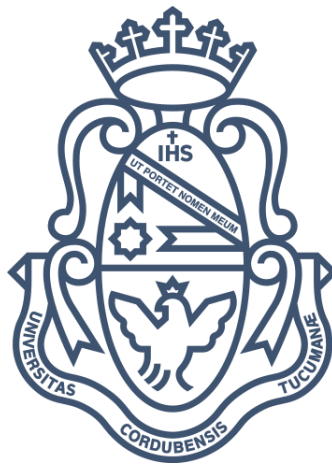


Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales
Ingeniería Biomédica

Proyecto Integrador

Implementación de un Programa de Gestión de Calidad en Medicina Nuclear para Cámara Gamma



Alumnos:

Rivoire, Amalia

Matricula: 38278981

Robles, Manuel Francisco

Matricula: 37523876

Asesor:

Martínez, Ariel

Co-Asesor:

Sotelo, Claudio



Córdoba, Octubre de 2019

Agradecimientos

Son muchas las personas que han contribuido al proceso y conclusión de este trabajo, y es por ello que queremos expresarles nuestro más sincero agradecimiento.

En primer lugar, a nuestros asesores, Lic. Ariel Martínez e Ing. Claudio Sotelo, por su constante apoyo, asesoramiento y dedicación brindados a este proyecto y por el respeto a nuestras ideas y sugerencias.

Asimismo, a todos los miembros del servicio de Medicina Nuclear del Instituto Oulton, particularmente al Dr. Adolfo Facello por permitirnos llevar a cabo nuestro trabajo en su servicio, a los Lic. Luis Barros, Diego Preston, Fernando Berchán, Melina Sasso, Eliana Serna por sus recomendaciones y colaboración durante el proceso de mediciones, y especialmente a la Lic. Mónica Riolo por su paciencia, disposición e incondicional apoyo.

A todos los miembros del departamento de Bioingeniería por estar siempre a nuestra disposición.

Al Ing. Walter Gómez por su predisposición y sugerencias, y por los conocimientos brindados sobre los equipos.

A la prestigiosa Universidad Nacional de Córdoba y la Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales por darnos la posibilidad de estudiar, enriquecernos en conocimientos y formarnos como profesionales, y a cada uno de los profesores que nos guiaron durante toda la carrera.

A nuestros padres Jorge, Silvia, Fabiana y Fernando, quienes nos alentaron y acompañaron a lo largo de toda nuestras vidas para poder llegar a donde estamos hoy.

A nuestras familias por nunca dudar de nuestras habilidades y ser el sostén del día a día.

A nuestros amigos por hacer de este camino uno más simple y lleno de momentos que nunca olvidaremos.

Resumen

La falta de regulación y normativa en cuanto a la calidad de imagen de los equipos de Medicina Nuclear lleva a las instituciones de la salud interesadas en mejorar sus atenciones médicas a reorganizar los programas de garantía de calidad por medios propios en base a publicaciones de carácter internacional. Es en este contexto que resulta fundamental realizar controles de manera sistemática para garantizar no solo la calidad de las imágenes adquiridas, sino también la seguridad de los pacientes y del personal de operación.

El objetivo del presente proyecto integrador fue el de implementar un programa de gestión de calidad para el servicio de Medicina Nuclear del Instituto Oulton, ubicado en Córdoba, más específicamente sobre el área de Cámara Gamma. Para ello fue necesario recompilar información de entidades de renombre internacional tales como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (NEMA) y el Colegio Americano de Radiología (ACR), entre otros.

El desafío del proyecto radicó en la adaptación del programa a los recursos humanos y materiales (tales como maniqués, soportes y fuentes) disponibles en el servicio. Por otro lado, el trabajo se dividió en tres partes fundamentales: la redacción de los protocolos de calidad, la puesta en marcha de los mismos sobre dos de las tres cámaras del servicio marca Siemens modelo c.cam y e.cam, y finalmente, la capacitación y concientización del personal acerca del programa de calidad.

Los protocolos propuestos contemplan pruebas para el activímetro de cámara gamma, y para las cámaras gamma propiamente dichas, ya que garantizar la calidad de la medición de las muestras radiactivas es el paso inicial para garantizar la calidad de imagen de la cámara. Para cada prueba se describió el objetivo de la misma, el material necesario, los procedimientos propiamente dichos, la interpretación de los resultados obtenidos y los límites de tolerancia, y el registro de los mismos.

Por último, se enunció una serie de recomendaciones para la optimización del programa descrito, y se realizó una presentación destinada al departamento de ingeniería y del servicio de medicina nuclear a fin de concientizar la importancia de mantener un control riguroso de la calidad en este tipo de equipos.

Palabras clave: cámara gamma; activímetro; programa de calidad; OIEA; NEMA; maniquí; Siemens e.cam; Siemens c.cam; calidad de imagen; radionúclido; radioisótopo.

Abstract

The lack of normative and regulation regarding image quality of Nuclear Medicine equipment leads health institutions interested in improving their medical care to reorganize quality assurance programs by their own means based on international publications. It is in this context that it's essential to carry out systematic checks to control not only the quality of acquired images, but also the safety of patients and the operating personnel.

The objective of the current project was to implement a quality management program for the Nuclear Medicine service in the Oulton Institute located in Córdoba, more specifically on the Gamma Camera area. In order to do this, it was necessary to compile information from internationally renowned entities such as the International Atomic Energy Agency (IAEA), the National Electrical Manufacturers Association (NEMA) and the American College of Radiology (ACR), among others.

The challenge of the project was the program's adaptation to the human and material resources (such as phantoms, supports and radioactive sources) available in the service. On the other hand, the project was divided in three fundamental parts: the drafting of the quality protocols, its implementation on two of the three gamma cameras (Siemens brand, models c.cam and e.cam), and finally, staff training and awareness about the quality program.

The proposed protocols include tests for the gamma camera's activimeter and for the gamma cameras themselves, since guaranteeing the quality of the measurements of radioactive samples is the initial step to guarantee the image quality of the camera. The objective, necessary material and procedures were described for each test, as well as the result's interpretation and tolerance limits, and their recording.

To conclude, a series of recommendations were stated to optimize the described program, and a presentation was made to the engineer and nuclear medicine departments in order to raise awareness of the importance of maintaining a rigorous quality control in this type of equipment.

Key words: gamma camera; activimeter; quality assurance; IAEA; NEMA; phantom; Siemens c.cam; Siemens e.cam; image quality; radionuclide; radioisotope.

Índice General

Introducción	1
Objetivos	3
Objetivos Generales.....	3
Objetivos Específicos.....	3
Capítulo I - Marco Teórico	4
1. Radionúclidos en Cámara Gamma.....	4
1.1 Características de los radionúclidos.....	4
1.2 Radioisótopos en Cámara Gamma.....	5
1.3 Radiofármacos.....	5
2. Activímetro.....	9
2.1 Principio del activímetro.....	9
2.2 Control de calidad del activímetro.....	10
3. Cámaras Gamma.....	12
3.1 Principios básicos.....	12
3.2 Componentes de la cámara gamma.....	13
4. Control de Calidad en Cámara Gamma.....	23
4.1 Uniformidad.....	23
4.2 Linealidad espacial.....	27
4.3 Resolución espacial.....	28
4.4 Sensibilidad.....	32
4.5 Resolución energética.....	33
4.6 Resolución temporal.....	35
4.7 Otras pruebas de Aceptación y Referencia.....	38
Pruebas contempladas en el programa de calidad.....	40
Capítulo II – Materiales y Métodos	42
1. Control de Calidad del Activímetro.....	42
1.1 Prueba de exactitud y precisión.....	42
1.2 Prueba de linealidad de la respuesta.....	44
1.3 Prueba de respuesta al fondo.....	45
1.4 Prueba de estabilidad de la respuesta.....	46
2. Control de Calidad de Cámara Gamma.....	48
2.1 Uniformidad.....	48
2.2 Resolución espacial.....	53

2.3 Linealidad espacial	57
2.4 Sensibilidad	58
2.5 Resolución energética	60
2.6 Resolución temporal	61
2.7 Centro de Rotación	66
2.8 Operación total	68
2.9 Registro espacial de múltiples ventanas	69
2.10 Filtración de radiación a través del blindaje.....	70
Capítulo III – Resultados y discusión.....	72
1. Control de Calidad del Activímetro	72
1.1 Prueba de exactitud y precisión	72
1.2 Prueba de linealidad de la respuesta	73
1.3 Prueba de respuesta al fondo	75
1.4 Prueba de estabilidad de la respuesta	76
2. Control de Calidad de Cámara Gamma.....	77
2.1 Uniformidad	78
2.2 Resolución espacial y linealidad espacial	90
2.4 Sensibilidad	95
2.5 Resolución energética	96
2.6 Resolución temporal	99
2.7 Centro de rotación	102
2.8 Operación total	108
2.9 Registro espacial de múltiples ventanas	109
2.10 Filtración de radiación a través del blindaje.....	109
3. Conclusiones del capítulo.....	110
Conclusiones	112
Recomendaciones	114
Bibliografía y Referencias	115
ANEXOS	118
ANEXO A – Equipos del Servicio	119
ANEXO B – Tablas de resultados	122
ANEXO C – Códigos de MATLAB	132
ANEXO D – Planillas de Registro.....	143

Índice de Figuras

Figura 1 - Ejemplo de composición de un radiofármaco.....	6
Figura 2 - Esquema de decaimientos radiactivos en los generadores $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$	8
Figura 3 - Ejemplo de activímetro.....	9
Figura 4 - Esquema del funcionamiento de un activímetro	10
Figura 5 - Componentes de una cámara de centelleo	13
Figura 6 - Producción de fotones de luz en el cristal de NaI(Tl)	13
Figura 7 - Corte transversal de un cristal de NaI(Tl).	14
Figura 8 - Esquema de funcionamiento de un tubo fotomultiplicador.	15
Figura 9 - Circuito de posicionamiento de la cámara gamma	18
Figura 10 - Representación gráfica de la altura de pulso centrada en el fotopico del $^{99\text{m}}\text{Tc}$ con un ancho de ventana aceptado del 20%.	19
Figura 11 - Esquema de un discriminador diferencial.....	20
Figura 12 - Diferentes tipos de colimadores según la disposición de los agujeros	21
Figura 13 - Vista en primer plano de un colimador de agujeros paralelos que muestra la estructura del orificio.....	22
Figura 14 - No uniformidades.....	24
Figura 15 - Corrección de uniformidad	26
Figura 16 - Efectos de no-linealidad.....	28
Figura 17 - Deterioro de la resolución espacial respecto al tipo y distancia entre el colimador y la fuente.	30
Figura 18 - Maniquí de cuadrantes con barras.....	31
Figura 19 - Resolución energética vs. Energía de rayos γ	34
Figura 20 - Espectro de energía del ^{137}Cs y cálculo del %FWHM.....	34
Figura 21 - Efecto de "pile up" o apilamiento de pulsos reflejado en imagen.....	36
Figura 22 - Sistemas paralizables y no paralizables.....	37
Figura 23 - Simulación de la reconstrucción de una fuente puntual con diferentes errores de CoR	39
Figura 24 - Esquema de los 12 sitios de colocación de la fuente radiactiva para la verificación del filtrado a través del blindaje del detector.	71
Figura 25 - Precisión del activímetro con $^{99\text{m}}\text{Tc}$ a partir de una fuente de ^{137}Cs	73
Figura 26 - Linealidad de la respuesta del activímetro	74
Figura 27 - Respuesta al fondo del activímetro para $^{99\text{m}}\text{Tc}$ y ^{131}I	75
Figura 28 - Estabilidad de la respuesta del activímetro	77
Figura 29 - Uniformidad diaria del equipo Siemens c.cam.....	78

Figura 30 - Uniformidad diaria del equipo Siemens e.cam	80
Figura 31 - Uniformidad diaria a partir de una fuente puntual de ^{99m}Tc en ambos detectores del equipo Siemens e.cam.....	81
Figura 32 - Imágenes de uniformidad intrínseca del campo inundado a diferentes amplitudes de ventana del AAP	83
Figura 33 - Maniquí de inundación del campo del equipo Siemens c.cam	87
Figura 34 - Disposición del maniquí de inundación del campo durante la prueba de uniformidad del sistema del equipo Siemens e.cam	88
Figura 35 - Imágenes de uniformidad del campo inundado del sistema del equipo Siemens e.cam.....	89
Figura 36 - Imágenes de resolución espacial intrínseca.....	90
Figura 37 - Imágenes de resolución espacial intrínseca del equipo Siemens e.cam	91
Figura 38 - Imágenes de la resolución espacial intrínseca del equipo Siemens c.cam a partir de una fuente de actividad tal que genera una tasa de conteo observada de 75000 c/s.....	92
Figura 39 - Imágenes de la resolución espacial del equipo Siemens e.cam ante la presencia de una fuente puntual de alta actividad con una tasa de conteo cercana a 75000 c/s	93
Figura 40 - Imágenes de la resolución espacial extrínseca del equipo Siemens e.cam con colimadores de baja energía, alta resolución	94
Figura 41 - Imágenes de la resolución espacial extrínseca del equipo Siemens e.cam con colimadores de alta energía.....	94
Figura 42 - Software para la determinación de la resolución energética del equipo Siemens e.cam.....	98
Figura 43 - Software para la determinación de la operación de la tasa de conteo.....	99
Figura 44 - Disposición del soporte de CoR durante la prueba del centro de rotación en el equipo Siemens c.cam.....	103
Figura 45 - Disposición de las fuentes de ^{99m}Tc para el estudio de CoR de la cámara Siemens e.cam con colimadores de baja energía y alta resolución (LEHR)	105
Figura 46 - Sinogramas de las pruebas de centro de rotación con una orientación de los cabezales en 180°	107
Figura 47 - Sinogramas de las pruebas de centro de rotación con una orientación de los cabezales en 90° , utilizando los colimadores de baja energía, alta resolución (LEHR).....	108
Figura 48 - Representación de las mediciones de la prueba de filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector del equipo Siemens c.cam	109
Figura 49 - Representación de las mediciones de la prueba de filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector del equipo Siemens e.cam.....	110
Figura 50 - Ajuste del perfil de energía (negro) a una función gaussiana (rojo) empleando el programa OriginPro 8.5, y los resultados correspondientes al análisis de esta última.....	137

Índice de Tablas

Tabla 1 - Radioisótopos más comunes empleados en el Servicio de Cámara Gamma.	5
Tabla 2 - Pruebas de calidad del activímetro contempladas en el programa	11
Tabla 3 - Pruebas de calidad contempladas en el programa.	41
Tabla 4 - CoR. Cantidad de fuentes para cada tipo de colimador.	66
Tabla 5 - Linealidad de la respuesta del activímetro	74
Tabla 6 - Respuesta al fondo del activímetro.....	75
Tabla 7 - Estabilidad del activímetro.....	76
Tabla 8 - Uniformidad del campo inundado del equipo Siemens c.cam.....	79
Tabla 9 - Mediciones de uniformidad intrínseca del campo inundado a diferentes amplitudes de ventana del AAP del equipo Siemens c.cam.....	82
Tabla 10 - Mediciones de uniformidad intrínseca del campo inundado a diferentes amplitudes de ventana del AAP del equipo Siemens e.cam.....	84
Tabla 11 - Mediciones de uniformidad intrínseca del campo inundado ante una fuente puntual de ^{131}I con un ancho de ventana del 15 % del equipo Siemens e.cam.....	85
Tabla 12 - Mediciones de uniformidad intrínseca del campo inundado ante una fuente puntual de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ que manifiesta un conteo de 75000 c/s en el equipo Siemens c.cam.	86
Tabla 13 - Mediciones de uniformidad intrínseca del campo inundado ante una fuente puntual de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ que manifiesta un conteo de 75000 c/s en el equipo Siemens e.cam.	87
Tabla 14 - Mediciones de uniformidad del campo inundado del sistema en el equipo Siemens e.cam a un ancho de ventana del 15 %	88
Tabla 15 - Sensibilidad plana del sistema del equipo Siemens e.cam para los colimadores de baja y alta energía, a partir del empleo de fuentes de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ y ^{131}I	96
Tabla 16 - Resolución de energía del equipo Siemens c.cam	97
Tabla 17 - Resolución de energía del equipo Siemens e.cam a partir de una fuente de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ sin aplicar el factor de corrección de una fuente de ^{57}Co	99
Tabla 18 - Valores de referencia para futuras pruebas de la operación intrínseca de la tasa de conteo del equipo Siemens c.cam	100
Tabla 19 - Resultados de la prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo.....	101
Tabla 20 - Resultados de la prueba del centro de rotación del equipo Siemens c.cam.....	104
Tabla 21 - Resultados de la prueba del centro de rotación de equipo Siemens e.cam	106
Tabla 22 - Resultados de la prueba del centro de rotación de equipo Siemens e.cam	108
Tabla 23 - Especificaciones técnicas del activímetro Vexcal AV-02.....	119
Tabla 24 - Especificaciones técnicas de la cámara gamma Siemens c.cam.....	120
Tabla 25 - Especificaciones técnicas de la cámara gamma Siemens e.cam.	121

Tabla 26 - Mediciones de precisión a partir de una fuente de ^{99m}Tc y de ^{131}I	122
Tabla 27 - Mediciones de referencia y de rutina de la respuesta al fondo de ^{99m}Tc y ^{131}I del activímetro.	123
Tabla 28 - Mediciones de referencia de la estabilidad de la respuesta del activímetro a partir de una fuente certificada de ^{137}Cs	123
Tabla 29 - Mediciones rutinarias de la estabilidad de la respuesta del activímetro empleando una fuente certificada de ^{137}Cs por un periodo de 10 días posteriores a la adquisición de los valores de referencia.	124
Tabla 30 - Mediciones diarias de uniformidad del equipo Siemens c.cam por un periodo de 28 días hábiles.	124
Tabla 31 - Mediciones diarias de uniformidad del equipo Siemens e.cam por un periodo de 43 días hábiles.	125
Tabla 32 - Mediciones para la determinación de la sensibilidad plana del sistema del equipo Siemens e.cam para los colimadores de alta y baja energía.	126
Tabla 33 - Mediciones para la verificación de la operación intrínseca de la tasa de conteo del equipo Siemens c.cam.	127
Tabla 34 - Mediciones para la verificación de la operación intrínseca de la tasa de conteo del equipo Siemens e.cam.	128
Tabla 35 - Mediciones de la prueba de filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector del equipo Siemens c.cam	128
Tabla 36 - Mediciones de la prueba de filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector del equipo Siemens e.cam	129
Tabla 37 - Resultados de la aplicación del Programa de Calidad en Medicina Nuclear.	131
Tabla 38 - Comparación y diferencias de los resultados obtenidos para 10 mediciones de la cámara Siemens e.cam entre OriginPro 8.5 y el software desarrollado en MATLAB	138

Introducción

Hoy en día, el diagnóstico por imágenes es una herramienta de gran utilidad en el campo de la medicina, permitiendo a los profesionales la observación de las estructuras internas del cuerpo humano tanto a nivel morfológico como fisiológico, de la forma menos invasiva posible.

La Medicina Nuclear, según la definición establecida en el año 1972, por la Organización Mundial de la Salud y la OIEA, “es la especialidad que se ocupa del diagnóstico, tratamiento e investigación médica, mediante el uso de radioisótopos como fuentes abiertas”. Pueden ser utilizados con fines terapéuticos o bien de diagnóstico aprovechando la propiedad emisora de los radioisótopos para detectarlos a distancia, ya que una vez ingresados al organismo, estos se distribuyen por diversos órganos en función de su estructura molecular, lo que permite realizar un trazamiento de los mismos, y obtener información que puede ser procesada para la obtención de imágenes de cuerpo completo o del órgano en estudio.

Los equipos que aprovechan estos fenómenos físicos de detección de radiación en Medicina Nuclear son fundamentalmente Cámara Gamma, PET y SPECT. En el presente Proyecto Integrador se trabaja sobre el primero de ellos, también conocido como cámara de centelleo, la cual se caracteriza por la detección de radiación gamma proveniente de un punto definido en el cual se concentra el radioisótopo correspondiente.

Como todo equipo médico, aquellos destinados al Diagnóstico por Imágenes precisan de un control de calidad periódico y minucioso, cuyo fin es garantizar que los resultados sean adecuados, al menor costo posible y con la mínima exposición del paciente a la fuente de radiación. La importancia del control radica en que una mala calidad de los resultados en la etapa de diagnóstico puede implicar la repetición del estudio, o aún peor, el sometimiento innecesario del paciente a tratamientos más radicales.

Dentro de un programa de calidad se distinguen tres tipos de pruebas según su nivel de complejidad: de aceptación (asegura la adecuación del equipo a las especificaciones del contrato de compra), de referencia (permiten establecer el estado de referencia inicial de acuerdo a las pruebas de aceptación y de aquellas pruebas adicionales que sean necesarias), y de constancia (permiten verificar que los parámetros más significativos del funcionamiento del equipo tengan estabilidad en el tiempo).

En este contexto, diversos organismos internacionales han establecido recomendaciones acerca de los controles necesarios a efectuar, tales como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (NEMA), entre otros. Sin embargo, y a pesar de su importancia para asegurar la confiabilidad del equipo, no es habitual la existencia de un ente rector que monitoree y exija el cumplimiento de los programas de Control de Calidad, quedando este en iniciativas particulares o en el uso de tablas de valores estandarizados por parte del personal de servicio.

En el presente Proyecto Integrador se plantea la confección de un Programa de Gestión de Calidad para Cámara Gamma, el cual implica un protocolo de los controles de calidad a realizar, y un registro escrito para los futuros resultados de los mismos. El programa será implementado en el Centro Privado de Tomografía Computada (Instituto Oulton) de la Ciudad de Córdoba, el cual cuenta con tres cámaras gamma Siemens modelos E.cam, C.cam y Symbia E.

Objetivos

Objetivos Generales

El objetivo general del proyecto es el desarrollo y producción de un Programa de Gestión de Calidad de imagen de cámara gamma del servicio de Medicina Nuclear del Centro Privado de Tomografía Computarizada de la ciudad de Córdoba, teniendo en cuenta las recomendaciones de carácter internacional impuestas por el *Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA)* y la *Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (NEMA)*, así como del fabricante (manuales de usuario), y adaptando las mismas a los recursos disponibles. Paralelamente se realizará un estudio comparativo de la aplicación de dicho programa en las diferentes cámaras del servicio.

Objetivos Específicos

Los objetivos específicos a alcanzar en el proyecto integrador se mencionan a continuación:

- Relevamiento del material y equipos disponibles para el control de calidad en el área de Cámara Gamma.
- Redacción de un protocolo según recomendaciones internacionales y realización de los controles propuestos sobre:
 - Activímetro.
 - Cámara Gamma Siemens e.cam.
 - Cámara Gamma Siemens c.cam.
- Capacitación del personal del área sobre el programa de calidad.

Capítulo I - Marco Teórico

1. Radionúclidos en Cámara Gamma

Un isótopo atómico es aquel átomo que, teniendo la misma cantidad de protones que lo definen como perteneciente a un elemento, difiere en la cantidad de neutrones en su núcleo. Cuando existe un desequilibrio o un exceso de energía por haber demasiados protones o neutrones en el núcleo, el isótopo se torna inestable y, para alcanzar la estabilidad, se desintegra en otro u otros núcleos a partir de la emisión de partículas y energía. A los átomos que presentan estas características se los conoce como radionúclidos o radioisótopos.

1.1 Características de los radionúclidos

Entre las características que definen un radioisótopo, se encuentra su actividad, la cual se define como la cantidad de desintegraciones o decaimientos radiactivos que experimenta el mismo, por unidad de tiempo. En Medicina Nuclear, es común definir la actividad de una fuente en Curie (Ci), donde una unidad equivale a $3,7 \times 10^{10}$ decaimientos por segundo (Bq). Esta propiedad se vincula estrechamente con otra: la vida media, que indica el promedio de vida del isótopo hasta que se estabiliza, o bien, se desintegra por completo. Esta última es de suma importancia en el campo de la Medicina Nuclear, ya que determina cuánto tiempo se dispone para realizar un estudio médico, o bien, por cuánto tiempo el paciente deberá encontrarse aislado para evitar o disminuir cualquier tipo de contaminación.

Por otro lado, se encuentra el periodo de semidesintegración (también semiperiodo), que define el tiempo necesario para que la actividad disminuya en un 50 %. Esta característica está directamente relacionada a la vida media del radioisótopo ya que permite indicar el tiempo que durará el mismo hasta estabilizarse. Particularmente en la medicina, los periodos de semidesintegración de los radionúclidos empleados oscilan entre algunos minutos y algunos días.

Finalmente se destaca la energía y tipo de radiación del isótopo. Existen diferentes formas de energía con la que un radionúclido puede desintegrarse: radiación electromagnética

(rayos X o rayos gamma), o bien, radiación corpuscular (partículas α , β , etc.). La energía de radiación depende de la naturaleza del radioisótopo.

1.2 Radioisótopos en Cámara Gamma

En los servicios de Cámara Gamma se emplean radioisótopos emisores de fotones.

Un fotón puede considerarse como un “corpúsculo” de energía sin soporte material, equivalente a una energía: $E = h \cdot \nu = h \cdot \frac{c}{\lambda}$, donde h es la denominada constante de Planck, y ν la frecuencia de radiación. Cada radioisótopo emisor de fotones, emite a una determinada frecuencia de radiación, y por consecuencia, emite fotones de una determinada energía. Dicha energía se mide en electrón-voltios (eV), que determina la velocidad a la que se mueve un electrón, sometido a una diferencia de potencial de un voltio. Un electrón-voltio es una unidad muy pequeña que equivale a $1,6 \times 10^{-19} J$.

En la [Tabla 1](#) se enuncian los principales radioisótopos empleados en Cámara Gamma junto con su energía de emisión γ y su vida media.

Nombre	Energía de emisión (keV)	Vida media (horas)
^{99m} Tc	140,5	6,03
²⁰¹ Tl	69-81 (90%) 167 (10%)	73,92
⁶⁷ Ga	93 (50%) 185 (30%) 300 (20%)	72-78
¹³¹ I	364	192,96

Tabla 1 - Radioisótopos más comunes empleados en el Servicio de Cámara Gamma.

1.3 Radiofármacos

Ahora bien, dado el principio de operación de la cámara de centelleo, para fijar el radionúclido en cierta estructura anatómica a veces se precisa de la ayuda de algún otro compuesto. Es en este contexto que surge el concepto de radiofármaco.

Según la Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica (ANMAT), “un radiofármaco es todo producto farmacéutico que, una vez terminado y listo para

ser empleado, contiene uno o más nucleidos radiactivos (radioisótopos), incluidos con un propósito médico.”

Un radiofármaco contiene al menos dos componentes principales:

1. Un radionúclido que produce las características de radiación deseada.
2. Un compuesto químico con propiedades estructurales o químicas que determina la distribución dentro del cuerpo y el comportamiento fisiológico del radiofármaco.

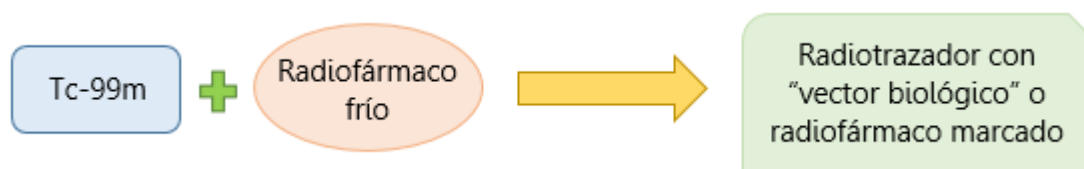


Figura 1 - Ejemplo de composición de un radiofármaco.

Las características ideales que debe presentar un radiofármaco se enuncian a continuación:

- Incorporación fisiológica al órgano o proceso que se quiere estudiar, sin alterarla.
- Que se dirija mayormente al blanco y mínimamente a los alrededores.
- Que una vez en el blanco, permanezca en él durante el tiempo indispensable.
- Que no cause reacciones adversas o intoxicaciones.

Entre los radioisótopos más utilizados se encuentra el ^{99m}Tc que se puede combinar fácilmente con moléculas portadoras permitiendo el estudio de órganos muy variados, siendo los cardíacos los de mayor relevancia, y el ^{131}I para estudios de tiroides. Sin embargo, al momento de realizar pruebas de calidad, el ^{99m}Tc es la primera opción.

1.3.1 Justificación del uso de ^{99m}Tc

Las características físicas de la radiación que emite el ^{99m}Tc y su reactividad química lo hacen muy adecuado para su uso clínico. Su periodo de semidesintegración de 6 horas y la emisión de radiación gamma de baja energía permiten la administración de cantidades de milicurios ($m\text{C}$) de radiación de ^{99m}Tc sin que la dosis absorbida por el paciente sea significativa. Los fotones de 140 keV emitidos son fácilmente colimados, resultando una radiación monocromática ideal para su detección por una cámara gamma, que proporciona imágenes con óptima resolución espacial. Además, el ^{99m}Tc en forma de pertecnetato, es fácilmente disponible, en forma estéril y apirógena, a partir de generadores de ^{99}Mo - ^{99m}Tc .

El ^{99}Tc y el $^{99\text{m}}\text{Tc}$ tienen los mismos electrones en la capa de valencia y por lo tanto el mismo comportamiento químico. El rendimiento de marcaje de una determinada molécula con $^{99\text{m}}\text{Tc}$ será mayor cuanto mayor sea la proporción de este sobre ^{99}Tc en los eluidos del generador.

1.3.1.1 Ejemplo de obtención del $^{99\text{m}}\text{Tc}$

Más del 80% de todos los radiofármacos empleados en Medicina Nuclear son compuestos marcados con $^{99\text{m}}\text{Tc}$, a los que se denomina complejos o compuestos de coordinación.

Este radionúclido se obtiene a través de un generador Mobydileo-99 ($^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$), como un subproducto de la fisión de uranio.

El ^{99}Mo purificado, en forma de paramolibdato ($\text{Mo}_7\text{O}_{24}^{6-}$) se carga en una columna del generador que contiene alúmina (Al_2O_3). La alúmina adquiere una carga positiva por lo que adsorbe los iones de molibdato generando $^{99\text{m}}\text{Tc}$ en forma de pertecnetato ($^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$). La separación de este último se consigue haciendo pasar una corriente de salino fisiológico (solución de NaCl al 0,9%) a través de la columna, logrando que el ^{99}Mo quede retenido en esta mientras que el ^{99}Tc es eluido. Por su lado, el eluido con $^{99\text{m}}\text{Tc}$ en la forma de TcO_4^- puede obtenerse en forma estéril, libre de pirógenos y partículas, listo para inyectar o para incorporar en varios radiofármacos

El ^{99}Mo (radionúclido padre) es un emisor beta negativo y gamma, con un período de semidesintegración de 66 horas y decae transformándose un 14% en ^{99}Tc y un 86% en $^{99\text{m}}\text{Tc}$, que es el radionúclido hijo. En dicha desintegración el ^{99}Mo emite una partícula beta negativa y fotones gamma.

El $^{99\text{m}}\text{Tc}$ decae a ^{99}Tc por transición isomérica emitiendo un único fotón gamma de 140 keV. Por su lado, el ^{99}Tc es un emisor beta negativo con un semiperíodo de unos 211.000 años y decae transformándose en ^{99}Ru estable (no radiactivo). La [Figura 2](#) refleja las etapas de desintegración del ^{99}Mo .

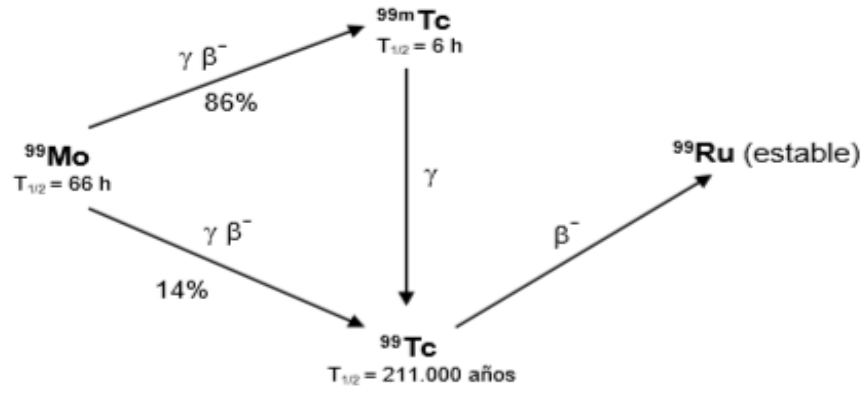


Figura 2 - Esquema de decaimientos radiactivos en los generadores $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$.

2. Activímetro

Un activímetro o calibrador de dosis es un instrumento utilizado para la medición exacta y precisa de la actividad de fuentes radiactivas líquidas, contenidas en frascos o jeringas, que han de administrarse a los pacientes.

Está compuesto por:

- Un detector gaseoso o cámara de ionización tipo pozo.
- Una fuente de tensión estabilizada para polarizar adecuadamente la cámara.
- Un electrómetro para medir las corrientes de ionización producidas en la cámara.
- Electrónica para el procesamiento y presentación de los datos.
- Dispositivos de visualización e impresión de los resultados.
- Dispositivos para la colocación de fuentes radiactivas en contenedores de distintas formas y tamaños.
- Interfaz para selección de opciones e introducción de datos.

La [Figura 3](#) muestra diferentes tipos de activímetros disponibles en el mercado.



Figura 3 - Ejemplo de activímetro.¹

2.1 Principio del activímetro

Para realizar la medición de la actividad se introduce la fuente radiactiva dentro de la cámara de ionización, la cual está sellada bajo presión, con un gas que se encuentra a una presión bastante superior a la atmosférica (entre 10 y 20 atmósferas). Al establecer una diferencia de potencial entre los electrodos de la cámara, la corriente de ionización producida

¹ (Izq.) Imagen extraída de: *Introducción al ámbito hospitalario en Medicina Nuclear, 2016*. (Der.) Imagen extraída de: *Martínez Bravo, 2016*.

al paso de la radiación emitida por el radioisótopo es proporcional a la actividad de la muestra. En el electrómetro asociado a la diferencia de potencial, esta corriente se convierte en una señal de voltaje que se amplifica, se procesa y finalmente se presenta, generalmente en forma digital (Bq o Ci).

Para un determinado radionúclido, la corriente de ionización es directamente proporcional a la actividad. Sin embargo, la respuesta de una cámara de ionización a diferentes radionúclidos varía de acuerdo a sus energías. Por lo tanto, es necesario utilizar selectores de isótopos para ajustar la señal al tipo de radioisótopos que se mide. La [Figura 4](#) muestra los componentes y el proceso de funcionamiento del activímetro.

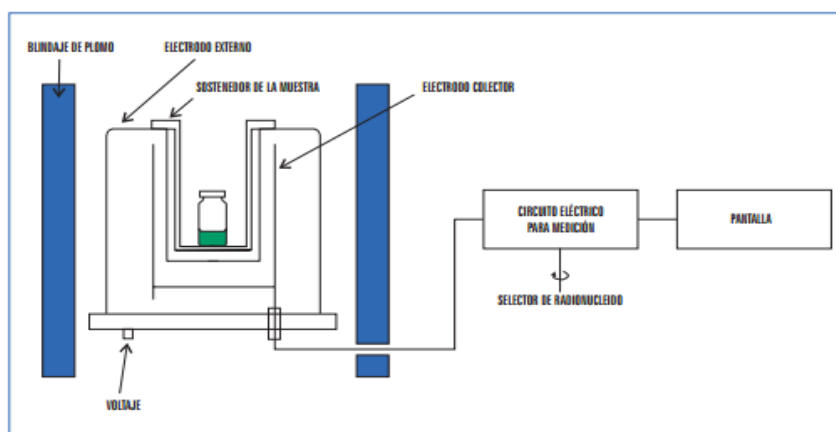


Figura 4 - Esquema del funcionamiento de un activímetro.²

2.2 Control de calidad del activímetro

La Directiva 97/43 de la CEE conocida como “Directiva de Exposiciones Médicas” (DEM) define los Niveles de Referencia de Dosis (NRD) en los siguientes términos:

"Se entiende por nivel de referencia para diagnóstico un nivel de dosis establecido para exámenes tipo en grupos de pacientes de talla estándar o maniqués estándar".

Los NRD son necesarios porque ayuda a la optimización de la protección de los pacientes tratando de evitar que sean expuestos a dosis altas innecesariamente. En la parte diagnóstica los NRD se expresan en relación a las actividades administradas (MBq) en lugar de dosis absorbidas, entonces, cuando se preparan los radiofármacos o se fraccionan en monodosis para ser administradas a los pacientes, es fundamental la utilización del

² Imagen extraída de: [Ortiz Roncal, 2016](#).

activímetro con el objetivo de ajustar la actividad que se inyectará al paciente a la recomendada.

La importancia de llevar un control de calidad del activímetro radica en que, si bien este no forma parte de la cámara de centelleo, es fundamental conocer con exactitud la actividad de las fuentes empleadas durante las pruebas ya que así, si las mismas dan resultados negativos, se puede adjudicar el problema a la cámara propiamente dicha.

Las pruebas recomendadas por la mayoría de los protocolos internacionales son:

- **Exactitud:** es la comparación de la actividad medida de una fuente certificada respecto a la teórica (a la fecha y hora de la medición).
- **Precisión:** es el grado de dispersión de los valores obtenidos en las medidas hechas por el equipo, para lo cual se realizan medidas repetidas de una misma fuente, de un nucleido cuya actividad no decaiga significativamente durante la medición.
- **Linealidad:** se debe tener en cuenta que para muestras de actividades altas los activímetros dejan de comportarse de manera lineal, es decir, no suministran una respuesta proporcional a la actividad. Esto depende del nucleido medido y debe evaluarse para determinar el intervalo de actividad en el cual el activímetro puede utilizarse de forma fiable y establecer las correcciones necesarias.
- **Fondo:** existe un fondo de radiación en la zona donde se encuentra el activímetro que da lugar a una corriente de ionización que debe descontarse de la medida de cualquier fuente, como así también el ruido electrónico del instrumento.
- **Estabilidad:** comprobación de la estabilidad en la respuesta del calibrador de dosis en las condiciones habituales de medida a lo largo del tiempo.

La [Tabla 2](#) muestra las pruebas a implementar en el Programa de Calidad y sus respectivas frecuencias. Estas últimas se basan en la publicación “[Control de calidad de los instrumentos de medicina nuclear, 1991](#)” del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), y en el [Reporte Nro. 181](#) de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM).

Prueba	Periodicidad
Exactitud	Semanal
Precisión	Semanal
Linealidad de la respuesta	Anual
Respuesta al fondo	Mensual / Diaria
Estabilidad de la respuesta	Semestral / Diaria

Tabla 2 - Pruebas de calidad del activímetro contempladas en el programa

3. Cámaras Gamma

La cámara gamma, también conocida como cámara de centelleo, es un equipo que permite lograr imágenes de la distribución espacial de un radionúclido. Este último debe ser emisor de fotones, los cuales son captados por una serie de detectores que el equipo presenta, luego de haber pasado por un colimador.

3.1 Principios básicos

El fotón gamma incidente reacciona con el cristal a través de una interacción fotónica en una localización espacial particular del mismo, definida por un sistema de coordenadas X-Y, y produce un impulso de luz proporcional a la energía depositada en este. El pulso de luz es transmitido por una guía de luz a un arreglo de tubos fotomultiplicadores, los cuales convierten la señal luminosa en señales eléctricas de amplitud proporcional a la luz incidente.

En este contexto, la distribución de las amplitudes de pulsos provenientes de todos los fotomultiplicadores por cada interacción fotónica, contiene la información relativa de la posición geométrica de la interacción. Por otro lado, la energía de la interacción se define por la amplitud de un pulso z , el cual se obtiene mediante la suma de las salidas de todos los tubos fotomultiplicadores.

Posteriormente, las señales son preamplificadas y codificadas, formando dos señales de codificación espacial: X e Y , y una señal Z , proporcional a toda la energía depositada en el cristal por el fotón. Esta última es clasificada en un Analizador de Altura de Pulsos (AAP); si ella coincide con la ventana ajustada en el AAP para el radionúclido que se utiliza, este permite la digitalización de la señal, y su ubicación en la matriz de adquisición en la posición X , Y , obteniéndose así una imagen 2D.

La [Figura 5](#) muestra un esquema de la distribución de los componentes de una cámara de centelleo.

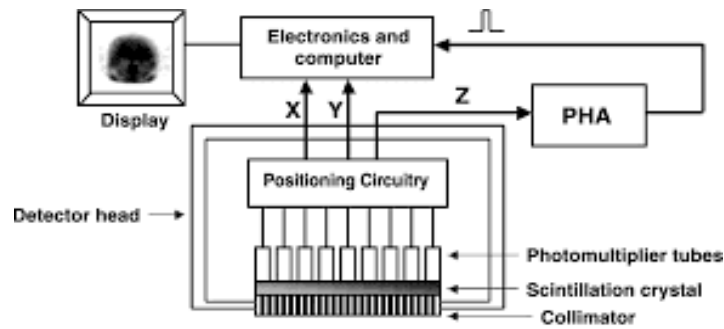


Figura 5 - Componentes de una cámara de centelleo.³

3.2 Componentes de la cámara gamma

3.2.1 Cristal de centelleo

El cristal más empleado y difundido es el de yoduro de sodio. A temperatura ambiente, la interacción de radiación gamma con el cristal no produce centelleo, razón por la cual debe estar activado con talio (0,1 - 0,4 %). Al incidir un fotón gamma, las moléculas del cristal NaI(Tl) son excitadas o ionizadas a estados excitados de mayor energía, que emiten fotones de luz al regresar a su estado fundamental.

Por cada keV de energía depositada, se producen aproximadamente entre 20 y 30 fotones de luz. Se opta por cristales de NaI(Tl) debido a la alta densidad del detector (3,67 g/cm³) y el elevado número atómico del Yodo (Z=53) en comparación con los centelleadores orgánicos. La Figura 6 refleja la producción de los fotones de luz.

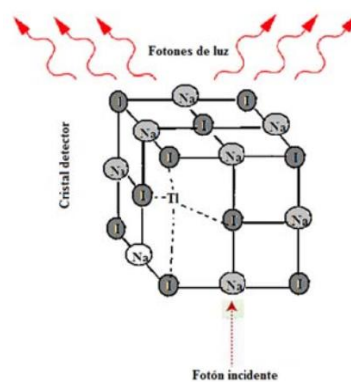


Figura 6 - Producción de fotones de luz en el cristal de NaI(Tl). El esquema no se encuentra hecho a escala.⁴

³ Imagen extraída de: *Instrumentación y Equipos en Medicina Nuclear y Radioterapia*, 2016.

⁴ Imagen extraída de: *Illanes & Etcheverry*, 2016.

En términos generales, el cristal puede adoptar diversas formas y tamaños. Usualmente adopta una forma rectangular con tamaños de hasta 60 x 40 cm², aunque cámaras más viejas adoptan cristales circulares con diámetros que varían entre 10 y 40 cm dependiendo del campo de visión deseado. Por otro lado, el espesor del cristal es determinante de la sensibilidad de detección y de la resolución espacial. Así, un cristal delgado ofrece mejor resolución espacial (ya que la luz no se aleja tanto del lugar de origen antes de llegar al fotomultiplicador por dispersión), pero a costas de reducir la sensibilidad de forma importante para energías fotónicas superiores a 140 keV (disminuye la eficiencia de absorción). Dicho espesor puede variar de 3,2 a 15 mm.

