

**Universidad Central “Marta Abreu” de Las  
Villas**

**Facultad de Ingeniería Eléctrica**

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la  
Información**



## **TRABAJO DE DIPLOMA**

**Implementación del Protocolo Nacional de control de calidad  
instrumental en Medicina Nuclear a la cámara gamma planar  
del Hospital Celestino Hernández.**

**Autor: José Ramón Ulloa Medina.**

**Tutor: Lic. Reinaldo Roque Díaz**

**Consultante: Prof. Marlen Pérez Díaz, DrC.**

**Santa Clara**

**2012**

# **Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas**

## **Facultad de Ingeniería Eléctrica**

### **Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información**



## **TRABAJO DE DIPLOMA**

**Implementación del Protocolo Nacional de control de calidad instrumental en Medicina Nuclear a la cámara gamma planar del Hospital Celestino Hernández.**

**Autor: José Ramón Ulloa Medina.**

jumedina@uclv.edu.cu

**Tutor: Lic. Reinaldo Roque Díaz**

rdiaz@hchr.vcl.sld.cu

**Consultante: Prof. Marlen Pérez Díaz, DrC.**

mperez@uclv.edu.cu

**Santa Clara**

**2012**



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería Biomédica, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

---

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

---

Firma del Tutor

---

Firma del Jefe de Departamento  
donde se defiende el trabajo

---

Firma del Responsable de  
Información Científico-Técnica

## **PENSAMIENTO**

*Cada cual debe aplicarse a la educación propia hasta el último día de su vida.*

*Massimo D'Azelglio*

## **DEDICATORIA**

*A la memoria de mi madre, quien me mostró el camino a seguir para llegar hasta aquí.*

## AGRADECIMIENTOS

*A mi mamá por ser mi compañera de viaje a lo largo de este trayecto en las buenas y malas, por confiar en mí en todo momento, por el aliento dado para seguir adelante y sobre todo por entregarme todo su amor y cariño, te estaré eternamente agradecido.*

*A mi papá por estar a mi lado siempre, por sus consejos y por entregarme todo su respeto y cariño.*

*A mi hermanita Lisi, la niña más linda del mundo y que amo con todo mi corazón.*

*A mi abuela Aida por su sacrificio en todo momento para que yo lograra graduarme, por su comprensión y por sus huevos fritos.*

*A mi novia Yoha por darme todo su amor, afecto y ternura, y a su familia por darme todo su apoyo.*

*A mi tío Migue, a mi primo Miguelín y a Leticia por sus consejos y amistad en todo este tiempo.*

*A mi tía Fifa por quererme mucho y siempre darme aliento para seguir adelante.*

*A mi tutor Reinaldo Roque por transmitirme todos sus conocimientos, por sus consejos y por su entrega total para ayudarme en todo momento.*

*A mi consultante Marlen Pérez por sus recomendaciones.*

*A todos los profesores del CEETI.*

*A mis abuelos Enrique y Juana, a mis primas Haidecita y Yadenis, a mis tíos Lázaro y Enriquito, a mis tías Haydeé, Alida, Rebeca, Yoyi, en fin a todos mis familiares les doy gracias por su ayuda y consejos en todo momento.*

*A mis amigos del aula por todos los momentos que pasamos juntos y en especial a Jorge Pablo por estar ahí cuando lo necesitaba.*

*A todos mis vecinos gracias por su ayuda, en especial a Frank, Marisol y Lola que no por estar casi al final han hecho menos.*

*A Dayanis y las muchachitas del 305 B por hacerme reír siempre y soportarme.*

## **TAREA TÉCNICA**

Se realizó un análisis del Protocolo Nacional cubano de Control de Calidad para el equipamiento de Medicina Nuclear, con el fin de implementar el mismo a la cámara gamma del Hospital Celestino Hernández de Santa Clara.

Se seleccionaron, de las Pruebas recomendadas en el Protocolo, aquellas adecuadas a las condiciones materiales existentes en el Departamento de Medicina Nuclear escogido.

Se implementaron las pruebas seleccionadas y se registraron, analizaron y discutieron sus resultados.

Se confeccionó un conjunto de recomendaciones para el desarrollo sistemático de estas pruebas en el Departamento en el futuro.

