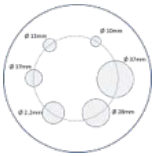


Error relativo de conteo (C): es la diferencia entre los conteos esperados y los medidos representando el error residual debido a las correcciones de dispersión y atenuación. Se expresa en valor porcentual

Materiales

- Maniquí IQ NEMA.
- 185 – 222 MBq (5 – 6 mCi) de ^{18}F -FDG en el momento de inicio de la prueba.
- Bolsa de solución salina de 1000 ml.
- Dos jeringas de 5 cc.
- Una jeringa de 60 cc.
- Cinta pegante.
- Marcador.
- Guantes de látex.
- Pinzas largas.
- Plástico y papel absorbente.

Periodicidad

Realice la prueba cada tres meses o si la máquina tiene algún daño..

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	<p>Es importante considerar las recomendaciones del fabricante para la realización de esta prueba considerando:</p> <ul style="list-style-type: none"> a) Actividad en los maniqués en el momento de la prueba. b) Colocación relativa de los maniqués. c) Preparación y parámetros de adquisición. d) Reconstrucción y procesamiento. <p>Preparación de las Fuentes: La concentración en el maniquí debe ser la misma que se determinaría para las condiciones de adquisición que se usan en la clínica.</p> <p>Deben prepararse 2 jeringas: A para el maniquí IQ NEMA y B para el maniquí cilíndrico de polietileno.</p> <p>Jeringa A: Podemos usar como referencia 370M de F-18FDG administrados a un paciente de 70kg, en ese caso la concentración sería 5.3kBq/cc. Dado que el maniquí IQ NEMA tiene un volumen aproximado de 9 litros, luego, la actividad total en el maniquí en el momento del inicio de la prueba debe ser 48 – 50 MBq (1.3 – 1.4mCi). Si la jeringa se prepara 60 minutos antes del inicio de la prueba, carguela con 70 – 73 MBq (1.9 – 2mCi). En caso de otros intervalos, haga los ajustes pertinentes.</p> <p>Jeringa B: La actividad en la fuente lineal en el maniquí de dispersión es 116 MBq (3.1mCi) en el momento de inicio de la prueba. Si la jeringa se prepara 60 minutos antes del inicio de la prueba, debe cargarla con 170 MBq (4.6mCi). En caso de otros intervalos, haga los ajustes pertinentes.</p>	
Físico médico	2	<p>Preparación del maniquí IQ NEMA</p> <p>Cuando monte el maniquí, asegure que la orientación de las esferas coincide con las recomendaciones del fabricante. En caso contrario puede usar la recomendación que se muestra en la figura con la esfera de 17mm sobre el eje horizontal del maniquí (NEMA UN 2007).</p> <p>La relación entre las concentraciones en las esferas y el fondo debe ser 1:4, para ello: Rellene las dos esferas de mayor diámetro (37 mm y 28 mm) con agua no radiactiva. Estas serán las esferas "frías".</p> <p>Rellene el maniquí con agua destilada hasta $\frac{3}{4}$ de su altura.</p> <p>Añada el contenido de la jeringa A y registre el valor de actividad en el maniquí y la hora de medición.</p> <p>Agitar repetidamente para garantizar la homogeneidad de la mezcla. Se recomienda el uso de algún colorante.</p>	  

Rellene las restantes 4 esferas (22 mm, 17 mm, 13 mm y 10mm) con esta solución. Estas serán las esferas "calientes".

Añada el agua destilada hasta completar el volumen del maniquí. Esta será la región de "fondo". Se recomienda agitar el maniquí a intervalos para garantizar la homogeneidad de la solución en la región de fondo.

El peso del maniquí en estas condiciones es 10kg

Físico
Médico

3

Preparar del maniquí cilíndrico de polietileno: Siga las recomendaciones para preparar la fuente lineal y colocación dentro del maniquí descritas en la prueba de fracción de dispersión y medida de coincidencias aleatorias.



Físico
Médico

5

En caso que no haya una recomendación específica del fabricante para la colocación de los maniqués puede usar la siguiente descripción que sigue las recomendaciones de NEMA NU 2-2007:

Coloque el maniquí IQ NEMA a 5cm del borde de la camilla.

Coloque el maniquí cilíndrico de polietileno de manera que esté posicionado cerca de la cara de las esferas para simular la influencia de la radiactividad fuera del campo de visión como en las adquisiciones clínicas

Posicione el maniquí IQ alineado y centrado en los tres ejes de manera que plano donde están los centros de las esferas quede en el corte central de las imágenes



Físico
médico

6

Planifique una adquisición con 2 camas (bed) de manera que las esferas queden contenidas en la zona de solapamiento de las camas.