Las principales desventajas que presentan estos cristales son su carácter higroscópico y su fragilidad. La absorción de humedad conlleva a cambios de color del mismo, reduciendo de esta forma la capacidad de transmisión de la luz hacia los tubos fotomultiplicadores. Por este motivo, los cristales se encuentran herméticamente sellados en contenedores de aluminio, mientras que el lado más interno del colimador, y la entrada al fotomultiplicador, se encuentran recubiertos de una sustancia reflectiva (óxido de magnesio o TiO₂) para direccionar los fotones de luz. Respecto a la fragilidad, la misma se incrementa en la medida que aumenta la temperatura ambiente, recomendándose incrementos menores a 5 °C/h para evitar la ruptura del cristal.

La [Figura 7](#) representa un corte transversal de un cristal de NaI(Tl).

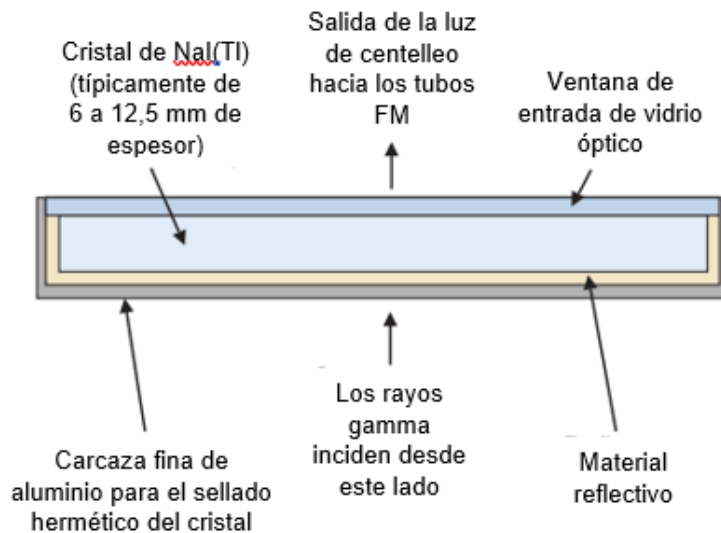


Figura 7 - Corte transversal de un cristal de NaI(Tl).⁵

⁵ Imagen extraída de: [Cherry, Soreson, & Phelps, 2012.](#)

3.2.2 Tubos fotomultiplicadores

3.2.2.1 Principio Físico

Un tubo fotomultiplicador (FM) consiste en un tubo de vidrio al vacío que contiene en su interior una serie de electrodos metálicos conocidos como dinodos. Entre los extremos del tubo, fotocátodo y ánodo, se aplica una tensión aproximada de 1000 V. El fotocátodo usualmente es una aleación de cesio y antimonio que libera electrones luego de la absorción de fotones de luz. De esta manera, cuando el fotón de luz proveniente del cristal impacta en el fotocátodo, se emiten fotoelectrones que son acelerados por la diferencia de potencial aplicada. Por cada siete a diez fotones de luz, uno a tres fotoelectrones son producidos. Cada fotoelectrón es acelerado hasta el dinodo subsiguiente, donde emite nuevamente entre dos y cuatro electrones, y así sucesivamente. El proceso de multiplicación continua hasta que el último dinodo es alcanzado. La [Figura 8](#) muestra un esquema del funcionamiento de un tubo fotomultiplicador.

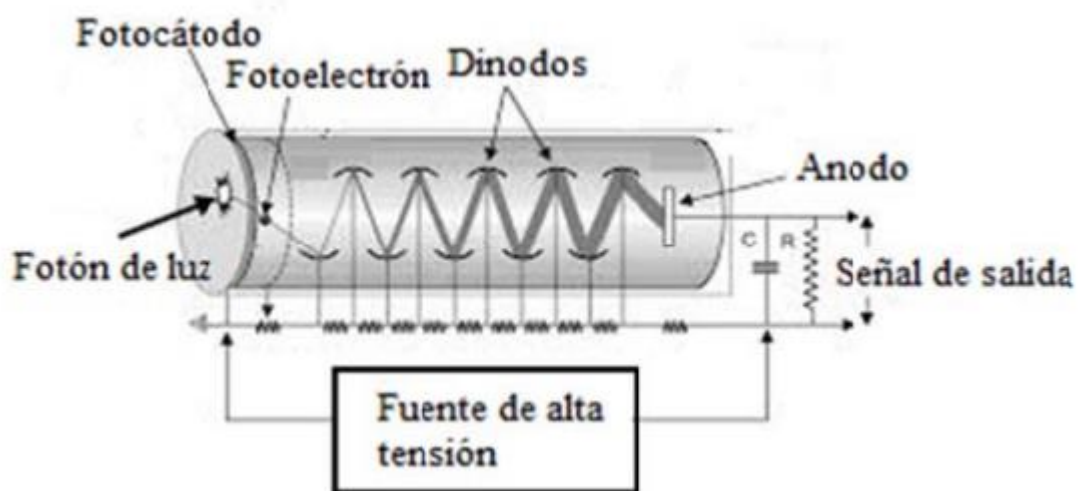


Figura 8 - Esquema de funcionamiento de un tubo fotomultiplicador.⁶

Cabe aclarar que la diferencia de tensión entre los extremos del tubo debe ser muy estable, ya que cambios pequeños pueden generar una variación importante en el factor de multiplicación. El resultado es un pulso cuya amplitud es proporcional al número de fotones recibidos y, en consecuencia, a la energía de los fotones absorbidos en el detector.

⁶ Imagen extraída de: [Illanes & Etcheverry, 2016](#).

3.2.2.2 Arreglo de tubos fotomultiplicadores

Ahora bien, una cámara gamma no presenta un único tubo fotomultiplicador, sino que presenta un arreglo de los mismos. Dicho arreglo se acopla a la parte posterior del cristal, mediante un adhesivo en base a silicona o grasa. Tubos de sección transversal circular son colocados en un patrón hexagonal, maximizando así el área cubierta del cristal de NaI(Tl), aunque algunas cámaras pueden utilizar tubos de sección transversal hexagonal o cuadrada. El diámetro típico de un tubo FM es de 5 cm, y las cámaras modernas emplean entre 30 y 100 de estos.

Los tubos se encuentran cubiertos por una delgada protección electromagnética para evitar variaciones de ganancia producidas por cambios en la orientación relativa de la cámara gamma con respecto al campo magnético terrestre.

Los tubos fotomultiplicadores pueden estar acoplados directamente al cristal, o pueden estarlo mediante guías de luz plásticas, dependiendo del productor. La guía de luz incrementa la eficiencia en la recolección de luz al canalizar el centelleo lejos de las brechas entre los tubos FM, y al mejorar la uniformidad de la recolección de luz.

En la mayoría de las cámaras modernas, gran parte de la electrónica (pre-amplificadores, AAP, control de ganancia, ADC, etc.) se encuentra montada directamente a cada tubo FM, minimizando la distorsión de la señal que puede ocurrir en el trayecto de cable que conecta la cabeza del detector con la consola de mando.

3.2.3 Pre-amplificador

El preamplificador consiste en un circuito electrónico cuya finalidad es la de amplificar las señales débiles a la salida del detector, y conformarlas para que puedan ser analizadas por el resto del equipo. Por otro lado, debe agregar el mínimo ruido posible a la señal. Es por esa razón que se monta lo más cerca posible al detector.

3.2.4 Amplificador Lineal

El amplificador lineal cumple dos funciones elementales: amplificar los pulsos provenientes del preamplificador, y conformar el pulso de salida. La ganancia del amplificador es variable de acuerdo a la aplicación, con un factor comprendido entre diez y quinientos. Cabe aclarar que, si el producto de la señal de entrada y la ganancia supera la máxima

amplitud de salida del amplificador, este se satura, provocando un pulso de salida distorsionado.

Si se desea información de energías, es necesaria una estricta linealidad entre la señal de entrada y la de salida, por ello se utilizan este tipo de amplificadores. Sin embargo, para el caso de pulsos de entrada de amplitud muy variable, los amplificadores lineales pueden resultar inapropiados, siendo conveniente uno logarítmico.

Una condición importante que deben cumplir estos amplificadores es que el tiempo de subida (rise time) que requieren para amplificar la señal, debe ser menor al tiempo demandado para la recolección de luz en el detector.

3.2.5 Circuito de posicionamiento

Como se mencionó previamente en la introducción del capítulo, el pulso de salida está conformado por dos señales de posicionamiento, X e Y, y una señal Z de amplitud. El circuito de posicionamiento permite establecer los valores de dichas coordenadas, para definir la ubicación de donde proviene el fotón gamma. Cabe aclarar que la señal Z se forma a partir de la suma de las salidas de todos los tubos FM, lo cual ocurre en un circuito aparte.

En un detector analógico, la posición de un haz es determinada al direccionar la señal de salida proveniente del preamplificador de cada tubo FM a cuatro terminales de salida, denotadas como X^+ , X^- , Y^+ , e Y^- . La fracción de la corriente de la salida del tubo que va hacia cada terminal se determina por el valor de una resistencia (R), según la Ley de Ohm, y dependerá de la proximidad del tubo a cada terminal. Se considera como centro de coordenadas el punto central del detector. La [Figura 9](#) representa los ejes de coordenadas sobre un arreglo de tubos FM, así como un esquema electrónico de la disposición de las resistencias y sus respectivos valores.

Ahora bien, las señales de posicionamiento final son dos: X e Y. Dichas señales deben estar normalizadas para así independizarlas de la altura del pulso, lo cual se obtiene aplicando la siguiente aritmética:

$$X = (X^+ - X^-)/(X^+ + X^-)$$

$$Y = (Y^+ - Y^-)/(Y^+ + Y^-)$$

Ecuación 1

Nótese que el rango de valores posibles para las señales X e Y está comprendido entre -1 y +1.

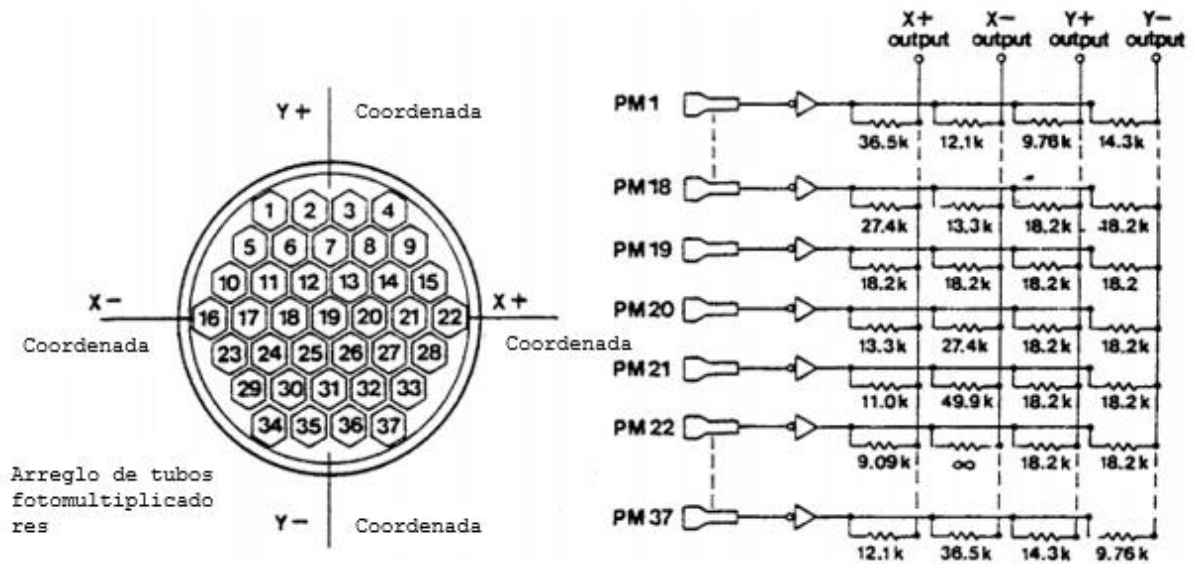


Figura 9 - Circuito de posicionamiento de la cámara gamma. Del lado izquierdo puede observarse la disposición de los tubos fotomultiplicadores, así como la ubicación del sistema de coordenadas y los terminales X⁺, X⁻, Y⁺, e Y⁻. A la derecha se esquematiza el circuito electrónico con los respectivos valores de los resistores. A modo de visualización, puede observarse que el fototubo 19 está ubicado en el centro de coordenadas, y por ello las cuatro resistencias adquieren el mismo valor (18,2 kΩ).⁷

En las cámaras digitales, la señal de salida de cada tubo es digitalizada, siendo la posición determinada mediante software. El cálculo es análogo a la lectura de los resistores, pero la inversa de los valores de las resistencias es utilizada como un factor de ponderación individual para cada fototubo. Al igual que en las cámaras analógicas, las posiciones X e Y son determinadas mediante la [Ecuación 1](#).

A modo de mejorar la exactitud en la determinación de la posición de la señal, se incluyen en el cálculo de la misma únicamente los fototubos con señales por encima de un umbral establecido. Esto provee dos ventajas: por un lado, se elimina el ruido producido por los fototubos que disponen de una amplitud despreciable y que contribuyen poco en el cálculo de la posición y, por otro lado, son usados solo un pequeño número de fototubos que rodean el punto de interacción, permitiendo que la cámara gamma pueda detectar múltiples eventos simultáneamente cuando ocurren en diferentes posiciones del detector, mejorando de esta forma el rendimiento de la tasa de conteo del equipo al reducir pérdidas por “tiempo muerto”.

⁷ Imagen extraída de: [Cuevas, 2008](#).

3.2.6 Analizador de altura de pulsos (AAP)

El AAP o discriminador es un módulo electrónico que permite ajustar el ancho de la señal de salida como así también bloquear las señales de baja amplitud (ruido) provenientes del tubo fotomultiplicador o el amplificador. Los pulsos “eficientes” dentro de un determinado rango de energía, son separados del ruido y convertidos en pulsos lógicos. El discriminador, de esta forma, actúa como un conversor analógico-digital.

Un discriminador diferencial es un AAP que selecciona un rango de pulsos (señales Z) que corresponden a sólo una energía de rayos gamma. El conteo diferencial se logra con la selección del pico de voltaje y un porcentaje en la ventana de energía (generalmente simétrico con respecto al pico de voltaje seleccionado). La [Figura 10](#) muestra una representación gráfica de la selección de la ventana de energía.

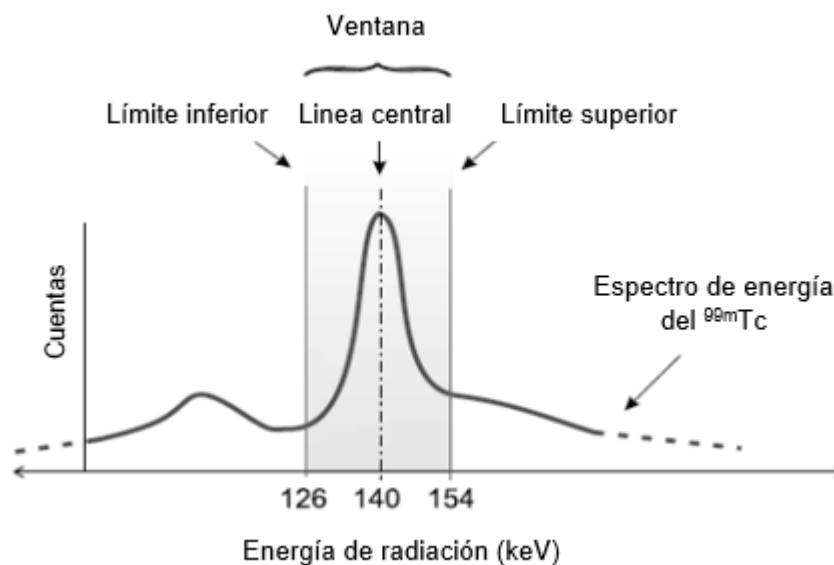


Figura 10 - Representación gráfica de la altura de pulso centrada en el fotopico del ^{99m}Tc con un ancho de ventana aceptado del 20%.⁸

La amplitud de la ventana representa un equilibrio entre sensibilidad de detección y resolución espacial. En este contexto, una ventana más ancha incorpora más fotones por unidad de tiempo, permitiendo reducir el tiempo de adquisición de la imagen, pero aceptando fotones de energía degradada con una consecuente pérdida de resolución. Por otro lado, una ventana más estrecha permite filtrar los fotones de energía más débiles mejorando la calidad de la imagen, pero demandando más tiempo de adquisición.

El analizador está compuesto básicamente por dos discriminadores de altura de pulso, uno superior y otro inferior, conectados a un circuito de anticoincidencia. De esta manera, si

⁸ Imagen extraída de: [Domínguez Cruz, 2012](#).

el pulso de entrada es superior al límite de alguno de los discriminadores, estos lo dejan pasar al circuito de anticoincidencia, de lo contrario la señal es bloqueada. Por su lado, si el circuito de anticoincidencia no recibe pulsos, o bien los recibe de ambos discriminadores, bloquea la señal de salida ya que la de entrada se encuentra fuera del rango de la ventana de energía. La Figura 11 muestra esquemáticamente este funcionamiento.

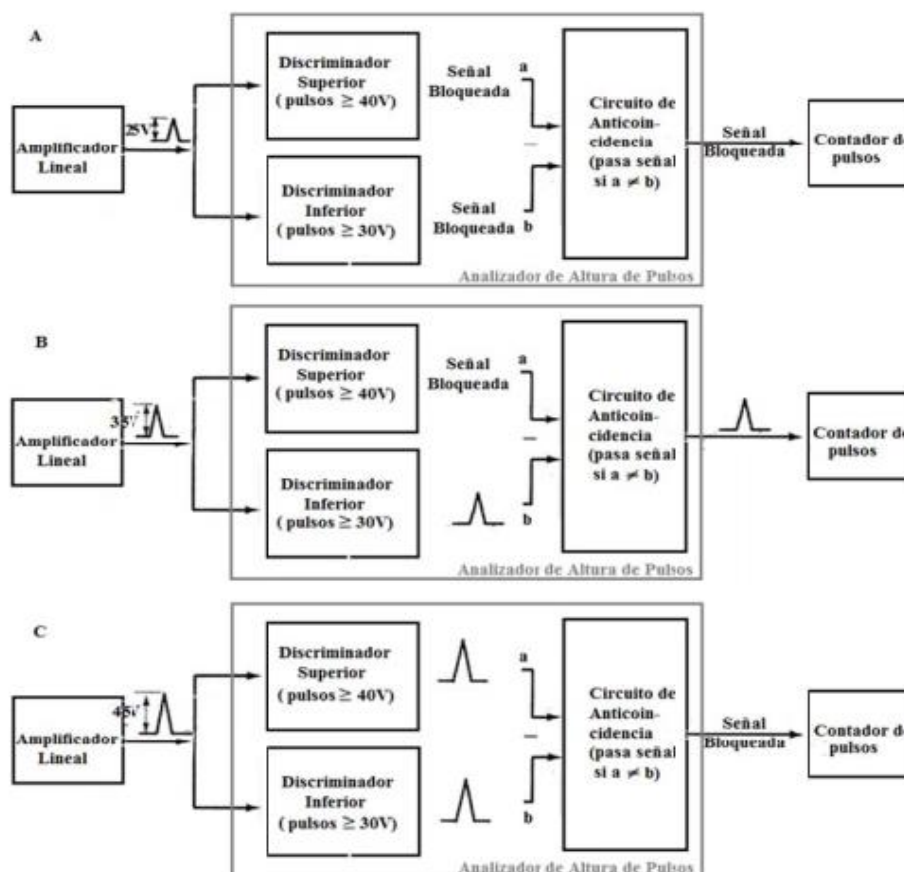


Figura 11 - Esquema de un discriminador diferencial. En el caso A, la señal de entrada proveniente desde el amplificador es de 25 V, siendo inferior al límite impuesto para cada discriminador y por consecuencia la señal de salida es bloqueada. En el caso B, la señal de entrada es de 35 V, permitiendo su paso el discriminador inferior, pero no el superior. En el caso C, la señal de entrada es de 45 V, por lo que permiten su paso ambos discriminadores, pero la señal de salida es bloqueada por el circuito de anticoincidencia.⁹

3.2.7 Almacenamiento e imagen

Los pulsos procesados por el AAP pueden ser visualizados en las computadoras como una matriz. Cada posición dentro de la matriz corresponde a un píxel dentro de la imagen y se le asigna una única dirección compuesta por una fila y una columna. Los datos son digitalizados mediante la asignación de una posición en la matriz a cada fotón aceptado. Es el operador quien selecciona mediante diferentes configuraciones de matriz: 64 x 64,

⁹ Imagen extraída de: Illanes & Etcheverry, 2016.

128 x 128, 256 x 256, 512 x 512 o más. Dichos valores hacen referencia al número de filas y columnas en una matriz cuadrada.

3.2.8 Colimadores

Un colimador es una placa, generalmente de plomo u otro material con alto número atómico, constituida por miles de agujeros alineados y circundados por paredes llamadas septas. Su función es definir la dirección del fotón detectado, permitiendo solo el paso de aquellos que inciden en él de manera perpendicular. Por otro lado, su presencia modificará el valor de los parámetros característicos del equipo, como la resolución espacial y la sensibilidad.

Existen dos formas elementales para clasificar los colimadores: de acuerdo a su energía, o según la disposición de sus orificios.

Con respecto a la clasificación por su energía, la misma se define por la longitud de las septas. Por convención se establecen colimadores de *alta energía* para aquellas mayores a 300 keV, como el caso del ^{131}I (365 keV); colimadores de *mediana energía* para energías comprendidas entre 160 y 300 keV, como el ^{67}Ga (185 keV); y colimadores de *baja energía* para energías menores a 160 keV, como es el caso del $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 keV). En general, los colimadores de alta y mediana energía son de todo propósito ya que la dosis administrada a los pacientes en estos casos es baja, logrando aumentar la sensibilidad del sistema con una degradación mínima en la resolución espacial.

De acuerdo a la disposición de sus orificios, existen cuatro tipos de colimadores: pinhole, agujeros paralelos, divergentes, y convergentes. El arreglo de la disposición facilita y mejora la capacidad de realizar estudios específicos con la calidad requerida. La [Figura 12](#) muestra los tipos de colimadores utilizados en cámara gamma.

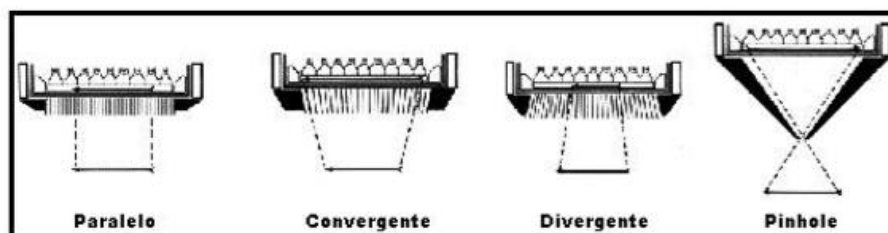


Figura 12 - Diferentes tipos de colimadores según la disposición de los agujeros.¹⁰

¹⁰ Imagen extraída de: José Ramón Ulloa Medina, 2012.

Colimador de agujeros paralelos: es el más utilizado en los centros de diagnóstico. Los orificios paralelos están perforados o fundidos en plomo. El grosor septal se elige para evitar que los rayos γ se crucen de un orificio a otro. Estos colimadores proyectan una imagen de rayos γ y del mismo tamaño que la distribución de la fuente en el detector.

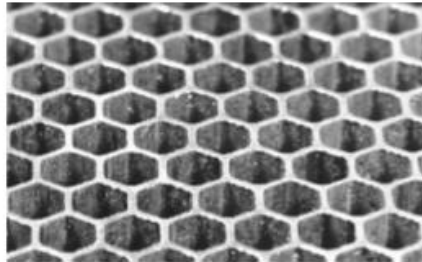


Figura 13 - Vista en primer plano de un colimador de agujeros paralelos que muestra la estructura del orificio.¹¹

Colimador pinhole: es un cono de plomo en cuyo extremo presenta un único orificio a unos 20 a 25 cm del detector para lograr funcionar como una lente convergente. Los fotones que atraviesan el agujero proyectan una imagen de forma invertida de la distribución de la fuente sobre el cristal detector. Son utilizados para adquirir imágenes de órganos pequeños como tiroides, pequeñas articulaciones o estudios pediátricos.

Colimador divergente: los orificios divergen desde un punto que suele estar a 40-50 cm por detrás del colimador, proyectando una imagen minimizada y no invertida de la distribución de la fuente en el detector. Se usan principalmente en cámaras con detectores más pequeños para permitir la obtención de grandes áreas.

Colimador convergente: tiene agujeros que convergen en un punto de 40-50 cm frente al colimador. Proyecta una imagen ampliada y no invertida de la distribución de la fuente.

¹¹ Imagen extraída de: *Cherry, Soreson, & Phelps, 2012.*

4. Control de Calidad en Cámara Gamma

Una cámara gamma es capaz de reconstruir la distribución de un radionúclido con alta precisión y exactitud. Sin embargo, esta reconstrucción no es perfecta, siendo por ello que su desempeño queda definido por el detalle y nitidez que presente la imagen, la medición de la energía brindada por el rayo gamma incidente, la eficiencia en la detección de su radiación, y la tasa de conteo que es capaz de soportar sin tener pérdidas significativas por tiempo muerto.

Para realizar un control de calidad adecuado es necesario llevar a cabo cada prueba de forma eficaz, es decir, reproduciendo las mismas condiciones de medición: utilizar el mismo colimador, la misma orientación del detector, la misma tasa de conteo, la misma actividad del radionúclido, el mismo ancho de ventana de energía y la misma distancia a la fuente radiactiva, entre otras. Si bien esto puede resultar dificultoso de lograr en algunos parámetros, permite comparar directamente los diferentes resultados obtenidos en los controles realizados en las cámaras gamma del servicio, estudiar el desempeño del sistema pudiendo detectar deterioros en el equipo o en sus componentes y así poder prevenir fallos.

Hoy en día no existe en el país un marco regulatorio que detalle las pruebas de calidad que deben realizarse periódicamente sobre los equipos de cámara gamma. Debido a esto, las pruebas que se plantean en el presente proyecto integrador son las estipuladas por el Organismo Internacional de Energía Atómica en su publicación "*OIEA, Control de calidad de los instrumentos de medicina nuclear, 1991*", y por la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos en "*NEMA Standards Publication NU 1-2007*". Respecto a las frecuencias de las mismas, se complementa con lo requerido por instituciones de reconocimiento internacional como son el Colegio Americano de Radiología (ACR), la Intersocietal Accreditation Commission (IAC), la Asociación Europea de Medicina Nuclear (EANM), y la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM).

Los parámetros cuyo desempeño deben ser evaluados en los controles de calidad de la cámara gamma son los siguientes:

4.1 Uniformidad

La uniformidad cuantifica la homogeneidad en la detección que presenta el sistema cuando este es irradiado con una fuente determinada, es decir, si se coloca una fuente puntual en diferentes posiciones dentro del campo de visión se debería obtener una tasa de conteo constante.

A pesar de que la cámara esté apropiadamente ajustada, se pueden observar variaciones de hasta un 10 % en la densidad del conteo. Esta *no uniformidad* en el detector puede deberse a varios factores, siendo los principales:

- Una **eficiencia de detección no uniforme** resultante de pequeñas diferencias en el espectro de altura de pulsos para diferentes tubos fotomultiplicadores (diferentes fotopicos originados a nivel de la producción de luz en el detector, de la transmisión de luz hacia los tubos FM, o directamente en la formación de los pulsos a nivel de los tubos FM), o debido a la eficiencia en la recolección de la luz de centelleo dependiendo de la posición del evento (al comparar eventos localizados en las brechas o espacios muertos entre los tubos FM, con los eventos localizados directamente sobre el centro de los mismos). La [Figura 14 \(A\)](#) muestra un tubo FM mal ajustado.
- **No linealidades presentes en la imagen.** En la imagen pueden presentarse distorsiones de tipo “pincushion” o de tipo “barril”. Las mismas son explicadas en la sección de **Linealidad** del presente capítulo. La [Figura 14](#) refleja una comparación entre una imagen que presenta uniformidad y que ha experimentado una corrección de linealidad reciente ([B](#)), con una que no lo ha hecho ([C](#)).

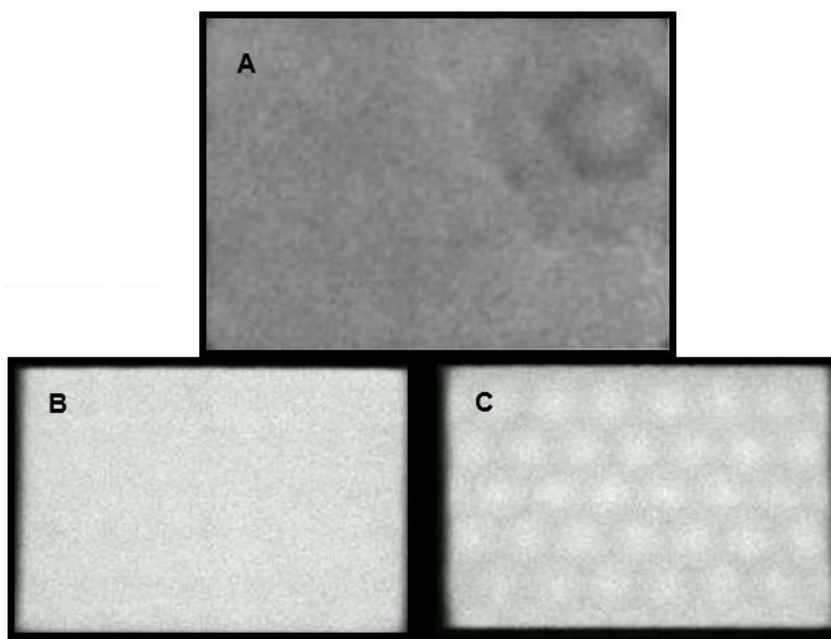


Figura 14 - No uniformidades. (A) Imagen adquirida con un cámara gamma que presenta un tubo FM mal ajustado en la esquina superior derecha. (B) y (C) Comparación entre imagen uniforme y no-uniforme. La imagen B muestra buena uniformidad y ha experimentado una corrección de linealidad reciente. La imagen C deja en evidencia una pobre uniformidad donde los tubos FM son visibles como un patrón de “puntos calientes” regular, indicando que la cámara se encuentra bien calibrada, pero que requiere de una corrección de linealidad.¹²

¹² Imagen extraída de: IAEA. *International Atomic Energy Agency*, 2003.

Otras causas de no-uniformidad pueden darse por defecto o deterioro del cristal de centelleo, la separación física entre el cristal y el arreglo de tubos FM y la guía de luz, el ajuste incorrecto de la posición o el ancho de la ventana del AAP, las tasas de conteo elevadas, y el mal posicionamiento de la fuente. Por su lado, defectos y daños en el colimador también pueden alterar la uniformidad de la imagen, y por ello debe evaluarse tanto la uniformidad en presencia de los mismos (*uniformidad extrínseca*), como en su ausencia (*uniformidad intrínseca*).

Cabe destacar que una no-uniformidad característica que se puede manifestar se representa como un anillo brillante sobre los bordes de la imagen. Este artefacto, conocido como **efecto de bordes**, se debe a que, por causa alguna, hay mayor eficiencia en la recolección de luz para eventos cercanos a los bordes que para aquellos ocurridos en la zona central del detector. Además, los eventos que ocurren sobre el centro del cristal siempre disponen de tubos FM en cualquier dirección, mientras que los que ocurren sobre los bordes únicamente los disponen sobre un lado. De esta forma, los eventos no se distribuyen uniformemente a lo largo de los mismos, sino que son “arrastrados” hacia el centro de la imagen.

Para evaluar la uniformidad del equipo se debe adquirir una imagen utilizando una fuente puntual de un determinado radioisótopo, la cual debe ser examinada en búsqueda de variaciones en la densidad de cuentas. Como medida de supervisión adicional, se recomienda adquirir una imagen para determinar si existen inhomogeneidades en los campos de visión útil (UFOV) y campo de visión central (CFOV). Asimismo, en cada uno de ellos, se calculan los valores de uniformidad integral y diferencial, independientemente de que sea intrínseca o extrínseca.

La uniformidad integral hace referencia a la diferencia porcentual entre el máximo y el mínimo tono en los píxeles del campo de visión (como valoración global) ([Ecuación 2](#)), mientras que la uniformidad diferencial mide el mayor cambio porcentual en la uniformidad de los tonos de los píxeles, sobre un área de cinco píxeles en cualquier dirección de los campos de visión (evaluándose variaciones locales en la imagen adquirida) ([Ecuación 3](#)).

$$U_i = \frac{\text{Cuentas máx del pixel} - \text{Cuentas mín del pixel}}{\text{Cuentas máx del pixel} + \text{Cuentas mín del pixel}} \times 100$$

Ecuación 2

$$U_d = \frac{\text{Cuentas máx} - \text{Cuentas mín}}{\text{Cuentas máx} + \text{Cuentas mín}} \times 100$$

Ecuación 3

4.1.1 Circuitos de corrección de Uniformidad

Todas las cámaras gamma modernas incorporan técnicas que buscan corregir, en la medida de lo posible, las causas de no-uniformidad antes previstas, utilizando para ello procesos de varias etapas.

En una primera instancia se corrigen las diferencias de la ganancia de los fotomultiplicadores al aplicar una pequeña corrección a cada señal Z, dependiendo de su posición X e Y. Esto por lo general se realiza a partir de una imagen de campo inundado intrínseco dividida en una matriz de 128 x 128. Como resultado, se obtiene una coincidencia exacta de los fotopicos de todas las localizaciones, y se traduce como un estrechamiento de la ventana de energía del AAP (ya que se reduce el desvío de los mismos).

En segundo lugar, en función de su localización específica, se aplica una pequeña corrección a cada pulso X e Y para así eliminar las irregularidades en la linealidad espacial.

Finalmente, como tercera etapa, puede ser aplicado un circuito de adición o sustracción de cuentas, de forma tal de uniformar la tasa de conteo en las diferentes localizaciones.

La imagen resultante luego de aplicadas estas correcciones es uniforme hasta en el 6 %¹³, libre de distorsiones de linealidad espacial. La [Figura 15](#) compara dos imágenes adquiridas por la misma cámara de centelleo, sobre una de las cuales se realizó la corrección de uniformidad.

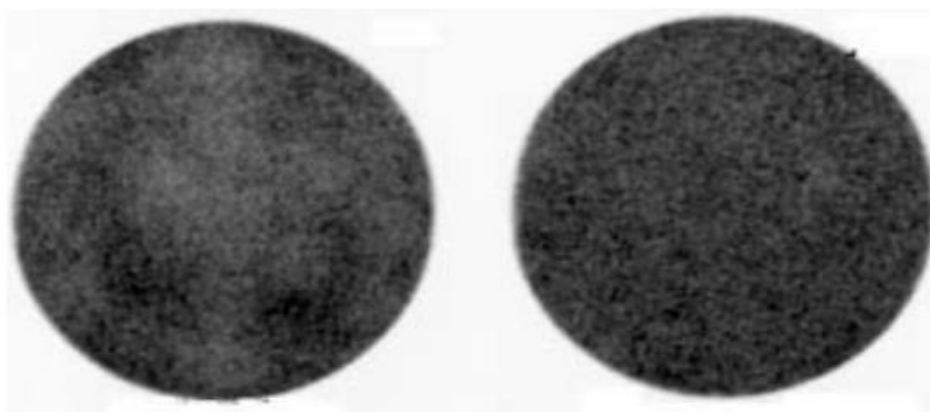


Figura 15 - Corrección de uniformidad. Se muestran dos imágenes adquiridas con la misma cámara de centelleo. A la imagen de la derecha se le realizó corrección de uniformidad.¹⁴

¹³ Extraído de: *Siemens. Instrucciones de funcionamiento c.cam, 2007*. Este límite puede verse reducido dependiendo de cada equipo en particular.

¹⁴ Imagen extraída de: *IAEA. International Atomic Energy Agency, 2003*.

4.1.2 Pruebas de Uniformidad

Las pruebas que contempla el programa de calidad buscan controlar la uniformidad de la cámara gamma en ausencia y presencia de colimadores (prueba intrínseca y extrínseca, respectivamente), en elevadas tasas de conteo, a diferentes amplitudes de ventana configuradas en el AAP, y ante la irradiación de los diversos radioisótopos que se emplean en el servicio de medicina nuclear. Ellas son:

- Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado.
- Prueba de la uniformidad del campo inundado con diferentes amplitudes de ventana del AAP.
- Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado con energías diferentes a 140 keV y 392 keV.
- Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado a 75.000 cuentas por segundo.
- Prueba de la uniformidad del campo inundado del sistema.

4.2 Linealidad espacial

Con la linealidad espacial se evalúa la capacidad que tiene el sistema para localizar las coordenadas reales de un evento, siendo un indicador de la distorsión espacial de la imagen en relación con el objeto.

La mayoría de los fabricantes presentan sus maniqués de barras o agujeros ortogonales para realizar la corrección de linealidad, no obstante, no todos permiten analizarla matemáticamente, por eso en la mayoría de las cámaras gamma sólo es posible efectuar un control visual mientras se chequea la resolución espacial.

Como se explicó anteriormente, la linealidad espacial y la uniformidad frente al campo inundado se relacionan proporcionalmente entre sí, por lo tanto, cuando una imagen muestre distorsión espacial mostrará también pérdida de uniformidad visible ([Figura 14 - Uniformidad](#)). Es por esto que los factores principales que causan la distorsión espacial son los mismos que degradan a la uniformidad.

En este contexto, una no linealidad en la imagen se percibe cuando objetos de línea recta aparecen como imágenes de línea curva luego de la adquisición. Es una problemática que se asocia tanto al detector como a la electrónica asociada, y se produce cuando las señales de posición X e Y no cambian linealmente con la distancia de desplazamiento de la

fente de radiación a través de la cara del detector. Ante este suceso, pueden darse dos fenómenos característicos: si se evidencia una “inclinación” hacia adentro en las líneas de las imágenes, entonces los eventos se agrupan en torno a un centro de distorsión y provocan un aparente *punto caliente* denominado **distorsión pincushion**. Por el contrario, se presenta una **distorsión tipo barril** cuando la inclinación es hacia afuera, quedando los eventos alejados del centro y generando un aparente punto frío. Estos fenómenos se grafican en la Figura 16.

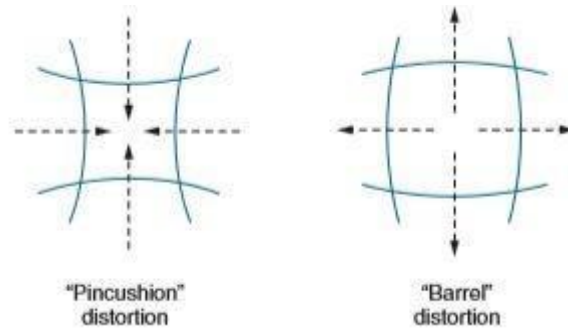


Figura 16 - Efectos de no-linealidad. Aparición de objetos en línea recta con distorsiones “pincushion” y “barril”.¹⁵

4.2.1 Prueba de la linealidad espacial

Las pruebas de linealidad contempladas en el programa buscan verificar que, ante la irradiación del detector, dos líneas paralelas se mantengan en ese estado en la totalidad de la imagen, tanto en la dirección del eje X como en la del Y. A partir de las imágenes resultantes se obtienen dos mediciones: la linealidad espacial diferencial y la linealidad espacial absoluta. Mientras que la primera es una medida que relaciona la distancia medida entre cada línea y la distancia real que las separa, la segunda hace referencia a la máxima desviación de la localización de la línea respecto a su verdadera ubicación. Cada medición se reporta en términos de desviación estándar y media aritmética, tanto para el CFOV como para el UFOV.

4.3 Resolución espacial

La resolución espacial es la medida de la nitidez y el detalle en una imagen, lo que posibilita la detección de variaciones en la distribución del radionúclido en la zona de estudio. En términos prácticos, permite describir la capacidad del equipo para resolver como entidades distintas a dos fuentes radiactivas puntiformes o lineales separadas. El límite de resolución

¹⁵ Imagen extraída de: *Cherry, Soreson, & Phelps, 2012.*

espacial alcanzable por el detector y la electrónica, ignorando el desenfoque adicional causado por el colimador, se denomina resolución espacial intrínseca de la cámara.

Empíricamente, se puede definir como la mínima distancia que se puede detectar entre dos puntos de una imagen. Mientras mayor sea la resolución, más cercanos pueden estar los objetos sin que sus imágenes se traslapen.

La afección de este parámetro se ve contribuida por las fluctuaciones estadísticas en la formación de pulsos, las variaciones estadísticas en la producción de pulsos de luz luego de la interacción del rayo gamma con el detector, las variaciones en el número de electrones emitidos desde el fotocátodo a los dinodos en los tubos fotomultiplicadores, y el espesor del cristal del detector.

La resolución espacial en las cámaras de centelleo puede optimizarse al aumentar el número de tubos FM, logrando así mejorar el posicionamiento X e Y de los pulsos; adquiriendo una mayor eficiencia cuántica y acoplamiento óptico de los tubos, incrementando de esta manera la colección de luz; con una mayor energía de radiación gamma incidente ya que los rayos gamma de menor energía producen menor cantidad de fotones por evento, provocando mayores fluctuaciones estadísticas relativas a su distribución; configurando un ancho de ventana menor en el analizador de altura de pulsos, evitando la radiación dispersa; o reduciendo el espesor del cristal o de la guía de luz.

En este contexto, los principales factores que degradan la resolución espacial intrínseca se resumen en: fallas de los componentes electrónicos, la sintonización inadecuada de las ganancias de los fotomultiplicadores, los defectos y deterioros del cristal, y tasas de conteo elevadas. La resolución del sistema se afecta por la selección del colimador y se degrada conforme se aleja la fuente radiactiva del mismo (Figura 17); asimismo, si se mantiene la distancia colimador-fuente y el espesor del colimador, la resolución empeora conforme aumenta el espesor de la rendija del mismo.

Al momento de evaluar la resolución espacial, la misma puede ser llevada a cabo de manera subjetiva a través de la inspección visual de imágenes adquiridas, o bien, empleando métodos más objetivos que implican determinaciones analíticas en función de un criterio de definición determinado.