---

Firma del Autor

---

Firma del Tutor

## **RESUMEN**

En el presente informe de tesis se muestra la aplicación del Protocolo Nacional cubano de Control de Calidad al equipamiento de Medicina Nuclear, a la cámara gamma del Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Celestino Hernández de Santa Clara. Del total de 15 pruebas recomendadas se realizaron 11, por existir condiciones materiales sólo para las seleccionadas. Se demuestra cómo la cámara presenta parámetros adecuados para 9 de estas pruebas, según lo normado en el protocolo y en las especificaciones del fabricante, además, no logra pasar satisfactoriamente las Pruebas de Uniformidad intrínseca en el campo de visión útil y, la de Linealidad espacial, por presentar problemas técnicos con varios fotomultiplicadores. Teniendo en cuenta estos resultados se realizó una serie de recomendaciones al Departamento para mejorar el estado técnico de la cámara y desarrollar de forma sistemática el control de calidad de la cámara en el futuro.

## Tabla de contenido

PENSAMIENTO .....	i
DEDICATORIA.....	ii
AGRADECIMIENTOS.....	iii
TAREA TÉCNICA .....	iv
RESUMEN .....	v
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO 1. FUNDAMENTOS TEÓRICOS SOBRE CÁMARA GAMMA, CALIDAD DE IMAGEN Y CONTROLES DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR .....	5
1.1 La Cámara Gamma.....	5
1.1.1 Principio de funcionamiento.....	5
1.1.2 Características del sistema de detección.....	7
1.1.3 Otros componentes del sistema de detección .....	10
1.2 Calidad de imagen .....	11
1.2.1 Fundamentos físicos de calidad de imagen en Medicina Nuclear.....	11
1.3 Aspectos acerca de la organización de un Programa de Control de Calidad en Medicina Nuclear .....	15
1.3.1 Registro de datos en control de calidad .....	15
1.3.2 Pruebas que se aplican en el Departamento para el mantenimiento y reparación de la cámara gamma relacionadas con su control de calidad .....	16
1.4 Conclusiones del capítulo.....	17
CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS.....	18
2.1 Materiales a utilizar en las pruebas.....	19
2.2 Métodos .....	21
2.2.1 Inspección física .....	22

2.2.2 Uniformidad Intrínseca.....	22
2.2.3 Uniformidad del sistema.....	24
2.2.4 Uniformidad del sistema con la posición del cabezal.....	25
2.2.5 Prueba de uniformidad intrínseca con diferentes amplitudes de ventana energética.....	25
2.2.6 Resolución espacial intrínseca.....	26
2.2.7 Resolución espacial extrínseca .....	27
2.2.8 Prueba de la tasa máxima de conteo.....	28
2.2.9 Sensibilidad intrínseca.....	29
2.2.10 Sensibilidad plana del sistema.....	31
2.2.11 Resolución Energética .....	32
2.2.12 Linealidad Espacial.....	34
2.2.13 Prueba de la filtración de radiación a través del blindaje.....	34
2.2.14 Tamaño del píxel .....	35
2.2.15 Prueba de funcionamiento total .....	35
2.3 Recomendaciones para el programa de CC en el Departamento.....	35
2.4 Análisis económico .....	36
<b>CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....</b>	<b>37</b>
3.1 Análisis de los resultados de las Pruebas de Control de Calidad realizadas .....	37
3.1.1 Inspección física .....	38
3.1.2 Uniformidad Intrínseca.....	38
3.1.3 Uniformidad intrínseca para distintas amplitudes de ventana .....	41
3.1.4 Resolución espacial intrínseca.....	42
3.1.5 Prueba de la tasa máxima de conteo.....	43
3.1.6 Sensibilidad intrínseca.....	43
3.1.7 Sensibilidad del sistema.....	43

3.1.8 Resolución energética.....	44
3.1.9 Linealidad espacial. ....	45
3.1.10 Prueba de la filtración de radiación a través del blindaje .....	46
3.1.11 Tamaño del píxel .....	46
3.2 Recomendaciones para desarrollar un Programa de CC en el Departamento. ....	47
3.3 Análisis económico del Control de Calidad realizado.....	47
3.4 Conclusiones del capítulo.....	48
CONCLUSIONES.....	49
RECOMENDACIONES .....	50
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	51
ANEXOS.....	56