El tiempo total de adquisición se determina a partir de:

$$Tiempo\ total(min) \cdot \frac{60min}{10cm} \cdot paso(cm)$$

donde: paso (cm) es la distancia que se mueve la camilla entre camas (bed) (chequear en la documentación técnica),

El tiempo por cama (bed) = Tiempo total/2, si consideramos que usaremos 2 camas en la exploración. Si no dispone de la información puede usar 5 – 6 min/cama, para 10 -12 minutos de tiempo total.

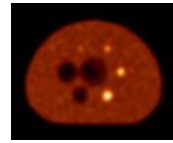
Si desea hacer réplicas del experimento, haga los ajustes necesarios al tiempo de exploración de manera que en todos los casos se adquirían la misma cantidad de eventos

Físico
médico

3

Reconstruya los estudios usando el mismo protocolo que utiliza en los estudios clínicos.

Reporte los parámetros de reconstrucción, filtrado, etc.

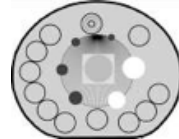


Físico
médico

3

Análisis de resultados

Se recomienda usar el software propuesto por el fabricante para la realización de los análisis. En caso contrario siga las siguientes recomendaciones:



Calidad de imagen:

Localice el corte donde se detecte el mayor contraste entre las esferas frías y calientes.

Todos los cálculos y análisis deben realizarse en ese corte.

Dibuje ROIs circulares en cada esfera tan cerca como sea posible del diámetro interno de la esfera.

Dibuje ROIs circulares con diámetros similares a los definidos para las esferas en la región de fondo según como muestra la figura. Las ROI de todos los diámetros son concéntrica para cada posición.

Las ROIs en la región de fondo deben estar a 15 mm del borde del maniquí y a no menos de 15 mm de las esferas.

Dibuje el mismo set de ROIs en la región de fondo en cortes situados +2cm, +1cm, -1cm, -2cm usando como referencia el corte definido como central. De manera que se disponen para cada esfera (fría o caliente) de:

$$60 \text{ ROIs de fondo} = 12 \text{ ROIs/corte} \times 5 \text{ cortes}$$

Contraste:

El contraste para las esferas calientes ($C_{EC,j}$) se determina a partir de la siguiente expresión:

$$C_{EC,j} = \frac{\left(\frac{\text{Conteos}_{EC,j}}{\text{Conteos}_{F,j}}\right) - 1}{\left(\frac{\text{Conc}_{EC,j}}{\text{Conc}_{F,j}}\right) - 1}$$

En donde:

$Conc_{EC,j}$ son los conteos promedio en la ROI de la esfera caliente j-ésima.

$Conc_{F,j}$ son los conteos promedio en las ROIs definidas (60) en la región de fondo para la esfera caliente j-ésima.

$Conc_{EC,j}$ es la concentración radiactiva en las esferas calientes.

$Conc_{F,j}$ es la concentración radiactiva en la región de fondo.

El contraste para las esferas calientes ($C_{EF,j}$) se determina con la expresión:

$$C_{EF,j} = 1 - \frac{Conc_{EF,j}}{Conc_{F,j}}$$

En donde:

$Conc_{EF,j}$ son los conteos promedio en la ROI de la esfera fría j-ésima.

$Conc_{F,j}$ son los conteos promedio en las ROIs definidas (60) en la región de fondo para la esfera fría j-ésima.

Variabilidad de fondo:

$$VF_j = \frac{SD_j}{Conc_{F,j}} \cdot 100\%$$

En donde:

$Conc_{F,j}$ son los conteos promedio para las ROI's definidas (60) en la región de fondo para la esfera fría j-ésima.

SD_j es la desviación estándar para las ROIs definidas (60) en la región de fondo para la esfera fría j-ésima.

$$SD_j = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^N (Conc_{F,k} - Conc_{F,j})^2}{(N-1) \cdot N}}$$

Se reportan los valores de $C_{EC,j}$ y VF_j para cada esfera

Físico
médico

4

Exactitud de la corrección de atenuación y dispersión:

Dibuje una ROI de diámetro 30 ± 2 mm en el centro del inserto de pulmón.

Dibuje 12 ROIs de igual diámetro en la región de fondo en las mismas posiciones (concéntricas) de las anteriores usadas para las esferas.

Reporte los valores de los conteos promedio para ROIs dibujadas en todos los cortes.