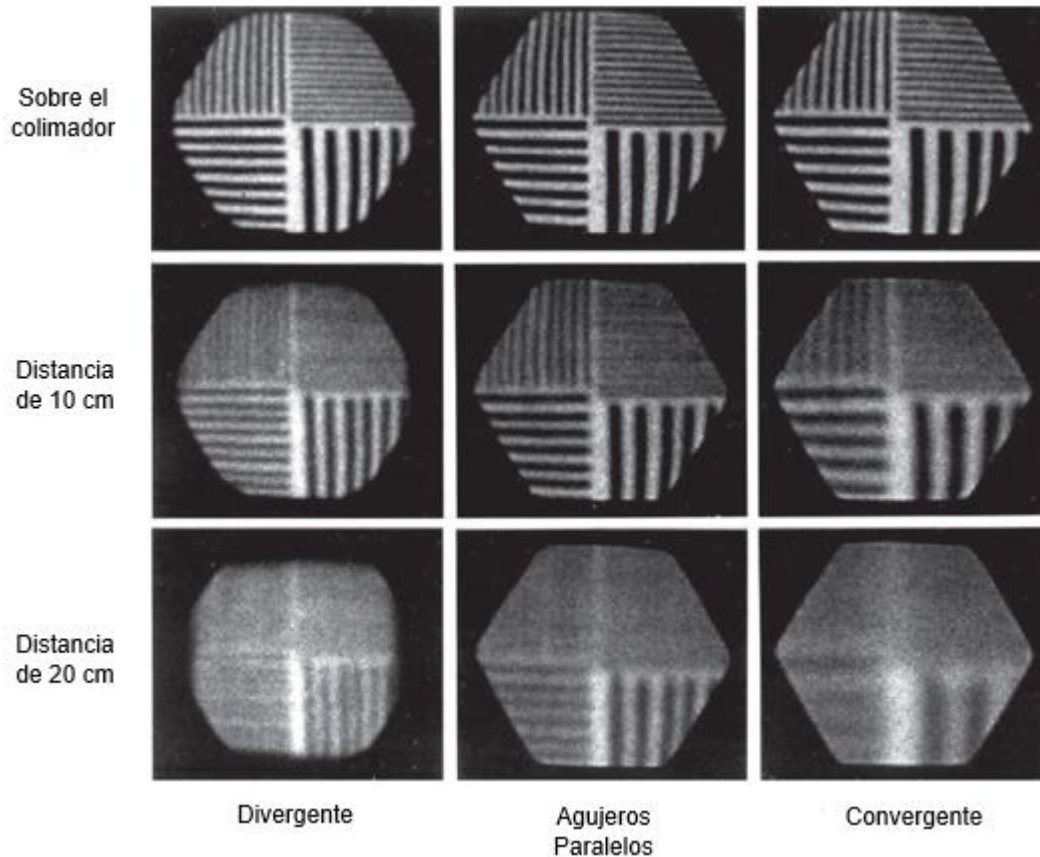


Figura 17 - Deterioro de la resolución espacial respecto al tipo y distancia entre el colimador y la fuente.¹⁶

4.3.1 Maniqués empleados en la Resolución Espacial

Al momento de realizar una prueba de resolución espacial se puede utilizar un maniquí de cuadrantes con barras, **Figura 18**, dado que también puede ser empleado en pruebas de linealidad. Este tipo de maniqués están contruidos de tiras de plomo o tungsteno generalmente encapsuladas en una carcasa plástica. El espesor de las tiras y el espaciado entre ellas es de igual magnitud. El maniquí de cuadrantes con barras presenta cuatro variables de barras respecto a espesor y espaciado, así como a la orientación. Los valores típicos de espesor de cada cuadrante son los siguientes (de mayor a menor):

- Maniquí de barras Estándar: 9,5 - 6,4 - 4,8 - 4 mm
- Maniquí de barras de Alta Resolución: 6,4 - 4,8 - 4 - 3,2 mm
- Maniquí de barras de Ultra Alta Resolución: 3,5 - 3 - 2,5 - 2 mm

Para evaluar la resolución espacial adecuadamente se debe verificar que la delgadez de las barras sea suficiente para opacar la radiación gamma incidente, de lo contrario la mala

¹⁶ Imagen extraída de: *Cherry, Soreson, & Phelps, 2012.*

visualización puede deberse a un bajo contraste de la imagen de prueba y no a una mala resolución espacial. Por ejemplo, para emisores gamma de baja energía como el ^{99m}Tc (140 keV), un espesor de 1 mm en las barras es suficiente para reducir la radiación a un décimo de su valor original, mientras que para emisores de alta energía como ^{131}I (364 keV), el espesor se encuentra en el orden de 1 cm. Los maniqués disponibles comercialmente son en su mayoría diseñados para pruebas con ^{99m}Tc , por lo cual no son aptos para ser utilizados con radioisótopos emisores de alta energía.

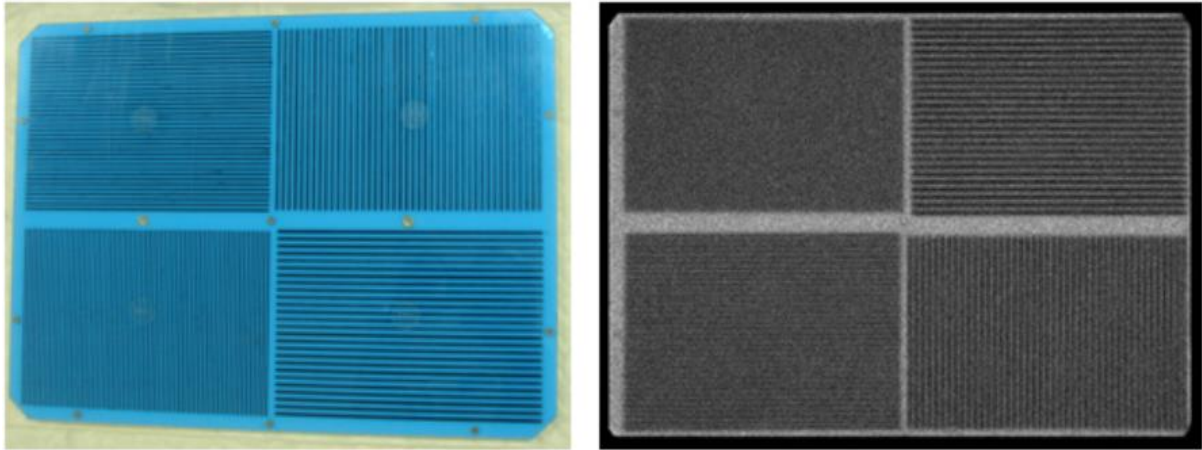


Figura 18 - Maniqué de cuadrantes con barras. Izq: maniqué típico de cuatro cuadrantes con barras. Der: imagen del maniqué de la izquierda adquirida con una cámara gamma E.cam; se pueden observar las barras de plomo de color negro.¹⁷

Otro maniqué utilizado para la determinación de la resolución espacial puede ser de barras paralelas, donde se encuentran múltiples barras de 1 mm de espesor separadas 30 mm unas de otras. A menos que sea de forma cuadrada, los maniqués de barras paralelas están definidos para una dirección específica (X o Y), en cuyo caso se debe disponer de ambos. Finalmente, puede emplearse un maniqué de dos fuentes lineales paralelas colimadas, el cual consta de un tubo de polietileno dispuesto en forma de “U” en el cual se contiene la solución radiactiva. Estos maniqués permiten una medición más exacta de la resolución espacial en comparación al de cuatro cuadrantes con barras.

4.3.2 Criterios para la definición de la Resolución Espacial

Ahora bien, para poder definir este parámetro es preciso seleccionar un criterio para la mínima separación que puede haber entre las dos imágenes. En la práctica se utiliza el criterio del ancho a la mitad de la máxima amplitud (FWHM - *Full Width at Half Maximum*).

¹⁷ Imagen extraída de: IAEA. *International Atomic Energy Agency*, 2014.

El FWHM conviene que dos fuentes se encuentran separadas cuando en la imagen la distancia entre ambos picos es mayor que el ancho de ambos picos medidos a la mitad de su amplitud. Prácticamente, con un maniquí de cuadrante con barras, y tras adquirir una imagen y medir el espesor de la barra más angosta que pueda resolver la cámara de centelleo (B), el FWHM se estima mediante la siguiente ecuación:

$$FWHM (mm) = 1,75 * B \quad \text{Ecuación 4}$$

Un valor de referencia de resolución intrínseca de la mayoría de las cámaras gamma está por debajo de 4,5 mm de FWHM para fotones de 140 keV de ^{99m}Tc , mientras que la del sistema lo está por debajo de 14 mm¹⁸. Paralelamente, se conviene que el FWHM no debe superar el tamaño de dos píxeles.

4.3.3 Pruebas de resolución espacial

Las pruebas de resolución espacial del programa de calidad buscan evaluar la misma ante la ausencia y presencia del colimador (intrínseca y del sistema, respectivamente), así como su desempeño en la presencia de altas tasas de conteo. Ellas son:

- Prueba de la resolución espacial intrínseca.
- Prueba de la resolución espacial intrínseca a 75.000 cuentas por segundo.
- Prueba de la resolución espacial del sistema.

4.4 Sensibilidad

La sensibilidad es un parámetro que evalúa los cambios en la respuesta del equipo a través de las cuentas detectadas por unidad de tiempo, como función de la actividad presente en la fuente utilizada.

Está afectada fuertemente por la eficiencia que posee el colimador y se define como el número de fotones gamma que logran atravesar los agujeros del mismo por unidad de actividad de la fuente.

Este parámetro mejora con el aumento del espesor del cristal detector, la ampliación de la ventana de energía en el AAP, el decrecimiento en la energía del fotón incidente y, por

¹⁸ Extraído de: *Cherry, Soreson, & Phelps, 2012.*

último, el cumplimiento de las actividades máximas sugeridas en equipos de tiempo muerto extenso, para minimizar este tipo de pérdidas.

Los principales factores que degradan la sensibilidad intrínseca son la pérdida de cuentas debido a elevadas tasas de conteo, la sintonización incorrecta de las ganancias de los tubos FM o falla en uno o varios de éstos, defectos o deterioros del cristal, la falta de linealidad espacial, la separación física entre el cristal y el arreglo de tubos FM y la guía de luz, y el ajuste incorrecto de la posición y la amplitud de la ventana del AAP.

La resolución y la sensibilidad siempre operan de forma *inversa*, es decir, el incremento en la precisión de una cantidad disminuye la precisión de la cantidad complementaria. Esto se verifica en cualquiera de las etapas y dispositivos que intervienen en la adquisición de una imagen. Estos parámetros se deben tener en cuenta en la elección del colimador a utilizar.

La sensibilidad se mide en términos cps/Bq, o bien, cpm/ μ Ci.

4.3.1 Pruebas de sensibilidad

La prueba de sensibilidad del programa busca verificar la relación existente entre la actividad de la fuente, cuyo valor debe saberse con precisión y ajustarse de acuerdo a la ley del decaimiento radiactivo, y la tasa de conteo que el equipo puede detectar.

4.5 Resolución energética

Dado que los fotones Compton tienen menor energía que los fotones no dispersados, es posible discriminarlos usando el AAP, garantizando excelentes correcciones de la variación de energía en los fototubos; si no existe coherencia entre estos, aquel cuya ganancia este desincronizada dará en evidencia energías no reales y dichos fotones serán descartados, por lo que el conteo en esa zona aparecerá disminuido. En este contexto, la resolución energética determina la eficiencia para discriminar estos fotones y depende en gran medida de las fluctuaciones estadísticas en el número de fotones de luz recolectados por evento, por lo que una buena eficiencia en la captación de luz es un requisito previo para una buena resolución de energía. Debido a que el número de fotones de luz liberados en un evento aumenta casi linealmente con la energía de rayos gamma incidentes, la resolución de energía mejora en proporción aproximada a $1/\sqrt{E}$, como lo muestra la [Figura 19](#), siendo E la energía del fotón (MeV).

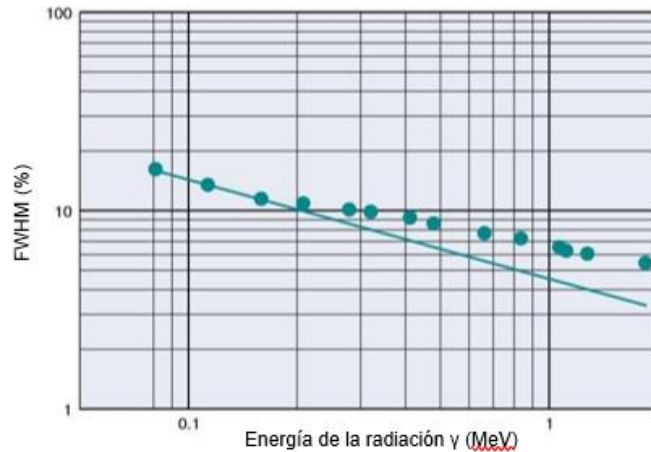


Figura 19 - Resolución energética vs. Energía de rayos γ . La recta indica el comportamiento $1/\sqrt{E}$, ajustado a puntos de datos de baja energía.¹⁹

La resolución energética, al igual que la resolución espacial, se cuantifica a partir de la amplitud total a la mitad de la altura máxima (FWHM), con la diferencia de que se realiza sobre el perfil de cuentas en función de la energía (keV) y no sobre el perfil de cuentas en función del pixel. Se expresa como una fracción porcentual de la energía de la radiación gamma (%FWHM). Así, una pequeña %FWHM corresponde a una resolución energética buena o “alta”, considerando como aceptables aquellos valores por debajo del 11 % para el ^{99m}Tc ²⁰. La Figura 20 muestra gráficamente el %FWHM para el ^{137}Cs .

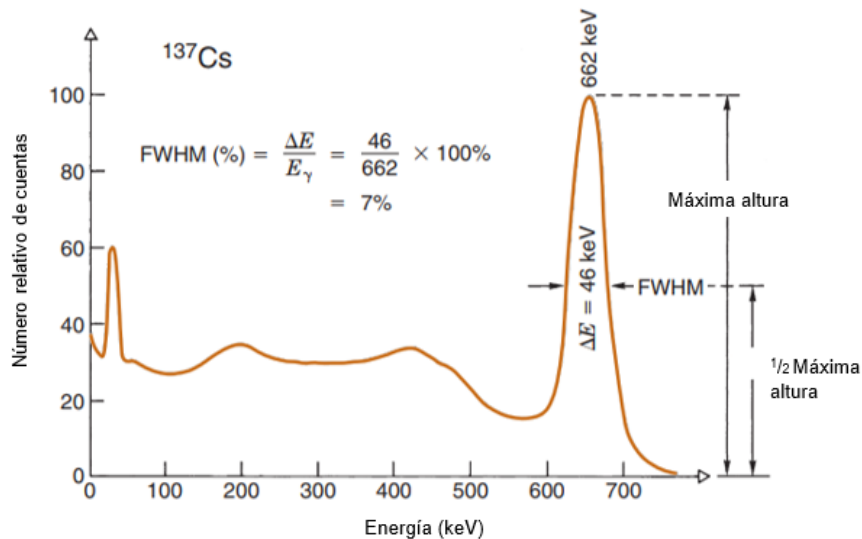


Figura 20 - Espectro de energía del ^{137}Cs y cálculo del %FWHM.²¹

^{19,21} Imagen extraída de: Cherry, Soreson, & Phelps, 2012.

²⁰ Extraído de: Cherry, Soreson, & Phelps, 2012.

Los principales factores que degradan este parámetro son: la falla de uno o varios fotomultiplicadores y la sincronización inadecuada de sus ganancias, defecto o deterioro del cristal, altas tasas de conteo y la separación física entre el cristal y el arreglo de tubos FM y la guía de luz.

Se obtienen dos ventajas de una resolución energética mejorada. Primero, el fotopico se vuelve más estrecho, resultando en una detección más eficiente de fotones no dispersados dentro de la ventana de energía seleccionada y permitiendo así eliminar los fotones que sufrieron dispersión de Compton en el cuerpo, hechos que se reflejan como un aumento del número de eventos válidos registrados y una mejora en la calidad estadística de la imagen. En segundo lugar, los rayos dispersados a través de ángulos más pequeños se detectan de manera más eficiente debido al estrechamiento de su distribución.

4.5.1 Pruebas de resolución energética

La prueba de resolución energética de una cámara gamma se realiza en ausencia de colimador, donde, a partir del perfil de energía, se interpola linealmente para obtener los valores exactos de energía correspondientes a la cantidad de cuentas equivalentes a la mitad del máximo. Luego, se realizan los cálculos mostrados en la [Figura 20](#).

4.6 Resolución temporal

Se denomina resolución temporal a la capacidad que posee el equipo de procesar cada pulso de forma individual, es decir, de distinguir dos pulsos de información que se han producido con un intervalo de tiempo muy pequeño.

Las cámaras gamma sufren de un fenómeno llamado “apilamiento de pulsos” (*en inglés pile-up*), en donde existen pérdidas de información a altas tasas de conteo. Dos pulsos son apilados cuando se detectan dos eventos simultáneos y el equipo los toma como un único evento con una amplitud mayor a la del original. Si uno o ambos eventos son fotopicos, posteriormente la amplitud del nuevo evento se encontrará fuera de la ventana de la altura de pulso y por lo tanto el evento será rechazado, dando como resultado una pérdida. Este efecto puede verse en la [Figura 21](#).

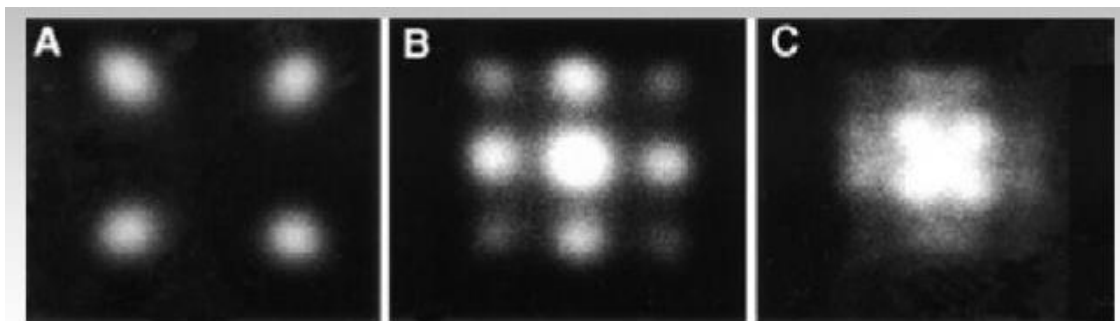


Figura 21 - Efecto de “pile up” o apilamiento de pulsos reflejado en imagen. El caso A muestra una imagen de 4 fuentes puntuales con baja tasa de conteo sin este efecto. Por el contrario, el caso B y C presentan “pile up”, ilustradas con 2 y 3 pulsos respectivamente. Cabe destacar que dichos pulsos no corresponden a fotonicos y por ello se ven más intensos.²²

Los pulsos producidos por un detector tienen una duración de tiempo finita de tal forma que, si un segundo pulso se produjo antes que el primero haya terminado, ambos pulsos se superponen formando un solo pulso distorsionado. En este contexto, el tiempo muerto es un parámetro que adquieren los sistemas electrónicos que necesitan un tiempo mínimo desde que se reconoce un pulso hasta que el sistema esté nuevamente preparado para reconocer al siguiente.

Si la tasa de fotones que llegan al detector es muy elevada, aparecen gran cantidad de eventos dentro del tiempo muerto, los cuales el sistema no va a tener en cuenta. Es por ello que para evaluar la resolución temporal se toma como referencia la tasa de conteo máxima, así como su linealidad respecto a la intensidad de la radiación gamma incidente.

Según cómo se desarrollan en relación al tiempo muerto, existen dos tipos de sistemas de detección: los paralizables y los no paralizables (Figura 22).

En los sistemas no paralizables, cuando ocurre un evento dentro del tiempo muerto éste es omitido, y al terminar dicho tiempo, el equipo está preparado para detectar el siguiente evento. Por su lado, en los paralizables, los eventos que ocurren dentro del tiempo muerto provocan la prolongación de éste, lentificando aún más al sistema. La tasa de conteo alcanza un máximo y posteriormente decrece. Está comprobado que los sistemas son no paralizables a baja tasa de conteo de eventos y pasan a ser paralizables a medida que la tasa aumenta.

²² Imagen extraída de: *Performance das câmaras gama, 2008.*

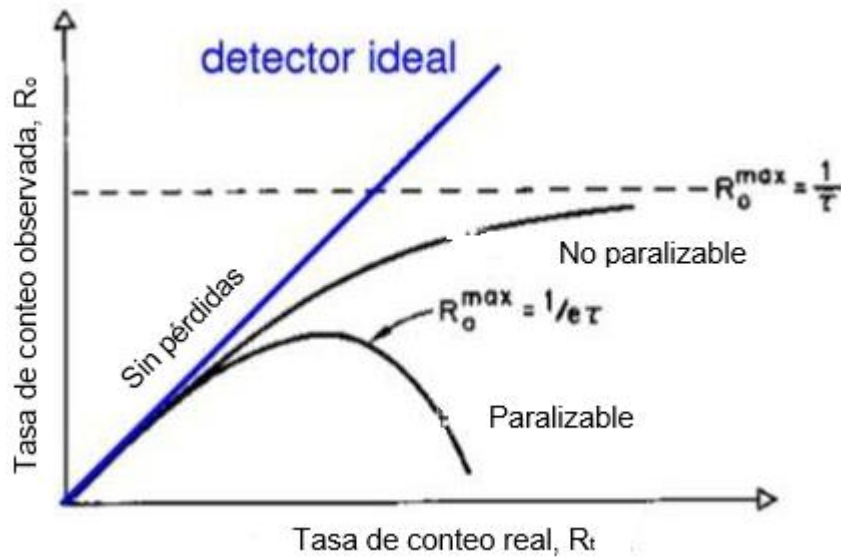


Figura 22 - Sistemas paralizables y no paralizables. Se muestra la variación de la tasa de conteo observada (R_o) con la tasa de conteo real (R_t) en términos del tiempo muerto característico τ . Para los sistemas paralizables, la tasa de conteo observada presenta el máximo en un valor límite igual a $\frac{1}{e\tau}$ según aumenta la tasa de conteo real, mientras que la tasa de conteo medida en los sistemas no paralizables tiende asintóticamente a un valor límite igual a $\frac{1}{\tau}$ respecto al aumento de la tasa de conteo real.²³

En este contexto, la relación entre la tasa de conteo real (R_t) y la observada (R_o) de un sistema no paralizables sigue el siguiente comportamiento:

$$R_o = \frac{R_t}{1+R_t\tau} \quad \text{Ecuación 5}$$

Por lo que el tiempo muerto característico (τ) se define como:

$$\tau = \frac{\left(\frac{R_t}{R_o} - 1\right)}{R_t} \quad \text{Ecuación 6}$$

Por su lado, la relación entre la tasa de conteo real (R_t) y la observada (R_o) de un sistema paralizables se define como:

$$R_o = R_t \times e^{-R_t\tau} \quad \text{Ecuación 7}$$

Y su tiempo muerto característico (τ) es:

$$\tau = \frac{1}{R_t} \times \ln\left(\frac{R_t}{R_o}\right) \quad \text{Ecuación 8}$$

²³ Imagen extraída de: *Performance das câmaras gama*, 2008.

4.6.1 Pruebas de Resolución temporal

Hay varias alternativas diferentes para evaluar la resolución temporal intrínseca de una cámara gamma. Las contempladas en el programa son aquellas factibles de ser realizadas en el servicio de medicina nuclear:

- Prueba de la tasa de conteo máxima.
- Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo.
- Prueba de la operación de la tasa de conteo del sistema.

4.7 Otras pruebas de Aceptación y Referencia

Hasta ahora, las pruebas mencionadas corresponden al sistema de detección propiamente dicho, ya sea en su totalidad como en alguna de sus partes. Sin embargo, hay fallas que pueden darse externamente al detector y que aun así tienen influencia en la calidad de la imagen de adquisición.

4.7.1 Prueba del Centro de Rotación (CoR)

Para la adquisición de una imagen en cámara gamma, el detector necesariamente debe movilizarse alrededor de la camilla donde se encuentra el paciente. Dicho movimiento es de rotación en torno a una línea imaginaria respecto al plano del piso. Mientras el detector rota realizando una órbita circular, su distancia en relación a este eje debe mantenerse constante.

Cabe aclarar que hay cámaras como la e.cam de Siemens que disponen de un gantry. Aun así, aquellas que no lo presentan también describen un movimiento de rotación en torno a un eje, aunque dicha rotación no necesariamente implique una magnitud de 360°.

Se debe prestar especial atención a este parámetro, ya que al ser la cámara gamma un equipo con gran peso, hay probabilidad de que rote describiendo una circunferencia con deficiencias a lo largo de su trayectoria en los 360° ya sea debido a los engranajes o la gravedad, como así también, cuando el equipo toma una mala posición o tiene movimientos al azar. Cuando esto ocurre, no se mantiene la ortogonalidad de los ejes de coordenadas del detector, provocando error en el CoR y la pérdida de resolución espacial, sobre todo en los puntos alejados del eje.

Si el eje mecánico de la cámara no coincide con el centro de la matriz de la computadora, cualquier desvío o falta de coincidencia generará un artefacto en la imagen, obteniendo la forma de un anillo en lugar de un punto. La [Figura 23](#) muestra dicho efecto.

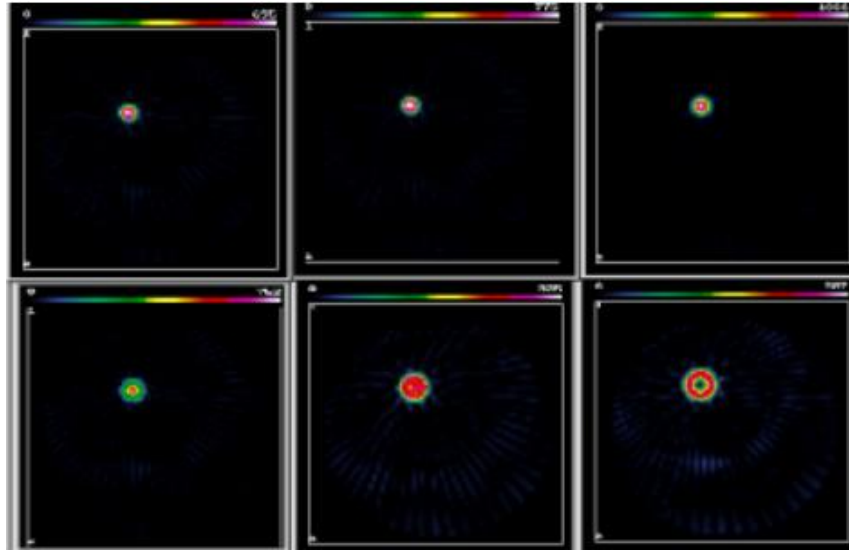


Figura 23 - Simulación de la reconstrucción de una fuente puntual con diferentes errores de CoR. La imagen de arriba a la izquierda muestra una adquisición perfecta sin error en el CoR, mientras que la de abajo a la derecha muestra un offset de 2 píxeles (tamaño del píxel = 3,85 mm).²⁴

En este contexto, la prueba del centro de rotación de una cámara gamma toma en cuenta los errores de desviación respecto a la dirección X e Y, empleando una fuente puntual en posiciones estratégicas del FoV, a partir del centroide de los perfiles obtenidos en un giro total de 360°.

4.7.2 Prueba de la Operación Total

Como prueba de referencia, la operación total busca verificar que todos los componentes de la cámara gamma funcionen adecuadamente bajo condiciones clínicas simuladas. Para llevar a cabo la misma, se precisa la utilización de los llamados maniqués de órganos, específicamente de aquellos a los que el servicio de Medicina Nuclear avoca sus estudios (por ejemplo, maniquí tiroideo o hepático).

²⁴ Imagen extraída de: IAEA. *International Atomic Energy Agency*, 2014.

4.7.3 Prueba del Registro espacial de múltiples ventanas

Algunos estudios de cámara gamma pueden demandar el uso simultáneo de más de un radioisótopo, o bien, el uso de isótopos como el ^{67}Ga que disponen de más de un fotopico. En estos casos, es necesario el centrado del AAP en diferentes valores de energía, correspondientes a los fotopicos de los radionúclidos en cuestión. Cuando se realizan este nivel de estudios, es necesario llevar a cabo pruebas del registro espacial de múltiples ventanas, para verificar el desempeño del instrumento al utilizar simultáneamente la salida de varios AAP para producir una imagen compuesta.

4.7.4 Prueba de la Filtración de radiación a través del blindaje del detector

La filtración de radiaciones a través de la cabeza detectora es una medida de la suficiencia del blindaje de plomo incorporado para eliminar la radiación de fondo. Así, el propósito de la prueba es verificar que la radiación percibida al momento de adquirir la imagen sea exclusivamente aquella que impacta sobre el cristal, con ausencia de ruido.

Pruebas contempladas en el programa de calidad

En la tabla presentada a continuación ([Tabla 3](#)), se enuncian las pruebas de calidad a realizar sobre cada parámetro de los anteriormente mencionados, así como su carácter de aceptación y referencia, y su periodicidad.

Prueba	Aceptación	Referencia	Periodicidad
Uniformidad intrínseca del campo inundado	X	X	Diaria / Mensual
Uniformidad del campo inundado con diferentes amplitudes de ventana del AAP		X	Anual
Uniformidad intrínseca del campo inundado con energías diferentes a 140 y 392 keV		X	Anual
Uniformidad intrínseca del campo inundado a 75000 cuentas por segundo		X	Según recomendación del fabricante o del físico médico
Uniformidad del campo inundado del sistema		X	Cuatrimestral
Prueba de la linealidad espacial		X	Semanal
Resolución espacial intrínseca	X	X	Semanal
Resolución espacial intrínseca a 75000 cuentas por segundo		X	Según recomendación del fabricante o del físico médico
Resolución espacial del sistema	X		-
Sensibilidad plana del sistema	X		-
Resolución de energía	X	X	Anual
Operación intrínseca de la tasa de conteo	X	X	Anual
Operación de la tasa de conteo del sistema		X	Anual
Tasa de conteo máxima	X	X	Anual
Centro de rotación (CoR)	X	X	Mensual
Operación total		X	Anual
Registro espacial de múltiples ventanas	X	X	Anual
Filtración de radiación a través del blindaje del detector	X		-

Tabla 3 - Pruebas de calidad contempladas en el programa.

Capítulo II – Materiales y Métodos

El presente capítulo se encuentra seccionado en dos partes: mientras que la primera involucra el control de calidad del activímetro del servicio, la segunda corresponde al control de calidad de las cámaras gamma del hospital.

El activímetro que se dispone para Cámara Gamma del servicio de Medicina Nuclear del Centro Privado de Tomografía Computada Córdoba S.A. es de la marca Vexcal modelo AV-02 fabricado por Veccsa S.A.. Las especificaciones del mismo se encuentran detalladas en el [Anexo A](#).

Respecto a las cámaras gamma sobre las que se realizaron las pruebas, y como se mencionó anteriormente, corresponden a la marca Siemens, modelos c.cam y e.cam. Especificaciones técnicas de las mismas se encuentran descriptas en el [Anexo A](#).

1. Control de Calidad del Activímetro

1.1 Prueba de exactitud y precisión

Objetivo de la prueba:

Comprobar la exactitud del activímetro a partir de la comparación de la actividad medida con respecto a una fuente calibrada y certificada. Comprobar la precisión del mismo mediante el grado de dispersión de los valores obtenidos.

Frecuencia: semanal.

Materiales:

- Fuente de ^{137}Cs sellada y certificada con una incertidumbre en la actividad no mayor de $\pm 5\%$.
- Dispositivo para la manipulación remota de fuentes radiactivas.

Procedimiento:

1. Poner en funcionamiento el equipo 30 minutos antes de realizar las pruebas. Verificar que no haya fuentes radiactivas que puedan alterar las medidas.
2. Seleccionar ^{137}Cs en el radionúclido a medir.

3. Tomar la medida de radiación de fondo. Si el equipo realiza automáticamente la resta del fondo, ajustar a cero apropiadamente.
4. Con la ayuda del dispositivo de manipulación remota, colocar la fuente correctamente en el portamuestras.
5. Registrar el valor de la actividad y retirar la fuente del activímetro utilizando el dispositivo de manipulación remota.
6. Repetir los pasos 3-5 hasta obtener 10 mediciones de la actividad de la fuente.

Interpretación de resultados y tolerancias:

1. Expresar los resultados como actividades netas, corregidas por el fondo.
2. Determinar la exactitud del instrumento, ξ_r , a partir de la desviación relativa de la lectura media de la fuente obtenida respecto al valor calibrado de la fuente de referencia mediante la relación:

$$\xi_r = \frac{\bar{A}-C}{C} \times 100 \quad \text{Ecuación 9}$$

donde: \bar{A} es el valor medio de las medidas tomadas, corregidas por el fondo.

C es la actividad de la fuente de referencia corregida por el decaimiento radiactivo al momento de realizar la prueba.

La exactitud debe ser tal, que la actividad promedio de las medidas sea menor a ± 5 % del valor certificado de la fuente corregido por el decaimiento radiactivo al día de la medición.

3. Determinar la precisión del instrumento a partir del coeficiente de variación de las lecturas obtenidas, CV , mediante la relación:

$$CV = \frac{\sigma(A_i)}{\bar{A}} \times 100 \quad \text{Ecuación 10}$$

$$\sigma(A_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \times \sum_{i=1}^n (A_i - \bar{A})^2} \quad \text{Ecuación 11}$$

donde: A_i es el valor de actividad de la i -ésima medida, corregida por el fondo.

n es el número de medidas realizadas.

Las mediciones de actividad de cada determinación individual, A_i , no debe mostrar una variación superior al ± 5 % de la actividad promedio medida, \bar{A} , siempre y cuando el decaimiento radiactivo tenga un efecto insignificante durante el periodo de medición. Por otro lado, el valor absoluto del coeficiente de variación de las medidas (CV) no debe superar el 3 %.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “Exactitud y Precisión”.

1.2 Prueba de linealidad de la respuesta

Objetivo de la prueba:

Comprobar la linealidad de la respuesta del activímetro en todo su rango de uso.

Frecuencia: anual.

Materiales:

- Una solución de un radionúclido de corto periodo de semidesintegración (^{99m}Tc o ^{113m}In). La actividad inicial debe ser mayor o igual a la máxima que se mide habitualmente en el activímetro.
- Frasco para la solución radiactiva.
- Dispositivo para la manipulación remota del frasco.

Procedimiento:

1. Poner en funcionamiento el equipo 30 minutos antes de realizar las pruebas. Verificar que no haya fuentes radiactivas que puedan alterar las medidas.
2. Seleccionar las condiciones de operación para el radionúclido concerniente.
3. Tomar la medida de la radiación de fondo. Si el equipo realiza automáticamente la resta de fondo, ajustar a cero apropiadamente.
4. Con la ayuda del dispositivo de manipulación remota, insertar el frasco con la solución radiactiva en el portamuestras. Dejar que transcurra el tiempo suficiente para la estabilización de la lectura.
5. Medir y registrar la actividad medida. De ser necesario, sustraer la lectura de fondo. Registrar la hora exacta en la que se efectúa la lectura.
6. Extraer la fuente radiactiva utilizando el dispositivo de manipulación remota.
7. Repetir regularmente los pasos 2-6 durante un período varias veces mayor que la vida media del radionúclido en cuestión (6,03 horas para el ^{99m}Tc), y lo suficientemente largo para que la fuente decaiga a una actividad igual o menor que la más pequeña para la cual se empleara el instrumento. Obtener al menos 8 lecturas.

Interpretación de resultados y tolerancias:

1. Registrar los resultados en forma gráfica (escala semilogarítmica), correlacionando la actividad medida con el tiempo transcurrido. Ajustar una recta a las mediciones.
2. Registrar en la misma gráfica los valores teóricos de actividad de acuerdo al decaimiento radiactivo, tomando como referencia para el cálculo la primera lectura.
3. Determinar en cada lectura la diferencia relativa porcentual entre la actividad medida y la calculada a partir del modelo lineal. La diferencia relativa de cada lectura debe ser inferior al 5 %.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “*Linealidad de la respuesta*”.

1.3 Prueba de respuesta al fondo

Objetivo de la prueba:

Determinar la respuesta que da el activímetro en ausencia de una fuente radiactiva.

Frecuencia:

La prueba de referencia se realiza mensualmente, mientras que la de constancia, diariamente.

Materiales: esta prueba no precisa de material extra para su realización.

Procedimiento:

1. Poner en funcionamiento el equipo 30 minutos antes de realizar las pruebas. Verificar que no haya fuentes radiactivas que puedan alterar las medidas.
2. Seleccionar las condiciones de operación para el radionúclido concerniente. Se recomienda seleccionar el canal de un radionúclido con una emisión gamma poco abundante.

Prueba de referencia:

3. Tomar la medida de radiación de fondo 10 veces y registrarlas.

Prueba de constancia:

3. Tomar una única medida de radiación de fondo y registrarla.

Interpretación de resultados y tolerancias:

Prueba de referencia:

1. Expresar la media aritmética de las lecturas obtenidas.
2. Determinar la desviación estándar de las 10 medidas realizadas sin contaminación, tal como es determinada en la prueba de “Exactitud y Precisión” (Ecuación 11).

Prueba de constancia:

La medida obtenida durante la prueba de constancia debe compararse con la de referencia del correspondiente periodo de tiempo. Si bien no se pueden establecer límites específicos para esta prueba, se considera que una lectura superior a la media más dos desviaciones estándar indica la necesidad de notificar al personal del servicio para la inspección por posible contaminación. De no detectarse contaminación alguna, se deberá notificar a personal de ingeniería para la inspección técnica del instrumento.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “*Respuesta al fondo*”.

1.4 Prueba de estabilidad de la respuesta

Objetivo de la prueba:

Comprobar la constancia de funcionamiento del activímetro a lo largo del tiempo, para las diferentes condiciones de medida.

Frecuencia:

La prueba de referencia se realiza semestralmente, mientras que la de constancia, diariamente.

Materiales:

- Fuente de período de semidesintegración largo (como el ^{137}Cs) sellada y certificada.
- Dispositivo para la manipulación remota del frasco.

Procedimiento:

1. Poner en funcionamiento el equipo 30 minutos antes de realizar las pruebas. Verificar que no haya fuentes radiactivas que puedan alterar las medidas.
2. Seleccionar las condiciones de operación para el radionúclido concerniente.
3. Tomar la medida de radiación de fondo. Si el equipo realiza automáticamente la resta del fondo, ajustar a cero apropiadamente.
4. Con la ayuda del dispositivo de manipulación remota, colocar la fuente correctamente en el portamuestras.
5. Registrar el valor de la actividad. y retirar la fuente del activímetro utilizando el dispositivo de manipulación remota.

Prueba de referencia:

6. Repetir los pasos 3-5 hasta obtener 10 mediciones de actividad de la fuente.

7. Repetir los pasos **2-6** con cada radionúclido para el cual se encuentra calibrado el activímetro, incluyendo el ^{137}Cs .

Prueba de constancia:

6. Repetir los pasos **2-5** con cada radionúclido para el cual se encuentra calibrado el activímetro, incluyendo el ^{137}Cs . Se obtiene como resultado una única lectura por radionúclido.

Interpretación de resultados y tolerancias:

Expresar los resultados como actividades netas, corregidas por el fondo.

Prueba de referencia:

Calcular la actividad media de las 10 medidas y el intervalo del 5 % de la misma.

Prueba de constancia:

Para las pruebas de constancia, el valor obtenido de actividad de cada radionúclido debe compararse con los valores de referencia del correspondiente semestre. En caso de encontrarse un valor fuera del rango del 5 % definido en la prueba de referencia, debe repetirse la prueba para dicho radionúclido. De persistir el problema, se debe notificar al personal correspondiente para la toma de medidas correctivas.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección "*Estabilidad*".

2. Control de Calidad de Cámara Gamma

2.1 Uniformidad

2.1.1 Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado

Objetivo de la prueba:

Verificar la uniformidad intrínseca en la totalidad de la extensión del FOV de la cámara al someterla a un flujo espacialmente uniforme de radiación gamma incidente.

Frecuencia: diaria, previo al uso del equipo.

Materiales:

- Fuente radiactiva puntual de ^{99m}Tc , con una actividad de 0,3 – 0,5 mCi y una tasa de conteo no mayor a 20000 c/s.
- Montaje apropiado para la fuente de radiación.
- Máscara de plomo (en las cámaras que lo requieran).

Procedimiento:

1. Retirar el colimador del detector y alinear el montaje con la cabeza detectora a una distancia de 5 veces el UFoV.
2. De ser requerido, colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta de cristal. Disponer la fuente radiactiva en su montaje.
3. Seleccionar ^{99m}Tc en el radionúclido a utilizar, y configurar una ventana de energía al 20 %.
4. Adquirir una imagen utilizando una matriz tal que el tamaño del píxel sea de 6,4 mm \pm 30 %, con un conteo total de 15000 kcts.
5. Obtener y registrar los valores de uniformidad integral (UI) y diferencial (UD) en los campos de visión central (CFoV) y útil (UFoV).
6. Retirar la fuente radiactiva y colocar el colimador en el detector.
7. Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Interpretación de resultados y tolerancias:

Durante las pruebas de aceptación del equipo, las cifras obtenidas deben compararse con las obtenidas por el fabricante en el peor de sus casos. Si los valores obtenidos de uniformidad integral o diferencial son mayores a un 10 % que la cifra lograda por el fabricante, entonces se deben iniciar medidas correctivas mediante el representante de este.

Durante las pruebas rutinarias, los valores deben compararse con las cifras de referencia. Si el valor obtenido se encuentra un 20 % o más por encima de la cifra de referencia, se debe proceder a aplicar la corrección de uniformidad prevista por el equipo y,

una vez corregida, realizar nuevamente las pruebas. Si la no-uniformidad persiste, se debe notificar a personal de Ingeniería para el inicio de acciones correctivas.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “Uniformidad Intrínseca del Campo Inundado”.

2.1.2 Prueba de la uniformidad del campo inundado con diferentes amplitudes de ventana del AAP

Objetivo de la prueba:

Verificar la uniformidad intrínseca para todas las amplitudes disponibles para la ventana del AAP, variando dicha amplitud en intervalos de 5 %.

Frecuencia: anual.

Materiales:

- Fuente radiactiva puntual de ^{99m}Tc , con una actividad de 0,3 – 0,5 mCi y una tasa de conteo no mayor a 30000 c/s, en un contenedor adecuado.
- Montaje apropiado para la fuente de radiación.
- Máscara de plomo (en las cámaras que lo requieran).

Procedimiento:

1. Retirar el colimador del detector y alinear el montaje con la cabeza detectora a una distancia de 5 veces el UFoV.
2. De ser requerido, colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta de cristal. Disponer la fuente radiactiva en su montaje.
3. Seleccionar ^{99m}Tc en el radionúclido a utilizar, y configurar la ventana de energía más angosta posible.
4. Adquirir una imagen utilizando una matriz tal que el tamaño del píxel sea de 6,4 mm \pm 30 %. El conteo total debe ser de al menos 10000 kcts para cámaras de FoV pequeño, o de 20000 kcts para cámaras de FoV grande.
5. Obtener y registrar los valores de uniformidad integral (UI) y diferencial (UD) en los campos de visión central (CFoV) y útil (UFoV).
6. Repetir los pasos 3-5, incrementando la amplitud de la ventana en cada adquisición en 5 % hasta alcanzar la ventana más amplia posible.

Nota: verificar que la ventana se mantenga centrada en el fotopico.

7. Retirar la fuente radiactiva y colocar el colimador en el detector.
8. Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Interpretación de resultados y tolerancias:

La cámara de centelleo debe mantener sus valores de uniformidad intrínseca del campo inundado en toda la gama de amplitudes de ventana del AAP. De detectarse degradación alguna al angostar la amplitud de la ventana, deberá procederse a notificar al personal de ingeniería para el inicio de medidas correctivas, dado que puede verse comprometida la integridad del acoplamiento óptico del cristal y el arreglo de tubos fotomultiplicadores y la guía de luz.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “Uniformidad del Campo Inundado con diferentes amplitudes de ventana del AAP”.

2.1.3 Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado con energías diferentes a 140 keV

Objetivo de la prueba:

Verificar la uniformidad para valores de fotopicos distintos a los correspondientes al ^{99m}Tc , contemplando aquellos radioisótopos empleados en el servicio de Medicina Nuclear, con el fin de asegurar que la uniformidad de la respuesta a la inundación del campo es independiente de la energía de los fotones incidentes.