### INTRODUCCIÓN

En las actividades diagnósticas se intenta obtener la máxima información morfológica o funcional de la forma menos agresiva posible. En Medicina Nuclear, este fin se alcanza con la utilización de sustancias radiactivas que, convenientemente introducidas en el organismo, puedan ser detectadas por el equipamiento disponible. Con la selección adecuada de un radiofármaco, la vía de administración adecuada, un detector especializado (cámara gamma), entre otros, se llevan a cabo diversas exploraciones que configuran un catálogo bien amplio de exámenes diagnósticos, que no sólo son cada vez más utilizados, sino que requieren un nivel también creciente y aceptable de calidad.

En la época actual, la mayoría de las aplicaciones en Medicina Nuclear tienen fines diagnósticos, vislumbrándose una ampliación considerable de su uso terapéutico [6]. Sin embargo, el desarrollo vertiginoso de los equipos y el incremento de su complejidad tecnológica, hace imprescindible mantener una estrecha vigilancia de las características operacionales de los mismos, de manera que la exactitud del diagnóstico no se vea afectada por un desempeño inadecuado [8].

No sólo organizaciones como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) o la Organización Mundial de la Salud (OMS) han establecido criterios y normas para facilitar y estandarizar el Control y Aseguramiento de la Calidad en Medicina Nuclear [6], sino, que muchas organizaciones nacionales han creado manuales y normas aplicables a las características propias de sus países [6]. De ahí que, como parte de un proyecto ramal nacional, en Cuba, también se establecieron las Normas Cubanas para el Control de Calidad de la Instrumentación en Medicina Nuclear [8].

En general, por “**Control de Calidad**” se entiende el conjunto de actividades enfocadas a satisfacer los requisitos de calidad establecidos para un servicio o equipo [1], pero en un servicio de Medicina Nuclear puede entenderse como el conjunto de medidas técnicas y específicas que se realizan con el fin de controlar, de manera sistemática, el funcionamiento satisfactorio del proceso [1].

En el presente trabajo de investigación, se aborda el proceso de obtención de resultados diagnósticos a través de una cámara gamma. La cámara gamma es un dispositivo de captura de imágenes, comúnmente utilizado en Medicina Nuclear como instrumento para el estudio de enfermedades. Este equipo fue diseñado por Hal Anger en 1956 en la

Universidad de California [6]. Consta de un equipo de detección de radiación gamma, un sistema electrónico de procesamiento y transmisión de datos y, una estación de lectura. La radiación procedente del paciente, a quien se le inyecta, generalmente, por vía intravenosa, un trazador radiactivo —cuya energía es emitida en todas direcciones—, es captada por el detector [7] y convertida en datos digitales que finalmente son monitorizados en forma de imagen en la pantalla de la estación de lectura. La modalidad de diagnóstico clínico que realizan las cámaras gamma en 2D se denomina gammagrafía [11].

En Cuba se estableció un Protocolo Nacional para el control de la calidad en Medicina Nuclear en el año 2008 [8], el cual debe ser adoptado por las 14 entidades que prestan ese servicio en el país. Algunas de estas pruebas se han realizado desde entonces en el Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Celestino Hernández a través del trabajo conjunto de especialistas del propio centro y del Centro de Control Estatal de Equipos Médicos de la Habana.

La cámara de ese hospital fue instalada en 1991 y, a la misma se le realizaron pruebas de aceptación en aquella ocasión, resultando apta para el servicio en el Hospital. Los resultados de esas pruebas constan en los archivos del Departamento y actualmente constituyen los parámetros de referencia dados por el fabricante [42]. En la medida en que este equipamiento ha ido envejeciendo se hace más necesario el control estricto de la calidad del mismo a fin de evitar errores en la medición con la consecuente afectación de los pacientes.

En esta tesis presentamos como “**Problema de investigación**” el hecho de que desde 1991 no se ha realizado un control de calidad completo de la cámara gamma de este hospital, sino pruebas espaciadas que no resultan eficaces a la hora de analizar en su conjunto el desempeño del sistema.

En este sentido, el **Objeto de estudio** es: el estado en que se encuentra la cámara gamma Sophycámara S1000 del Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Celestino Hernández de Santa Clara.