Determine el error relativo para el corte i-ésimo:

$$C_{Pulmon,i} = \frac{Conteos_{pulmon,i}}{Conteos_{pulmon,j}} \cdot 100\%$$

En donde:

$Conteos_{pulmon,i}$ son los conteos promedio en la ROI definida en el inserto de pulmón en el corte i-ésimo.

$Conteos_{pulmon,i}$ son los conteos promedios para todas las ROIs de fondo de 30mm.

Se reporta el valor de $\Delta C_{pulmon,i}$ de cada corte y el valor promedio.

Tolerancia

Deben cumplirse los límites de tolerancia especificados por el fabricante.

Si no existen recomendaciones del fabricante puede usarse como tolerancia una desviación del 5% de los valores de base (IAEA Pub1393) [2.6.4].

Se recomienda realizar tres réplicas de las mediciones, pero deben hacerse los ajustes convenientes a los tiempos de adquisición de manera que siempre se adquieran la misma cantidad de eventos.

Si aparecen artefactos en las imágenes o el nivel de tolerancia no se cumple deben chequearse los resultados de las pruebas diarias y valorar la realización de calibraciones. Si el problema persiste, debe notificarse a servicios técnicos para la realización de acciones correctivas.

Recomendaciones

Si no cuenta con el maniquí IQ NEMA se puede utilizar una opción donde se realice la una evaluación con un maniquí que

tenga tres insertos rellenables que se coloquen en un fondo radiactivo. Los insertos se pueden llenar de agua no radiactiva (esfera fría), una solución radiactiva de concentración conocida (esfera caliente) y el tercero con gránulos de poliplastic o aire. La región de fondo se rellena con una solución radiactiva con concentración conocida. Pueden realizarse evaluaciones usando las expresiones presentadas en (8) y (9).

2.6.6. Uniformidad

Introducción

La uniformidad es un indicador crítico de los cambios en la integridad del sistema. Esta prueba deberá ser evaluada diariamente en las pruebas automatizadas del sistema, y el físico médico deberá hacer un seguimiento periódico cada año siguiendo la instrucción aquí descrita.

El propósito de la evaluación de la uniformidad de la imagen es proporcionar una medida de la desviación en la concentración de actividad dentro de un corte, o diferentes cortes de un maniquí uniforme.

Objetivo de la prueba

Evaluar la desviación en la concentración de actividad de un corte o varios cortes en un maniquí relleno con una solución radiactiva homogénea para diferentes valores de concentración en el maniquí.

Materiales

- Maniquí cilíndrico rellenable homogéneo 20 cm de diámetro y aproximadamente 19 cm de longitud. Si no cuenta con un maniquí específico para esta prueba, puede usarse el tanque del maniquí de Jacsk sack sin los insertos.
- 18.5 MBq (0.5 mCi) de 18F-FDG en el momento de realizar la prueba.
- Actividad adecuada para que la concentración en el maniquí sea igual a 1/3 – 1/2 de

la concentración en el pico NECR (Este valor se obtiene por medio de la prueba de Fracción de dispersión y medida de coincidencias aleatorias, sería una actividad adecuada para que la concentración del maniquí esté en el rango entre 1/3 y 1/2 de la concentración en el pico NECR)




- 2 Jeringas de 3 a 5 cc.
- 2 Jeringas de 60 cc.
- Agujas de calibre 20 a 23.

Periodicidad

Aceptación y anual. En caso de sistemas PET/CT de Philips, se recomienda realizar esta prueba cada trimestre.

Procedimiento

Preparación del maniquí.

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Físico médico	1	Preparar en una jeringa pequeña (3-5 cc) con una actividad tal que, en el momento de inicio del ensayo, la actividad en el maniquí corresponda con los requerimientos de la prueba en cada instante de tiempo, registre hora y actividad.	
Físico médico	2	Llenar el maniquí cilíndrico homogéneo con agua y retirar 60 cc con la jeringa grande (no bote el agua de esta jeringa).	
Físico médico	3	Coloque el material radiactivo del paso 1 en el maniquí, clausure y revuelva bien, hasta lograr una mezcla homogénea. Agregue el agua que tenía en la jeringa de 60cc y clausure. Registre la dosis post administración y con este estime la dosis total colocada en el maniquí.	

Físico
médico

4

Otro mecanismo para preparar el maniquí, es precalibrar la cantidad de material radiactivo (aproximadamente 2 horas antes) de acuerdo a la hora en que se utilizará el maniquí para la adquisición de imágenes.