Frecuencia: anual.

Materiales:

- Fuentes radiactivas puntiformes consistentes en soluciones de los radionúclidos empleados en el servicio, con una actividad de 0,3 – 0,5 mCi, en contenedores adecuados.
- Montaje apropiado para la fuente de radiación.
- Máscara de plomo (en las cámaras que lo requieran).

Procedimiento:

1. Retirar el colimador del detector y alinear el montaje con la cabeza detectora a una distancia de 5 veces el UFoV.
2. De ser requerido, colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta de cristal. Disponer la fuente radiactiva en su montaje.
3. Centrar en el fotopico correspondiente al radionúclido en cuestión, la ventana de energía utilizada clínicamente.

4. Adquirir una imagen utilizando una matriz tal que el tamaño del píxel sea de $6,4 \text{ mm} \pm 30 \%$. El conteo total debe ser de al menos 10000 kcts para cámaras de FoV pequeño, o de 20000 kcts para cámaras de FoV grande.
5. Obtener y registrar los valores de uniformidad integral (UI) y diferencial (UD) en los campos de visión útil y central.
6. Retirar la fuente radiactiva. Repetir los pasos 1-6 para cada radionúclido del servicio.
7. Colocar el colimador nuevamente en el detector.
8. Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Interpretación de resultados y tolerancias:

La cámara de centelleo debe mantener sus valores de uniformidad intrínseca del campo inundado en todas las energías fotónicas apropiadas. De detectarse degradación alguna en la uniformidad, deberá procederse a notificar al personal de Ingeniería para el inicio de acciones correctivas.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “Uniformidad intrínseca del Campo Inundado con energías diferentes a 140 keV”.

2.1.4 Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado a 75000 cuentas por segundo

Objetivo de la prueba:

Verificar la uniformidad intrínseca en la totalidad de la extensión del FOV de la cámara al someterla a un flujo espacialmente uniforme de radiación gamma incidente de alta tasa de conteo.

Frecuencia: según recomendación del fabricante o, en su defecto, del físico médico.

Materiales:

- Fuente radiactiva puntual de ^{99m}Tc , con una actividad tal que la tasa de conteo alcance 75000 c/s, en un contenedor adecuado.
- Montaje apropiado para la fuente de radiación.
- Máscara de plomo (en las cámaras que lo requieran).

Procedimiento:

Ídem “2.1.1 Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado”.

Interpretación de resultados y tolerancias:

Ídem “2.1.1 Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado”.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “*Uniformidad Intrínseca del Campo Inundado a 75 kc/s*”.

2.1.5 Prueba de la uniformidad del campo inundado del sistema

Objetivo de la prueba:

Verificar la respuesta del sistema a la inundación del campo con cada uno de los colimadores de agujeros múltiples que se utilizan rutinariamente.

Frecuencia: cuatrimestral.

Materiales:

- Maniquí de inundación de campo, conteniendo una solución de ^{99m}Tc con una actividad de 2 – 5 mCi.

Procedimiento:

1. Colocar en el detector el colimador que se quiere probar, y disponerlo verticalmente y hacia arriba.
2. Colocar el maniquí sobre la superficie externa del colimador.
3. Seleccionar ^{99m}Tc en el radionúclido a utilizar, y configurar la ventana de energía utilizada en la clínica.
4. Adquirir una imagen tal que el conteo total sea de 10000 kcts para cámaras de FoV pequeño, o de 20000 kcts para cámaras de FoV grande.
5. Obtener y registrar los valores de uniformidad integral (UI) y diferencial (UD) en los campos de visión central (CFoV) y útil (UFoV).
6. Retirar el maniquí.
7. Repetir los pasos 1-6 con cada uno de los colimadores que se utilicen rutinariamente.
8. Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Interpretación de resultados y tolerancias:

La cámara de centelleo debe mantener sus valores de uniformidad con todos los colimadores que se emplean. De detectarse variaciones en la uniformidad que no son aparentes en la imagen adquirida de la respuesta intrínseca del campo inundado (2.1.1 *Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado*), deberá procederse al reemplazo del colimador.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “*Uniformidad del Campo Inundado del sistema*”.

2.2 Resolución espacial

2.2.1 Prueba de la resolución espacial intrínseca

Objetivo de la prueba:

Evaluar la amplitud total a la mitad de la altura máxima (*FWHM*) de la dispersión de una línea para verificar la resolución espacial intrínseca del detector.

Frecuencia: semanal.

Materiales:

- Fuente radiactiva puntiforme de ^{99m}Tc , con una actividad de 0,5 – 1 mCi, en un contenedor apropiado. La tasa de conteo no debe exceder las 20000 c/s.
- Montaje apropiado para la fuente de radiación.
- Maniquí de cuatro cuadrantes con barras.
- Máscara de plomo (en las cámaras que lo requieran).

Procedimiento:

1. Retirar el colimador del detector y alinear el montaje con la cabeza detectora a una distancia de 5 veces el U_{FoV}.
2. De ser requerido, colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta de cristal. Disponer la fuente radiactiva en su montaje.
3. Seleccionar ^{99m}Tc en el radionúclido a utilizar, y configurar una ventana de energía al 20 %.
4. Colocar el maniquí de cuadrantes con barras sobre el cristal. Alinear correctamente las barras del maniquí con los ejes X e Y del detector.
5. Adquirir una imagen tal que el conteo total sea de al menos 10000 kcts para cámaras de FoV pequeño, o de 20000 kcts para cámaras de FoV grande.

Para cámaras con detectores cuadrados o circulares:

6. Rotar el maniquí 90° y repetir el paso 5. Reiterar el proceso hasta haberlo rotado 360°. Esto requiere la adquisición de un total de 4 imágenes.
7. Invertir el maniquí para adquirir las imágenes de los cuadrantes en el eje de dirección faltante y repetir los pasos 5-6. Al finalizar, se deberá haber obtenido un total de 8 imágenes, 4 por cada eje de dirección.
8. Retirar la fuente radiactiva con su montaje, el maniquí y la máscara de plomo, y colocar el colimador en el detector.
9. Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Para cámaras con detectores rectangulares:

6. Rotar el maniquí 180° y repetir el paso 5. Esto requiere la adquisición de un total de 2 imágenes.

7. Invertir el maniquí para adquirir las imágenes de los cuadrantes en las posiciones del detector faltantes, y repetir los pasos 5-6. Al finalizar, se deberá haber obtenido un total de 4 imágenes.
8. Retirar la fuente radiactiva con su montaje, el maniquí y la máscara de plomo, y colocar el colimador en el detector.
9. Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Interpretación de resultados y tolerancias:

1. Medir con exactitud la amplitud (B) de las barras más angostas que pueda resolver la cámara en las direcciones X e Y.
2. Estimar la resolución espacial intrínseca en las direcciones X e Y en términos del $FWHM$ según la relación (Ecuación 4):

$$FWHM = 1,75 \times B$$

3. Promediar los resultados en las direcciones X e Y.

Durante las pruebas de aceptación del equipo, los valores de $FWHM$ obtenidos deben compararse con las cifras logradas por el fabricante en el peor de sus casos. Si los valores obtenidos son superiores en un 20 % o más que la cifra lograda por el fabricante, deben iniciarse medidas correctivas mediante el representante de este.

Durante las pruebas rutinarias, los valores deben compararse con las cifras de referencia. Si el valor obtenido se encuentra un 20 % o más por encima de dicha cifra, se debe notificar a personal de Ingeniería para el inicio de acciones correctivas.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “Resolución Espacial Intrínseca”.

2.2.2 Prueba de la resolución espacial intrínseca a 75000 cuentas por segundo

Objetivo de la prueba:

Evaluar la amplitud total a la mitad de la altura máxima ($FWHM$) de la dispersión de una línea para verificar la resolución espacial intrínseca del detector al someterlo a un flujo espacialmente uniforme de radiación gamma incidente de alta tasa de conteo.

Frecuencia: según recomendación del fabricante o, en su defecto, del físico médico.

Materiales:

- Fuente radiactiva puntiforme de ^{99m}Tc , con una actividad tal que la tasa de conteo alcance 75000 c/s, en un contenedor adecuado.
- Montaje apropiado para la fuente de radiación.

- Maniquí de cuatro cuadrantes con barras.
- Máscara de plomo (en las cámaras que lo requieran).

Procedimiento:

Ídem “2.2.1 Prueba de la resolución espacial intrínseca”.

Interpretación de resultados y tolerancias:

Ídem “2.2.1 Prueba de la resolución espacial intrínseca”.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “Resolución Espacial Intrínseca a 75 kc/s”.

2.2.3 Prueba de la resolución espacial del sistema

Objetivo de la prueba:

Evaluar la amplitud total a la mitad de la altura máxima (*FWHM*) de la dispersión de una línea para verificar la resolución espacial del instrumento ante la presencia de un colimador.

Frecuencia: es una prueba de aceptación de los colimadores. Debe realizarse cada vez que se incorpore un nuevo colimador al servicio o se reinstale el equipo.

Materiales:

- Maniquí de inundación de campo conteniendo una solución de ^{99m}Tc con una actividad cercana a 5 mCi. La tasa de conteo no debe exceder las 20000 c/s.
- Maniquí de cuatro cuadrantes con barras con amplitudes y espaciamentos de las barras de 4, 8, 12 y 16 mm o similar.

Procedimiento:

1. Colocar en la cabeza detectora el colimador que se plantea probar, y posicionarla verticalmente y hacia arriba.
2. Colocar cuidadosamente el maniquí de cuadrantes con barras sobre la superficie del colimador. Alinear correctamente las barras del maniquí con los ejes X e Y del detector.
3. Colocar el maniquí de inundación de campo por encima del maniquí de cuadrantes con barras.
4. Seleccionar ^{99m}Tc en el radionúclido a utilizar, y configurar una ventana de energía al 20 %.
5. Adquirir una imagen tal que el conteo total sea de 20000 kcts para cámaras de FoV pequeño, o de 40000 kcts para cámaras de FoV grande.

Para cámaras con detectores cuadrados o circulares:

6. Rotar el maniquí 90° y repetir el paso 5. Reiterar el proceso hasta haberlo rotado 360°. Esto requiere la adquisición de un total de 4 imágenes.
7. Invertir el maniquí para adquirir las imágenes de los cuadrantes en el eje de dirección faltante y repetir los pasos 5-6. Al finalizar, se deberá haber obtenido un total de 8 imágenes, 4 por cada eje de dirección.
8. Repetir los pasos 2-7 pero con el maniquí de cuadrantes con barras suspendido en el aire a una distancia de 10 cm de la superficie del colimador.
9. Repetir los pasos 2-7 pero con el maniquí de cuadrantes con barras separado a una distancia de 10 cm de la superficie del colimador, mediante un medio dispensor equivalente a los tejidos.
10. Repetir los pasos 1-9 con cada uno de los colimadores de agujeros múltiples disponibles.
11. Retirar el maniquí de inundación de campo y el maniquí de cuadrante con barras.
12. Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Para cámaras con detectores rectangulares:

6. Rotar el maniquí 180° y repetir el paso 5. Esto requiere la adquisición de un total de 2 imágenes.
7. Invertir el maniquí para adquirir las imágenes de los cuadrantes en las posiciones del detector faltantes, y repetir los pasos 5-6. Al finalizar, se deberá haber obtenido un total de 4 imágenes.
8. Repetir los pasos 2-7 pero con el maniquí de cuadrantes con barras suspendido en el aire a una distancia de 10 cm de la superficie del colimador.
9. Repetir los pasos 2-7 pero con el maniquí de cuadrantes con barras separado a una distancia de 10 cm de la superficie del colimador, mediante un medio dispensor equivalente a los tejidos.
10. Repetir los pasos 1-9 con cada uno de los colimadores de agujeros múltiples disponibles.
11. Retirar el maniquí de inundación de campo y el maniquí de cuadrante con barras.
12. Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Interpretación de resultados y tolerancias:

1. Medir con exactitud la amplitud (B) de las barras más angostas que pueda resolver la cámara en las direcciones X e Y.
2. Estimar la resolución espacial intrínseca en las direcciones X e Y en términos del $FWHM$ de acuerdo a la [Ecuación 4 \(2.2.1 Prueba de la resolución espacial intrínseca\)](#), tanto para el maniquí apoyado sobre el detector, como separado 10 cm por aire y separado 10 cm mediante un medio dispensor.

3. Promediar los resultados en las direcciones X e Y.

Los valores estimados de la *FWHM* con cada colimador, tanto apoyado sobre el detector, como a una distancia de 10 cm en el aire y con el medio de dispersión puesto, deben compararse con las cifras logradas por el fabricante en el peor de sus casos. Si los valores estimados superan en un 20 % o más a las cifras logradas por el fabricante, debe verificarse que no exista daño alguno en el colimador, e iniciarse la acción necesaria para el reemplazo del colimador mediante el representante del fabricante.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección "*Resolución Espacial del Sistema*", junto con una indicación de si los resultados confirman o descartan una operación aceptable.

2.3 Linealidad espacial

2.3.1 Prueba de la linealidad espacial

Objetivo de la prueba:

Verificar la linealidad espacial de una cámara de centelleo en términos de la distorsión de una línea, ante la ausencia de colimadores.

Frecuencia: semanal.

Materiales:

- Fuente radiactiva puntiforme de ^{99m}Tc , con una actividad de 0,5 – 1 mCi, en un contenedor apropiado. La tasa de conteo no debe exceder las 20000 c/s.
- Montaje apropiado para la fuente de radiación.
- Maniquí de cuatro cuadrantes con barras.
- Máscara de plomo (en las cámaras que lo requieran).

Procedimiento:

Ídem "*2.2.1 Prueba de la resolución espacial intrínseca*".

Interpretación de resultados y tolerancias:

Realizar una inspección visual de las imágenes obtenidas. De detectar distorsión alguna en la linealidad de las barras, deberá compararse con imágenes adquiridas en pruebas anteriores para observar la evolución de la no-linealidad. Informar al personal de Ingeniería de los resultados obtenidos.

Registro:

Se debe indicar si los resultados obtenidos confirman o descartan una operación aceptable en el acta correspondiente, sección “*Linealidad espacial*”.

2.4 Sensibilidad

2.4.1 Prueba de la sensibilidad plana del sistema

Objetivo de la prueba:

Verificar la respuesta de la cámara de centelleo ante una fuente radiactiva de actividad conocida.

Frecuencia:

Es una prueba de aceptación del instrumento. No se requiere un control periódico de la sensibilidad una vez que el equipo haya sido aceptado, salvo que el mismo sea reinstalado.

Materiales:

- Soluciones de los radionúclidos utilizados en el servicio contenidas en sus respectivas jeringas, con una actividad conocida con exactitud cercana a 1 mCi, ocupando un volumen aproximado de 20 mL.

Nota: registrar el valor de la actividad de la solución, así como la hora exacta en el momento en que fue medida.

- Placa de Petri de 10 cm de diámetro. Se precisan tantas como radionúclidos vayan a ser probados.
- Pliego de plástico.

Procedimiento:

1. Colocar en la cabeza detectora un colimador de agujeros paralelos para radiaciones del radionúclido a analizar. Disponer el detector verticalmente y hacia arriba.
2. Cubrir la superficie del colimador con el pliego de plástico. Colocar la placa de Petri sobre la superficie expuesta del colimador.
3. Verter cuidadosamente la solución del radionúclido a evaluar dentro de la placa de Petri verificando que no se derrame contenido fuera de la misma. Mediante el empleo de un calibrador de dosis, medir y registrar la dosis residual de la jeringa luego de la transferencia.
4. Configurar para la adquisición de la imagen, el radionúclido empleado y una ventana de energía del 20 %.

5. Adquirir una imagen tal que el conteo total sea de 10000 cuentas. Registrar el tiempo demandado para la adquisición.
6. Retirar la placa de Petri y adquirir una imagen durante un lapso igual de tiempo para determinar el conteo de fondo.
7. Repetir los pasos 1-6 con cada uno de los colimadores de agujeros múltiples para los niveles de energía del radionúclido analizado que haya en el servicio.
8. Repetir los pasos 1-7 para cada radionúclido empleado en el servicio, con sus respectivos colimadores de agujeros múltiples.
9. Retirar el pliego de plástico.
10. Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Interpretación de resultados y tolerancias:

1. Sobre la imagen obtenida con la placa de Petri, y empleando un software apropiado, dibujar una región de interés circular, RoI, en torno a la placa y registrar el conteo medio de la región. Determinar la tasa de conteo (T_{RoI}) al dividir el conteo medio por el tiempo de adquisición de la imagen.
2. Sobre la imagen obtenida sin la placa de Petri, y empleando un software apropiado, dibujar la misma región de interés aplicada en la imagen anterior, y registrar el conteo medio de la misma. Determinar la tasa de conteo de fondo (T_f) al dividir el conteo medio por el tiempo de adquisición de la imagen.
3. Determinar la actividad neta de la fuente (A_n) al sustraer la actividad residual de la jeringa, de la actividad original de la misma.
4. Calcular la sensibilidad plana de cada colimador de acuerdo a la siguiente expresión:

$$\text{Sensibilidad} \left(\frac{c}{sBq} \right) = \frac{T_{RoI} - T_f}{A_n} \quad \text{Ecuación 12}$$

Durante las pruebas de aceptación, los valores de sensibilidad plana obtenidos deben compararse con las cifras logradas por el fabricante en el peor de sus casos. Si los valores obtenidos son inferiores en un 10 % o más a las cifras logradas por el fabricante en el peor de los casos, se debe informar a personal de ingeniería para examinar el colimador en busca de daños e iniciar las acciones para el reemplazo del mismo mediante el representante del fabricante.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección "Sensibilidad Plana del Sistema".

2.5 Resolución energética

2.5.1 Prueba de la resolución energética

Objetivo de la prueba:

Verificar la capacidad de la cámara de discriminar la radiación dispersa en términos de la fracción porcentual de la amplitud total a la mitad de la altura máxima del fotopico (%FWHM).

Frecuencia: anual.

Materiales:

- Fuente radiactiva puntiforme de ^{99m}Tc , con una actividad de 0,5 – 1 mCi, en un contenedor apropiado. La tasa de conteo no debe exceder las 20000 c/s.
- Montaje apropiado para la fuente de radiación.
- Máscara de plomo (en las cámaras que lo requieran).

Procedimiento:

1. Retirar el colimador del detector y alinear el montaje con la cabeza detectora a una distancia de 5 veces el UFoV.
2. De ser requerido, colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta de cristal. Disponer la fuente radiactiva de ^{99m}Tc en su montaje.
3. Seleccionar ^{99m}Tc en el radionúclido a utilizar, y configurar la ventana de energía utilizada clínicamente.
4. Preestablecer un conteo total de al menos 30000 cuentas.
5. Obtener el perfil de cuentas detectadas en función de la energía de radiación.
6. Retirar la fuente radiactiva y colocar el colimador en el detector.
7. Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Interpretación de resultados y tolerancias:

1. Sobre el perfil obtenido, determinar el pico de energía del radionúclido $E_{^{99m}\text{Tc}}$.
2. Determinar el FWHM del perfil de la fuente de ^{99m}Tc a partir de la interpolación lineal de los valores a la mitad de la altura del fotopico, a ambos lados del mismo.
3. Expresar los resultados en fracción porcentual del fotopico obtenido para el ^{99m}Tc :

$$\%FWHM = \frac{FWHM}{E_{^{99m}\text{Tc}}}$$

Ecuación 13

Durante las pruebas de aceptación del equipo, las cifras obtenidas deben compararse con las obtenidas por el fabricante en el peor de sus casos. Si los valores obtenidos de resolución energética son mayores a un 10 % que la cifra lograda por el fabricante, entonces se deben iniciar medidas correctivas mediante el representante de este.

Durante las pruebas rutinarias, los valores deben compararse con las cifras de referencia. Si el valor obtenido se encuentra un 20 % o más por encima de la cifra de referencia, se debe notificar a personal de Ingeniería para el inicio de acciones correctivas. La ruptura del cristal del detector provoca un incremento súbito del %FWHM, mientras que un deterioro progresivo puede deberse al paso de humedad hacia el cristal, o el deterioro de algún tubo fotomultiplicador.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “Resolución Energética”.

Observaciones:

Si se dispone de una fuente de ^{57}Co , se debe aplicar un factor de corrección al FWHM determinado en el paso 2. Dicho proceso se detalla en “*NEMA Standards Publication NU 1-2007*”.

2.6 Resolución temporal

2.6.1 Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo

Objetivo de la prueba:

Verificar la operación intrínseca en relación con la tasa de conteo de una cámara gamma, en términos de la tasa de conteo correspondiente a una pérdida de conteo del 20 %.

Frecuencia: anual.

Materiales:

- Dos fuentes radiactivas puntiformes iguales de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ con una actividad de 50 μCi cada una, colocadas en contenedores apropiados. La diferencia entre la actividad de ambas fuentes debe ser menor a 10 %. Por otro lado, la tasa de conteo de ambas fuentes juntas debe ser similar al valor de la tasa de conteo observada correspondiente a una pérdida del 20 % de las cuentas (Si no se cuenta con esta especificación, la tasa de conteo de cada fuente debe ser cercana a 20000 c/s).
- Máscara de plomo (en las cámaras que lo requieran).

Procedimiento:

1. Retirar el colimador del detector y posicionar la cabeza detectora horizontalmente.
2. De ser requerido, colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta de cristal.

3. Seleccionar ^{99m}Tc en el radionúclido a utilizar, y configurar la ventana de energía al 20%.
4. Suspender una fuente radiactiva en el aire, cerca del eje central del detector, a una distancia de al menos 1 m, alejada de otros elementos que puedan provocar radiación dispersa.
5. Adquirir una imagen tal que el conteo total sea de 1000 kcts. Registrar el tiempo de adquisición y determinar la tasa de conteo.
6. Suspender la segunda fuente al lado de la primera, cuidando que no interfieran entre sí con la superficie del detector. Registrar el conteo que producen las dos fuentes durante el mismo período de tiempo y determinar la tasa de conteo.
7. Retirar la primera fuente, registrar el conteo resultante de la segunda durante el mismo período de tiempo y determinar la tasa de conteo.
8. Retirar la segunda fuente, registrar las cuentas de fondo durante el mismo periodo tiempo y determinar la tasa de conteo de fondo.
9. Repetir los pasos 4-7, invirtiendo el orden de las fuentes.
10. Retirar las fuentes radiactivas y la máscara de plomo, y colocar nuevamente el colimador en el detector.
11. Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Interpretación de resultados y tolerancias:

1. Expresar los resultados como tasas de conteos netas, corregidas por el fondo.
2. Para los datos obtenidos, calcular el tiempo de resolución de un par de pulsos, expresado en segundos, para cada orden de las fuentes. La Ecuación 8 aplicada a un par de fuentes puntuales se expresa mediante la relación:

$$\tau = \frac{2R_{12}}{(R_1+R_2)^2} \times \ln\left(\frac{R_1+R_2}{R_{12}}\right) \quad \text{Ecuación 14}$$

Donde: R_1 es la tasa de conteo neta de la primera fuente (c/s).

R_2 es la tasa de conteo neta de la segunda fuente (c/s).

R_{12} es la tasa de conteo neta de las dos fuentes juntas (c/s).

3. Promediar los dos valores de τ para obtener el valor medio $\bar{\tau}$.
4. Calcular la tasa de conteo que ingresa para una pérdida de 20 %, $R_{-20\%}$, mediante la expresión:

$$R_{-20\%} = \frac{0,2231}{\bar{\tau}} \quad \text{Ecuación 15}$$

5. Calcular la tasa de conteo observada para una pérdida del 20%, $C_{-20\%}$, a partir de:

$$C_{-20\%} = 0,8 \times R_{-20\%} \quad \text{Ecuación 16}$$

Durante las pruebas de aceptación del equipo, los valores de $R_{-20\%}$ deben compararse con las cifras logradas por el fabricante en el peor de sus casos. Un valor que difiera 10 % o más por debajo de los valores obtenidos por el fabricante indica la necesidad de iniciar acciones correctivas a través del representante del mismo.

Durante las comprobaciones rutinarias, los valores de $R_{-20\%}$ se deben comparar con las cifras de referencia. Los límites de conformidad de las mismas toleran hasta un 20 % de variación del $R_{-20\%}$ respecto a las cifras de referencia. De superarse dicha cifra, se deberá notificar a personal de ingeniería para el inicio de acciones correctivas.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “Operación intrínseca de la tasa de conteo”.

2.6.2 Prueba de la tasa de conteo máxima

Objetivo de la prueba:

Verificar la tasa de conteo máxima de una cámara gamma.

Frecuencia: anual.

Materiales:

- Una fuente radiactiva puntiforme de ^{99m}Tc con una actividad cercana a 100 μCi en un contenedor adecuado.
- Soporte móvil para la fuente radiactiva.
- Máscara de plomo (en las cámaras que lo requieran).

Procedimiento:

1. Retirar el colimador del detector y posicionar la cabeza detectora verticalmente.
2. De ser requerido, colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta de cristal. Disponer la fuente radiactiva en el montaje móvil.
3. Seleccionar ^{99m}Tc en el radionúclido a utilizar, y configurar una ventana de energía al 20 %.
4. Mover el soporte móvil de tal manera que quede la fuente en el eje central del detector y lo más alejada a cualquier otro objeto que pueda dispersar sus radiaciones.
5. Registrar las cuentas conforme se acerca la fuente a la superficie del detector. La tasa de conteo aumentará hasta un máximo, para luego decrecer. Anotar la tasa de conteo máxima.
6. Retirar la fuente, su soporte y la máscara de plomo. Colocar nuevamente el colimador.
7. Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Interpretación de resultados y tolerancias:

Durante las comprobaciones de aceptación, la tasa máxima de conteo debe compararse con la cifra lograda por el fabricante en el peor de sus casos. Cualquier valor que sea menor en un 10 % o más a la cifra lograda por el fabricante en el peor de sus casos, indica la necesidad de iniciar acciones correctivas a través del representante del mismo.

Durante las verificaciones rutinarias, la tasa máxima de conteo debe compararse con las cifras de referencia. Cualquier valor que difiera en más de un 20 % del valor de referencia indica la necesidad de notificar a personal de Ingeniería para el inicio de acciones correctivas.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “Tasa de conteo máxima”.

2.6.3 Prueba de la operación de la tasa de conteo del sistema

Objetivo de la prueba:

Verificar la operación del sistema en relación con la tasa de conteo de una cámara gamma, en términos de la tasa de conteo correspondiente a una pérdida de conteo del 20 % con las fuentes radiactivas ubicadas en un medio dispersor.

Frecuencia: anual.

Materiales:

- Dos fuentes radiactivas iguales de ^{99m}Tc con una actividad de 2 – 7 mCi cada una, colocadas en contenedores apropiados que se ajusten al maniquí que se utilizará. La diferencia entre la actividad de ambas fuentes debe ser menor a 10 %. Por otro lado, la tasa de conteo de ambas fuentes juntas debe ser similar al valor de la tasa de conteo observada correspondiente a una pérdida del 20 % de las cuentas (Si no se cuenta con esta especificación, la tasa de conteo de cada fuente debe ser cercana a 20000 c/s).
- Maniquí de dispersión para dos fuentes radiactivas.
- Soporte para el maniquí de dispersión.

Procedimiento:

1. Colocar en la cabeza detectora un colimador de agujeros paralelos de sensibilidad alta para radiaciones gamma de baja energía. Para realizar esta prueba siempre se debe utilizar el mismo colimador. Disponer la cabeza detectora horizontalmente y hacia arriba.
2. Seleccionar ^{99m}Tc en el radionúclido a utilizar, y configurar la ventana de energía utilizada en la clínica.

- Colocar el maniquí de dispersión para dos fuentes radiactivas en su soporte, de forma tal que quede en contacto con el centro de la superficie del colimador, con sus agujeros verticales, y a una distancia de 50 mm de la misma.
- Colocar una de las fuentes radiactivas en el maniquí de dispersión.
- Adquirir una imagen tal que el conteo total sea de 1000 kcts. Registrar el tiempo de adquisición y determinar la tasa de conteo.
- Colocar la segunda fuente en el maniquí. Registrar el conteo que producen las dos fuentes durante el mismo período de tiempo y determinar la tasa de conteo.
- Retirar la primera fuente, registrar el conteo resultante de la segunda durante el mismo período de tiempo y determinar la tasa de conteo.
- Retirar la segunda fuente, registrar las cuentas de fondo durante el mismo periodo tiempo y determinar la tasa de conteo de fondo.
- Repetir los pasos 4-8, invirtiendo el orden de las fuentes.
- Retirar las fuentes radiactivas, el maniquí y su soporte.
- Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Interpretación de resultados y tolerancias:

- Expresar los resultados como tasas de conteos netas, corregidas por el fondo.
- Para los datos obtenidos, calcular el tiempo de resolución de un par de pulsos, expresado en segundos, para cada orden de las fuentes mediante la relación:

$$\tau = \frac{2R_{12}}{(R_1+R_2)^2} \times \ln\left(\frac{R_1+R_2}{R_{12}}\right) \quad \text{Ecuación 17}$$

Donde: R_1 es la tasa de conteo neta de la primera fuente (c/s).

R_2 es la tasa de conteo neta de la segunda fuente (c/s).

R_{12} es la tasa de conteo neta de las dos fuentes juntas (c/s).

- Promediar los dos valores de τ para obtener el valor medio $\bar{\tau}$.
- Calcular la tasa de conteo que ingresa para una pérdida de 20 %, $R_{-20\%}$, mediante la expresión:

$$R_{-20\%} = \frac{0,2231}{\bar{\tau}} \quad \text{Ecuación 18}$$

- Calcular la tasa de conteo observada para una pérdida del 20%, $C_{-20\%}$, a partir de:

$$C_{-20\%} = 0,8 \times R_{-20\%} \quad \text{Ecuación 19}$$

Los valores de $R_{-20\%}$ y de $C_{-20\%}$ deben ser menores que los valores intrínsecos estimados mediante la prueba “2.2.1 Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo”.

Esta prueba tiene goza de valor práctico, puesto que la $C_{-20\%}$ con dispersión no debe excederse en los estudios clínicos, especialmente en los estudios cuantitativos cardiológicos.

Durante las verificaciones rutinarias, el valor de $C_{-20\%}$ debe compararse con las cifras de referencia. Cualquier valor que difiera en más de un 20 % del valor de referencia indica la necesidad de notificar a personal de Ingeniería para el inicio de acciones correctivas.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “Operación de la Tasa de Conteo del Sistema”.

2.7 Centro de Rotación

2.7.1 Prueba del centro de rotación

Objetivo de la prueba:

Comprobar las desviaciones del centro de rotación, la alineación del eje Y de la cámara y la inclinación del cabezal con respecto al eje de rotación.

Frecuencia: mensual.

Materiales:

- 3 o 5 fuentes radiactivas puntuales de ^{99m}Tc , con una actividad de 1 mCi, según el tipo de colimador a utilizar.
- Soporte para las fuentes puntuales.

Procedimiento:

1. Corroborar que los colimadores estén montados sobre los detectores, y los mismos se encuentren dispuestos a 180° con un radio de rotación aproximado de 20 cm.
2. Colocar las fuentes puntuales en el soporte sobre la camilla de estudios. La cantidad de fuentes a emplear dependerá del tipo de colimador, tal como lo indica la [Tabla 4](#).

Tipo de colimador	Cantidad de fuentes puntuales
Hi-Res Parallel (LEHR)	5
Hi-Sensitivity	3
Medium Energy	3
Hi-Energy	3
Fan Beam	5
Ultra Hi-Res	5
Extra Hi-Energy	3
Med Energy LP	3
Leap	5

Tabla 4 - CoR. Cantidad de fuentes para cada tipo de colimador.

3. Realizar una adquisición tomográfica por rotación en órbita circular, utilizando una matriz tal que el tamaño de píxel sea menor de 5 mm. Las imágenes deben ser adquiridas para al menos ocho valores angulares distribuidos equitativamente entre 0° y 360°, debiéndose adquirir al menos 5000 cuentas por cada fuente en el píxel máximo de la posición a 0°.
4. Obtener la reconstrucción del estudio tomográfico, representando los cortes transaxiales como un punto homogéneo.
5. Aplicar el programa de análisis de centro de rotación provisto por el fabricante. Documentar y registrar los valores obtenidos.
6. Repetir los pasos 3-5 con radios de rotación correspondientes a un estudio de cerebro típico (15 - 20 cm) y a un estudio abdominal (25 - 30 cm) para comprobar los efectos de la posición angular del colimador sobre el centro de rotación.
7. Retirar las fuentes de radiación y el soporte.
8. Repetir el procedimiento para las posibles configuraciones de la cámara (ej. con los detectores a 90°).

Interpretación de resultados y tolerancias:

1. Realizar una inspección visual de la reconstrucción tomográfica a fin de detectar borrosidades o artefactos en forma de anillo.
2. Realizar una inspección visual del sinograma provisto por el programa de análisis de centro de rotación prestando atención a la presencia de desviaciones o saltos. Si el CoR se encuentra correctamente calibrado, la onda sinusal presenta una línea de base que coincide exactamente con el centro de la matriz de imagen.
3. Los resultados del programa de análisis del centro de rotación provisto por el fabricante pueden cambiar de acuerdo a la marca y modelo de la cámara. Por lo general, se informa la desviación de la línea base mencionada anteriormente, así como las desviaciones máximas tanto en la dirección X como en la Y. Estas últimas no deben exceder los $\pm 0,2$ píxeles en matrices 64×64 , o $\pm 0,4$ píxeles en matrices de 128×128 .
4. El error de centro de rotación con un radio de rotación correspondiente a un estudio de cerebro típico y con un radio correspondiente a un estudio abdominal no deben diferir en ± 20 % respecto al valor obtenido a un radio de rotación de 20 cm.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “*Centro de rotación*”, indicando si confirman o descartan una operación aceptable.

2.8 Operación total

2.8.1 Prueba de la operación total

Objetivo de la prueba:

Verificar el funcionamiento de todos los componentes de la cámara gamma, bajo las condiciones clínicas empleadas en el servicio.

Frecuencia: anual.

Materiales:

- Maniquí de operación total, ya sea un simulador tiroideo que contenga 200 μCi de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ o 10 μCi de ^{131}I o un simulador de una sección hepática con 2 mCi de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ o una actividad similar de $^{113\text{m}}\text{In}$.

Procedimiento:

1. Colocar en el detector el colimador que se utiliza diariamente para simular las condiciones clínicas.
2. Ajustar todos los controles con las cifras de calibración para el radionúclido utilizado.
3. Centrar en el fotopico la ventana de energía del AAP utilizada en la clínica para el radionúclido elegido.
4. Colocar el simulador de una manera reproducible cercano a la superficie del colimador de acuerdo con las condiciones de simulación clínica.
5. Obtener una imagen siguiendo la técnica usual en el procedimiento clínico que se simula.
6. Retirar el maniquí.

Interpretación de resultados y tolerancias:

Se debe comparar visualmente las imágenes de referencia con las obtenidas durante la prueba, poniendo especial atención a la visibilidad de las lesiones simuladas. No debe mostrar degradación de la operación y debe satisfacer los requerimientos clínicos.

Registro:

Se debe indicar si los resultados obtenidos confirman o descartan una operación aceptable en el acta correspondiente, sección "*Operación total*".

2.9 Registro espacial de múltiples ventanas

2.9.1 Prueba del registro espacial de múltiples ventanas

Objetivo de la prueba:

Verificar que las ganancias de cada AAP estén ajustadas, para que las imágenes que se adquieren con energías fotónicas diferentes se superpongan cuando se emplean varios AAP en forma simultánea.

Frecuencia: anual.

Materiales:

- Fuente radiactiva, consistente en un frasco pequeño con una solución de ^{67}Ga con una actividad de 1 mCi en un contenedor de plomo de 6 mm de espesor con una apertura circular de 3 mm de diámetro.

Procedimiento:

1. Retirar el colimador del detector y posicionar la cabeza detectora horizontalmente. Situar una mesa, adyacente al detector, para que sirva de soporte a la fuente radiactiva y consecuentemente, colocarla sobre la mesa.
2. Seleccionar ^{67}Ga en el radioisótopo a utilizar y centrar una ventana de energía de 20 % en cada uno de los fotopicos de 93, 184 y 296 keV.
3. Ajustar la actividad de la fuente para que la tasa de conteo no exceda las 10000 c/s en ninguno de los canales del AAP cuando la fuente se aproxima a la superficie expuesta de la cubierta del cristal.
4. Colocar la fuente radiactiva en el eje X^+ de la superficie del detector, a una distancia correspondiente al 75 % de la que separa el centro del detector de su perímetro. Tomar nota de la posición exacta de la fuente.
5. Adquirir imágenes separadas a través de cada uno de los canales del AAP, con una matriz de 128×128 , acumulando 10000 cuentas en el píxel con conteo mayor.
6. Repetir el paso 4-5, con la fuente en la posición sobre el eje X^- , a una distancia correspondiente al 75 % de la que separación del centro a la periferia, y en posiciones similares en los ejes Y^+ e Y^- .
7. Retirar la fuente. Medir la distancia entre las dos posiciones X y las dos posiciones Y de la fuente.
8. Colocar nuevamente el colimador en el detector.
9. Repetir la prueba en todos los detectores que disponga la cámara.

Interpretación de resultados y tolerancias:

1. Verificar en cada una de las cuatro posiciones de la fuente, si las direcciones de los píxeles con los conteos mayores coinciden en las imágenes logradas a través de los diferentes canales del AAP.
2. En el caso que no coincidan las localizaciones de la fuente o las direcciones de los píxeles con conteos mayores, se debe determinar el grado de desplazamiento, en mm, en las direcciones X e Y de cada imagen, utilizando las distancias medidas entre las posiciones de la fuente para obtener una escala o factor de conversión, en mm/píxel, que relacione la distancia en la imagen con la distancia en el objeto.

Durante las comprobaciones de aceptación, los valores de los desplazamientos de X y de Y deben compararse con los valores logrados por el fabricante en el peor de sus casos. Cualquier valor que sea mayor en un 10 % o más a la cifra lograda por el fabricante en el peor de sus casos, indica la necesidad de iniciar acciones correctivas a través del representante del mismo.

Durante las verificaciones rutinarias, los valores de los desplazamientos de X y de Y deben compararse con las cifras de referencia. Cualquier valor que difiera en más de un 20 % del valor de referencia indica la necesidad de notificar a personal de Ingeniería para el inicio de acciones correctivas.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “*Registro espacial de múltiples ventanas*”.

2.10 Filtración de radiación a través del blindaje

2.10.1 Prueba de la filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector

Objetivo de la prueba:

Verificar que el detector de una cámara gamma únicamente responde a la radiación incidente sobre el cristal después de pasar por el colimador.

Frecuencia:

Es una prueba de aceptación del instrumento. No se requiere un control periódico de la filtración a través del blindaje una vez que el equipo haya sido aceptado, salvo que el mismo sea reinstalado.

Materiales:

- Fuente radiactiva puntual de una solución del radionúclido que emita la radiación gamma de mayor energía de entre los que sean de uso común en el servicio, con una actividad aproximada de 100 μCi .
- Contenedor apropiado.

Procedimiento:

1. Colocar en el detector un colimador adecuado para la energía de la radiación gamma de la fuente seleccionada.
2. Seleccionar el radioisótopo a utilizar y centrar en el fotopico la ventana del AAP que se utiliza clínicamente.
3. Colocar la fuente en doce sitios diferentes, consecutivamente, en torno del blindaje del detector y registrar el conteo en cada lugar durante un tiempo preestablecido de 100 segundos. Investigar los sitios de junta del blindaje, los puntos de salida de los cables y otras regiones de blindaje menor. La [Figura 24](#) muestra un esquema de ubicación de los 12 sitios posibles.

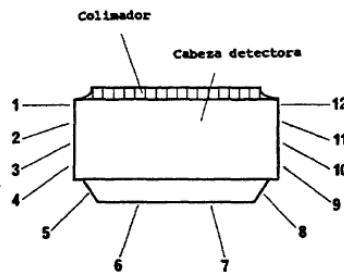


Figura 24 - Esquema de los 12 sitios de colocación de la fuente radiactiva para la verificación del filtrado a través del blindaje del detector.²⁵

4. Retirar la fuente y medir el conteo de fondo (B) durante 100 segundos.

Interpretación de resultados y tolerancias:

Las cuentas medidas no deben exceder en ningún sitio el conteo de fondo por más de tres desviaciones patrón. Esta prueba se debe repetir cuando se registre un resultado anormal, y para ello se debe verificar que no existan fuentes de radiación vecinas ni pacientes a los que se les haya suministrado alguna sustancia radiactiva, y que no existan contaminaciones radiactivas en el equipo ni en su entorno. Si la anomalía persiste, se debe investigar el grado de filtración e iniciar acciones correctivas.

Registro:

Los valores obtenidos en la prueba deben ser registrados en el acta correspondiente, sección “*Filtración de radiación a través del blindaje del detector*”.

²⁵ Imagen extraída de: “OIEA, *Control de calidad de los instrumentos de medicina nuclear, 1991*”.

Capítulo III – Resultados y discusión

1. Control de Calidad del Activímetro

En lo que respecta a pruebas de calidad del activímetro, hoy en día se realiza de manera periódica únicamente la prueba de estabilidad. Por otro lado, se realizan exclusivamente las mediciones rutinarias y no así las de referencia, por lo que los valores obtenidos no son comparados con ningún parámetro.

Concerniente al registro de los resultados, se desarrolló un libro de Excel que presenta plantillas específicas para cada una de las pruebas contempladas en el programa. En el [Anexo D](#) puede visualizarse un ejemplo de una de ellas. Las restantes pueden encontrarse en la dirección: <https://drive.google.com/drive/folders/1Xf5-S5RH6c46hUo9isC7RcG12R5CvP4n?usp=sharing>.

1.1 Prueba de exactitud y precisión

La prueba de exactitud del activímetro no pudo realizarse debido a que, al no ser el ^{137}Cs un isótopo radiactivo de interés para el estudio clínico, el equipo no se encuentra calibrado para la medición del mismo. No obstante, la prueba de precisión mide el grado de dispersión entre sucesivas mediciones, lo cual por practicidad a la hora de redactar el procedimiento se indicó que se utilicen las mismas mediciones obtenidas para el análisis de exactitud, aunque esto no implique que la prueba no pueda realizarse al medir la fuente con otra configuración de radioisótopo.

En este contexto, se realizaron diez mediciones sucesivas para eliminar el efecto del decaimiento radiactivo sobre una fuente de ^{137}Cs seleccionando $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Dicha fuente fue certificada el 17 de mayo de 2005, con una actividad de 0,100 mCi. Los resultados obtenidos se encuentran graficados en la [Figura 25](#) y detallados en la [Tabla 26 \(Anexo B\)](#).

Para las mediciones de $^{99\text{m}}\text{Tc}$, la actividad media obtenida corresponde a 133,71 μCi , habiendo previamente sustraído un fondo de 5,14 μCi de actividad a cada lectura. Este valor medio permite establecer los límites a un rango de $\pm 5\%$, es decir, 127,02 μCi como mínimo y 140,39 μCi como máximo.

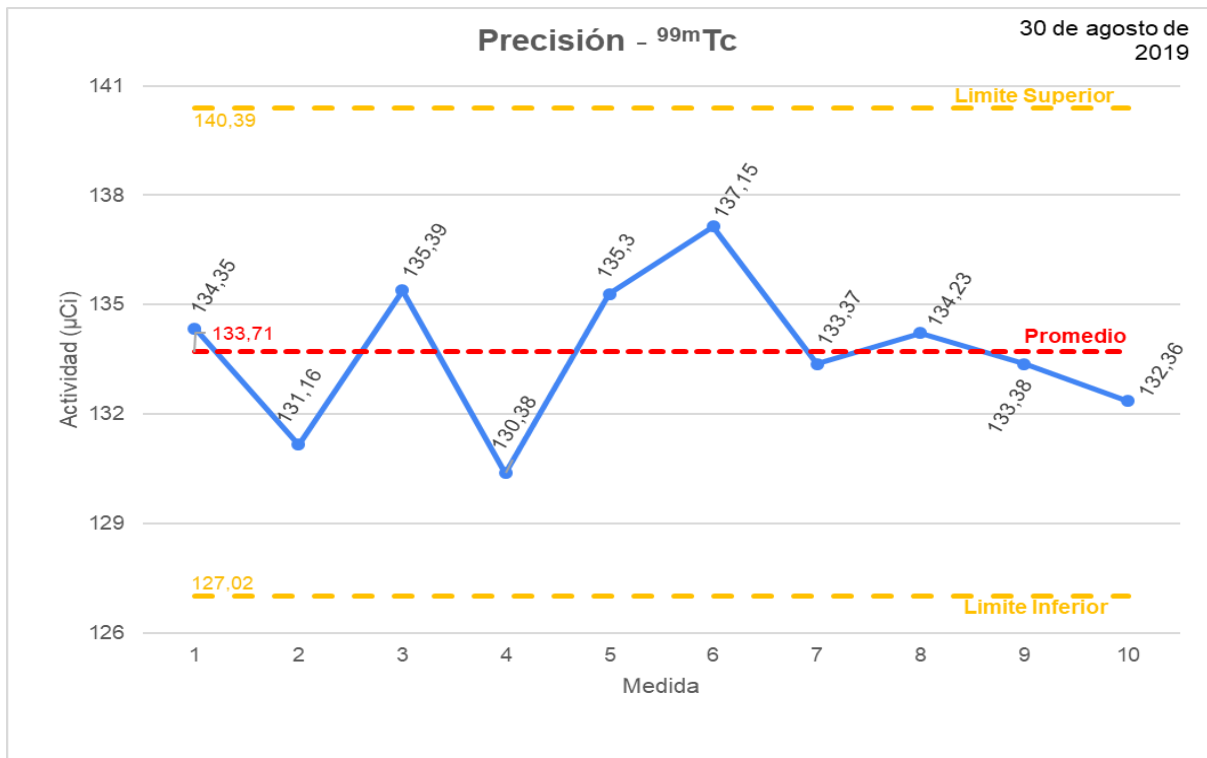


Figura 25 - Precisión del activímetro con ^{99m}Tc a partir de una fuente de ^{137}Cs .

Como puede observarse en la gráfica, las diez mediciones realizadas se encuentran dentro de los límites de tolerancia. En lo que respecta al coeficiente de variación de las lecturas obtenidas (CV), se obtiene un valor de **1,5 %** con una desviación estándar de 2,04 µCi. El resultado se encuentra por debajo del 3 % establecido como límite de tolerancia, por lo cual se lo considera satisfactorio.

1.2 Prueba de linealidad de la respuesta

La prueba de linealidad de la respuesta del activímetro se llevó a cabo empleando una fuente de ^{99m}Tc con una actividad inicial de 790,27 mCi, la cual se dejó decaer por un período aproximado de 28 horas, registrando su actividad en intervalos cercanos a dos (2) horas. Para cada una de las lecturas se determinó la actividad teórica de acuerdo al decaimiento radiactivo que la fuente debería presentar. Los resultados obtenidos se representan en la [Tabla 5](#) y se grafican en la [Figura 26](#).

Fecha	lunes, 2 de septiembre de 2019					
	Hora	Actividad medida (mCi)	Δt (h)	Actividad por decaimiento (mCi)	-5 %	+5 %
2/9/2019	08:51	790,27	0,00	790,27	750,76	829,78
	11:00	614,95	2,15	617,22	586,36	648,09
	12:58	488,97	4,12	492,34	467,72	516,95
	15:01	393,54	6,17	388,98	369,53	408,42
	17:00	311,02	8,15	309,68	294,19	325,16
	19:01	248,31	10,17	245,60	233,32	257,88
3/9/2019	08:56	49,94	24,08	49,60	47,12	52,08
	12:05	33,69	27,23	34,53	32,81	36,26
	12:55	32,02	28,07	31,38	29,81	32,95

Tabla 5 - Linealidad de la respuesta del activímetro. Mediciones realizadas en un lapso de 28 horas sobre una fuente de ^{99m}Tc de 790,27 mCi de actividad inicial.

Como puede observarse, todas las mediciones obtenidas a partir del instrumento se encuentran dentro del rango del 5 % respecto a la actividad teórica calculada a partir del decaimiento radiactivo.

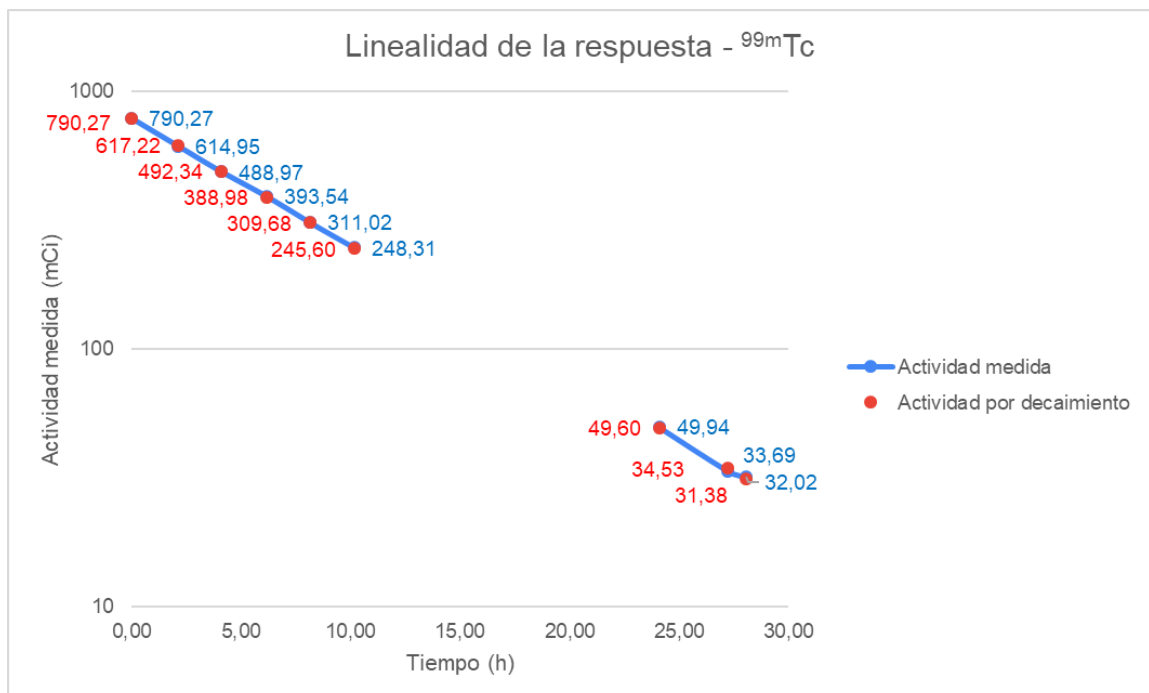


Figura 26 - Linealidad de la respuesta del activímetro. Representación de la actividad medida por el instrumento en el paso del tiempo, abarcando un lapso de 28 horas.

Se puede notar una clara tendencia lineal en las mediciones del instrumento. Este resultado, sumado al anteriormente mencionado indican que la linealidad de la respuesta del activímetro es satisfactoria.

1.3 Prueba de respuesta al fondo

La prueba de referencia de la respuesta al fondo de radiación del activímetro se llevó a cabo el 30 de agosto de 2019, a partir de la cual se establecieron los límites de aceptación para las pruebas rutinarias. Estas últimas fueron registradas por un período de diez (10) días a partir de la fecha mencionada. Los resultados de la prueba de referencia se resumen en la [Tabla 6](#).

Fecha:	30 de agosto de 2019	
Parámetro	^{99m} Tc (μCi)	¹³¹ I (μCi)
Media	4,99	4,09
Desvío Estándar	0,14	0,87
Límite superior	5,27	5,84

Tabla 6 - Respuesta al fondo del activímetro. Se representan el valor de actividad media con su respectiva desviación estándar, y el límite de tolerancia equivalente a la media más dos desviaciones.

Las mediciones diarias de los diez días consecutivos a la prueba de referencia para cada radioisótopo se representan en la [Figura 27](#). Los datos recolectados, tanto para la prueba de referencia como las mediciones rutinarias, se encuentran en la [Tabla 27](#) del [Anexo B](#).

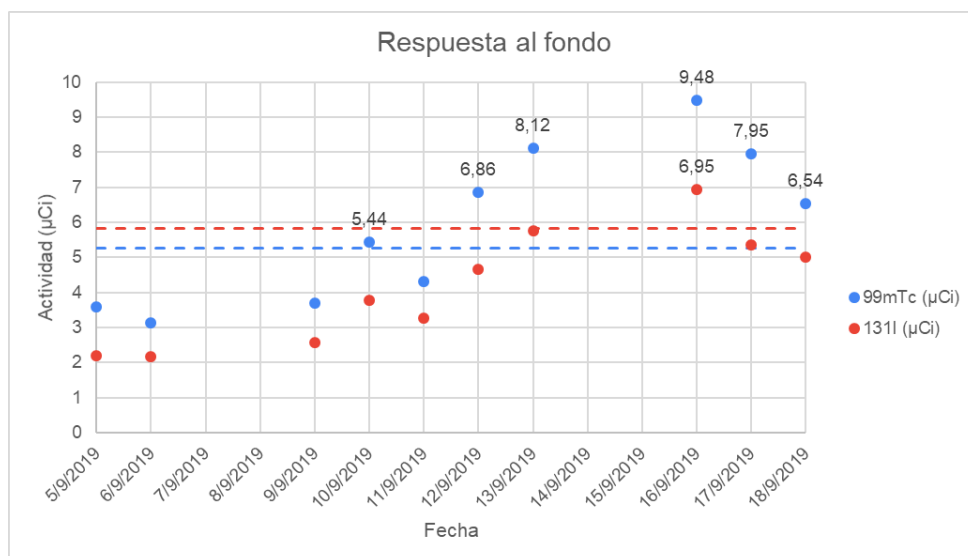


Figura 27 - Respuesta al fondo del activímetro para ^{99m}Tc y ¹³¹I en un lapso de 10 días consecutivos luego de la adquisición de los valores de referencia.

A partir de los resultados obtenidos, se puede observar que la radiación de fondo del ^{99m}Tc supera la tolerancia establecida en el programa en seis oportunidades (60 % de las veces), mientras que el ^{131}I solo lo hace en una ocasión (10 % de las veces). Una posible causa puede deberse al excesivo flujo de pacientes que hubo en el servicio esa semana en particular, por haberse visto resentida la atención por circunstancias de fuerza mayor en otra institución que normalmente brinda este servicio. En este contexto, se recomienda seguir evaluando la respuesta al fondo y notificar la situación al personal de ingeniería.

1.4 Prueba de estabilidad de la respuesta

La prueba de estabilidad del activímetro se realizó sobre los radioisótopos ^{99m}Tc , ^{131}I , ^{67}Ga y ^{18}F a partir de la fuente certificada de ^{137}Cs descrita en el apartado de exactitud y precisión. La prueba de referencia se realizó el día 21 de agosto de 2019, a partir de la cual se establecieron los límites de aceptación de las pruebas rutinarias. Luego, se realizó el seguimiento de la estabilidad por un lapso de diez (10) días consecutivos a la fecha mencionada.

En este contexto, las actividades medias de las diez lecturas realizadas para cada radioisótopo mencionado anteriormente se resumen en la [Tabla 7](#), mientras que las mediciones rutinarias a partir de la prueba de referencia se grafican en la [Figura 28](#).

Radioisótopo	Actividad media (μCi)	A_{min} (μCi)	$A_{\text{máx}}$ (μCi)
^{99m}Tc	142,3	135,19	149,42
^{131}I	99,1	94,15	104,06
^{67}Ga	138,5	131,58	145,43
^{18}F	41,6	39,52	43,68

Tabla 7 - Estabilidad del activímetro. Actividad media de los distintos radionúclidos para los cuales se encuentra calibrado el instrumento, a partir de una fuente certificada de ^{137}Cs .

La totalidad de los datos recolectados se encuentran en la [Tabla 28](#) y [Tabla 29](#) del [Anexo B](#). Analizando las mediciones rutinarias, puede observarse valores cercanos al límite de tolerancia en el ^{131}I y el ^{18}F . Esto puede haber sido ocasionado por la radiación de fondo que presentó el equipo el día en cuestión. Se considera importante continuar evaluando el comportamiento a fin de determinar si el problema persiste en el tiempo.

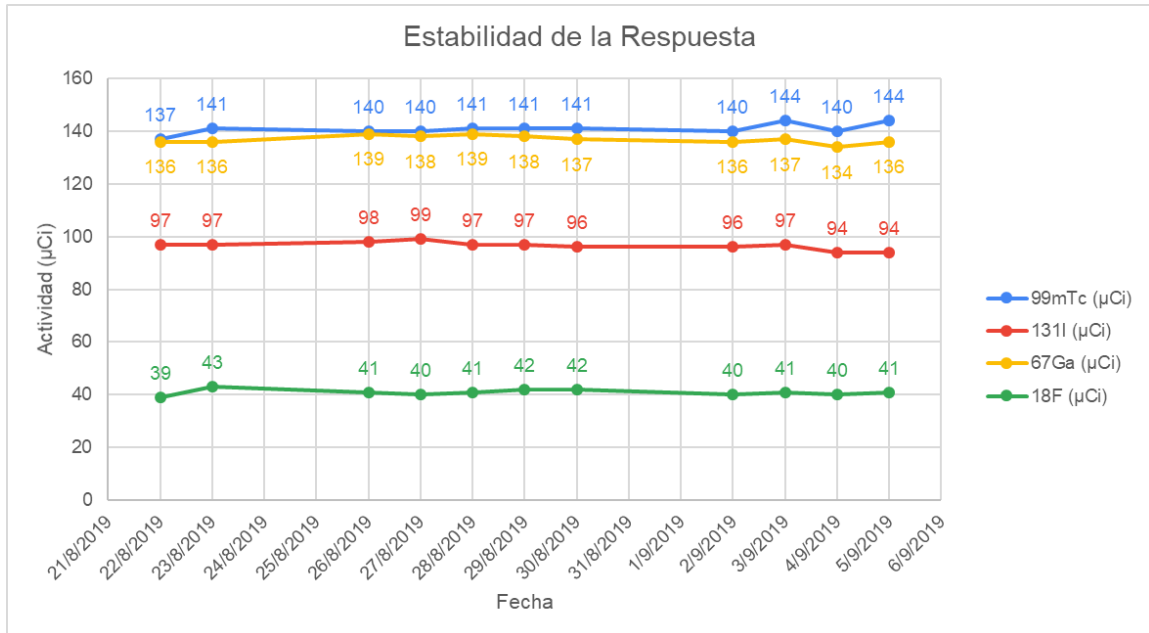


Figura 28 - Estabilidad de la respuesta del activímetro. La figura muestra 10 mediciones en un lapso de 10 días de cuatro radionúclidos calibrados en el instrumento, a partir de una fuente certificada de ^{137}Cs .

2. Control de Calidad de Cámara Gamma

En lo que respecta al control de calidad en cámara gamma, del total de 18 pruebas contempladas en el programa, únicamente pudieron llevarse a cabo 11 de ellas en la cámara Siemens c.cam (61,1 %), y 15 en la Siemens e.cam (83,3 %), tanto por la ausencia de los radioisótopos, como por la del instrumental necesario. Por otro lado, las únicas pruebas que son realizadas de manera periódica por el servicio son la de uniformidad intrínseca del campo inundado, y eventualmente la de resolución espacial intrínseca.

Referido al registro de los resultados, al igual que para el activímetro, se desarrolló un libro de Excel para cada cámara gamma en el cual está incluida cada prueba contemplada en el programa. Se visualiza un ejemplo de planilla de registro en el [Anexo D](#), pudiéndose encontrar las restantes en el mismo drive provisto anteriormente.

2.1 Uniformidad

2.1.1 Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado

Siemens c.cam

El programa de uniformidad provisto por el fabricante para este equipo únicamente permite obtener el valor de uniformidad integral (UI) del campo de visión útil (UFoV). Por consiguiente, los valores obtenidos en un lapso de 28 días hábiles desde el 08 de abril hasta el 23 de mayo de 2019 se encuentran graficados en la [Figura 29](#), y detallados en la [Tabla 30](#) del [Anexo B](#).

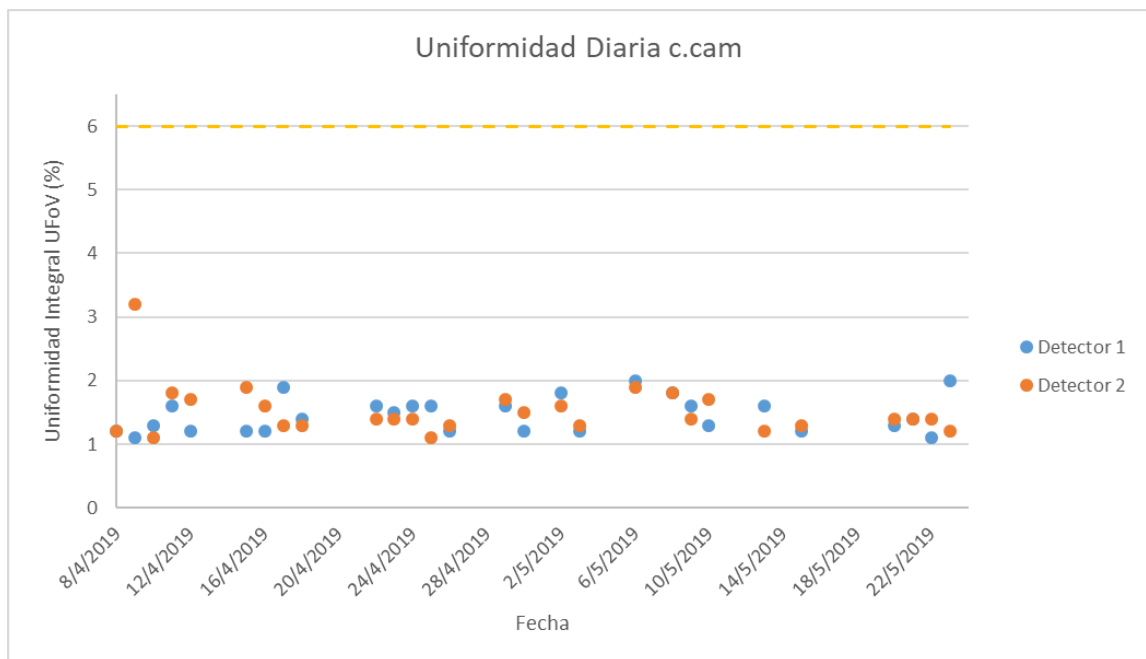


Figura 29 - Uniformidad diaria del equipo Siemens c.cam. Se representa el comportamiento integral sobre el campo de visión útil de ambos detectores durante un periodo de 28 días hábiles.

El fabricante establece un valor de uniformidad integral del UFoV menor al 6 % como aceptable. Puede observarse que ningún valor medido supera el 3,5 %. Cuando el valor de uniformidad excede el 6 %, se recomienda realizar un ajuste de las ganancias de los tubos FM (*PMT - photomultiplier tubes tuning* en inglés). De esta forma se descartan fallas que no estén asociadas a la electrónica del equipo. Por otro lado, los valores de uniformidad (más tolerancia) al momento de la instalación del equipo fueron de **2,2 + 0,44 %** para el detector 1 y de **2,4 + 0,48 %** para el detector 2, siendo superado en una única fecha, el 09 de abril, para el detector 2 con un valor de 3,2 %.

A pesar de que el control diario solo permite tener un registro de la UI del UFoV, el equipo cuenta con un protocolo NEMA de uniformidad que permite la obtención de los cuatro valores mencionados en el marco teórico. Si bien pareciera más adecuado realizar esta prueba en lugar de la anterior, la misma tiene una demanda de realización de 45 minutos por detector, por lo que no resulta óptimo realizarla diariamente, y motivo por el cual se propone su realización de manera mensual. No obstante, se obtuvieron 3 (tres) mediciones por detector, para así establecer los valores de referencia a comparar en futuras pruebas. Dichas mediciones se encuentran resumidas en la [Tabla 8](#):

Fecha	Uniformidad NEMA (%)			
	UFoV		CFoV	
Detector 1	Integral	Diferencial	Integral	Diferencial
24 / 06 / 2019	1,47	1,00	1,25	1,00
11 / 07 / 2019	2,25	1,21	1,77	1,03
22 / 08 / 2019	1,14	1,04	1,01	0,74
Detector 2				
24 / 06 / 2019	1,56	0,87	1,52	0,83
11 / 07 / 2019	1,75	0,97	1,65	0,94
22 / 08 / 2019	1,86	0,98	1,64	0,89
REFERENCIA	1,67 ± 0,38	1,01 ± 0,11	1,47 ± 0,29	0,91 ± 0,11

Tabla 8 - Uniformidad del campo inundado del equipo Siemens c.cam. La prueba se realizó utilizando el protocolo NEMA del dispositivo.

El protocolo NEMA suministrado por el fabricante establece como valores de aceptación de los resultados para uniformidad intrínseca del campo inundado los siguientes:

UFoV:

- Integral: $\leq 2,5 \%$
- Diferencial: $\leq 1,5 \%$

CFoV:

- Integral: $\leq 2,5 \%$
- Diferencial: $\leq 1,5 \%$

Como puede observarse, la totalidad de los valores obtenidos durante las pruebas se encuentra dentro de los límites establecidos por el fabricante, por lo que los resultados se consideran satisfactorios. Por otro lado, al no haberse realizado la prueba anteriormente, el promedio de los resultados obtenidos constituye los valores de uniformidad NEMA de referencia.

Siemens e.cam

El programa diario disponible en este equipo, a diferencia de la c.cam, permite obtener los cuatro valores de uniformidad. Para la realización de la prueba el fabricante establece como máximo una tasa de conteo de 45000 c/s con un tiempo muerto oscilante entre 5 y 8 % de cuentas, recolectando un total de 30 Mcts. La prueba demora en promedio 12 minutos aproximadamente para ambos detectores. Los resultados obtenidos en un lapso de 43 días hábiles se encuentran detallados en la [Tabla 31](#) del [Anexo B](#), y se representan en la [Figura 30](#).

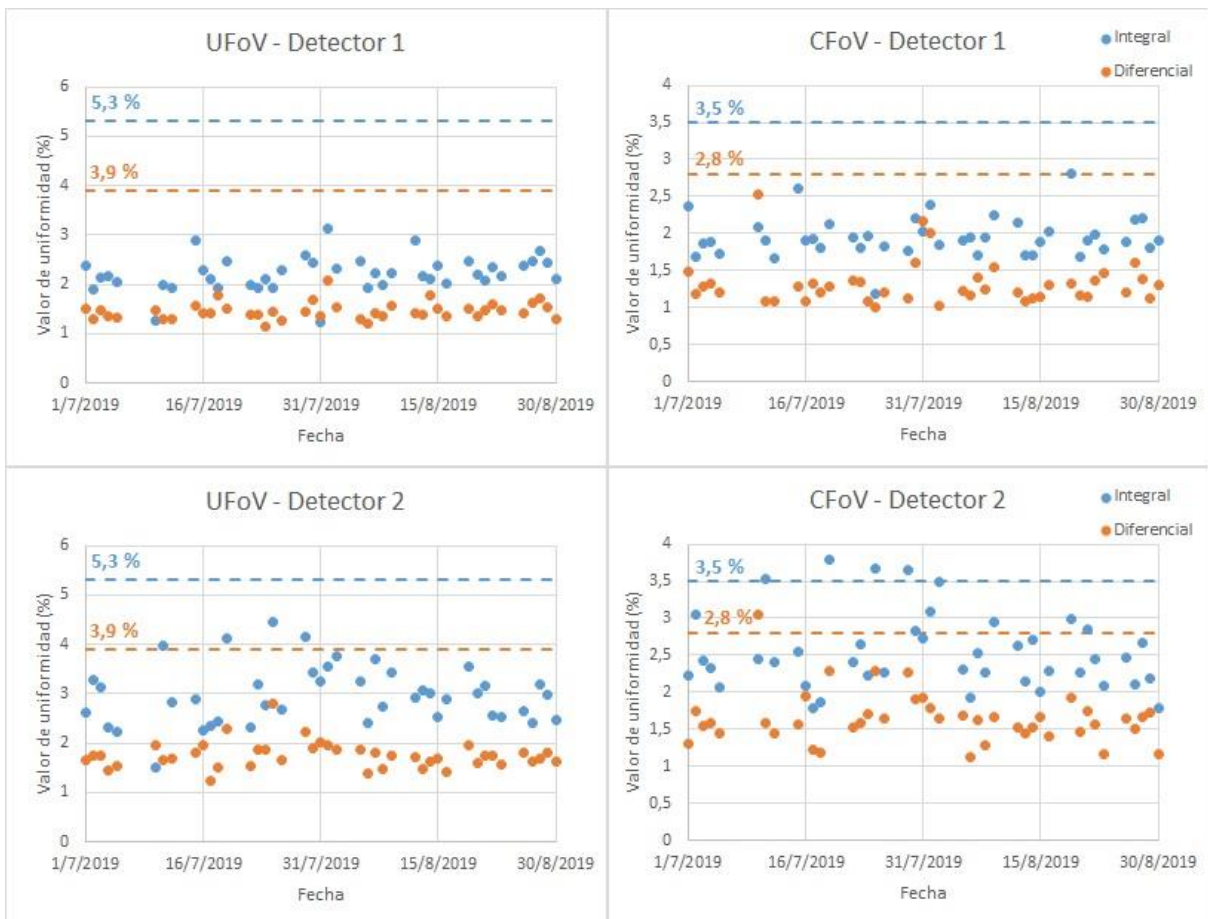


Figura 30 - Uniformidad diaria del equipo Siemens e.cam. Se representa el comportamiento integral y diferencial sobre el campo de visión central y útil de ambos detectores durante un periodo de 43 días hábiles.

Una distinción que es de importancia destacar es que la posición de la fuente no corresponde a 5 veces el FoV como lo dice el programa de calidad, sino que el equipo cuenta con un soporte que se mueve conforme lo hace la camilla. No obstante, las ganancias de los fototubos se encuentran calibradas de forma tal que la prueba pueda realizarse con el soporte posicionado en el punto medio entre los dos detectores, y de hecho tiene un fundamento

práctico dado que se corresponde con la posición que ocupa el paciente durante el estudio. Al tratar de realizar la prueba a 5 FoV, los valores de uniformidad dieron erróneos ya que el equipo se calibra para realizar la prueba de una única manera.

El fabricante establece como límites para la aceptación de resultados los siguientes valores de uniformidad:

UFoV:

- Integral: $\leq 5,30 \%$
- Diferencial: $\leq 3,90 \%$

CFoV:

- Integral: $\leq 3,50 \%$
- Diferencial: $\leq 2,80 \%$

A partir de los datos obtenidos y las gráficas confeccionadas, y en función de los límites establecidos, se observa en el detector 2 que el límite de aceptación de la uniformidad integral del CFoV se vio superado en cuatro fechas, donde el valor más alto registrado fue de 3,79 %, habiéndose excedido por un 8,28 % del valor de dicho límite. Dado que el límite de tolerancia para pruebas rutinarias se encuentra en más del 20 % del valor de referencia, se puede concluir que dichas mediciones son aceptables. Lo mismo ocurre para la uniformidad diferencial del CFoV del mismo detector, donde el límite fue superado en una única fecha con un valor de 3,05 % (correspondiente a un exceso del 8,93 %).

En la [Figura 31](#) se muestra la medición de uniformidad correspondiente al 23 de julio de 2019 para ambos detectores.

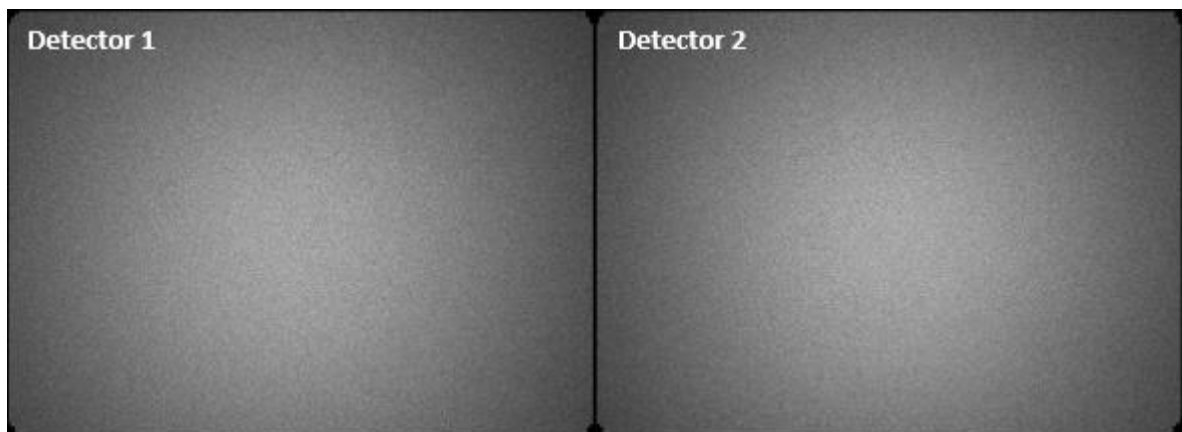


Figura 31 - Uniformidad diaria a partir de una fuente puntual de ^{99m}Tc en ambos detectores del equipo Siemens e.cam, al 23 de julio de 2019.

2.1.2 Prueba de la uniformidad del campo inundado con diferentes amplitudes de ventana del AAP

Siemens c.cam

El protocolo NEMA de uniformidad de este equipo no permite variaciones de la amplitud de la ventana, por lo que únicamente puede realizarse la prueba mediante el protocolo provisto por el fabricante, obteniéndose solo el valor de uniformidad integral del UFoV.

En este contexto, se realizó un barrido de amplitudes comenzando con una ventana del 5 % hasta una del 25 % debido a que se la considera lo suficientemente ancha para denotar variaciones significativas de uniformidad por encima de su valor. Los valores obtenidos se muestran en la [Tabla 9](#).

Cabe aclarar que la actividad de la fuente puntual de ^{99m}Tc debió alterarse a fines de ajustar la tasa de conteo observada por el equipo a las condiciones de prueba impuestas por el fabricante, esto es 40000 c/s. Las imágenes obtenidas para el detector 2 el día 12 de julio de 2019 se muestran en la [Figura 32](#).

Uniformidad Integral UFoV (%)						
	Fecha	Amplitud de la ventana				
		5 %	10 %	15 %	20 %	25 %
Detector 1	11 / 07 / 2019	4,3	3,0	2,1	1,4	1,4
	29 / 07 / 2019	5,8	3,8	1,9	1,8	1,8
	Media	5,05	3,4	2,0	1,6	1,6
Detector 2	12 / 07 / 2019	2,6	1,6	1,2	1,2	1,4
	29 / 07 / 2019	4,1	2,9	1,7	1,6	1,5
	Media	3,35	2,25	1,45	1,4	1,45

Tabla 9 - Mediciones de uniformidad intrínseca del campo inundado a diferentes amplitudes de ventana del AAP del equipo Siemens c.cam. El valor expresado en color verde corresponde al valor de referencia sobre el cual se comparan los demás.

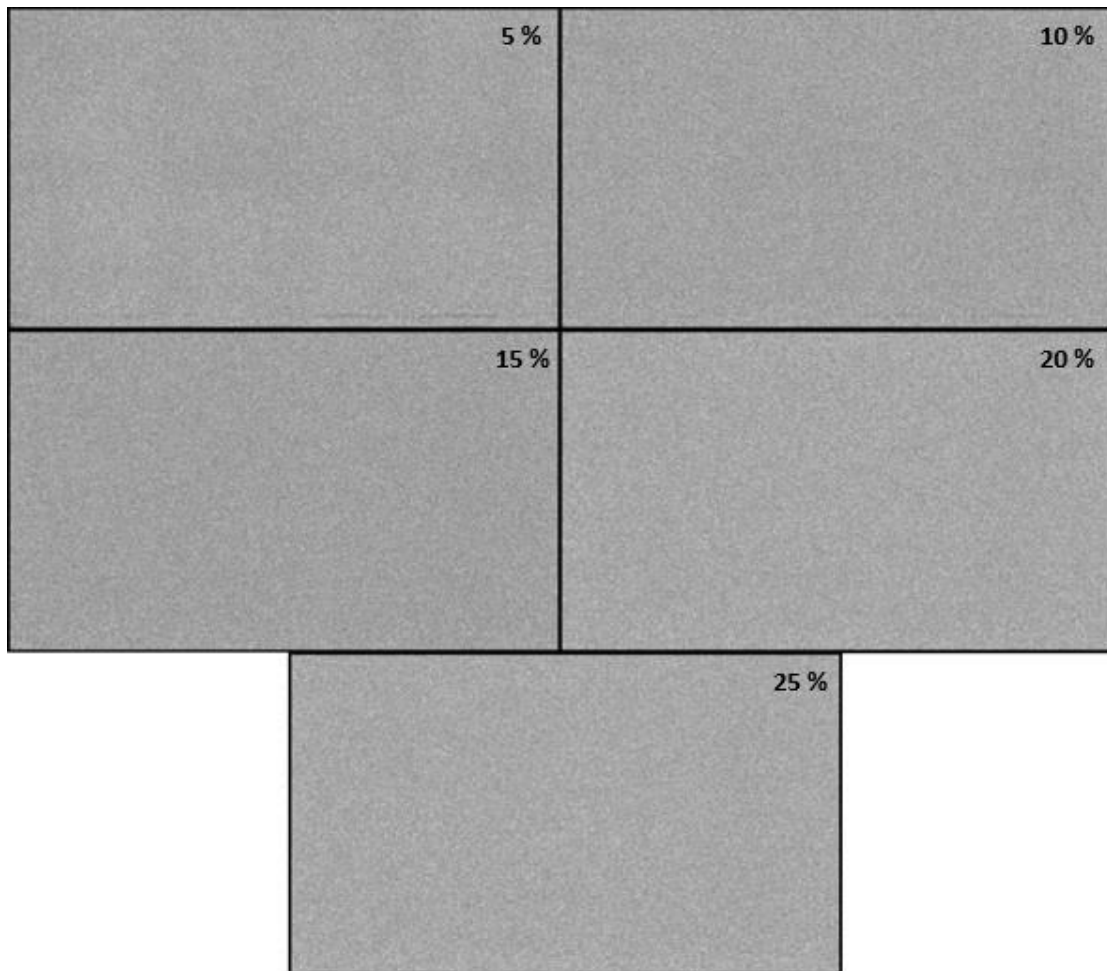


Figura 32 - Imágenes de uniformidad intrínseca del campo inundado a diferentes amplitudes de ventana del AAP, a partir de una fuente puntual de ^{99m}Tc en el detector 2 de la cámara Siemens c.cam.

De acuerdo al programa de calidad, el equipo debe mantener sus valores de uniformidad en las diferentes amplitudes de ventana para las cuales puede operar. En este contexto, se toma como referencia el valor de uniformidad obtenido para la ventana del 15 %, dado que esta es la utilizada clínicamente. Estableciendo un promedio a partir de los valores obtenidos, para el detector 1 el valor de referencia es de $2,00 \pm 0,14$ %, mientras que para el detector 2, de $1,45 \pm 0,35$ %. De los resultados obtenidos, puede observarse un deterioro de la uniformidad para ventanas menores al 15 %, mientras que los resultados para ventanas mayores son satisfactorios. No obstante, la totalidad de valores se encuentran dentro de los límites de aceptación del fabricante.

Siemens e.cam

La operación de la prueba se llevó a cabo bajo las mismas condiciones descritas en la cámara c.cam, con la distinción de variar la actividad de la fuente para ajustar el tiempo

muerto a las condiciones establecidas por el fabricante en la prueba de uniformidad intrínseca del campo inundado. En este contexto, para una ventana del 5 %, la tasa de conteo corresponde a 18000 c/s; para una del 10 %, 29000 c/s, y para las ventanas restantes, una tasa de conteo de entre 45000 y 50000 c/s. Los valores obtenidos se muestran en la [Tabla 10](#).

Fecha		01 de agosto de 2019					
Uniformidad (%)			Amplitud de la ventana				
			5 %	10 %	15 %	20 %	25 %
Detector 1	UFoV	Integral	4,52	3,22	4,49	2,41	2,63
		Diferencial	2,87	2,03	3,49	1,60	1,81
	CFoV	Integral	3,87	3,14	4,08	2,10	2,25
		Diferencial	2,87	2,03	3,03	1,39	1,49
Detector 2	UFoV	Integral	3,08	2,95	2,90	2,90	2,88
		Diferencial	1,59	1,57	1,51	1,54	1,47
	CFoV	Integral	2,33	2,22	2,58	2,55	2,55
		Diferencial	1,31	1,57	1,51	1,31	1,47

Tabla 10 - Mediciones de uniformidad intrínseca del campo inundado a diferentes amplitudes de ventana del AAP del equipo Siemens e.cam. Se expresan en verde los valores tomados como referencia para la prueba.

Para la interpretación de los resultados, se toma como referencia la uniformidad obtenida para una ventana del 15 %. En este contexto, y a partir de los resultados obtenidos, se puede observar una pequeña disminución en cuestión de centésimas de la uniformidad en las ventanas menores al 15 %. Dichas diferencias no se consideran significativas, y a pesar de las mismas, los resultados se encuentran dentro de los límites de aceptación impuestos por el fabricante para la uniformidad intrínseca del campo inundado. Por el contrario, para ventanas por encima del 15 % de ancho, los resultados son satisfactorios.

2.1.3 Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado con energías diferentes a 140 keV

Siemens c.cam

Esta prueba no se efectuó debido a que el único otro radionúclido empleado en el servicio es el ^{131}I , cuyo pico de energía, centrado en los 364 keV, se encuentra por fuera del rango de energía de trabajo del equipo (60 - 170 keV).

Siemens e.cam

Como se mencionó previamente, el otro radioisótopo utilizado en el servicio es el ^{131}I para estudios tiroideos. La prueba de uniformidad con Iodo se realizó con una fuente de 79 μCi de actividad para cumplir los requerimientos del fabricante mencionados en la prueba de uniformidad intrínseca del campo inundado: 18200 c/s y 6,25 % de tiempo muerto. La ventana seleccionada fue del 15 % dado que es la utilizada clínicamente. Los resultados obtenidos se muestran en la [Tabla 11](#):

Fecha	Uniformidad intrínseca ^{131}I (%)			
	UFoV		CFoV	
01 / 08 / 2019	Integral	Diferencial	Integral	Diferencial
Detector 1	2,88	1,97	2,3	1,65
Detector 2	3,82	2,82	3,25	1,85

Tabla 11 - Mediciones de uniformidad intrínseca del campo inundado ante una fuente puntual de ^{131}I con un ancho de ventana del 15 % del equipo Siemens e.cam.

Los valores obtenidos se encuentran dentro de los límites de aceptación impuestos por el fabricante mencionados en la prueba de uniformidad intrínseca del campo inundado, por lo que se consideran satisfactorios. Sin embargo, al no haber registro previo de estos valores, los resultados constituyen el valor de referencia para futuras pruebas de control de calidad de este equipo.

2.1.4 Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado a 75000 cuentas por segundo

Siemens c.cam

Esta prueba se realizó mediante el protocolo NEMA en las mismas condiciones que la prueba de uniformidad intrínseca del campo inundado previamente discutida, utilizando una fuente puntual de ^{99m}Tc de actividad suficiente para lograr una tasa de conteo de 75000 c/s. Los resultados obtenidos se enuncian en la [Tabla 12](#).

Fecha	Uniformidad NEMA a 75000 c/s (%)			
	UFoV		CFoV	
Detector 1	Integral	Diferencial	Integral	Diferencial
05 / 07 / 2019	1,76	1,14	1,76	1,14
29 / 07 / 2019	1,77	1,30	1,67	1,08
22 / 08 / 2019	3,88	1,46	2,55	1,25
Detector 2				
05 / 06 / 2019	1,91	1,23	1,91	1,23
29 / 07 / 2019	1,84	1,31	1,84	1,31
22 / 08 / 2019	1,79	1,22	1,50	1,00
REFERENCIA	2,16 ± 0,85	1,28 ± 0,11	1,87 ± 0,36	1,17 ± 0,12

Tabla 12 - Mediciones de uniformidad intrínseca del campo inundado ante una fuente puntual de ^{99m}Tc que manifiesta un conteo de 75000 c/s en el equipo Siemens c.cam.

A partir de los mismos, los únicos que se encuentran por fuera de los límites de aceptación del fabricante (mencionados en la prueba de uniformidad intrínseca del campo inundado) corresponden al día 22 de agosto en el detector 1, más específicamente la uniformidad integral para ambos campos de visión ($\leq 2,5\%$). Dado que no se cuenta con registros previos de esta prueba, los resultados constituyen la referencia para futuros controles de calidad.

Siemens e.cam

Los resultados de uniformidad obtenidos a partir de una fuente puntual de ^{99m}Tc de actividad tal que generó una tasa de conteo observada de 75000 c/s se muestran en la [Tabla 13](#).

Fecha	Uniformidad a 75000 c/s (%)			
	UFoV		CFoV	
Detector 1	Integral	Diferencial	Integral	Diferencial
23 / 05 / 2019	2,17	1,31	1,71	1,17
Detector 2				
23 / 05 / 2019	2,44	1,58	1,97	1,49

Tabla 13 - Mediciones de uniformidad intrínseca del campo inundado ante una fuente puntual de ^{99m}Tc que manifiesta un conteo de 75000 c/s en el equipo Siemens e.cam.

Puede observarse que la totalidad de los valores adquiridos se encuentran por debajo de los límites de aceptación impuestos por el fabricante en la prueba [2.1.1 Uniformidad intrínseca del campo inundado](#), como así también de los presentes en la ficha de datos de esta línea de cámaras gamma (no perteneciente a este equipo en particular) visualizada en el [Anexo A](#). Por esta razón, los resultados son satisfactorios y como no hay registros previos de ellos, constituyen la referencia para futuras pruebas de calidad.

2.1.5 Prueba de la uniformidad del campo inundado del sistema

Siemens c.cam

Esta prueba no se efectuó debido al deterioro del maniquí de la inundación del campo del equipo (Figura 33). Dada su geometría, resulta imposible utilizar el maniquí de otra cámara gamma.



Figura 33 - Maniquí de inundación del campo del equipo Siemens c.cam. Puede apreciarse la fractura del material, así como el ingreso de aire al líquido contenido dentro del mismo.

Siemens e.cam

Para la realización de la prueba se utilizó el correspondiente maniquí de inundación de campo introduciéndole una solución de ^{99m}Tc de 30 mCi de actividad. El programa permite la evaluación de ambos detectores en simultáneo, adquiriendo un conteo total de 30 millones de cuentas para cada uno con un ancho de ventana del 15 %. La prueba demora en cuestión aproximadamente 40 minutos y se realiza sobre los colimadores de baja energía, alta resolución (LEHR en inglés), y los de alta energía (Hi-En). La [Figura 34](#) muestra la disposición del maniquí durante la prueba.