Una vez lleno el maniquí de agua y sin burbujas de aire, retira el volumen exacto, de acuerdo al volumen de material radiactivo que introducirá.

Agregue el material radiactivo al maniquí y clausure el mismo y agite para homogenizar la solución.

Mantenga el maniquí (con el material radiactivo incorporado) en la condición de ambiente (humedad y temperatura) similar a la que realizará la adquisición de las imágenes, permitiendo un tiempo mínimo de 2 horas de reposo y homogeneización.



Físico
médico

5

Posicionar el maniquí en la camilla de la máquina, centrado en los campos de visión transaxial y axial (ajuste con láser de posicionamiento).

Como recomendación utilice los aditamentos disponibles para fijación y posicionamiento del maniquí para garantizar que la fuente quede suspendida en el aire.



Físico
médico

6

Adquiera una exploración de 15 minutos. O siga las recomendaciones del fabricante.



Físico
médico

7

La exploración para definir la línea base (prueba de referencia) de esta prueba deberá ser realizada en dos concentraciones de actividad diferentes. Según AAPM Reporte TG 126.

Se realiza una adquisición cuando la concentración radiactiva en el maniquí sea $1/3 - 1/2$ de la concentración determinada en el pico NECR y otra cuando la actividad en el maniquí son 18.5MBq.

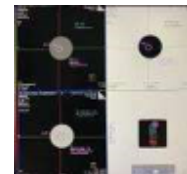




Físico
médico

8

Las pruebas de referencia deben realizarse a ambas concentraciones de actividad.

Las pruebas de seguimiento se pueden realizar a una sola concentración de actividad, pero la misma concentración se debe usar de manera consistente en todas las evaluaciones de seguimiento, con el fin de realizar las comparaciones pertinentes de los datos obtenidos con los valores de referencia.



Físico médico	9	Inspeccione visualmente las imágenes en busca de artefactos	
Físico médico	10	Para cada una de las diferentes concentraciones de actividad adquiridas en la prueba de referencia, registre la concentración de actividad en el maniquí, en el momento de adquisición.	
Físico médico	11	Dibuje 5 ROI (Región de Interés) circulares con un diámetro de 30 mm. 1 en el centro de la imagen. 1 en cada ubicación cardinal (12, 3, 6 y 9 h según las agujas del reloj) a 10 mm del borde de la imagen del maniquí. Proyecte los 5 ROI a los otros cortes en la región uniforme de adquisición (excluye el primer y segundo corte y los últimos 2 cortes pues contienen mucho ruido).	
Físico médico	12	Para corte (i) y 5 ubicaciones transversales (j) obtenga la concentración de actividad media ($ROI(i,j)$).	
Físico médico	13	Calcule la uniformidad integral dentro un corte (IU_i) para to-dos los cortes. Calcule la uniformidad integral axial entre los cortes (IU_{axial}) para cada una de las 5 ubicaciones de ROI.	

Tolerancia

Las comparaciones se realizan entre los valores obtenidos en las pruebas de referencia y las de seguimiento.

Medición	Valor absoluto máximo
Uniformidad integral dentro de un corte (IU_i)	5%
Uniformidad integral axial entre cortes (IU_{axial})	5%

Analisis de resultados

Uniformidad integral dentro de un corte (IU_i)

La uniformidad integral dentro de un corte $i = N$ es calculada usando:

$$IU_{I,N} = \frac{ROI_{(N,max)} - ROI_{(N,min)}}{ROI_{(N,max)} + ROI_{(N,min)}} \quad (35)$$

Donde $ROI_{(N,max)}$ y $ROI_{(N,min)}$ son el máximo y el mínimo de los valores medidos $ROI_{(N,j)}$ en el corte N , respectivamente.

Uniformidad integral axial entre cortes (IU_{axial})

La uniformidad integral axial para una sola

locación transversal es calculada usando:

$$IU_{AXIAL,M} = \frac{ROI_{(max,M)} - ROI_{(min,M)}}{ROI_{(max,M)} + ROI_{(min,M)}} \quad (36)$$

donde $ROI_{(max,M)}$ y $ROI_{(min,N)}$ son el máximo y el mínimo de los valores medidos $ROI_{(i,m)}$ en

todos los cortes en la ubicación transversal M , respectivamente.

La tabla a continuación, ejemplifica los datos que deberán registrarse y los cálculos respectivos para determinar la uniformidad en los sistemas PET.