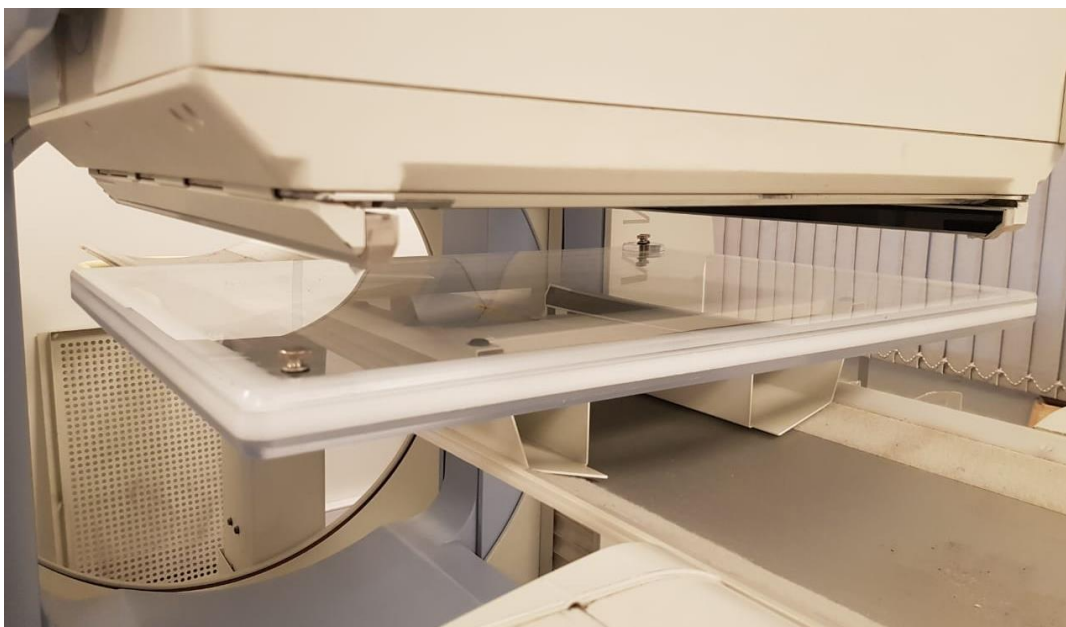


Figura 34 - Disposición del maniquí de inundación del campo durante la prueba de uniformidad del sistema del equipo Siemens e.cam. Como puede apreciarse, el mismo se coloca sobre un soporte apoyado en la camilla del equipo, la cual se encuentra en su altura máxima (12,7 cm) en una posición de 91,8 cm sobre el eje longitudinal.

Los resultados de la prueba al 02 de octubre de 2019 se muestran en la [Tabla 14](#).

Uniformidad del sistema (%) - Siemens e.cam					
Colimador	Detector	CFoV		UFoV	
		Integral	Diferencial	Integral	Diferencial
LEHR	1	3,90	2,05	4,86	2,78
	2	3,73	2,22	5,04	2,34
Hi-En	1	3,18	1,73	3,49	1,89
	2	5,90	2,53	5,90	2,53

Tabla 14 - Mediciones de uniformidad del campo inundado del sistema en el equipo Siemens e.cam a un ancho de ventana del 15 % con fecha el 02 de octubre de 2019. Se muestran los resultados para los colimadores de baja energía, alta resolución (LEHR), y de alta energía (Hi-En).

No se cuenta con registros previos de pruebas de uniformidad del campo inundado del sistema, por lo que los resultados obtenidos constituyen la referencia para futuros controles de calidad. No obstante, es normal que los valores de uniformidad del sistema den resultados más elevados respecto a la intrínseca, siendo valores típicos comprendidos entre el 4 % y el 6 %²⁶. Las imágenes obtenidas se muestran en la [Figura 35](#).

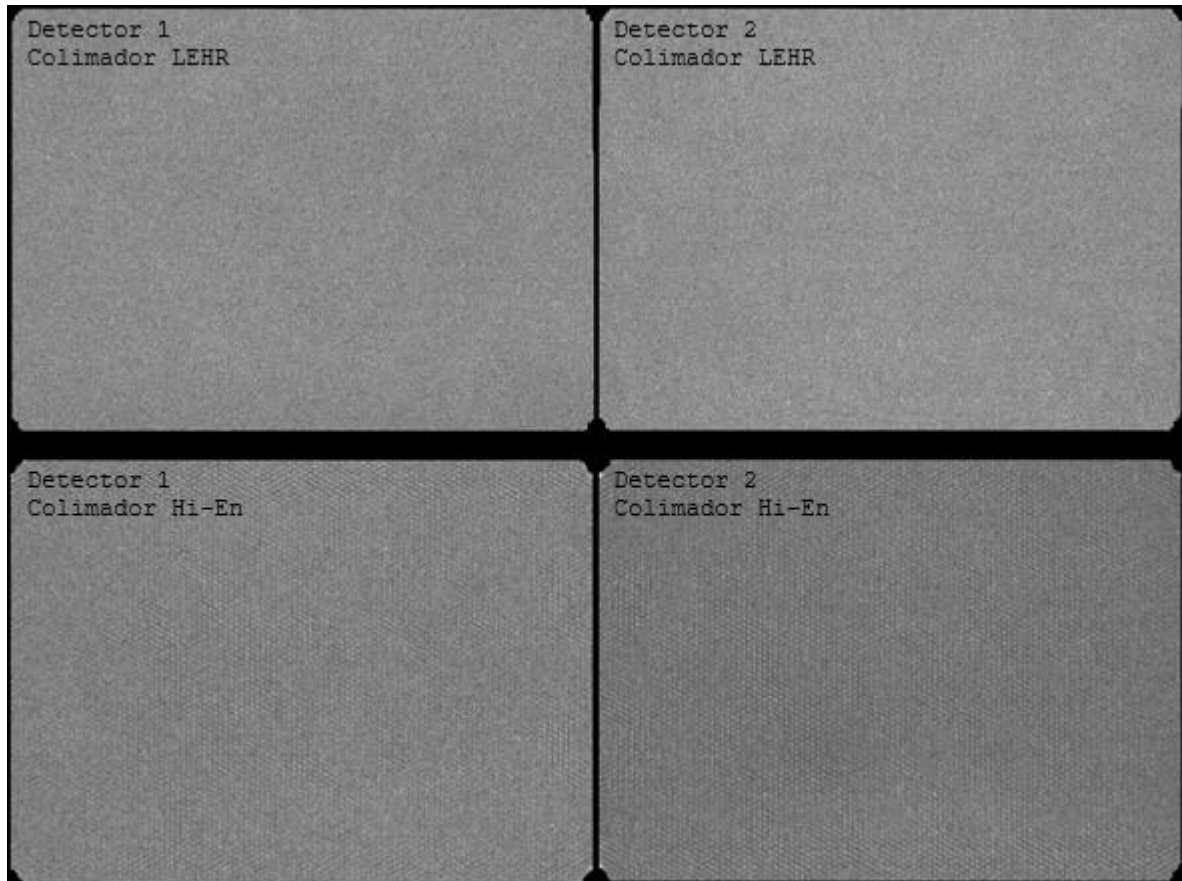


Figura 35 - Imágenes de uniformidad del campo inundado del sistema del equipo Siemens e.cam, obtenidas el día 02 de octubre de 2019. Arriba: colimadores de baja energía, alta resolución (LEHR) en ambos detectores. Abajo: colimadores de alta energía (Hi-En), ambos detectores. Puede observarse el patrón de agujeros paralelos en los colimadores de alta energía debido a que las septas de los mismos son más gruesas que las de los colimadores LEHR.

La inspección visual de las imágenes no demuestra no-uniformidades, por lo cual, junto a los valores obtenidos, se concluye que los resultados son satisfactorios, aunque se recomienda observar la evolución de la uniformidad integral del detector 2, especialmente en los colimadores de alta energía.

²⁶ Extraído de: Kalen, D. *Nuclear Medicine Physics And Instrumentation II*, 2009.

2.2 Resolución espacial y linealidad espacial

2.2.1 Prueba de la resolución espacial intrínseca

Siemens c.cam

La prueba de resolución espacial intrínseca se realizó a partir de un maniquí de cuatro cuadrantes con barras que, si bien no permite la obtención exacta del *FWHM* como lo haría un maniquí de líneas paralelas igualmente espaciadas, sí permite una estimación de dicho parámetro lo suficiente para concluir si la resolución espacial del equipo es aceptable o no.

Cabe aclarar que el maniquí de cuadrante con barras de este equipo se encastra en la cabeza detectora tal como lo hacen los colimadores, impidiendo su rotación y permitiendo entonces la adquisición de la imagen en una única posición. Por otro lado, este factor también impide la separación del maniquí respecto de la superficie del detector, no permitiendo efectuar la evaluación del *FWHM* a 10 cm de la misma (tanto con aire como con un medio dispersor interpuesto). Las imágenes adquiridas por ambos detectores con fecha el 27 de junio de 2019 se puede visualizar en la [Figura 36](#), para las cuales se empleó un maniquí de ultra alta resolución, con espaciamientos y espesores de 2 - 2,5 - 3 y 3,5 mm.

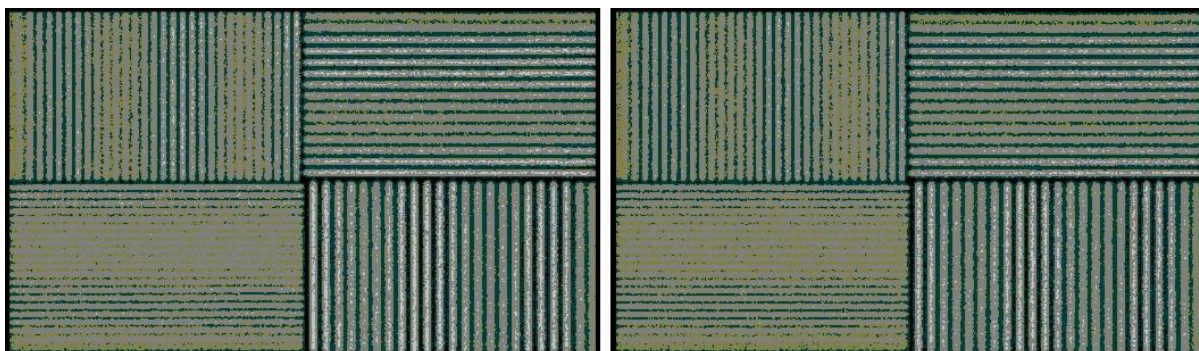


Figura 36 - Imágenes de resolución espacial intrínseca obtenidas el 27 de junio de 2019. La imagen de la izquierda corresponde al detector 1 del equipo Siemens c.cam, mientras que la de la derecha, al detector 2. Para ambas imágenes se utilizó una fuente puntual de ^{99m}Tc con una actividad no superior a 40000 c/s, adquiriendo un conteo total de 10 millones de cuentas.

Puede notarse que el equipo logra resolver el cuadrante de barras de menor espesor, 2 mm, en ambos detectores, por lo que, aplicando la [Ecuación 4](#), el ancho a la mitad de la máxima amplitud del equipo es ***FWHM = 3,5 mm***. Este valor es el mismo que el obtenido en controles de calidad previos del equipo, por lo que se puede afirmar que cumple con los niveles de referencia en cuanto a resolución espacial intrínseca.

Por otro lado, haciendo una inspección visual minuciosa de las imágenes obtenidas, se puede observar la falta de desviaciones de las barras del maniquí, lo cual permite concluir que la linealidad del equipo es satisfactoria (2.3.1 Prueba de la linealidad espacial).

Siemens e.cam

Al igual que la cámara c.cam, la e.cam dispone de un maniquí de cuatro cuadrantes con barras de ultra alta resolución, pero a diferencia de esta, el maniquí se apoya sobre la superficie del detector, permitiendo su rotación. No obstante, no se dispone de soporte alguno para mantener el maniquí separado a una distancia de 10 cm, así como tampoco de un medio dispersor, por lo que la resolución espacial intrínseca evaluada corresponde únicamente al *FWHM* sobre la superficie. La Figura 37 muestra las imágenes obtenidas en ambos detectores del equipo, en una de sus cuatro posiciones al 23 de mayo de 2019.

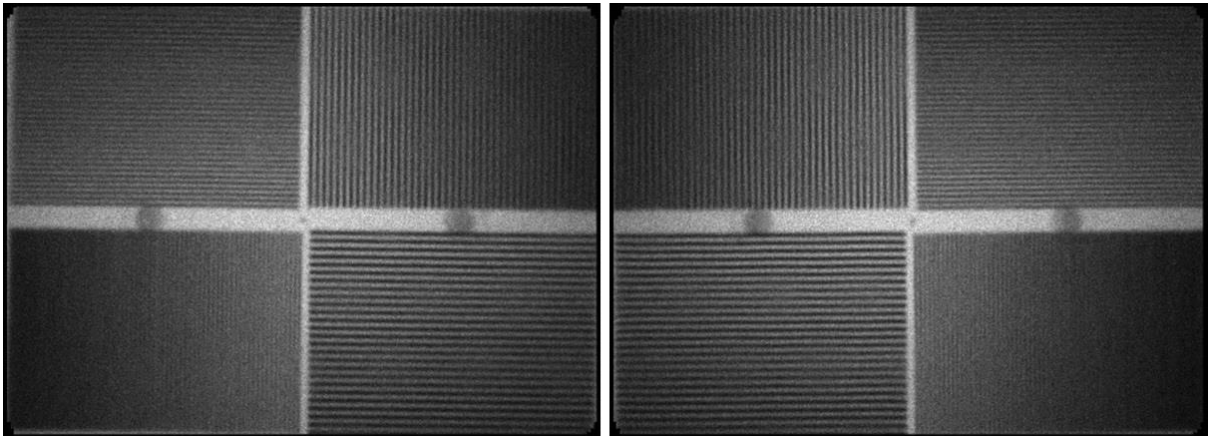


Figura 37 - Imágenes de resolución espacial intrínseca del equipo Siemens e.cam. A la izquierda puede observarse la imagen adquirida por el detector 1, habiendo colocado el maniquí en la posición "P1". A la derecha, la imagen adquirida por el detector 2 con el maniquí colocado en "P4".

A partir de estas, se observa que el equipo puede resolver los cuatro cuadrantes, donde el de menor espesor es de 2 mm. En consecuencia, y aplicando la Ecuación 4, el ancho a la mitad de la máxima amplitud es $FWHM = 3,5 \text{ mm}$ para ambos detectores. Este resultado es el mismo que el obtenido en controles de calidad previos, por lo que el equipo cumple los valores de referencia en cuanto a resolución espacial intrínseca.

Por otro lado, al inspeccionar la imagen se observa la falta de irregularidades en las barras del maniquí, por lo que la linealidad del equipo se considera aceptable (2.3.1 Prueba de la linealidad espacial).

2.2.2 Prueba de la resolución espacial intrínseca a 75000 cuentas por segundo

Siemens c.cam

Las pruebas de resolución espacial intrínseca a alta tasa de conteo se llevaron a cabo bajo el mismo procedimiento y las mismas condiciones descritas anteriormente, ajustando la actividad de la fuente para lograr una tasa de conteo observada cercana a 75000 c/s. La **Figura 38** muestra las imágenes obtenidas al 22 de agosto 2019.

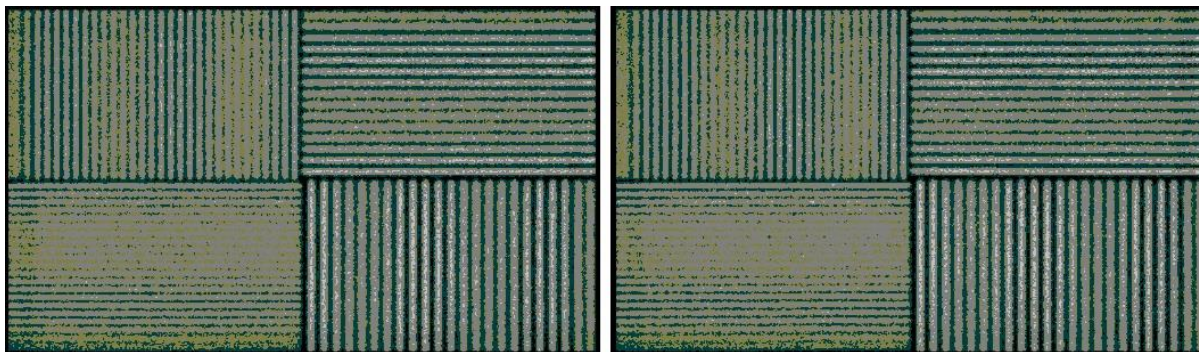


Figura 38 - Imágenes de la resolución espacial intrínseca del equipo Siemens c.cam a partir de una fuente de actividad tal que genera una tasa de conteo observada de 75000 c/s. La imagen de la izquierda corresponde al detector 1, mientras que la de la derecha al detector 2. Fecha: 22 de agosto de 2019.

El cuadrante más pequeño que la cámara puede resolver para ambos detectores es el de 2 mm de espesor, por lo que aplicando la **Ecuación 4**, el ancho a la mitad de la máxima amplitud es de **$FWHM = 3,5 \text{ mm}$** para ambos detectores. Para esta prueba no se cuenta con valores previos, por lo que sus resultados constituyen el valor de referencia para futuros controles de calidad.

Siemens e.cam

La prueba se realizó en una única ocasión con las mismas condiciones que la prueba de resolución espacial intrínseca, y su resultado se muestra en la **Figura 39**. Puede observarse que el cuadrante más pequeño que el equipo permite resolver corresponde al de 2 mm, por lo que el ancho a la mitad de la máxima amplitud es de **$FWHM = 3,5 \text{ mm}$** . Dado que no se cuenta con registro previo de resultados, los mismos constituyen la referencia para futuros controles de calidad.

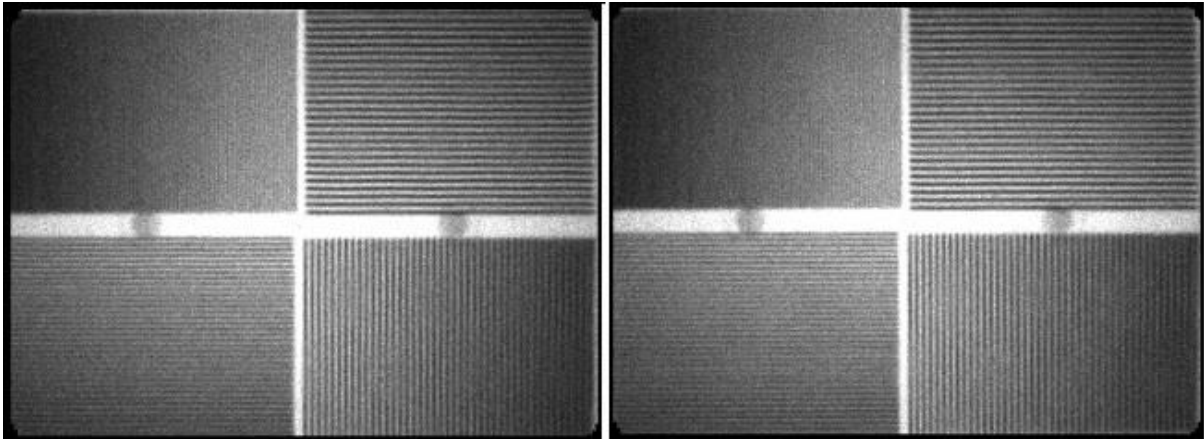


Figura 39 - Imágenes de la resolución espacial del equipo Siemens e.cam ante la presencia de una fuente puntual de alta actividad con una tasa de conteo cercana a 75000 c/s. La imagen de la izquierda corresponde al detector 1 en posición P1, mientras que la de derecha, al detector 2, misma posición.

2.2.3 Prueba de la resolución espacial del sistema

Siemens c.cam

Esta prueba no se efectuó debido al mismo motivo mencionado para la prueba 2.1.5 - Prueba de la uniformidad del campo inundado del sistema, dado que requiere el empleo del mismo maniquí de inundación del campo.

Siemens e.cam

Para la realización de la prueba en la cámara e.cam, se emplea el protocolo proporcionado por el fabricante. La modalidad es similar a las pruebas de resolución espacial descritas anteriormente, con la distinción de que, en lugar de emplear la fuente puntual, se utiliza el maniquí de inundación de campo. Este se sitúa sobre la camilla del paciente, al igual que en la prueba de uniformidad extrínseca, y sobre el mismo se coloca el maniquí de cuatro cuadrantes con barras. Por ello, únicamente se evalúa la resolución del sistema a 10 cm de separación, con aire interpuesto, dada la ausencia de un medio dispersor de las radiaciones.

La prueba analiza un detector a la vez, el superior, y emplea el mismo maniquí de las pruebas de resolución espacial intrínseca (maniquí de ultra alta resolución), debido a la falta de alguno con las barras más espaciadas. Por otro lado, los colimadores de agujeros múltiples disponibles y utilizados corresponden a los de baja energía, alta resolución (LEHR), y de alta energía (Hi-En), mismos de la prueba de uniformidad del sistema. Las imágenes obtenidas para los colimadores LEHR se muestran en la Figura 40, y en la Figura 41 las de los de alta energía (Hi-En).

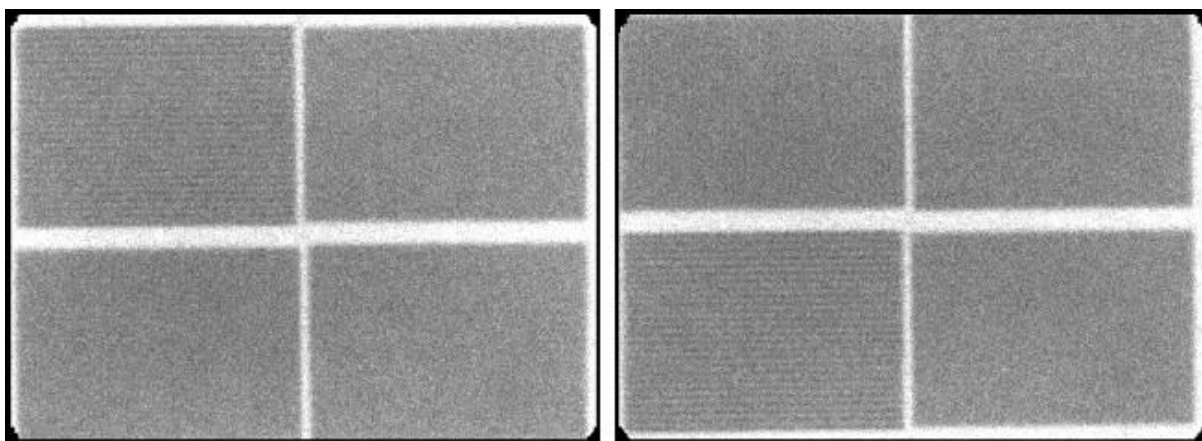


Figura 40 - Imágenes de la resolución espacial extrínseca del equipo Siemens e.cam con colimadores de baja energía, alta resolución, adquiridas el 23 de septiembre de 2019. Izq.: adquirida por el detector 1 con el maniquí de cuadrantes con barras colocado en la posición "P1". Der.: adquirida por el detector 2 con el maniquí en la posición "P4". El maniquí empleado fue de ultra alta resolución, con barras espaciadas en 2, 2,5, 3 y 3,5 mm.

A partir de las imágenes obtenidas, se puede observar que el equipo apenas puede resolver el cuadrante correspondiente a una separación de las barras de 3,5 mm. Esto se condice con el programa de calidad, el cual establece la utilización de un maniquí de cuadrantes de barras estándar cuyo espesor y espaciamiento de barras más pequeño ronde los 4 mm. Aplicando la [Ecuación 4](#), el ancho a la mitad de la máxima amplitud para la resolución espacial del sistema del equipo Siemens e.cam corresponde a **$FWHM = 6,13 \text{ mm}$** . Dado que no se cuenta con registros previos de la prueba, dicho valor constituye el de referencia para futuros controles de calidad. No obstante, se encuentra por debajo de lo especificado por el fabricante en hoja de datos del equipo (7,4 mm - [Anexo A](#)).

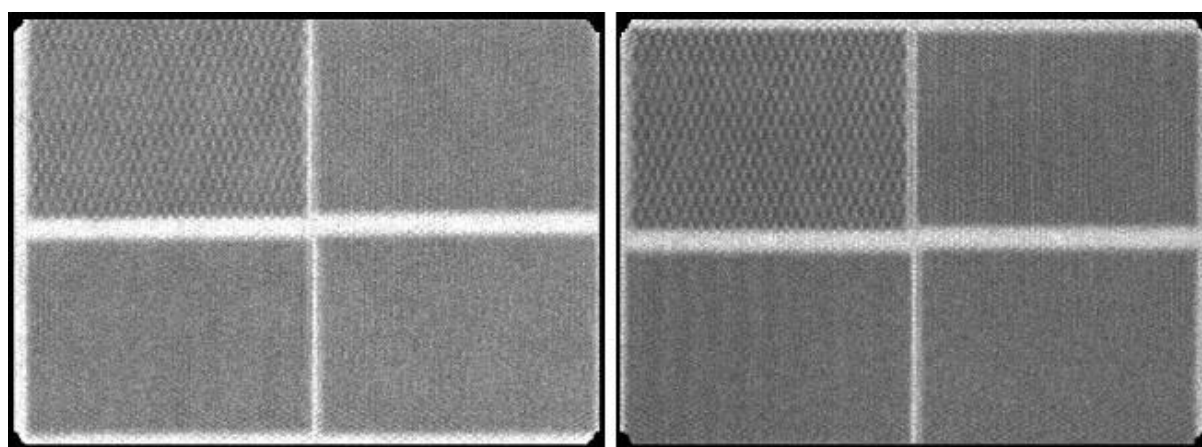


Figura 41 - Imágenes de la resolución espacial extrínseca del equipo Siemens e.cam con colimadores de alta energía, adquiridas el 02 de octubre de 2019. Izq.: adquirida por el detector 1, en la posición P1. Der.: adquirida por el detector 2, en la posición P1. Se evidencia claramente el patrón de agujeros paralelos del colimador, y la falta de resolución de las barras de los cuadrantes.

En lo que respecta a los colimadores de alta energía, debido al espesor de sus septas, las imágenes reflejan el patrón de agujeros paralelos, pudiéndose observar, además, que el equipo no logra resolver ninguno de los cuadrantes de barra, cualquiera sea la posición del maniquí. En este contexto, no es posible determinar el FWHM a 10 cm del detector con los materiales disponibles en el servicio, y por ello se recomienda la adquisición de un maniquí de cuadrantes con barras de espesores y espaciamentos de mayor magnitud.

2.4 Sensibilidad

2.4.1 Prueba de la sensibilidad plana del sistema

Siemens c.cam

Dada la inclinación que presentan los detectores del equipo respecto al plano horizontal, resulta imposible disponer una placa de Petri por encima de los colimadores sin que ello implique derramar material radiactivo y contaminar la sala. En consecuencia, la prueba de sensibilidad plana del sistema no puede ser llevada a cabo.

Siemens e.cam

La prueba de sensibilidad plana del sistema debió realizarse por un lado con una solución de 20 mL de ^{99m}Tc para verificar los colimadores de baja energía, y de ^{131}I por el otro, para los de alta energía.

Para la prueba con ^{99m}Tc , la actividad neta de la jeringa fue de 981 μCi , o 36,297 MBq, mientras que para la del ^{131}I fue de 1305,15 μCi . Los resultados obtenidos se encuentran en el Anexo B (Tabla 32) y se resumen en la Tabla 15.

Sensibilidad Plana del Sistema - Siemens e.cam						
Colimador	Radioisótopo	Detector	Actividad neta (μCi)	Tasa de conteo Rol (cpm)	Tasa de conteo fondo (cpm)	Sensibilidad (cpm/ μCi)
LEHR	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	1	981,00	190059,06	64,43	193,67
	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	2	981,00	186245,38	69,61	189,78
Hi-En	^{131}I	1	1304,18	121406,23	46,56	93,05
	^{131}I	2	1303,80	124085,00	47,33	95,14

Tabla 15 - Sensibilidad plana del sistema del equipo Siemens e.cam para los colimadores de baja y alta energía, a partir del empleo de fuentes de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ y ^{131}I .

El fabricante establece un valor de fábrica (Anexo A) para la sensibilidad de los colimadores de baja energía, alta resolución (LEHR) con $^{99\text{m}}\text{Tc}$ de 202 cpm/ μCi . Considerando un rango de tolerancia del 20 % como lo establece el programa, los límites de aceptación se encuentran entre 161,6 y 242,4 cpm/ μCi . Puede notarse que los resultados obtenidos son satisfactorios. En lo que respecta a los colimadores de alta energía (Hi-En) para el ^{131}I , a la sensibilidad plana del sistema le corresponde un valor de 135 cpm/ μCi , lo que establece un rango entre 108 y 162 cpm/ μCi para el 20 % de tolerancia. Los resultados obtenidos se encuentran por debajo del mínimo de tolerancia. Cabe aclarar, que la referencia se aplica a una ubicación del maniquí 10 cm por encima del detector con aire interpuesto, y no apoyado en el mismo como lo establece el programa, siendo entonces el resultado de carácter relativo al procedimiento propuesto en el programa, y no absoluto.

2.5 Resolución energética

2.5.1 Prueba de la resolución energética

Siemens c.cam

El protocolo NEMA configurado en el equipo permite la determinación del ancho a la mitad de la máxima amplitud del perfil de energía. Sin embargo, para la realización de la prueba, el %FWHM obtenido a partir de la fuente puntual de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ debe ser corregido por un factor definido a partir de una fuente puntual de ^{57}Co . Dada la ausencia de esta última, se obtiene el valor sin corrección. Se adquirieron tres medidas, las cuales se muestran en la Tabla 16.

Resolución de energía NEMA - Siemens c.cam				
Fecha	Detector	Energía de la fuente (keV)	Pico de energía (keV)	% FWHM
05 / 07 / 2019	1	140,5	138,4	8,9 %
	2		139,3	8,9 %
29 / 07 / 2019	1	140,5	140,6	9,1 %
	2		140,1	9,1 %
22 / 08 / 2019	1	140,5	141,3	8,9 %
	2		141,8	9,0 %
REFERENCIA	-	-	140,25 ± 1,26	8,98 ± 0,1 %

Tabla 16 - Resolución de energía del equipo Siemens c.cam. La prueba, del protocolo NEMA, establece un factor de corrección a partir de la diferencia en keV entre el pico de energía teórico del ^{99m}Tc y ^{57}Co , y el detectado por el equipo para ambos radioisótopos. Debido a la ausencia de una fuente de ^{57}Co , únicamente se registraron los resultados para el ^{99m}Tc .

Dado que no se cuenta con antiguos reportes de resolución energética, se establece a partir de los resultados obtenidos una referencia del **8,98 ± 0,1 %** para futuros controles de calidad del equipo. Al comparar dicho valor con los establecidos por bibliografía²⁷, se verifica que el mismo es aceptable.

Siemens e.cam

Para la determinación de %FWHM de esta cámara se desarrolló un software en MATLAB que permite no solo la presentación gráfica de los resultados, sino también el cálculo del porcentaje del ancho a la mitad de la máxima amplitud respecto del pico de energía. El código del programa se encuentra en el Anexo C. La Figura 42 muestra la interfaz gráfica del software, junto con los resultados del día 13 de junio de 2019.

A fin de validar que los resultados obtenidos por el programa sean certeros, se compararon los resultados con el software OriginPro 8.5 utilizando la licencia gratuita por 7 días. Los resultados de dicho proceso se encuentran detallados en el Anexo C. El programa queda a disposición del Instituto para su libre uso en controles de calidad futuros.

²⁷ Extraído de: Cherry, Soreson, & Phelps. *Physics in Nuclear Medicine*, 2012.



Figura 42 - Software para la determinación de la resolución energética del equipo Siemens e.cam. Los datos son exportados del equipo en formato .xlsx e importados en el software.

A partir de una fuente puntual de ^{99m}Tc , el equipo permite llevar a pico cada detector y exportar los datos. Estos son presentados en Excel y cargados en el programa. El proceso de llevado a pico demora unos segundos, alcanzando a recolectar 30000 cuentas. Al igual que para la cámara Siemens c.cam, el %FWHM se presenta sin corrección por la ausencia de una fuente de ^{57}Co .

Se realizaron cinco mediciones, las cuales se resumen en la [Tabla 17](#). Dado que no se cuenta con registros previos de esta prueba, los resultados obtenidos constituyen los valores de referencia para futuros controles de calidad. En este contexto, se obtuvo un promedio de $10,29 \pm 0,28$ % de resolución energética entre los dos detectores. Dicho valor se encuentra dentro de los establecidos por las referencias bibliográficas²⁸ como aceptables (< 11 %), razón por la cual se los considera satisfactorios.

²⁸ Extraído de: Cherry, Soreson, & Phelps. *Physics in Nuclear Medicine*, 2012.

Resolución de energía - Siemens e.cam						
Fecha	Detector	Pico de energía (keV)	Energía Superior (keV)	Energía Inferior (keV)	Δ Energía (keV)	% FWHM
13 / 06 / 2019	1	137,36	144,18	129,78	14,39	10,48 %
	2	141,32	147,32	133,67	13,66	9,66 %
01 / 08 / 2019	1	137,36	144,8	130,73	14,07	10,24 %
	2	138,68	146,08	131,91	14,17	10,22 %
02 / 08 / 2019	1	137,36	144,69	130,19	14,5	10,56 %
	2	138,68	146,23	131,45	14,74	10,63 %
06 / 08 / 2019	1	137,36	144,48	130,39	14,09	10,25 %
	2	138,68	146,23	131,9	14,33	10,34 %
13 / 09 / 2019	1	134,72	143,11	129,03	14,08	10,45 %
	2	138,68	145,46	131,44	14,03	10,11 %
REFERENCIA	-	-	-	-	-	10,29 \pm 0,28 %

Tabla 17 - Resolución de energía del equipo Siemens e.cam a partir de una fuente de ^{99m}Tc sin aplicar el factor de corrección de una fuente de ^{57}Co .

2.6 Resolución temporal

2.6.1 Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo

Para evaluar la operación intrínseca de la tasa de conteo de una cámara gamma se desarrolló un software en MATLAB que permite la obtención de los resultados de las Ecuaciones 14, 15 y 16, y la representación gráfica de los mismos. El código del programa se encuentra en el Anexo C, y su interfaz gráfica se muestra en la Figura 43.



Figura 43 - Software para la determinación de la operación de la tasa de conteo.

Siemens c.cam

Dado el desconocimiento de la actividad necesaria de la fuente para la cual la tasa de conteo refleja una pérdida del 20 % de cuentas, se emplean dos fuentes puntuales con una actividad tal que la tasa de conteo de cada una se aproxima a 20000 c/s. Se realizó la prueba en tres ocasiones, cuyos resultados se detallan en el [Anexo B \(Tabla 33\)](#).

Como no se cuenta con registros previos de esta prueba, los resultados obtenidos constituyen valores de referencia para futuros controles de calidad. Los mismos se encuentran enunciados en la [Tabla 18](#).

Operación Intrínseca de la Tasa de Conteo Siemens c.cam - Valores de Referencia			
	τ (μ s/c)	R-20% (c/s)	C-20% (c/s)
Detector 1	1,32	168575,17	134860,14
Detector 2	1,36	164078,11	131262,49

Tabla 18 - Valores de referencia para futuras pruebas de la operación intrínseca de la tasa de conteo del equipo Siemens c.cam. Se expresa el tiempo de resolución de un par de pulsos, la tasa de conteo de ingreso y la observada para una pérdida del 20 % de cuentas.

Tomando la [Ecuación 7](#) y derivándola se puede determinar analíticamente la tasa de conteo observada máxima que el equipo puede mostrar en función del tiempo de resolución de un par de pulsos o tiempo muerto. Este valor obtenido puede verificarse empíricamente a partir de la prueba [2.6.2 - Prueba de la tasa de conteo máxima](#). En este contexto, y de acuerdo a los valores obtenidos, la tasa máxima de conteo para el detector 1 debería ser de 278696,55 c/s, mientras que para el detector 2, de 270499,59 c/s.

Siemens e.cam

La prueba se realizó exactamente en las mismas condiciones que para la cámara c.cam, con la distinción del posicionamiento de las fuentes, habiendo utilizado el mismo soporte de la prueba de uniformidad. Por ello, se tomaron las mediciones en una única oportunidad, empleando fuentes cuya actividad rondaba los 25 μ Ci, con una tasa de conteo de 21000 c/s. Las mismas se encuentran detalladas en el [Anexo B \(Tabla 34\)](#) y sus resultados se resumen en la [Tabla 19](#).

Operación Intrínseca de la Tasa de Conteo Siemens e.cam			
	τ ($\mu\text{s}/\text{c}$)	R-20% (c/s)	C-20% (c/s)
Detector 1	0,87	256981,76	205585,41
Detector 2	0,34	665823,07	532658,46

Tabla 19 - Resultados de la prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo.

A partir del mismo análisis realizado en la cámara c.cam, se procedió a la determinación teórica de la tasa máxima de conteo: 422850 c/s para el detector 1, y 1082000 c/s para el detector 2. Esta diferencia notable entre las tasas máximas de conteo de ambos detectores indica que los resultados de la prueba no son concluyentes. Esto puede deberse a diversos motivos, entre los que se destacan el posicionamiento inadecuado de las fuentes (debiendo colocarse a una distancia mayor de la superficie de los detectores), y la intensidad de las mismas (pudiendo el equipo mostrar muy poca pérdida de cuentas por *pile-up* a actividades tan bajas como las trabajadas).

Se recomienda realizar la prueba de acuerdo a la publicación “*NEMA Standards Publication NU 1-2007*”, en la cual se plantea otro método para la determinación de la tasa de conteo verdadera y observada para una pérdida del 20 % de cuentas que demanda un tiempo de aproximadamente 2 días al basarse en el decaimiento radiactivo, razón por la cual no se lleva a cabo. Otra posibilidad es realizar la alternativa 1 de la publicación *Control de calidad de los instrumentos de medicina nuclear, 1991* del OIEA, que requiere la utilización de 15 absorbedores de cobre.

2.6.2 Prueba de la tasa de conteo máxima

Siemens c.cam

Aprovechando las mismas fuentes de la prueba anterior, se procedió a aproximarlas individualmente hacia la cara del detector. La tasa de conteo máxima observada resultó ser de **278473 c/s** para el detector 1, y de **280993 c/s** para el detector 2.

Se puede apreciar la similitud con los valores determinados analíticamente en la prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo, habiendo una diferencia del **0,08 %** en el detector 1, y del **3,73 %** en el detector 2. Debido a esto, se concluye que los resultados

de ambas pruebas son satisfactorios y en consecuencia constituyen los valores de referencia para futuros controles de calidad, dado que no se cuenta con registro previo de los mismos.

Siemens e.cam

La prueba se realizó empleando una fuente de 107 μCi y colocando la misma en el soporte de la camilla descrito en la prueba de uniformidad. La tasa de conteo máxima alcanzada por los detectores, en la medida que el soporte era movilizado hacia los mismos, correspondió a 270043 c/s para el detector 1, y a 269897 c/s para el detector 2. Los valores obtenidos confirman que los resultados de la prueba de [Operación intrínseca de la tasa de conteo](#) no son concluyentes y constituyen la referencia para futuras pruebas de calidad.

Por otro lado, si bien no se cuenta con registros previos de este parámetro, el fabricante establece una tasa de conteo máxima para un modelo de cámara e.cam con un cristal de 3/8" de 310000 c/s ([Anexo A](#)), lo que implica que los detectores censan alrededor de un 13 % menos de lo que deberían. Esto puede deberse a la antigüedad del equipo y de los fototubos de los detectores, o bien, a que se ha empleado un ancho de ventana diferente, dado que el fabricante no lo especifica.

2.6.3 Prueba de la operación de la tasa de conteo del sistema

Esta prueba no se puede realizar debido a la falta de un maniquí de dispersión de dos fuentes en ambos equipos.

2.7 Centro de rotación

2.7.1 Prueba del centro de rotación

Siemens c.cam

Para la prueba del centro de rotación (CoR) se coloca una única fuente contenida en una jeringa en su correspondiente soporte, el cual está diseñado para que los detectores se posicionen a 450 mm del eje X y 123 mm del Y. La [Figura 44](#) muestra la disposición del soporte con la fuente radiactiva.



Figura 44 - Disposición del soporte de CoR durante la prueba del centro de rotación en el equipo Siemens c.cam. El mismo es colocado sobre la camilla del equipo.

Los detectores tienen una disposición fija de 90° , y durante la prueba realizan un total de 128 adquisiciones en un barrido de 180° . Cada adquisición, de un tamaño de 256×256 , registra las coordenadas x,y de la fuente y determina su desviación respecto al centro del sistema. En este contexto, los resultados del programa de análisis del centro de rotación del equipo expresan el error máximo, mínimo y medio para cada eje de coordenadas.

Se realizó la prueba en tres ocasiones. Los resultados obtenidos junto al valor de referencia y su respectiva tolerancia al 27 de julio de 2011 se muestran en la [Tabla 20](#). Se considera una tolerancia de 0,8 píxeles²⁹.

Por su lado, la inspección visual de los sinogramas muestra ausencia de discontinuidades o saltos tanto para la proyección X como para la Y. Cabe destacar que el programa de análisis del CoR no permite realizar la prueba si los detectores se encuentran a otra distancia que la programada, por lo que no se puede realizar la adquisición de datos a un radio correspondiente a un estudio de cerebro o abdominal. Por otra parte, los únicos colimadores disponibles son los de baja energía para ^{99m}Tc .

²⁹ Si bien el programa contempla tolerancias para matrices de 64×64 y 128×128 y no de 256×256 , la extrapolación de dichas tolerancias corresponde a un factor de 0,8 para este último tamaño de matriz.

Centro de rotación 90° - Siemens c.cam							
Fecha	Error en X				Error en Y		
	Máximo (mm)	Mínimo (mm)	Media (mm)	Rango (mm)	Máximo (mm)	Mínimo (mm)	Rango (mm)
Tolerancia del fabricante	< 4,6	> -4,6	-2,0 / 2,0	< 4,6	0,26	-0,29	0,56
27 / 07 / 2011 (referencia)	0,00 + 1,28	-1,53 - 1,28	-0,46	1,53	0,26 + 1,28	-0,29 - 1,28	0,56
24 / 06 / 2019	1,18	-0,76	0,72	1,95	0,87	-0,36	1,23
12 / 08 / 2019	1,08	-1,02	0,65	2,1	1,17	-0,36	1,53
16 / 09 / 2019	1,01	-0,97	0,6	1,97	1,11	-0,4	1,5

Tabla 20 - Resultados de la prueba del centro de rotación del equipo Siemens c.cam. Se muestra los límites establecidos por el fabricante, así como el valor de referencia registrado al momento de la instalación del equipo y las tolerancias del mismo. Al tratarse de una matriz de 256 x 256 píxeles, la tolerancia de los errores de 0,8 píxeles corresponde a 1,28 mm (tamaño de píxel = 1,6 mm - ver Anexo A).

A partir de los resultados obtenidos, se concluye que el centro de rotación del equipo se encuentra dentro de los parámetros establecidos por el fabricante y, a su vez, dentro de los límites de tolerancia respecto a los valores de referencia.

Siemens e.cam

El equipo permite la configuración de sus detectores en una orientación de 180°, 90°, y 76°. Sin embargo, esta última no es utilizada en la práctica, razón por la cual únicamente se evalúa el centro de rotación para las primeras dos orientaciones. Los colimadores del equipo son los descritos en pruebas extrínsecas anteriores: baja energía y alta resolución (LEHR), y alta energía (Hi-En).

Respecto a las características de la prueba propiamente dicha, de acuerdo a la [Tabla 4](#) se utilizan cinco fuentes de ^{99m}Tc para evaluar los colimadores de baja energía, y tres para los de alta energía. Las mismas son ubicadas en el soporte provisto por el fabricante, el cual se sitúa sobre la camilla del paciente tal como lo muestra la [Figura 45](#). El programa de análisis del centro de rotación realiza un total de 120 adquisiciones en un barrido de 360° (una imagen cada 3°). Las imágenes son de un tamaño de 128 x 128, y su adquisición finaliza al alcanzar un conteo de 50000 cuentas, si se trata de cinco fuentes puntuales, o de 30000 cuentas, si se trata de tres. La totalidad de la prueba demora aproximadamente 12 minutos.



Figura 45 - Disposición de las fuentes de ^{99m}Tc para el estudio de CoR de la cámara Siemens e.cam con colimadores de baja energía y alta resolución (LEHR). La prueba corresponde a una disposición de los cabezales de 180°. Puede observarse el soporte provisto por el fabricante sobre el cual se colocan las fuentes radiactivas puntuales. Para el estudio con colimadores de alta energía (Hi-En), las fuentes nro. 2 y 4 son removidas.

El programa de análisis del centro de rotación provisto por el fabricante proporciona la información acerca del error de CoR propiamente dicho, así como el desplazamiento axial (sobre el eje Y), el error medio del ángulo de retroproyección (dado que la imagen es obtenida por reconstrucción tomográfica por retroproyección), y finalmente la resolución del sistema a 20 cm (expresada en mm). Esta última es expresada a dicha distancia debido a que el fabricante establece en su manual de calidad que la prueba se realice únicamente a una distancia radial de 20,5 cm, por lo que este valor no debe ser comparado entre pruebas que varían la misma.

Ahora bien, el programa del presente trabajo establece la realización de la prueba del centro de rotación variando la posición radial de los detectores a un estudio de cerebro (15 - 20 cm) y abdominal (25 - 30 cm). El equipo no puede disminuir dicha distancia por debajo de los 20,5 cm sin que ello implique la colisión del detector con la camilla del paciente sobre la cual se sitúa el soporte. De hecho, para las pruebas sobre los colimadores de alta energía, el radio no debe ser inferior a 26 cm (debido a que su espesor es mayor que los de baja energía). En este contexto, la prueba del centro de rotación a 180° se realiza a una distancia radial de 20,5 cm y 30 cm para los colimadores LEHR, y a una distancia de 26 cm y 30 cm para los de

alta energía (*Hi-En*). Los resultados de la prueba se resumen en la [Tabla 21](#), y sus sinogramas se muestran en la [Figura 46](#).

Centro de rotación 180° - Siemens e.cam					
Colimador:	Baja energía, alta resolución (<i>LEHR</i>)				
Fecha:	24 de septiembre de 2019				
Posición radial (cm)	Detector	Error de CoR (mm)	Desplazamiento axial (mm)	Ángulo de retroproyección (°)	Resolución del sistema a 20 cm (mm)
Fabricante	Ambos	< ± 5,0	± 2,5	< 0,8	-
20,5	1	-0,813	0,177	0,020	14,279
	2	0,222	-0,177	-0,020	14,077
30	1	-0,866	0,323	0,010	21,206
	2	0,176	-0,323	-0,010	20,967
Colimador:	Alta energía (<i>Hi-En</i>)				
Fecha:	24 de septiembre de 2019				
Posición radial (cm)	Detector	Error de CoR (mm)	Desplazamiento axial (mm)	Ángulo de retroproyección (°)	Resolución del sistema a 20 cm (mm)
26	1	-0,778	0,505	0,074	27,994
	2	1,291	-0,505	-0,074	27,797
30	1	-0,733	0,589	0,083	32,136
	2	1,351	-0,589	-0,083	32,003

Tabla 21 - Resultados de la prueba del centro de rotación de equipo Siemens e.cam al 24 de septiembre de 2019, con una orientación de los detectores de 180° y utilizando los colimadores de baja energía y alta resolución, y los de alta energía.

Analizando la sección “Interpretación de resultados y tolerancias” de la [prueba del centro de rotación](#), se establece un límite de ± 20 % de tolerancia para el error de CoR a diferentes distancias radiales. A partir de los resultados obtenidos, para los colimadores *LEHR* se observa que la variación del error de CoR es del **6,52 %** en el detector 1 y del **20,72 %** en el detector 2, entre ambas distancias radiales. Por su lado, para los colimadores *Hi-En*, la variación es de **5,78 %** en el detector 1, y de **4,65 %** en el detector 2. En este contexto los resultados son satisfactorios, aunque el detector 2 con colimadores *LEHR* se encuentra sobre el límite de tolerancia.

Respecto a las demás mediciones, el programa de calidad no contempla su interpretación ni sus tolerancias, por lo que sus resultados son comparados con los establecidos por el fabricante. Por este motivo, se concluye que la totalidad de ellos son

aceptables. Por otro lado, la inspección visual de los sinogramas muestra continuidad de la posición de las fuentes, sin desplazamientos ni saltos.

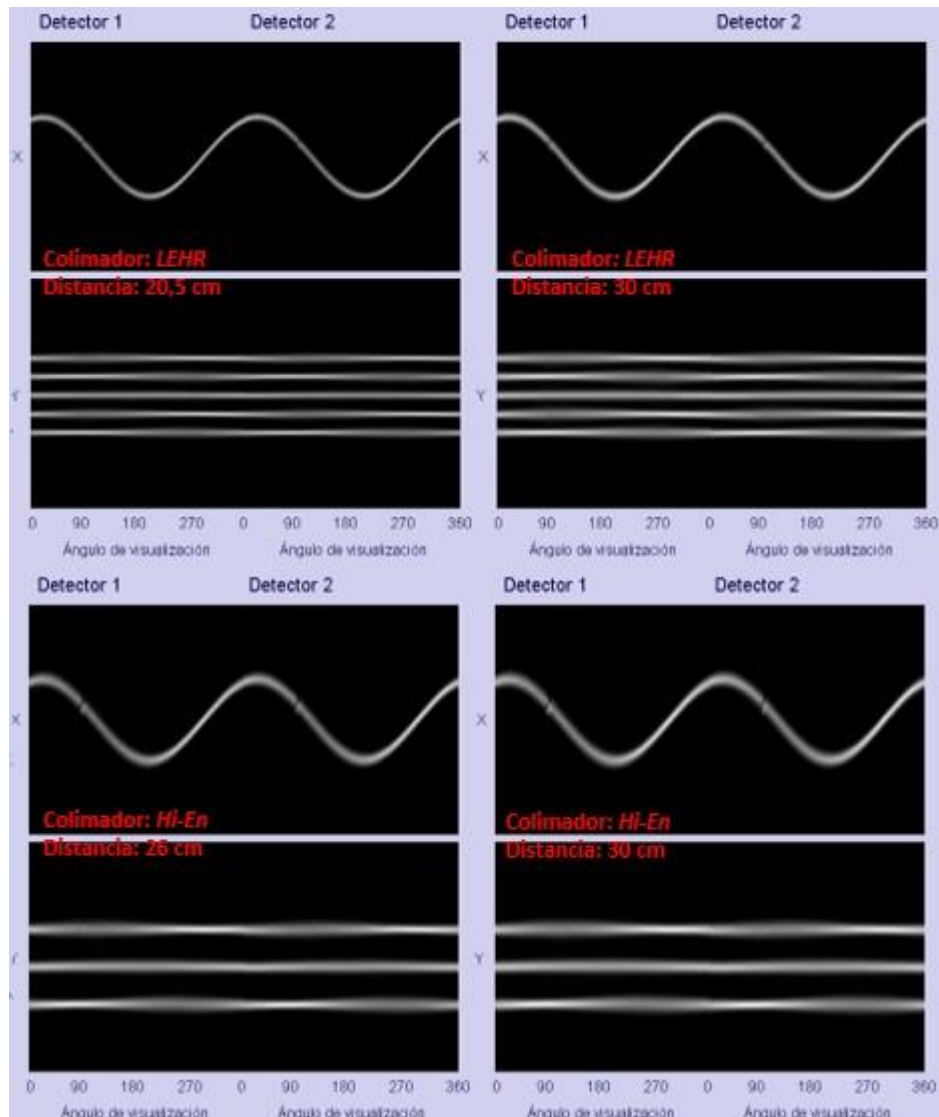


Figura 46 - Sinogramas de las pruebas de centro de rotación con una orientación de los cabezales en 180° . Se aprecia la variación posicional de las fuentes puntuales respecto a cada ángulo tanto para la coordenada X, como para la Y.

En lo que respecta a la prueba del centro de rotación a 90° , el equipo no se encuentra configurado para adoptar dicha orientación con los colimadores de alta energía. Debido a esto, se realiza únicamente sobre los colimadores *LEHR*. Por otro lado, no se puede modificar la posición radial por debajo de los 32,5 cm sin que ello implique la descentralización de las fuentes, razón por la cual se realiza la prueba a esta única distancia. Los resultados obtenidos se expresan en la [Tabla 22](#), y su sinograma en la [Figura 47](#).

Centro de rotación 90° - Siemens e.cam					
Colimador:	Baja energía, alta resolución (LEHR)				
Fecha:	26 de septiembre de 2019				
Posición radial (cm)	Detector	Error de CoR (mm)	Desplazamiento axial (mm)	Ángulo de retroproyección (°)	Resolución del sistema a 20 cm (mm)
Fabricante	Ambos	< ± 5,0	± 2,5	< 0,8	-
32,5	1	-1,167	0,345	0,025	22,808
	2	0,424	-0,345	-0,025	22,593

Tabla 22 - Resultados de la prueba del centro de rotación de equipo Siemens e.cam al 26 de septiembre de 2019, con una orientación de los detectores de 90° y empleando los colimadores de baja energía, alta resolución (LEHR).

Dado que no se dispone de una medición con diferente distancia radial, los resultados obtenidos son comparados con los provistos por el fabricante, y por ello resultan satisfactorios. Por otro lado, la inspección visual del sinograma muestra la ausencia de discontinuidades o desplazamientos.

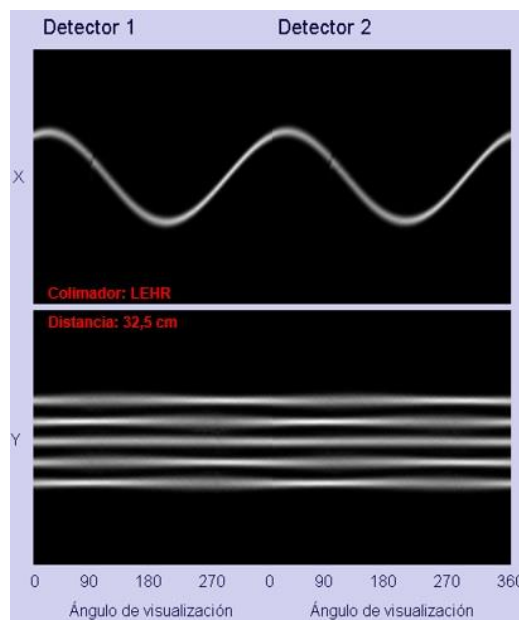


Figura 47 - Sinogramas de las pruebas de centro de rotación con una orientación de los cabezales en 90°, utilizando los colimadores de baja energía, alta resolución (LEHR).

2.8 Operación total

2.8.1 Prueba de la operación total

Esta prueba no puede realizarse debido a la falta de un maniquí de operación total para ambos equipos.

2.9 Registro espacial de múltiples ventanas

2.9.1 Prueba del registro espacial de múltiples ventanas

Esta prueba no puede realizarse debido a la ausencia de una fuente de ^{67}Ga , al no tratarse de un radioisótopo empleado en el servicio.

2.10 Filtración de radiación a través del blindaje

2.10.1 Prueba de la filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector

Siemens c.cam

Esta prueba se efectúa situando la fuente en los 12 puntos diferentes acordes a la Figura 24, logrando cubrir toda la superficie externa de cada detector. En cada sitio se obtiene el conteo total durante un lapso de 100 segundos para ambos detectores.

Los resultados obtenidos el día 30 de julio de 2019 se encuentran resumidos en la Tabla 35 del Anexo B y se grafican en la Figura 48.

Como puede observarse, la mayor tasa de conteo registrada en el detector 1 corresponde a la posición 7 con **77,23 c/s**, la cual no supera el límite de tres veces el valor de la tasa de conteo de fondo, criterio definido en el programa (83,31 c/s). Asimismo, la mayor tasa de conteo del detector 2 es de **70,98 c/s** en la posición 9, ubicándose por debajo del límite de 72,24 c/s. En este contexto, los resultados se consideran satisfactorios.

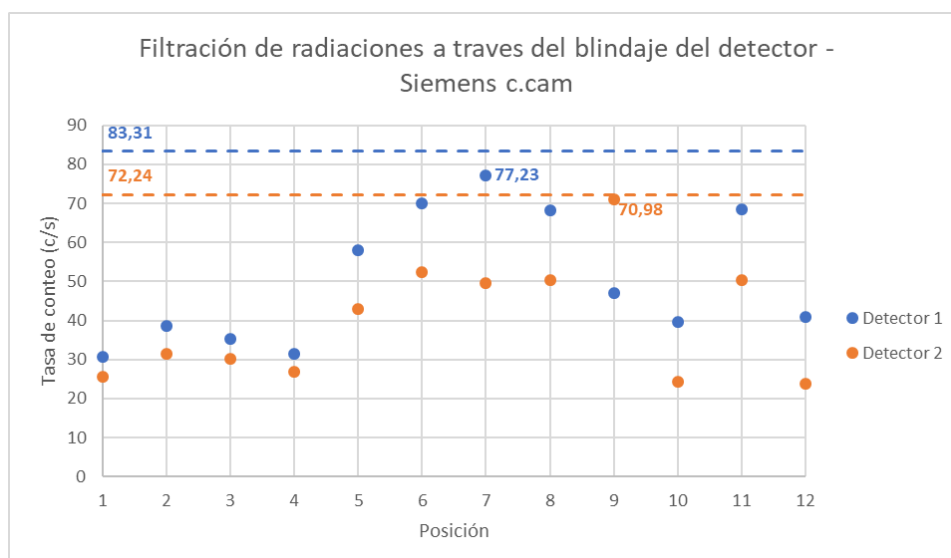


Figura 48 - Representación de las mediciones de la prueba de filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector del equipo Siemens c.cam, con fecha el 30 de julio de 2019. Se representan ambos detectores y sus respectivos límites de tolerancia.

Siemens e.cam

La prueba se realiza bajo las mismas condiciones que la cámara c.cam, pudiéndose observar los resultados alcanzados el día 18 de septiembre de 2019 en la [Figura 49](#). Los mismos se encuentran detallados en la [Tabla 36](#) del [Anexo B](#).

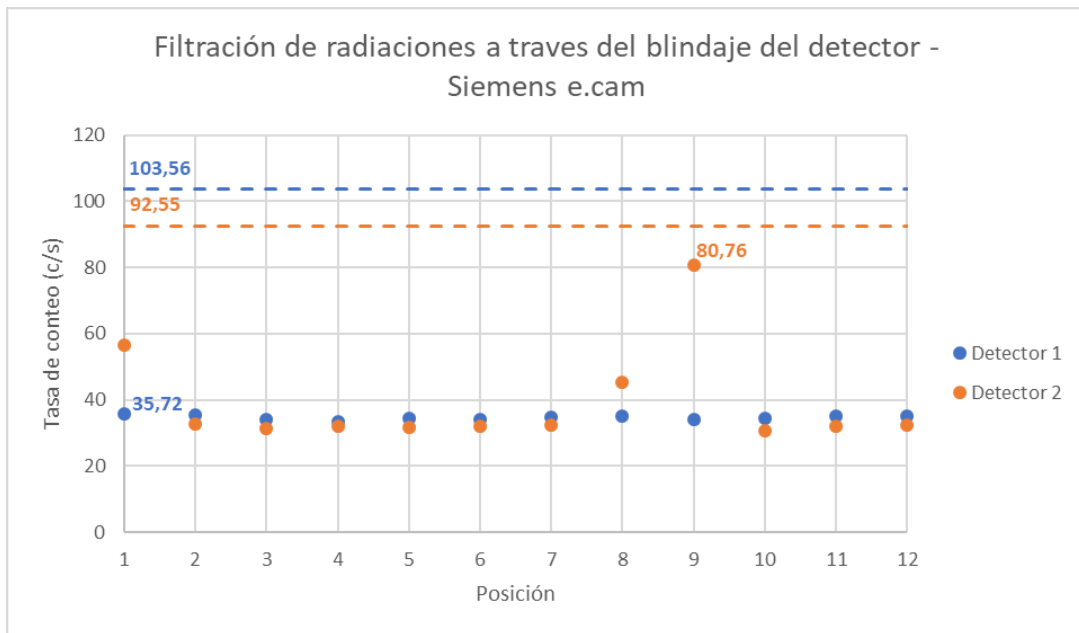


Figura 49 - Representación de las mediciones de la prueba de filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector del equipo Siemens e.cam, con fecha el 18 de septiembre de 2019. Se representan ambos detectores y sus respectivos límites de tolerancia.

A partir del análisis de los resultados obtenidos, en el detector 1 se registra la tasa de conteo más alta en la posición **1** con **35,72 c/s**, la cual no supera el límite de tres veces el valor de la tasa de conteo de fondo (107,16 c/s). Por su lado, la mayor tasa de conteo en el detector 2 es de **80,76 c/s** en la posición **9**, que si bien se encuentra por debajo del límite (92,55 c/s) prevalece con respecto al resto de las posiciones, recomendándose su evaluación en futuros controles.

Cabe destacar la linealidad que presenta la respuesta del detector 1 ante la filtración de la radiación y, en general, el detector 2, al comparar el gráfico obtenido con el análogo de la cámara c.cam.

3. Conclusiones del capítulo

La mayoría de las pruebas aplicadas arrojaron resultados aceptables según los valores de referencia y las recomendaciones del fabricante, por lo que se acepta que los equipos

monitorizados continúen su funcionamiento. Por otro lado, se emitió una serie de recomendaciones para optimizar el control de calidad de los equipos tratados. Finalmente, la totalidad de resultados obtenidos se muestran en la [Tabla 37 del Anexo B](#).

Conclusiones

En este proyecto integrador se logró implementar el programa de calidad desarrollado a partir de normativas internacionales publicadas por OIEA y NEMA, cuyas pruebas pueden parecer sencillas a la hora de realizarlas, pero algunas de ellas precisan la implementación de maniqués costosos y materiales radiactivos de difícil acceso al no ser utilizados habitualmente en el servicio. Estos factores, sumados a la necesidad de disponer el equipo en desuso por períodos largos de tiempo, hacen de la implementación del programa una tarea ardua de conseguir.

El programa se realizó exitosamente sobre las cámaras gamma del servicio, así como también sobre el activímetro del área. Este último no es de menor importancia, ya que la calidad del mismo se relaciona directamente con el bienestar del paciente al permitir saber con precisión la actividad de material radiactivo que se le está siendo inyectada.

En este contexto, sobre las pruebas de calidad del activímetro, solo una de ellas era realizada de manera periódica e incompleta, al ser adquiridos solo los valores rutinarios y no las referencias sobre las cuales deben ser comparados. Por ello, se logró la ampliación de los controles de calidad y la verificación de sus resultados, detectándose deficiencias en la respuesta al fondo del instrumento.

En lo que respecta a cámara gamma, se alcanzó la ampliación de las pruebas de calidad sobre los equipos, definiéndose 7 nuevos valores de referencia para la cámara c.cam, y 11 para la e.cam, al tratarse de pruebas no realizadas previamente sobre ellos. En cuanto a los resultados propiamente dichos, los de la c.cam dieron en su totalidad dentro de los límites establecidos por el fabricante, y en su gran mayoría dentro de los de referencia; por su lado, la e.cam detectó valores de uniformidad por encima o cercanos al límite del fabricante en el detector 2, a lo que se suma la visualización del patrón de fototubos durante la adquisición de la imagen (sin haber aplicado la corrección de uniformidad).

Referido a la capacitación y concientización del personal, las pruebas se llevaron a cabo de manera conjunta con el equipo de ingeniería y del servicio de Medicina Nuclear del hospital, a los cuales se les realizó una serie de recomendaciones en cuanto a frecuencia de realización de las pruebas, adquisición de material para el control de calidad, y el registro sistemático de los resultados.

Realizar controles de calidad rutinarios puede resultar tedioso, pero es un sacrificio que debe realizarse en pos del bienestar de las personas involucradas en el uso de los equipos, sobre todo en aquellos que impliquen el uso de radiaciones del tipo ionizante.

Recomendaciones

1. Realizar un seguimiento del detector 2 de la cámara gamma Siemens e.cam a fin de evaluar la evolución de su uniformidad, tanto intrínseca como extrínseca.
2. Adquirir maniqués para evaluar la resolución espacial de las cámaras del tipo barras paralelas igualmente espaciadas que, a su vez, posibilitan la cuantificación de la linealidad del equipo. Adquirir maniqués para evaluar la operación total, el registro espacial de múltiples ventanas, y la operación de la tasa de conteo del sistema, así como también las fuentes de radiación que los mismos precisan.
3. Renovar el maniqué de inundación del campo de la cámara Siemens c.cam para poder realizar las pruebas de uniformidad del campo inundado del sistema y resolución espacial del sistema.
4. Mantener un registro donde se incluyan los valores de referencia de cada uno de los controles de calidad aplicados para facilitar el análisis de los resultados y la evolución de la cámara.
5. Extender la aplicación del programa de calidad a la cámara restante del servicio Symbia E de la marca Siemens que, por razones de tiempo y disponibilidad del mismo, no pudo realizarse.
6. Extender el programa de calidad al sistema de tomografía computarizada de emisión monofónica (SPECT-CT) recientemente adquirido en el servicio.

Bibliografía y Referencias

- AAPM, American Association of Physicist in Medicine. (2012). *The Selection, Use, Calibration, and Quality Assurance of Radionuclide Calibrators Used in Nuclear Medicine*. American Association of Physicist in Medicine. Obtenido de https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_181.pdf
- AAPM, American Association of Physicist in Medicine. (2019). *Acceptance Testing and Annual Physics Survey Recommendations for Gamma Camera, SPECT, and SPECT/CT Systems*. American Association of Physicist in Medicine. Obtenido de https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_177.pdf
- (2008). *Performance das câmaras gama*. Presentación PPT, Universidade de Coimbra, Departamento de Física, Coimbra, Portugal.
- ACR, American College of Radiology. (2019). *Nuclear Medicine Accreditation Program Requirements*. Virginia, Estados Unidos: American College of Radiology. Obtenido de <https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/NucMed-PET/Nuclear-Medicine-Requirements.pdf?la=en>
- Carrió, I., & González, P. (2003). *Medicina Nuclear: Aplicaciones Clínicas*. Barcelona, España: Masson.
- Cherry, S. R., Soreson, J. A., & Phelps, M. E. (2012). *Physics in Nuclear Medicine* (4° ed.). Philadelphia, PA, United States of America: Saunders Elsevier.
- CIEMAT, Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes; Sociedad Española de Física Médica; Sociedad Española de Medicina Nuclear; Sociedad Española de Protección Radiológica; Sociedad Española de Radiofarmacia. (n.d.). *Protocolo para la calibración y el uso de activímetros*.
- Coca Pérez, M. A. (2009, Marzo 15 - 19). Cámara Gamma: AC y CC para sistemas planares, phantoms. Montevideo, Uruguay. Obtenido de https://humanhealth.iaea.org/HHW/NuclearMedicine/Instruments_QA-QC/IAEATrainingCourses/RegionalTrainingCourseinQualityControl_in_NM/Quality_programs_and_performance_evaluation_of_planar_systems.pdf
- Cuevas, J. C. (2008, Noviembre 11). *Medicina Nuclear. La cámara de rayos gamma*.
- Domínguez Cruz, C. B. (2012). *Implementación de un Programa de Control de Calidad para Gammacámaras en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico ISSS*. Trabajo de Graduación, Universidad de El Salvador, Escuela de Física, San Salvador.

- Dr. Cabrejas, R. (2000). *Técnicas en Medicina Nuclear. Adquisición, Procesamiento y Presentación de Imágenes Planares*, 58. Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Buenos Aires, Argentina.
- EANM, European Association of Nuclear Medicine. (2007). *Best Practice in Nuclear Medicine Part 2: A Technologist's Guide*. Vienna, Austria: European Association of Nuclear Medicine. Obtenido de https://www.eanm.org/content-eanm/uploads/2016/11/tech_best_practice2.pdf
- IAC, Intersocietal Accreditation Commission. (2016). *The IAC Standards and Guidelines for Nuclear/PET Accreditation*. Intersocietal Accreditation Commission. Obtenido de <https://www.intersocietal.org/nuclear/standards/IACNuclearPETStandards2016.pdf>
- IAEA, International Atomic Energy Agency. (2009). *IAEA Human Health Series: Quality Assurance for SPECT Systems* (Vol. VI). Vienna, Austria: IAEA. Obtenido de https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1394_web.pdf
- IAEA. International Atomic Energy Agency. (2003). *IAEA Quality Control Atlas for Scintillation Camera Systems*. Vienna, Austria: IAEA Library Cataloguing in Publication Data.
- IAEA. International Atomic Energy Agency. (2014). *Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students*. (D. Bailey, J. Humm, A. Todd-Pokropek, & A. van Aswegen, Eds.) Vienna, Austria: IAEA Library Cataloguing in Publication Data.
- Illanes, L., & Etcheverry, M. E. (2016). *Física de la Medicina Nuclear: Introducción al control y verificación de los equipos. Una guía práctica*. (1° ed.). La Plata, Buenos Aires, Argentina: Editorial de la Universidad de La Plata.
- (n.d.). *Imagen: Conceptos básicos de Imagen Digital. Diseño de Materiales Multimedia*. Instituto Nacional de Tecnologías Educativas y de Formación del Profesorado, España. Obtenido de <http://www.ite.educacion.es/formacion/materiales/107/cd/imagen/pdf/imagen01.pdf>
- Kalen, D. (2009). *CLRS 322 Nuclear Medicine Physics And Instrumentation II*. Recuperado el Julio de 2019, de Quality Control in Planar Imaging: <http://www.people.vcu.edu/~mhcrosthwait/clrs322/planarimagingqc.html>
- Medina, J. R. (2012). *Implementación del Protocolo Nacional de control de calidad instrumental en Medicina Nuclear a la cámara gamma planar del Hospital Celestino Hernández*. Trabajo de diploma, Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, Facultad de Ingeniería Eléctrica, Santa Clara.
- Ministerio de Salud de la Nación; Secretaría de Políticas, Regulación e Institutos; ANMAT; INAME. (2003). *Farmacopea Argentina* (7° ed., Vol. 1). Buenos Aires, Argentina.
- NEMA. National Electrical Manufacturers Association. (2007). *NEMA Standards Publication NU 1-2007: Performance Measurements of Gamma Cameras*. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association.
- Núñez, M. (2008). *Control de calidad de los sistemas de detección usados en Medicina Nuclear*. Escuela Universitaria de Tecnología Médica, Montevideo.

- OIEA. (1996). *Control de calidad de los instrumentos de medicina nuclear, 1991*. Vienna, Austria: OIEA.
- OIEA. (2014). Siete cosas que hay que saber sobre los radioisótopos. *Boletín del OIEA*, 8-9. Obtenido de https://www.iaea.org/sites/default/files/55405810809_es.pdf
- Osakidetza - Servicio Vasco de Salud. (2018). *Técnico Especialista Radiodiagnóstico (Vol. II)*. España: Cep.
- Perales, D. J. (Julio de 2018). Radiofarmacia en PDF.
- Rodríguez, H. F. (2006). *Control de Calidad en Cámara Gamma y Spect*. Universidad Nacional de General San Martín, Escuela de Ciencia y Tecnología, Ciudad Autónoma de Buenos Aires.
- Siemens. (1998). *Quality Assurance ecam Startup and QC Procedure*.
- Siemens. (2006). *Quality Assurance. NEMA for ecam systems with e.soft*.
- Siemens. (2007). *c.cam Service Manual. Nema Performance Measurements*.
- Siemens. (2007). *Instrucciones de funcionamiento c.cam*.
- Strocovsky, S. G., Aizcorbe, J., & Furnari, J. (n.d.). *Principio de Formación de Imágenes en Cámara Gamma/SPECT: Una Perspectiva Didáctica*. Universidad Nacional de San Martín; Comisión Nacional de Energía Atómica, Instituto de Tecnología Nuclear Dan Beninson; Centro Atómico Ezeiza, Ezeiza.
- Trujillo Zamudio, F. E., Argumosa, E., & Herrera Rodríguez, M. R. (n.d.). *Ventajas de un Programa de Control de Calidad en los Equipos de Medicina Nuclear*. Instituto Nacional de Cancerología, Hospital Infantil de México "Federico Gómez", Departamento de Medicina Nuclear, Ciudad de México.
- White, S. L. (28 de Julio de 2009). *Quality Assurance Testing of Gamma Camera and SPECT Systems*. Birmingham: University of Alabama. Obtenido de <https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/42-11975-5171-379.pdf>

ANEXOS

ANEXO A – Equipos del Servicio

Activímetro Vexcal AV-02

El activímetro que se dispone para Cámara Gamma del servicio de Medicina Nuclear del Centro de Tomografía Computada Córdoba S.A. es el activímetro Vexcal modelo AV-02. Está formado por dos partes principalmente: la cámara de ionización con argón presurizado y la consola que posee una pantalla táctil. Las características que presenta el equipo se resumen en la [Tabla 23](#):

Características del activímetro Vexcal AV-02	
Rango de medición	1 μ Ci a 2 Ci
Tiempo de medición	Menor a 1 segundo para muestras mayores a 500 μ Ci
Exactitud	Mayor a $\pm 5 \%$
Blindaje	3 mm de plomo que recubre la cámara
Alimentación	9 VCC. Se incluye fuente de alimentación con entrada 100VCA-240VCA
Consumo	0,7 ACC
Peso	14 kg.
Dimensiones del pozo	7,3 cm x 26,4 cm
Dimensiones de la consola	18 cm x 15 cm x 9 cm
Selección de radionúclidos	Por botones desde pantalla táctil (21 botones programables)
Clasificación	Clase II
Temperatura	0-40 °C
Humedad	0-95 %

Tabla 23 - Especificaciones técnicas del activímetro Vexcal AV-02 tomadas del manual del fabricante.

Cámara gamma Siemens c.cam

La Siemens c.cam es una cámara exclusivamente dedicada a la parte cardíaca con un tamaño reducido que permite que el sistema se adapte cómodamente a una habitación más pequeña. Permite artefactos de movimiento reducidos, un campo de visión optimizado y corrección de atenuación para una especificidad y sensibilidad mejorada en las imágenes de perfusión miocárdica. La instalación del equipo en el Instituto Oulton fue realizada el día 20 de abril de 2011. La [Tabla 24](#) refleja algunas de sus especificaciones técnicas.

Especificaciones dinámicas de alta definición del detector y físicas del gantry	
Especificaciones de trabajo	
Rango de energías	60 - 170 keV
Tubos fotomultiplicadores	
Cantidad	24
Cristal	
Tamaño	23,27" x 17,52"
Diagonal	29,12"
Espesor	3/8"
Dimensiones	
Campo de visión (FOV)	14,6" x 8,4"
Matriz	Tamaño de pixel (mm)
64 x 64	6,4
128 x 128	3,2
256 x 256	1,6
512 x 512	0,8

Tabla 24 - Especificaciones técnicas de la cámara gamma Siemens c.cam.

Cámara gamma Siemens e.cam

Este equipo permite configuraciones del detector a 180°, 90° y 76° para optimizar la calidad de las imágenes para estudios de cuerpo entero, cardíacos y generales, y alto rendimiento para cada tipo de adquisición. En el Centro Privado de Tomografía computarizada, fue instalado el 01 de marzo de 2009. Algunas de sus especificaciones técnicas se detallan en la [Tabla 25](#).

Especificaciones del detector	
Resolución espacial intrínseca	
FWHM en CFoV	≤ 3,8 mm
FWHM en UFoV	≤ 3,9 mm
FWTM en CFoV	≤ 7,5 mm
FWTM en UFoV	≤ 7,7 mm
Resolución energética intrínseca	
FWHM en UFoV	≤ 9,9 %
Uniformidad intrínseca del campo inundado	
Diferencial en CFoV	≤ 2,5 %
Diferencial en UFoV	≤ 2,7 %
Integral en CFoV	≤ 2,9 %
Integral en UFoV	≤ 3,7 %
Resolución temporal	
Máxima tasa de conteo	310000 c/s
Resolución espacial intrínseca a 75000 c/s	
FWHM en UFoV	≤ 4,1 mm
FWTM en UFoV	≤ 7,8 mm

Uniformidad intrínseca del campo inundado a 75000 c/s	
Diferencial en CFoV	≤ 2,5 %
Diferencial en UFoV	≤ 2,7 %
Integral en CFoV	≤ 2,9 %
Integral en UFoV	≤ 3,7 %
Resolución espacial del sistema con colimador LEHR a 10 cm.	
FWHM en CFoV	7,4 mm
Sensibilidad planar del sistema con colimador LEHR a 10 cm.	
Absoluta	202 cpm/μCi
Requisitos ambientales:	
Rango de temperatura	15,5° - 35°C
Máxima variación de temperatura	4,4°C/h
Humedad	15 - 80% sin condensación
Especificaciones dinámicas de alta definición del detector y físicas del gantry	
Tubos fotomultiplicadores	
Cantidad	59
Diámetro	53 - 7,6 cm
Tipo de arreglo	Hexagonal
Blindaje	
Detrás	9,5 mm
A los lados	12,7 mm
Mínimo y máximo en dirección al paciente	27,9 - 36,4 mm
Centro de rotación	≤ 0,25 pixel (matriz de 64x64)
Cristal	
Tamaño	59,1 x 44,5 cm
Diagonal	69,2 cm
Espesor	9,5 mm
FOV diagonal	63,5 cm
Campo de visión (FOV)	53,3 x 38,7 cm (2062,71 cm ²)
Matriz	Tamaño de pixel (mm)
64 x 64	9,6
128 x 128	4,8
256 x 256	2,4
512 x 512	1,2
1024 x 1024	0,6

Tabla 25 - Especificaciones técnicas de la cámara gamma Siemens e.cam.

ANEXO B – Tablas de resultados

1. Control de Calidad del Activímetro

1.1 Prueba de exactitud y precisión

Precisión		
FECHA	30 de agosto de 2019	
Medición	^{99m}Tc (μCi)	^{99m}Tc_{corr} (μCi)
1	139,49	134,35
2	136,3	131,16
3	140,53	135,39
4	135,52	130,38
5	140,44	135,3
6	142,29	137,15
7	138,51	133,37
8	139,37	134,23
9	138,52	133,38
10	137,5	132,36
Fondo	5,14	
Media		133,71
σ		2,04
Lim. Sup.		140,39
Lim. Inf.		127,02
CV (%)		1,53

Tabla 26 - Mediciones de precisión a partir de una fuente de ^{99m}Tc y de ¹³¹I.

1.3 Prueba de respuesta al fondo

Respuesta al Fondo					
Referencia			Valores rutinarios		
FECHA	4 de septiembre de 2019				
Medición	^{99m} Tc (μCi)	¹³¹ I (μCi)	FECHA	^{99m} Tc (μCi)	¹³¹ I (μCi)
1	4,89	3,72	5/9/2019	3,58	2,21
2	4,92	3,61	6/9/2019	3,13	2,17
3	4,96	3,38	9/9/2019	3,70	2,57
4	5,00	3,96	10/9/2019	5,44	3,79
5	5,30	3,84	11/9/2019	4,32	3,26
6	5,16	3,79	12/9/2019	6,86	4,67
7	4,99	3,84	13/9/2019	8,12	5,77
8	4,97	6,49	16/9/2019	9,48	6,95
9	4,87	4,23	17/9/2019	7,95	5,37
10	4,88	4,08	18/9/2019	6,54	5,02
Media	4,99	4,09			
σ	0,14	0,87			
Lim. Sup.	5,27	5,84			

Tabla 27 - Mediciones de referencia y de rutina de la respuesta al fondo de ^{99m}Tc y ¹³¹I del activímetro.

1.4 Prueba de la estabilidad de la respuesta

Estabilidad de la respuesta				
Referencia				
Fecha	21 de agosto de 2019			
Medición	^{99m} Tc (μCi)	¹³¹ I (μCi)	⁶⁷ Ga (μCi)	¹⁸ F (μCi)
1	141	101	139	41
2	143	100	140	42
3	144	101	138	42
4	142	97	139	42
5	142	99	139	41
6	141	97	137	42
7	141	100	139	41
8	143	99	138	42
9	144	98	139	41
10	142	99	137	42
Fondo	0	0	0	0
Media	142,3	99,1	138,5	41,6
Lim. Sup.	149,42	104,06	145,43	43,68
Lim. Inf.	135,19	94,15	131,58	39,52

Tabla 28 - Mediciones de referencia de la estabilidad de la respuesta del activímetro a partir de una fuente certificada de ¹³⁷Cs.

Estabilidad de la respuesta				
Valores rutinarios				
FECHA	^{99m} Tc (μCi)	¹³¹ I (μCi)	⁶⁷ Ga (μCi)	¹⁸ F (μCi)
22/8/2019	137	97	136	39
23/8/2019	141	97	136	43
26/8/2019	140	98	139	41
27/8/2019	140	99	138	40
28/8/2019	141	97	139	41
29/8/2019	141	97	138	42
30/8/2019	141	96	137	42
2/9/2019	140	96	136	40
3/9/2019	144	97	137	41
4/9/2019	140	94	134	40
5/9/2019	144	94	136	41

Tabla 29 - Mediciones rutinarias de la estabilidad de la respuesta del activímetro empleando una fuente certificada de ¹³⁷Cs por un periodo de 10 días posteriores a la adquisición de los valores de referencia.

2. Control de Calidad de Cámara Gamma

2.1 Uniformidad

2.1.1 Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado

Siemens c.cam

Uniformidad diaria Siemens c.cam								
Uniformidad Integral UfoV (%)								
Fecha	Det. 1	Det. 2	Fecha	Det. 1	Det. 2	Fecha	Det. 1	Det. 2
8/4/2019	1,2	1,2	23/4/2019	1,5	1,4	8/5/2019	1,8	1,8
9/4/2019	1,1	3,2	24/4/2019	1,6	1,4	9/5/2019	1,6	1,4
10/4/2019	1,3	1,1	25/4/2019	1,6	1,1	10/5/2019	1,3	1,7
11/4/2019	1,6	1,8	26/4/2019	1,2	1,3	13/5/2019	1,6	1,2
12/4/2019	1,2	1,7	29/4/2019	1,6	1,7	15/5/2019	1,2	1,3
15/4/2019	1,2	1,9	30/4/2019	1,2	1,5	20/5/2019	1,3	1,4
16/4/2019	1,2	1,6	2/5/2019	1,8	1,6	21/5/2019	1,4	1,4
17/4/2019	1,9	1,3	3/5/2019	1,2	1,3	22/5/2019	1,1	1,4
18/4/2019	1,4	1,3	6/5/2019	2,0	1,9	23/5/2019	2,0	1,2
22/4/2019	1,6	1,4						

Tabla 30 - Mediciones diarias de uniformidad del equipo Siemens c.cam por un periodo de 28 días hábiles.

Siemens e.cam

Uniformidad diaria Siemens e.cam								
Fecha	Detector 1				Detector 2			
	UFoV (%)		CFoV (%)		UFoV (%)		CFoV (%)	
	Integral	Diferencial	Integral	Diferencial	Integral	Diferencial	Integral	Diferencial
1/7/2019	2,37	1,49	2,37	1,49	2,62	1,64	2,23	1,3
2/7/2019	1,89	1,29	1,69	1,18	3,28	1,74	3,05	1,74
3/7/2019	2,15	1,48	1,86	1,28	3,12	1,73	2,43	1,55
4/7/2019	2,16	1,36	1,88	1,33	2,32	1,44	2,32	1,59
5/7/2019	2,05	1,32	1,72	1,2	2,23	1,54	2,07	1,44
10/7/2019	1,27	1,47	2,08	2,52	1,51	1,97	2,45	3,05
11/7/2019	2,00	1,28	1,9	1,09	3,96	1,66	3,53	1,59
12/7/2019	1,93	1,28	1,67	1,08	2,84	1,69	2,4	1,45
15/7/2019	2,88	1,57	2,6	1,29	2,89	1,79	2,54	1,57
16/7/2019	2,28	1,42	1,9	1,08	2,27	1,95	2,08	1,95
17/7/2019	2,1	1,42	1,92	1,33	2,34	1,23	1,79	1,23
18/7/2019	1,92	1,76	1,8	1,2	2,44	1,51	1,87	1,18
19/7/2019	2,46	1,49	2,13	1,29	4,13	2,28	3,79	2,28
22/7/2019	2,00	1,37	1,94	1,37	2,32	1,52	2,4	1,52
23/7/2019	1,94	1,38	1,81	1,35	3,2	1,86	2,65	1,58
24/7/2019	2,1	1,15	1,97	1,08	2,76	1,88	2,22	1,71
25/7/2019	1,92	1,45	1,19	1,00	4,46	2,8	3,67	2,28
26/7/2019	2,29	1,27	1,83	1,21	2,68	1,65	2,26	1,65
29/7/2019	2,58	1,44	1,77	1,13	4,14	2,23	3,65	2,27
30/7/2019	2,45	1,69	2,2	1,6	3,44	1,9	2,82	1,9
31/7/2019	1,23	1,35	2,02	2,17	3,25	2,01	2,73	1,93
1/8/2019	3,14	2,08	2,39	2,00	3,56	1,97	3,09	1,78
2/8/2019	2,33	1,54	1,84	1,03	3,75	1,88	3,49	1,64
5/8/2019	2,46	1,28	1,91	1,22	3,26	1,85	2,3	1,69
6/8/2019	1,94	1,2	1,94	1,16	2,41	1,37	1,92	1,13
7/8/2019	2,22	1,42	1,71	1,4	3,7	1,8	2,53	1,63
8/8/2019	2,00	1,36	1,95	1,25	2,75	1,48	2,27	1,28
9/8/2019	2,24	1,56	2,24	1,54	3,42	1,75	2,95	1,66
12/8/2019	2,88	1,4	2,15	1,21	2,93	1,71	2,62	1,52
13/8/2019	2,17	1,37	1,7	1,08	3,08	1,47	2,15	1,45
14/8/2019	2,11	1,78	1,7	1,13	3,01	1,62	2,7	1,52
15/8/2019	2,38	1,5	1,88	1,15	2,54	1,67	2,01	1,67
16/8/2019	2,02	1,35	2,02	1,31	2,88	1,4	2,28	1,4
19/8/2019	2,48	1,49	2,8	1,33	3,55	1,95	2,99	1,93
20/8/2019	2,21	1,36	1,68	1,16	3,01	1,58	2,27	1,47
21/8/2019	2,08	1,47	1,91	1,14	3,16	1,74	2,85	1,74
22/8/2019	2,34	1,59	1,98	1,36	2,55	1,74	2,45	1,57
23/8/2019	2,16	1,46	1,79	1,46	2,53	1,57	2,08	1,17
26/8/2019	2,38	1,42	1,89	1,2	2,66	1,79	2,47	1,64
27/8/2019	2,46	1,61	2,19	1,61	2,42	1,61	2,11	1,51
28/8/2019	2,67	1,7	2,21	1,39	3,19	1,67	2,67	1,67
29/8/2019	2,45	1,53	1,8	1,13	2,97	1,81	2,18	1,73
30/8/2019	2,12	1,3	1,91	1,3	2,47	1,61	1,79	1,16

Tabla 31 - Mediciones diarias de uniformidad del equipo Siemens e.cam por un periodo de 43 días hábiles.