Paso	Descripción		Valor	Unidad		
Previa colocación del material en el maniquí	Tiempo					
	Actividad			kBq		
Residuo después de colocación del material en el maniquí	Tiempo					
	Actividad residual			kBq		
	Actividad decaída – corregida por t_i			kBq		
Maniquí homogéneo	Actividad total (en t_i) administrada			kBq		
	Volumen total			cc		
	Concentración de actividad			kBq / cc		
Concentración de actividad en el tiempo de adquisición (kBq / cc)						
CORTE	Concentración media de actividad (kBq / cc)					Uniformidad integral dentro del corte IU_i
	$ROI_{(1,1)}$	$ROI_{(1,2)}$	$ROI_{(1,3)}$	$ROI_{(1,4)}$	$ROI_{(1,5)}$	
1						
2						
3						
.						
.						
N-3						
N-2						
N-1						
Uniformidad integral axial entre cortes IU_{AXIAL}						

Recomendaciones.

Si la imagen muestra artefactos o los parámetros de uniformidad están fuera de las to-

lerancias, debe chequear los resultados de los controles diarios y considerar la realización de calibraciones. Si el problema persiste, debe notificar a los ingenieros de soporte técnico.

2.6.7. Control de calidad diario (Tecnólogo)

Introducción

El éxito en el diagnóstico mediante la realización de exploraciones PET/CT radica en contar con equipos idóneos y en buenas condiciones de desempeño. La ejecución de controles diarios garantizará la calidad en las prestaciones de los servicios diagnósticos, y permite detectar fallos que pueden tener influencia en la calidad de las imágenes o el seguimiento de parámetros de desempeño que pueden indicar la necesidad de calibraciones periódicas para la corrección de artefactos que se observen en las imágenes o la realización de acciones correctivas. En el diseño del plan de pruebas de chequeos diarios en equipos híbridos deben considerarse ambos componentes PET y CT, basados en las recomendaciones de los fabricantes y los maniqués disponibles en el servicio.

Objetivo de la prueba

Evaluar el funcionamiento de los componentes PET y CT de un sistema híbrido PET/CT

Materiales

- Maniquí de CT para QC diario.
- Fuente de Ge-68 para el PET Siemens y GE
- Fuente de Na-22 para el PET Philips.
- Dosimetría personal (Cuerpo entero y extremidades).

Periodicidad.

La prueba se realizará de manera diaria antes de utilizar el equipo para adquisición de las imágenes.

Responsable	SEC	Acción / Actividad	Imagen / Figura
Tecnólogo en medicina nuclear.	1	<p>Inspección física</p> <p>-Inspección visual y comprobación de conexiones, incluyendo cables, conectores, interruptores, etc., tanto de elementos de conexión eléctrica, como cables de datos (ej. cables de conexión entre el gantry, la camilla y las consolas de adquisición de imágenes, cables del EKG, etc.).</p> <p>-Chequeo de los movimientos de los componentes del sistema (camilla, gantry, detectores, etc.) para descartar problemas funcionales que produzcan ruidos, comportamiento inadecuado (ej. alteraciones en límites de movimiento, etc.)</p> <p>-Verificación visual y funcional de los elementos de seguridad del paciente como membranas de detección de contacto en la superficie de los colimadores, detectores de contorno, etc.</p> <p>-Evaluación de elementos de seguridad como el funcionamiento de los botones de emergencia del sistema y su disponibilidad en posiciones estratégicas dentro de los cuartos de control y del equipo.</p> <p>-Estado general del funcionamiento de los monitores y otros elementos de salida/entrada de datos (ej. control manual del gantry, teclados, etc.)</p>	

Físico
médico

2

Componente CT:

El componente CT de los equipos híbridos requieren de verificaciones y calibraciones diarias que se describen a continuación. El calentamiento del tubo de rayos X, hasta la temperatura óptima para su correcto funcionamiento y para preservar su óptimo estado y conservación, se debe realizar diariamente, acorde a las sugerencias del fabricante.



Maniquí para QC diario de sistemas PET/CT de SIEMENS



Maniquí para QC diario de sistemas PET/CT de Phillips

Tecnólogo
en medicina
nuclear.

3

Componente CT:

Por otra parte, previo a la adquisición de imágenes clínicas con el CT, se requiere que se realicen las calibraciones del sistema en aire. Para ello se debe retirar la camilla o cualquier otro objeto del campo de visión del CT y proceder a la calibración de los números CT en aire, considerando las condiciones de mediciones en que se emplea el equipo (diferentes voltajes, niveles de corriente y colimación del haz).



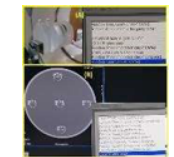
Ventana para test de calibración de detectores en aire para sistemas SIEMENS

Tecnólogo
en medicina
nuclear.

4

Componente CT:

Por último, es necesario que diariamente se realice la comprobación de la calidad de la imagen CT, previo a la colección de imágenes de pacientes. Para ello se debe emplear la metodología sugerida por el fabricante que consiste en la colección y análisis de imágenes de un maniquí, por lo general provisto por el fabricante, empleando los protocolos de adquisición y procesamiento de datos del sistema de adquisición del CT. En la figura se muestran las condiciones en que se realiza esta prueba para un equipo PET-CT, así como los resultados obtenidos.



Pantalla de salida de resultados de pruebas diarias de CT para un sistema PET/CT SIEMENS



Pantalla de salida de resultados de pruebas diarias de CT para un sistema PE/CT Phillips

Tecnólogo en medicina nuclear.	5	<p>Componente PET (ejemplo equipo Phillips):</p> <p>-Previa a la adquisición de las imágenes clínicas con el PET, se requiere que se realicen las calibraciones del sistema con la fuente radiactiva de Ge-68 o Na-22.</p> <p>-Se ubica la base en la camilla para posicionar la fuente de Ge-68 o Na-22.</p>		<p>Soporte para fuente cilíndrica de Ge-68 para QC PET diario en sistemas de SIEMENS</p>
Tecnólogo en medicina nuclear.	6	<p>Componente PET:</p> <p>-Se debe sacar la fuente de su blindaje específico y se debe contar con las medidas de protección radiológica para la manipulación de la misma.</p>		<p>Soporte para fuente puntual de Na-22 para QC PET diario en sistemas de Phillips</p>
Tecnólogo en medicina nuclear.	7	<p>Componente PET:</p> <p>Se posiciona la fuente en la base específica y se asegura según las recomendaciones del fabricante.</p>		<p>Fuente cilíndrica de Ge68 para QC PET diario para sistema SIEMENS</p>
Tecnólogo en medicina nuclear.	8	<p>Componente PET:</p> <p>Se realiza el posicionamiento de la fuente con los láseres internos del CT de manera axial y sagital.</p> <p>-Se selecciona el control de calidad de PET para iniciar la adquisición de 10 minutos y revisar las mediciones anteriores.</p> <p>-Una vez completado, el software proporciona una indicación visual de los resultados si se encuentran dentro de los límites aceptables y cuenta con la opción de ver un informe completo y un sinograma.</p> <p>-Los resultados diarios anteriores del control de calidad en PET se pueden revisar ya que quedan archivados.</p> <p>-El informe indica que valores están dentro de tolerancia y cuáles no.</p>		<p>Fuente puntual de Na-22 para QC PET diaria en sistemas de Phillips</p>

Tolerancia

Los valores de las magnitudes Uniformidad de HU, número de CT o HU promedio y ruido para el componente CT y el análisis de las imágenes PET no deberán ser mayores a los establecidos en la aceptación del PET/CT.

Componente CT [2.6.6]:

Ruido: $(0,5 - 1) \%$ y el valor del ruido no debería diferir de su valor de referencia en más de $\pm 10\%$

Valor medio de número CT: ± 4 UH

Uniformidad de número CT: ± 5 UH y el valor de la uniformidad no puede diferir de su valor de referencia de más de ± 2 UH

Componente PET:

Según recomendaciones de cada fabricante.

Análisis de resultados

El informe de resultados de las pruebas diarias de CT indicarán los parámetros que no cumplen con las tolerancias. La inspección visual de las imágenes de CT de uniformidad permitirán determinar la necesidad de realización de calibraciones de los detectores, mantenimientos preventivos o de acciones correctivas.

El informe de las pruebas diarias de PET indicará qué valores están dentro de los límites aceptables (aprobados) y cuáles no. Los resultados del control de calidad del PET se deben rastrear a lo largo del tiempo para realizar la comparación con los chequeos anuales [2.6.1]

Recomendaciones

Para la realización de las pruebas se debe-

rán tener en cuenta las especificaciones del fabricante para el procesamiento de las imágenes y análisis de los resultados.

2.6.8. BIBLIOGRAFÍA

[2.6.1]. PET/CT Acceptance Testing and Quality Assurance The Report of AAPM Task Group 126 October 2019

2.6.2] Resolución 0482 de 2018 Ministerio de Salud y Protección Social. Por medio de la cual se reglamenta el uso de equipos generadores de radiación ionizante, su control de calidad, la prestación de servicios de protección radiológica y se dictan otras disposiciones.