2.4 Sensibilidad

2.4.1 Prueba de la sensibilidad plana del sistema

Siemens e.cam

Sensibilidad plana del sistema - Siemens e.cam				
Parámetros	^{99m} Tc		¹³¹ I	
	Detector 1	Detector 2	Detector 1	Detector 2
A ₀ jeringa (μCi)	1040		1320	
A _r jeringa (μCi)	59		14,6	
A _n jeringa (μCi)	981		1305,15	
A _n jeringa (Bq)	36297000		48290443,98	
Δt (s)	149	156	183	180
Cuentas en Rol	471980	484238	370289	372255
Tasa de conteo en Rol (cps)	3167,65	3104,09	2023,44	2068,08
Tasa de conteo en Rol (cpm)	190059,06	186245,38	121406,23	124085
Cuentas de fondo	160	181	142	142
Tasa de conteo fondo (cps)	1,07	1,16	0,78	0,79
Tasa de conteo fondo (cpm)	64,43	69,61	46,56	47,33
Sensibilidad (cps/Bq)	8,72407x10 ⁻⁵	8,54872x10 ⁻⁵	4,19164x10 ⁻⁵	4,28537x10 ⁻⁵
Sensibilidad (%)	0,0087	0,0085	0,0042	0,0043
Sensibilidad (cpm/μCi)	193,67	189,78	93,05	95,14

Tabla 32 - Mediciones para la determinación de la sensibilidad plana del sistema del equipo Siemens e.cam para los colimadores de alta y baja energía.

2.6 Resolución temporal

2.6.1 Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo

Siemens c.cam

Fec ha	Detector	Fuente	Cuentas	Tiempo (s)	Tasa de conteo (c/s)	τ (μ s/c)	τ_m (μ s/c)	R-20% (c/s)	C-20% (c/s)
21 / 08 / 2019	1	1	1000000	45	22222,22	1,31	1,29	173510,65	138808,52
		12	1870526		41567,24				
		2	933373		20741,62				
		Fondo	8831	196,24					
		2	995999	48	20749,98	1,27			
		21	1958563		40803,40				
		1	1033996		21541,58				
	Fondo	18326	381,79						
	2	1	1000000	48	20833,33	1,50	1,35	165289,87	132231,89
		12	1862246		38796,79				
		2	929513		19364,85				
		Fondo	9252	192,75					
		2	1000000	51	19607,84	1,20			
		21	1935885		37958,53				
1		1027785	20152,65						
Fondo	9671	189,63							
22 / 08 / 2019	1	1	989999	37	26756,73	1,42	1,31	169670,70	135736,56
		12	1832043		49514,68				
		2	918230		24817,03				
		Fondo	6025	162,84					
		2	1003000	40	25075	1,21			
		21	1973646		49341,15				
		1	1040742		26018,55				
	Fondo	6588	164,7						
	2	1	1000000	38	26315,79	1,38	1,32	169008,75	135207,00
		12	1839027		48395,45				
		2	911433		23985,08				
		Fondo	5512	145,05					
		2	1000000	42	23809,52	1,26			
		21	1990203		47385,79				
1		1060390	25247,38						
Fondo	6419	152,83							
27 / 08 / 2019	1	1	999999	49	20408,14	1,27	1,37	162544,17	130035,34
		12	1759839		35915,08				
		2	842059		17184,88				
		Fondo	41528	847,51					
		2	996999	58	17189,6379	1,47			
		21	2037730		35133,2759				
		1	1141704		19684,5517				
	Fondo	47261	814,844828						
	2	1	1000000	52	19230,77	1,40	1,41	157935,721	126348,58
		12	1773198		34099,96				
		2	855575		16453,37				
		Fondo	39503	759,67					
		2	1000000	61	16393,44	1,43			
		21	2054625		33682,38				
1		1145175	18773,36						
Fondo	39942	654,79							

Tabla 33 - Mediciones para la verificación de la operación intrínseca de la tasa de conteo del equipo Siemens c.cam.

Siemens e.cam

Fec ha	Detector	Fuente	Cuentas	Tiempo (s)	Tasa de conteo (c/s)	τ (μ s/c)	τ_m (μ s/c)	R-20% (c/s)	C-20% (c/s)
18 / 09 / 2019	1	1	998591	44	22695,25	1,40	0,87	256981,76	205585,41
		12	1844229		41914,30				
		2	925568		21035,64				
		Fondo	22938		521,32				
		2	998514	50	19970,28	0,34			
		21	2031482		40629,64				
		1	1068037		21360,74				
		Fondo	21235		424,70				
	2	1	1065678	44	24219,95	0,03	0,34	665823,07	532658,46
		12	2013915		45770,80				
		2	969927		22043,80				
		Fondo	20503		465,98				
		2	1043622	50	20872,44	0,64			
		21	1110471		42128,04				
		1	2106402		22209,42				
		Fondo	18638		372,76				

Tabla 34 - Mediciones para la verificación de la operación intrínseca de la tasa de conteo del equipo Siemens e.cam.

2.10 Filtración de radiación a través del blindaje

2.10.1 Prueba de la filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector

Siemens c.cam

Filtración a través del blindaje – Siemens c.cam						
Posición	Detector 1			Detector 2		
	Tiempo (s)	Conteo total	Tasa de conteo (c/s)	Tiempo (s)	Conteo total	Tasa de conteo (c/s)
1	100	3057	30,57	100	2554	25,54
2	100	3849	38,49	100	3144	31,44
3	100	3518	35,18	100	3007	30,07
4	100	3138	31,38	100	2674	26,74
5	100	5803	58,03	100	4289	42,89
6	100	7012	70,12	100	5240	52,4
7	100	7723	77,23	100	4952	49,52
8	100	6817	68,17	100	5034	50,34
9	100	4702	47,02	100	7098	70,98
10	100	3970	39,7	100	2428	24,28
11	100	6854	68,54	100	5025	50,25
12	100	4099	40,99	100	2389	23,89
Fondo	100	2777	27,77	100	2408	24,08

Tabla 35 - Mediciones de la prueba de filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector del equipo Siemens c.cam. Fecha: 30 de julio de 2019.

Siemens e.cam

Filtración a través del blindaje – Siemens e.cam						
Posición	Detector 1			Detector 2		
	Tiempo (s)	Conteo total	Tasa de conteo (c/s)	Tiempo (s)	Conteo total	Tasa de conteo (c/s)
1	100	3572	35,72	100	5651	56,51
2	100	3543	35,43	100	3282	32,82
3	100	3391	33,91	100	3130	31,30
4	100	3341	33,41	100	3197	31,97
5	100	3430	34,30	100	3172	31,72
6	100	3399	33,99	100	3207	32,07
7	100	3477	34,77	100	3233	32,33
8	100	3518	35,18	100	4522	45,22
9	100	3396	33,96	100	8076	80,76
10	100	3443	34,43	100	3053	30,53
11	100	3493	34,93	100	3211	32,11
12	100	3525	35,25	100	3241	32,41
Fondo	100	3452	34,52	100	3085	30,85

Tabla 36 - Mediciones de la prueba de filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector del equipo Siemens e.cam. Fecha: 18 de septiembre de 2019

3. Resultados del Control de Calidad

Activímetro		
Parámetros	Vexcal AV-02	
<i>Exactitud</i>	-	
<i>Precisión (CV)</i>		
^{99m} Tc	1,1 %	
¹³¹ I	1,9 %	
<i>Linealidad de la respuesta</i>	< 5 %	
<i>Respuesta al fondo</i>		
^{99m} Tc	< 5,27 µCi	
¹³¹ I	< 5,84 µCi	
<i>Estabilidad</i>		
^{99m} Tc	142,3 µCi	
¹³¹ I	99,1 µCi	
⁶⁷ Ga	138,5 µCi	
¹⁸ F	41,6 µCi	
Cámara Gamma		
Parámetros	Siemens c.cam	Siemens e.cam
<i>Uniformidad intrínseca del campo inundado</i>		
Integral UFoV	1,72 %	2,98 %
Diferencial UFoV	1,08 %	1,75 %
Integral CFoV	1,60 %	2,54 %
Diferencial CFoV	0,92 %	1,64 %
<i>Uniformidad intrínseca a distintas amplitudes de ventana</i>		
5 %	5,05 %	≤ 4,52 %
10 %	3,40 %	≤ 3,22 %
15 %	2,00 %	≤ 4,49 %
20 %	1,60 %	≤ 2,90 %
25 %	1,60 %	≤ 2,88 %
<i>Uniformidad intrínseca a distintas energías</i>		
¹³¹ I		
Integral UFoV	-	3,82 %
Diferencial UFoV	-	2,82 %
Integral CFoV	-	3,25 %
Diferencial CFoV	-	1,85 %
<i>Uniformidad intrínseca a 75000 c/s</i>		
Integral UFoV	3,88 %	2,44 %
Diferencial UFoV	1,46 %	1,58 %
Integral CFoV	2,55 %	1,97 %
Diferencial CFoV	1,31 %	1,49 %
<i>Uniformidad del campo inundado del sistema</i>		
LEHR		
Integral UFoV	-	5,04 %
Diferencial UFoV	-	2,78 %
Integral CFoV	-	3,90 %
Diferencial CFoV	-	2,22 %
Hi-En		
Integral UFoV	-	5,90 %
Diferencial UFoV	-	2,53 %
Integral CFoV	-	5,90 %
Diferencial CFoV	-	2,53 %
<i>Resolución espacial intrínseca</i>		
FWHM sobre el detector	3,5 mm	3,5 mm

Cámara Gamma		
Parámetros	Siemens c.cam	Siemens e.cam
Resolución espacial intrínseca a 75000 c/s		
FWHM sobre el detector	3,5 mm	3,5 mm
Resolución espacial del sistema		
LEHR		
FWHM a 10 cm	-	6,13 mm
Sensibilidad plana del sistema		
^{99m} Tc (LEHR)	-	193,67 cpm/μCi
¹³¹ I (Hi-En)	-	95,14 cpm/μCi
Resolución energética		
% FWHM	9,0 %	10,4 %
Operación intrínseca de la tasa de conteo		
τ (tiempo de resolución de un par de pulsos)	1,36 μs/c	-
R-20%	168575,17 c/s	-
C-20%	134860,14 c/s	-
Tasa de conteo máxima	280993 c/s	270043 c/s
Centro de rotación		
90°		
LEHR		
Error en X		
Máximo	1,18 mm	-
Mínimo	-1,02 mm	-
Rango	2,1 mm	-
Media	0,72 mm	-
Error en Y		
Máximo	1,17 mm	-
Mínimo	-0,4 mm	-
Rango	1,53 mm	-
Error de CoR (32,5 cm)	-	-1,167 mm
Desplazamiento axial (32,5 cm)	-	0,345 mm
Ángulo de retroproyección (32,5 cm)	-	0,025 °
180°		
LEHR		
Error de CoR (20,5 cm)	-	0,222 mm
Desplazamiento axial (20,5 cm)	-	0,177 mm
Ángulo de retroproyección (20,5 cm)	-	0,020 °
Resolución del sistema a 20 cm	-	14,279 mm
Hi-En		
Error de CoR (26 cm)	-	1,291 mm
Desplazamiento axial (26 cm)	-	0,505 mm
Ángulo de retroproyección (26 cm)	-	0,074 °
Blindaje de los detectores		
Límite de fondo	≤ 83,31 c/s	≤ 107,16 c/s

Tabla 37 - Resultados de la aplicación del Programa de Calidad en Medicina Nuclear.

ANEXO C – Códigos de MATLAB

2.5 Resolución energética

```
%% SOFTWARE PARA LA DETERMINACIÓN DE %FWHM DE UN PERFIL DE ENERGIA DE UNA
CAMARA GAMMA.
%% Únicamente aplicable para las condiciones impuestas en el "Programa de
Calidad en Medicina Nuclear para Cámara Gamma - Instituto Oulton".

function varargout = ERes(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn',   @ERes_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',    @ERes_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',    [] , ...
                  'gui_Callback',     []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end

function ERes_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)

handles.output = hObject;

% Configuración inicial del paso en caso de mínimos locales. Por defecto se
considera un paso de 3 valores:
global k
set(handles.k1, 'Value', 3);
k = 3;
% Configuración inicial del gráfico:
axes(handles.axes)
xlabel('Energía (keV)', 'FontWeight', 'bold')
ylabel('Cuentas', 'FontWeight', 'bold')
title('Perfil de Energía', 'FontWeight', 'bold', 'FontSize', 14)

guidata(hObject, handles);

function varargout = ERes_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
varargout{1} = handles.output;

% Botón EXAMINAR
function examinar_Callback(hObject, eventdata, handles)
%% Configuración del botón para que pueda explorar archivos y lea en
formato xlsx.
[nombre direc] = uigetfile('*.xlsx','Perfil de energía');
if nombre == 0
    return
end
```

```
% Una vez apretado, se muestra la dirección en el cuadro de texto.
set(handles.text1, 'String', fullfile(direc, nombre), 'HorizontalAlignment', 'left', 'ForegroundColor', 'green', 'FontWeight', 'normal', 'FontSize', 8)
set(handles.FWHM, 'ForegroundColor', 'white', 'BackgroundColor', 'green')

% Se importan los datos del Excel: x=energía, y=cuentas
global x
global y
x = xlsread(fullfile(direc, nombre), 1, 'B:B');
y = xlsread(fullfile(direc, nombre), 1, 'C:C');

% POP-UP k1. Selección del paso para mínimos locales.
function k1_Callback(hObject, eventdata, handles)

% Se define la variable global k que determina el salto que realiza el programa al encontrar un mínimo local.
global k
contents = cellstr(get(hObject, 'String'));
n = contents{get(hObject, 'Value')};
switch n
    case 'k = 1'
        k = 1;
    case 'k = 2'
        k = 2;
    case 'k = 3'
        k = 3;
    case 'k = 4'
        k = 4;
end

function k1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if ispc && isequal(get(hObject, 'BackgroundColor'), get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject, 'BackgroundColor', 'white');
end

% Función de Cálculo del FWHM.
function FWHM_Callback(hObject, eventdata, handles)
global x
global y
global k
% Se busca la posición donde se encuentra el máximo número de cuentas.
Xr = find(y==max(y));
Ymax = y(Xr);
Ymed = Ymax/2;

% Se divide la función original en dos partes en el punto máximo de y: una
% hacia la derecha y otra hacia la izquierda. La interpolación se realizará
% hacia ambos lados.
Y_der = y(Xr:size(y,1));
X_der = x(Xr:size(x,1));
Y_izq = y(1:Xr);
X_izq = x(1:Xr);

% Para definir los límites de interpolación hacia la derecha.
```

```
% Se busca el valor de cuentas inmediato superior correspondiente a una
caída del 90% de las mismas.
Y_lim_der = find(Y_der >= (0.1*Ymax));
Y_lim_der = Y_der (Y_lim_der);
Y_lim_der = min (Y_lim_der);
% Se determina el índice de dicho valor de cuentas y se define su
% correspondiente valor de energía en X_der.
X_lim_der = find (Y_der == Y_lim_der);

%% Para definir los límites de interpolación hacia la izquierda.
% Se busca el valor de cuentas inmediato superior correspondiente a una
% caída del 90% de las mismas.
Y_lim_izq = find(Y_izq >= (0.1*Ymax));
Y_lim_izq = Y_izq (Y_lim_izq);
Y_lim_izq = min (Y_lim_izq);
% Se determina el índice de dicho valor de cuentas, y se define su
% correspondiente valor de energía en X_izq.
X_lim_izq = find (Y_izq == Y_lim_izq);

%% ALGORITMO DE INTERPOLACION

% Definición de parámetros iniciales
max_local_der = 1;
max_local_izq = Xr;

%% Interpolación derecha. Comenzando desde un valor máximo y avanzando de
un valor en un valor,
% el valor en cuestión debe ser estrictamente menor al anterior.

% La interpolación se realiza en el rango comprendido entre el máximo de
% cuentas (el primer valor de Y_der), y las cuentas correspondientes a la
% caída de un 90% del máximo (X_lim_der).
for ider = 1:X_lim_der
    if Y_der(ider+1) >= Y_der(ider)
        % Si el numero siguiente es mayor que el anterior, se puede estar
        % ante la presencia de un mínimo local. Esto daría por finalizada
        % la interpolación, pero es posible que no se haya llegado a la
        % mitad de la máxima amplitud (Ymed).
        % Entonces hay que verificar si el mínimo es local o es absoluto.
        % Para ello se realiza un salto hacia adelante en "k" valores, y se
        % observa si la función sigue bajando (mínimo local), o comienza a
        % subir (mínimo absoluto).
        if (Y_der(ider+k+1) < Y_der(ider+k))
            % Si la función sigue bajando, entonces se registra un máximo
            % local, y la interpolación comenzara desde ese punto (de lo
            % contrario dará error).
            max_local_der = ider+k;
            ider = ider+k;
        else break
        end
    end
end

% Mediante el comando de interpolación lineal, se define el valor de x
% donde se encuentra Ymed hacia la derecha del fotopico.
x_der = interp1(Y_der(max_local_der:ider),X_der(max_local_der:ider),Ymed);
```



```

%% Interpolación izquierda. Comenzando desde un valor máximo y avanzando de
un valor en un valor, el valor en cuestión debe ser estrictamente menor al
anterior.

% La interpolación se realiza en el rango comprendido entre el máximo de
% cuentas (el ultimo valor de Y_izq), y las cuentas correspondientes a la
% caída en un 90% del máximo (X_lim_izq).
for iizq = size(X_izq,1):-1:X_lim_izq
    if Y_izq(iizq) <= (Y_izq(iizq-1))
        % Si el numero anterior es mayor que el que se analiza, se puede
        % estar ante la presencia de un mínimo local. Esto daría por
        % finalizada la interpolación, pero es posible que no se haya
        % llegado a la mitad de la máxima amplitud (Ymed).
        % Entonces hay que verificar si el mínimo es local o es absoluto.
        % Para ello se realiza un salto hacia atrás en "k" valores, y se
        % observa si la función sigue bajando (mínimo local), o comienza a
        % subir (mínimo absoluto).
        if (Y_izq(iizq-k-1) < Y_izq(iizq-k))
            % Si la función sigue bajando, entonces se registra un máximo
            % local, y la interpolación comenzara en ese punto (de lo
            % contrario dará error).
            max_local_izq = iizq-k;
            iizq = iizq-k;
        else break
        end
    end
end

% Mediante el comando de interpolación lineal, se define el valor de x
donde
% se encuentra Ymed hacia la izquierda del fotopico.
x_izq = interp1(Y_izq(iizq:max_local_izq),X_izq(iizq:max_local_izq),Ymed);

%% Cálculo del delta y del FWHM%
D = x_der-x_izq;
fwhm = (D / x(Xr)) * 100;

% Determinación de los puntos para ubicar y marcar el fotopico
x_pico = [x(Xr) x(Xr)]; % 140 keV
y_pico = [0 y(Xr)]; % 30 kcts

%% Configuramos el grafico de la app para que visualice los resultados.
% Definición de los textos a explayar
text_d = [num2str(D) ' keV '];
text_fwhm = {[ ' '];[num2str(fwhm) ' % ']};
text_lim_inf = [num2str(x_izq) ' keV '];
text_lim_sup = [num2str(x_der) ' keV '];
% Visualización de la tabla de resultados
set(handles.txt_fwhm,'String',text_fwhm)
% El resultado del %FWHM se muestra en color verde si se encuentra por
% debajo del 12%. De lo contrario, se visualiza color rojo.
if fwhm <= 12
    set(handles.txt_fwhm,'ForegroundColor','green')
else
    set(handles.txt_fwhm,'ForegroundColor','red')
end
set(handles.txt_delta,'String',text_d,'ForegroundColor',[0.1 0 0.3])
set(handles.txt_lim1,'String',text_lim_inf,'ForegroundColor',[0.1 0 0.3])
set(handles.txt_lim2,'String',text_lim_sup,'ForegroundColor',[0.1 0 0.3])

```

```
axes(handles.axes)
hold on
% Se grafica el perfil, ajustado hasta 300 keV
plot(x,y,'-bo','markersize',3,'markerfacecolor','b')
% Se marcan los puntos a la mitad de la máxima amplitud
plot([0 x_izq x_der],[Ymed Ymed Ymed],'-
.go','markersize',4,'markerfacecolor','g')
% Se marca una recta que pasa por el fotopico
plot(x_pico,y_pico,'--.','Color',[0.1 0
0.3],'markersize',4,'markerfacecolor','m')
plot([0 x(Xr)],[y(Xr) y(Xr)],'-','Color',[0.1 0
0.3],'markersize',4,'markerfacecolor','m')
grid on
% Texto que expresa los valores de energía a la mitad de la máxima
% amplitud y el fotopico.
text(150,14500,text_lim_sup,'Color',[0 0.9 0],'FontSize',16)
text(150,16000,text_lim_inf,'Color',[0 0.9 0.1],'FontSize',16)
text(x(Xr)+5,max(y),[num2str(x(Xr)) ' keV'],'Color',[0.1 0
0.3],'FontSize',16)
hold off

% Función RESET. Retorna a la interfaz original:
function RESET_Callback(hObject, eventdata, handles)
global k
set(handles.k1,'Value', 3);
k = 3;
set(handles.text1,'String','Pulse Examinar y seleccione el archivo del
perfil de
energía','FontAngle','italic','FontWeight','bold','ForegroundColor','red','
FontSize',10,'HorizontalAlignment','center')
set(handles.FWHM,'ForegroundColor','white','BackgroundColor','red','FontSiz
e',14,'FontWeight','bold','HorizontalAlignment','center')
set(handles.txt_fwhm,'String',' ')
set(handles.txt_delta,'String',' ')
set(handles.txt_lim1,'String',' ')
set(handles.txt_lim2,'String',' ')
axes(handles.axes)
cla reset
grid on
xlim([0 300])
ylim([0 35000])
xlabel('Energía (keV)','FontWeight','bold')
ylabel('Cuentas','FontWeight','bold')
title('Perfil de Energía','FontWeight','bold','FontSize',14)
clear all
clc

% Función CERRAR
function exit_Callback(hObject, eventdata, handles)
close(handles.output);
```

2.5.1 Validación a partir de OriginPro 8.5

OriginPro es un programa de análisis de datos y gráficos muy utilizado por científicos e ingenieros que, entre sus diversas aplicaciones, permite el análisis de patrones de difracción de rayos X. Dada la similitud de la curva con la correspondiente a un perfil de energía de un radioisótopo, se utilizó para validar los resultados obtenidos por el programa de MATLAB. Aunque provee una licencia gratuita de 7 días, OriginPro es un software pago y el procesamiento de los perfiles de energía puede resultar poco intuitivo para el usuario, motivos por los cuales se opta por el uso de un programa propio.

Para obtener el FWHM, el programa realiza una aproximación de la curva a una función gaussiana, para lo cual el usuario debe identificar manualmente la ubicación del pico de energía, y realizar un ajuste de offset sobre la gráfica. La [Figura 50](#) muestra dicha aproximación, así como los resultados obtenidos para un caso en particular.

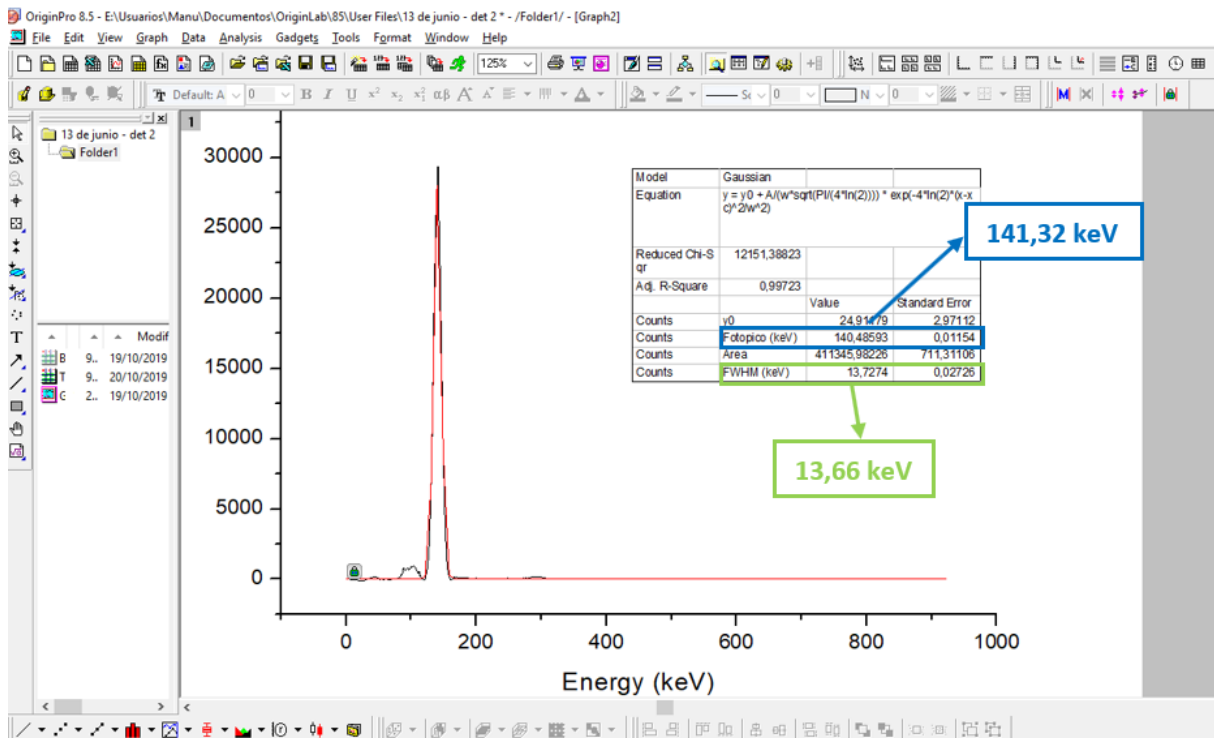


Figura 50 - Ajuste del perfil de energía (negro) a una función gaussiana (rojo) empleando el programa OriginPro 8.5, y los resultados correspondientes al análisis de esta última. Los datos ingresados corresponden al detector 2 de la cámara Siemens e.cam del 13 de junio de 2019. En recuadros se pueden observar los resultados obtenidos por el software de MATLAB para los mismos parámetros.

En este contexto, las mediciones obtenidas para 10 casos y contrastadas en OriginPro 8.5 se enuncian en la [Tabla 38](#). Cabe aclarar que OriginPro determina el ancho a la mitad de la máxima amplitud en la unidad empleada en el eje de coordenadas X, en este caso en keV, no expresando el resultado en %.

Validación del software de Matlab con OriginPro 8.5							
Software	OriginPro 8.5			MATLAB			
Caso	Fotopico (keV)	FWHM (keV)	%FWHM	Fotopico (keV)	FWHM (keV)	%FWHM	Δ %FWHM
1	137,17	14,01	10,21 %	137,36	14,39	10,48 %	0,27 %
2	140,49	13,72	9,76 %	141,32	13,66	9,67 %	-0,09 %
3	137,84	13,77	9,99 %	137,36	14,07	10,24 %	0,25 %
4	139,03	13,76	9,9 %	138,68	14,17	10,22 %	0,32 %
5	137,60	14,2	10,32 %	137,36	14,5	10,56 %	0,24 %
6	138,84	14,33	10,32 %	138,68	14,74	10,63 %	0,31 %
7	137,55	13,74	9,99 %	137,36	14,09	10,25 %	0,26 %
8	139,05	14,01	10,08 %	138,68	14,33	10,34 %	0,26 %
9	136,26	14,2	10,42 %	134,72	14,08	10,45 %	0,03 %
10	138,50	13,92	10,05 %	138,68	14,03	10,11 %	0,06 %

Tabla 38 - Comparación y diferencias de los resultados obtenidos para 10 mediciones de la cámara Siemens e.cam entre OriginPro 8.5 y el software desarrollado en MATLAB. El cálculo del %FWHM de OriginPro 8.5 se realizó de manera manual a partir de los datos suministrados por el programa.

A partir del análisis de los resultados, puede observarse que la diferencia media de %FWHM entre la aproximación gaussiana de OriginPro 8.5 y el software desarrollado en MATLAB es del **0,21 %**.

2.6 Resolución temporal

```

%% SOFTWARE PARA LA DETERMINACIÓN DE TIEMPO MUERTO Y TASA DE CONTEO PARA %UNA
PÉRDIDA DEL 20% DE CUENTAS DE UNA CÁMARA GAMMA.
%% Únicamente aplicable para las condiciones impuestas en el "Programa de
%Calidad en Medicina Nuclear para Cámara Gamma - Instituto Oulton".

function varargout = Res_Temp(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Res_Temp_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @Res_Temp_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [] , ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
function Res_Temp_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)

handles.output = hObject;

% Configuración inicial del gráfico:
axes(handles.axes2)
xlabel('Tasa de Conteo Verdadera (c/s)', 'FontWeight', 'bold')
ylabel('Tasa de Conteo Observada (c/s)', 'FontWeight', 'bold')
title('Resolución Temporal', 'FontWeight', 'bold', 'FontSize', 14)
% Valor por defecto de las cuentas iniciales de la fuente 1
global Cuentas1
Cuentas1 = 1000000;

guidata(hObject, handles);

function varargout = Res_Temp_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
varargout{1} = handles.output;

% CAMPO DE CUENTAS DE LA FUENTE 1. El usuario ingresa el número de cuentas
%recolectadas para la fuente 1. Por defecto son 1000000 de cuentas.
function editR1_Callback(hObject, eventdata, handles)
global Cuentas1
Cuentas1 = str2double(get(hObject, 'String'));
function editR1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject, 'BackgroundColor'),
get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject, 'BackgroundColor', 'white');
end

% CAMPO DE CUENTAS DE LA FUENTE 2. El usuario ingresa las cuentas recolectadas
%para la fuente 2.
function editR2_Callback(hObject, eventdata, handles)
global Cuentas2

```

```
Cuentas2 = str2double(get(hObject,'String'));
function editR2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% CAMPO DE CUENTAS DE LA FUENTE 1 Y 2. El usuario ingresa la cantidad de
% cuentas recolectadas con las dos fuentes juntas.
function editR12_Callback(hObject, eventdata, handles)
global Cuentas12
Cuentas12 = str2double(get(hObject,'String'));
function editR12_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% CAMPO DE CUENTAS DE FONDO. El usuario ingresa la cantidad de cuentas
% recolectadas en ausencia de las fuentes.
function editBKG_Callback(hObject, eventdata, handles)
global bkg
bkg = str2double(get(hObject,'String'));
function editBKG_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% CAMPO DEL TIEMPO DE ADQUISICION DE LA IMAGEN. El usuario ingresa el tiempo
% que demoró en adquirir para la fuente 1.
function edit_time_Callback(hObject, eventdata, handles)
global tiempo
tiempo = str2double(get(hObject,'String'));
set(handles.edit_time1,'String',num2str(tiempo));
set(handles.edit_time2,'String',num2str(tiempo));
set(handles.edit_time3,'String',num2str(tiempo));
function edit_time_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function edit_time1_Callback(hObject, eventdata, handles)
global tiempo
tiempo = str2double(get(hObject,'String'));
set(handles.edit_time,'String',num2str(tiempo));
set(handles.edit_time2,'String',num2str(tiempo));
set(handles.edit_time3,'String',num2str(tiempo));
function edit_time1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function edit_time2_Callback(hObject, eventdata, handles)
global tiempo
tiempo = str2double(get(hObject,'String'));
set(handles.edit_time,'String',num2str(tiempo));
set(handles.edit_time1,'String',num2str(tiempo));
set(handles.edit_time3,'String',num2str(tiempo));
```

```

function edit_time2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function edit_time3_Callback(hObject, eventdata, handles)
global tiempo
tiempo = str2double(get(hObject,'String'));
set(handles.edit_time,'String',num2str(tiempo));
set(handles.edit_time1,'String',num2str(tiempo));
set(handles.edit_time2,'String',num2str(tiempo));
function edit_time3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% Función CALCULAR: determina analítica y gráficamente los parámetros a
%evaluar en la prueba.
function CALCULAR_Callback(hObject, eventdata, handles)
global Cuentas1
global Cuentas2
global Cuentas12
global bkg
global tiempo
% -Cálculo de las tasas de conteo corregidas por el fondo-
BKG = bkg / tiempo ; % Tasa de conteo de fondo
R1 = (Cuentas1 / tiempo)-BKG ; % Tasa de conteo de la primera fuente,
%corregida por el fondo
R2 = (Cuentas2 / tiempo)-BKG ; % Tasa de conteo de la segunda fuente,
%corregida por el fondo
R12 = (Cuentas12 / tiempo)-BKG ; % Tasa de conteo de las dos fuentes juntas,
%corregida por el fondo
% -Cálculo de los parámetros a resolver
tau = ((2*R12)/(R1 + R2)^2) * log((R1 + R2)/R12);% tiempo muerto
%característico
tau2 = tau*10^6;% Tiempo muerto expresado en useg
R20 = (0.2231/tau);% Tasa de conteo verdadera para una pérdida del 20% de
%cuentas
C20 = 0.8 * R20;% Tasa de conteo observada para una pérdida del 20% de
cuentas
% -Expresión de los resultados-
set(handles.txt_tau,'String',num2str(tau2));
set(handles.txt_R20,'String',num2str(R20));
set(handles.txt_C20,'String',num2str(C20));
set(handles.text_R1,'String',num2str(R1));
set(handles.text_R2,'String',num2str(R2));
set(handles.text_R12,'String',num2str(R12));
set(handles.text_bkg,'String',num2str(BKG));
% -Gráfica de los resultados-
% --Gráfica de Tasa de conteo ingresada vs. observada--
Rt = 0:50:999950;
Ro = 1:20000;
for i=1:20000
Ro(i)=Rt(i)*exp(-Rt(i)*tau);
end
% --Gráfica de Relación lineal entre las tasas de conteo--
L1 = 0:50:299950;
L12 = 0:50:299950;
for j=1:6000
L12(j)=0.8*L1(j);

```

```

end
% --Máximo de la función: tasa de conteo máxima--
maxi = find(Ro==max(Ro));
Ro_max = Ro(maxi);
Rt_max = Rt(maxi);
% ---Gráfico---
axes(handles.axes2)
hold on
grid on
plot(Rt,Ro)
plot(L1,L12)
plot([0 R20],[C20 C20], '--
.', 'Color', 'g', 'markersize', 18, 'markerfacecolor', 'g')
plot([R20 R20],[0 C20], '--
.', 'Color', 'g', 'markersize', 18, 'markerfacecolor', 'g')
plot([0 1000000],[Ro_max Ro_max], '--.', 'Color', 'c')
coor_txt_C20 = C20 + 9000;
coor_txt_R20 = R20 - 65500;
coor_txt_Rmax = Ro_max + 9000;
text(-65500,coor_txt_C20,['C-20%= '
num2str(C20)], 'FontAngle', 'italic', 'FontWeight', 'bold')
text(coor_txt_R20,10000,['R-20%= '
num2str(R20)], 'FontAngle', 'italic', 'FontWeight', 'bold')
text(-65500,coor_txt_Rmax,['R0max= '
num2str(Ro_max)], 'FontAngle', 'italic', 'FontWeight', 'bold')
hold off

% Función RESET: limpia el gráfico, los resultados, y los campos de las
% cuentas para cada fuente.
function RESET_Callback(hObject, eventdata, handles)
axes(handles.axes2)
cla reset
xlim([0 1000000])
ylim([0 300000])
xlabel('Tasa de Conteo Verdadera (c/s)', 'FontWeight', 'bold')
ylabel('Tasa de Conteo Observada (c/s)', 'FontWeight', 'bold')
title('Resolución Temporal', 'FontWeight', 'bold', 'FontSize', 14)
global Cuentas1
Cuentas1 = 1000000;
set(handles.editR1, 'String', '1000000')
set(handles.edit_time, 'String', '');
set(handles.edit_time1, 'String', '');
set(handles.edit_time2, 'String', '');
set(handles.edit_time3, 'String', '');
set(handles.editR2, 'String', '');
set(handles.editR12, 'String', '');
set(handles.editBKG, 'String', '');
set(handles.txt_tau, 'String', '');
set(handles.txt_R20, 'String', '');
set(handles.txt_C20, 'String', '');
set(handles.text_R1, 'String', '');
set(handles.text_R2, 'String', '');
set(handles.text_R12, 'String', '');
set(handles.text_bkg, 'String', '');
clear all
clc
% Función CERRAR: cierra el programa.
function CERRAR_Callback(hObject, eventdata, handles)
close(handles.output);

```


ANEXO D – Planillas de Registro

Registro de Control de Calidad en Medicina Nuclear - Activímetro

Linealidad de la Respuesta

Equipo: Vexcal AV-02

	A	B	C	D	E	F	G
1	Fecha:		02 de Septiembre de 2019 - 03 de Septiembre de 2019				
2		Hora	Actividad Medida (mCi)	Δt (hs)	Actividad por decaimiento (mCi)	Tolerancia	
3						-5%	+5%
4	2/9/2019	08:51	790,27	0,00	790,27	750,76	829,78
5		11:00	614,95	2,15	617,22	586,36	648,09
6		12:58	488,97	4,12	492,34	467,72	516,95
7		15:01	393,54	6,17	388,98	369,53	408,42
8		17:00	311,02	8,15	309,68	294,19	325,16
9		19:01	248,31	10,17	245,60	233,32	257,88
10							
11	3/9/2019	08:56	49,94	24,08	49,60	47,12	52,08
12		12:05	33,69	27,23	34,53	32,81	36,26
13		12:55	32,02	28,07	31,38	29,81	32,95
14	<p>Linealidad de la respuesta - ^{99m}Tc</p> <p>Actividad medida (mCi)</p> <p>Tiempo (h)</p> <p>—●— Actividad medida —●— Actividad por decaimiento</p>						
15							
16							
17							
18							
19							
20							
21							
22							
23							
24							
25							
26							
27							

Registro de Control de Calidad en Cámara Gamma

Uniformidad Intrínseca del Campo Inundado

Equipo: Siemens e.cam

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	Fecha	Detector 1				Detector 2			
2		CFoV		UFoV		CFoV		UFoV	
3		U.I.	U.D.	U.I.	U.D.	U.I.	U.D.	U.I.	U.D.
4	TOLERANCIAS	≤ 3,5%	≤ 2,8%	≤ 5,3%	≤ 3,9%	≤ 3,5%	≤ 2,8%	≤ 5,3%	≤ 3,9%
5	1/7/2019	2,37	1,49	2,37	1,49	2,23	1,3	2,62	1,64
6	2/7/2019	1,69	1,18	1,89	1,29	3,05	1,74	3,28	1,74
7	3/7/2019	1,86	1,28	2,15	1,48	2,43	1,55	3,12	1,73
8	4/7/2019	1,88	1,33	2,16	1,36	2,32	1,59	2,32	1,44
9	5/7/2019	1,72	1,2	2,05	1,32	2,07	1,44	2,23	1,54
10	10/7/2019	2,08	2,52	1,27	1,47	2,45	3,05	1,51	1,97
11	11/7/2019	1,9	1,09	2	1,28	3,53	1,59	3,96	1,66
12	12/7/2019	1,67	1,08	1,93	1,28	2,4	1,45	2,84	1,69
13	15/7/2019	2,6	1,29	2,88	1,57	2,54	1,57	2,89	1,79
14	16/7/2019	1,9	1,08	2,28	1,42	2,08	1,95	2,27	1,95
15	17/7/2019	1,92	1,33	2,1	1,42	1,79	1,23	2,34	1,23
16	18/7/2019	1,8	1,2	1,92	1,76	1,87	1,18	2,44	1,51
17	19/7/2019	2,13	1,29	2,46	1,49	3,79	2,28	4,13	2,28
18	22/7/2019	1,94	1,37	2	1,37	2,4	1,52	2,32	1,52
19	23/7/2019	1,81	1,35	1,94	1,38	2,65	1,58	3,2	1,86
20	24/7/2019	1,97	1,08	2,1	1,15	2,22	1,71	2,76	1,88
21	25/7/2019	1,19	1	1,92	1,45	3,67	2,28	4,46	2,8
22	26/7/2019	1,83	1,21	2,29	1,27	2,26	1,65	2,68	1,65
23	29/7/2019	1,77	1,13	2,58	1,44	3,65	2,27	4,14	2,23
24	30/7/2019	2,2	1,6	2,45	1,69	2,82	1,9	3,44	1,9
25	31/7/2019	2,02	2,17	1,23	1,35	2,73	1,93	3,25	2,01
26	1/8/2019	2,39	2	3,14	2,08	3,09	1,78	3,56	1,97
27	2/8/2019	1,84	1,03	2,33	1,54	3,49	1,64	3,75	1,88
28	5/8/2019	1,91	1,22	2,46	1,28	2,3	1,69	3,26	1,85
29	6/8/2019	1,94	1,16	1,94	1,2	1,92	1,13	2,41	1,37
30	7/8/2019	1,71	1,4	2,22	1,42	2,53	1,63	3,7	1,8
31	8/8/2019	1,95	1,25	2	1,36	2,27	1,28	2,75	1,48
32	9/8/2019	2,24	1,54	2,24	1,56	2,95	1,66	3,42	1,75
33	12/8/2019	2,15	1,21	2,88	1,4	2,62	1,52	2,93	1,71
34	13/8/2019	1,7	1,08	2,17	1,37	2,15	1,45	3,08	1,47
35	14/8/2019	1,7	1,13	2,11	1,78	2,7	1,52	3,01	1,62
36	15/8/2019	1,88	1,15	2,38	1,5	2,01	1,67	2,54	1,67
37	16/8/2019	2,02	1,31	2,02	1,35	2,28	1,4	2,88	1,4
38	19/8/2019	2,8	1,33	2,48	1,49	2,99	1,93	3,55	1,95
39	20/8/2019	1,68	1,16	2,21	1,36	2,27	1,47	3,01	1,58
40	21/8/2019	1,91	1,14	2,08	1,47	2,85	1,74	3,16	1,74
41	22/8/2019	1,98	1,36	2,34	1,59	2,45	1,57	2,55	1,74
42	23/8/2019	1,79	1,46	2,16	1,46	2,08	1,17	2,53	1,57
43	26/8/2019	1,89	1,2	2,38	1,42	2,47	1,64	2,66	1,79
44	27/8/2019	2,19	1,61	2,46	1,61	2,11	1,51	2,42	1,61
45	28/8/2019	2,21	1,39	2,67	1,7	2,67	1,67	3,19	1,67
46	29/8/2019	1,8	1,13	2,45	1,53	2,18	1,73	2,97	1,81
47	30/8/2019	1,91	1,3	2,12	1,3	1,79	1,16	2,47	1,61
48									
49									
50									
51									
52									
53									
54									
55									
56									