[2.6.3] Huang S-C, Hoffman E.J., Phelps M.E., Kuhl D.E. Quantitation in Positron Emission Computed Tomography: 2. Effects of Inaccurate Attenuation Correction. J. Comput. Assist. Tomogr. 3. 804-14 (ISSN: 0363-8715)

[2.6.4] Tomasi, G., Turkheimer, F, and Aboagye, E. Importance of Quantification for the Analysis of PET Data in Oncology: Review of Current Methods and Trends for the Future. Mol Imaging Biol. (2012); 14: 131-133.

[2.6.5] IAEA Pub1393 Quality Assurance for PET and PET/CT Systems, IAEA Vienna, 2009

[2.6.6] IAEA / ARCAL XLIX Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, IAEA / ARCAL, 2001

3. TÉRMINOS Y DEFINICIONES

Accesorios de control de calidad: Fantomas o maniqués, fuentes radiactivas y elementos o componentes adicionales para actividades de control de calidad de los equipos e instrumentos de medicina nuclear.

Altura de fotopico: Es el número de cuentas máximo de un espectro de energía, en el fotopico evaluado.

Campo Útil de Visión (UFOV): NEMA lo define como el 95% del campo de visión de una cámara gamma.

Campo Central de Visión (CFOV): se refiere a la definición de NEMA del 75% del campo de visión de una cámara gamma.

Cámara gamma: Equipo detector de radiación gamma, basado en detectores de centelleo o de estado sólido, para la realización de diagnóstico por imágenes. Puede contar con uno o más cabezales detectores.

Control de calidad (CC): Técnicas operacionales para evaluar el desempeño de los equipos e instrumentos empleados en los servicios de medicina nuclear y el cumplimiento de los requisitos de calidad.

Fantoma o Maniquí: Dispositivos u objetos de geometría bien conocidas que permiten evaluar el comportamiento de un sistema imagenológico en condiciones controladas.

Fondo (background): Actividad proveniente de fuentes radioactivas diferentes al objeto en estudio.

Fotopico: en un espectro de energía, es el

canal de mayor número de cuentas (característico de un radionucleido)

Garantía de Calidad: Todas las acciones planificadas y sistemáticas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente.

HVL: Parámetro que caracteriza la calidad del haz de rayos X. Es el espesor necesario de un determinado material para atenuar, a la mitad del valor inicial, la intensidad del haz de radiación.

Intrínseco: Término utilizado para describir las características de rendimiento de una cámara gamma o sistema SPECT, excluyendo variables externas que modifican estas especificaciones, por ejemplo, colimadores o dispositivos de visualización.

Índice de dosis de CT.(CTDI - Computed Tomography Dose Index):

LOR (línea de respuesta): Línea que conecta las posiciones sobre los detectores de dos eventos en coincidencia temporal.

Mantenimiento Preventivo: Procedimientos para preservar el instrumento en las mejores condiciones de funcionamiento, de gran importancia para su operación satisfactoria, pues incluye la limpieza, lubricación, reemplazo de componentes de corta duración y detección de fallas incipientes.

Mantenimiento Correctivo: Procedimientos para corregir fallas en el funcionamiento de los equipos o los parámetros que estén fuera de los límites aceptados por el fabricante.

te y devolver el instrumento a sus óptimas condiciones de funcionamiento.

NEMA: Asociación que desarrolla especificaciones estándares para equipos de imágenes que incluyen cámara gammas, SPECT y PET. Estos forman la base para las especificaciones, las pruebas de aceptación y referencias de equipos, y algunas pruebas con modificaciones. También se pueden usar para el control de calidad de rutina.

PET: Equipo que produce imágenes metabólicas 3D a partir de la detección de pares de fotones en coincidencia, provenientes de la aniquilación electrón-positrón, producto de un emisor beta positivo.

PET-CT: Equipo híbrido que permite la adquisición integrada de imágenes tridimensionales moleculares (PET) y anatómicas (CT) en forma consecutiva, alineadas espacialmente y en un único procedimiento.

Pixel: Elemento básico de una imagen digital

Proyección: Imagen desde un determinado ángulo, alrededor del paciente u objeto de estudio.

Pruebas de aceptación: Conjunto de evaluaciones o pruebas que se realizan para verificar que el equipo, accesorios y software adquiridos satisfacen las especificaciones del fabricante y las del usuario.

Pruebas de Referencia: Conjunto de pruebas que miden exhaustivamente los parámetros característicos del equipo, por el procedimiento más completo que se disponga y que permiten establecer un nivel de comparación o referencia durante las verificaciones de rutina. Estas prue-

bas pueden coincidir en ocasiones con las pruebas de aceptación, y son obligatorias después de situaciones que puedan alterar los parámetros básicos de su operación (por ejemplo: mantenimientos, cambios de voltajes, etc.).

Pruebas rutinarias: Conjunto de pruebas que se deben efectuar regularmente en un equipo para asegurar su óptimo funcionamiento. Estas pruebas se clasifican en pruebas periódicas (semanales, mensuales, trimestrales, semestrales o anuales) y pruebas operacionales o diarias.

Parámetros Intrínsecos: se refiere a los parámetros obtenidos durante los chequeos realizados a una cámara gamma sin colimador.

Parámetros Extrínsecos: se refiere a los parámetros obtenidos durante los chequeos realizados a una cámara gamma con colimador

Radiofármaco: Compuesto radiactivo que se emplea como contraste para realizar estudios de medicina nuclear. Formado por moléculas portadoras o elemento activo unido a un radionucleido o puede estar formado solo por un isótopo radiactivo que posee una distribución en el organismo humano, de interés clínico.

Resolución Energética: Capacidad que posee el equipo detector de diferenciar entre dos radiaciones distintas de energía cercana. O sea, es la separación mínima a la que dos picos de energía se pueden identificar en forma separada, se mide en KeV ó en % del pico de energía.

Resolución espacial: Es la distancia mínima a la que dos fuentes puntuales se pueden identificar en forma separada, se mide en

mm. Se caracteriza como el ancho a la semi-altura o FWHM (Full Width at Half Maximum) para un perfil de lectura en función de la posición en imagen.

Resolución temporal: Es la separación mínima a la que dos eventos temporales se pueden identificar en forma separada, se mide en nanosegundos.

ROI: Región de Interés. Área seleccionada dentro de una imagen para cuantificar la captación de radiofármaco o la actividad en la misma.

Tomografía Computada (CT): Equipo de obtención de imágenes anatómicas de pacientes a partir de la colección de proyecciones de transmisión de rayos X.

Sensibilidad: Para cámaras gamma o sistemas SPECT se considera como el número de desintegraciones detectadas por unidad de actividad y tiempo.

Sistemas SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography): Equipos imagenológicos empleados en medicina nuclear para evaluar la función y morfología del organismo humano. Permiten caracterizar la distribución tridimensional de la administrada a los pacientes a partir de proyecciones colectadas a su alrededor.

Sinograma: Imagen creada a partir de las todas las proyecciones del SPECT o del acúmulo de las líneas de respuesta en 2D perpendiculares al eje del tomógrafo PET clasificándolas por inclinación y distancia al centro del equipo de gran valor y utilidad para la reconstrucción de los estudios y para el control de calidad del equipamiento.

Sistemas SPECT-CT (Single Photon Emis-

sion Computed Tomography): Equipo imagenológico multimodal que combina imágenes obtenidas con sistemas SPECT y sistemas CT en un equipo único integrado que permite incrementar el valor diagnóstico de los estudios.

Standard Uptake Value: Parámetro cuantitativo que se define como la relación entre la concentración de actividad en todo el organismo y la concentración de actividad en un órgano, lesión o volumen de interés y que permite valorar la diferenciación entre lesiones benignas y malignas.

Tiempo muerto: Es el tiempo que necesita un equipo de medición de radiaciones (como sistemas de imágenes SPECT-CT, PET-CT, etc) para terminar de procesar un evento y darle lugar a un evento nuevo.

Tiempo de vuelo (TOF): Técnica de recolección de datos en estudios PET que permite incrementar la calidad y valor diagnóstico de los estudios, considerando la diferencia temporal que hay en la detección de los dos fotones provenientes de la aniquilación electrón-positrón.

Tolerancia: Indica las condiciones en que la prueba se considera satisfactoria.

Tasa de cuentas de ruido equivalente (NEC): Relación entre las coincidencias verdaderas (True) y las espurias (Scatter + Random) definida como $NEC = T^2 / (T + R + S)$.

Ventana de energía: Es el rango de energía que se selecciona sobre el espectro energético para medir o formar la imagen.

Ventana temporal: Es la diferencia de tiempo que se admite para considerar que dos destellos en detectores opuestos forman una línea de respuesta.

Voxel: es la unidad básica de formación de las imágenes tridimensionales; equivalente al pixel en un objeto 3D.



CALI - COLOMBIA