Para solucionar este problema debemos aplicar en su conjunto el Protocolo Nacional de control de calidad de los instrumentos en Medicina Nuclear [8] con la mayor cantidad de pruebas posibles que se puedan realizar incluyendo: uniformidad, resolución espacial

y linealidad, que constituyen parámetros claves para el correcto funcionamiento de la cámara [9].

Este proyecto posee impacto social teniendo en cuenta que en esta cámara se atienden pacientes de toda la región central del país e incluso pacientes del Oriente de Cuba. En datos obtenidos en el Departamento, conocimos que se realizan estudios diagnósticos con la cámara gamma alrededor de 220 personas por mes y un total de 2640 al año, como promedio desde la instalación del equipo.

### **Objetivos**

#### **Objetivo General**

Mejorar el servicio de Medicina Nuclear del Hospital Celestino Hernández garantizando la calidad de los estudios que se realizan a través de la implementación de Pruebas de Control de Calidad a la cámara gamma.

#### **Objetivos Específicos**

- Implementar el Protocolo Nacional de Control de Calidad (CC) en la cámara gamma del Hospital Universitario Celestino Hernández.
- Comparar los resultados de los Protocolos de CC realizados con los parámetros recomendados por el fabricante.
- Establecer valores de referencia de las pruebas que nunca se han realizado a este equipo, para el posterior trabajo en el Departamento.

Se han planteado las siguientes **Interrogantes científicas**:

¿Cómo contribuir con nuestros controles de calidad a lograr un mejor funcionamiento y una adecuada calidad de imagen?

¿Cuántas pruebas de las expuestas en el Protocolo Nacional cubano para el control de calidad a la cámara gamma pueden ser llevadas a cabo en el departamento?

¿Resultan suficientes las pruebas anteriormente realizadas para tener un control de calidad efectivo de la cámara monitorizada?

¿Qué soluciones técnicas se pueden recomendar actualmente para mejorar la obtención de una imagen de mayor calidad con esta cámara?

Las **Tareas de investigación** desarrolladas en la tesis fueron:

- Revisión bibliográfica sobre el tema de tesis.
- Estudio de los procedimientos nacionales e internacionales para el control de calidad en la Cámara Gamma.
- Familiarización con el equipamiento de MN.
- Implementación de los Procedimientos de Control de Calidad de la cámara gamma posibles de realizar, en las condiciones concretas del Departamento escogido.
- Análisis de resultados.
- Redacción y presentación del informe final.

### **Organización del informe**

En el Capítulo I, que cuenta con una extensión de 13 cuartillas se exponen los fundamentos teóricos sobre el funcionamiento y partes de la cámara gamma, se analiza la calidad de imagen en los estudios de gammagrafía y, se realiza un análisis de los aspectos primordiales a la hora de aplicar pruebas de control de calidad. A continuación, en el Capítulo II con una prolongación de 19 cuartillas se presentan los materiales y métodos que se aplicaron en esta investigación, además se incluyen conceptos claves en medicina nuclear para comprender los textos presentes en el trabajo. También en esta segunda parte se enuncian las pruebas que no podrán ser aplicadas y el por qué. Finalmente, en el tercer Capítulo, con una extensión de 13 cuartillas se analizan los resultados obtenidos y se realizan comparaciones con los datos de referencia reportados en el departamento. Al final incluimos conclusiones y recomendaciones.

El trabajo es complementado con 15 figuras, 8 tablas y 14 ecuaciones distribuidas a lo largo de los tres capítulos. El contenido hace referencia a 42 citas bibliográficas también distribuidas en todo el trabajo.

# **CAPÍTULO 1. FUNDAMENTOS TEÓRICOS SOBRE CÁMARA GAMMA, CALIDAD DE IMAGEN Y CONTROLES DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR**

El análisis de los componentes o partes del sistema de detección de la Cámara Gamma y el proceso de obtención de una imagen a través de la misma es fundamental para realizar procedimientos de control de calidad adecuados. En este capítulo se analiza el sistema de detección con sus partes, los factores que influyen en la calidad de la imagen que se obtiene con la cámara gamma, así como los elementos esenciales a tener en cuenta para realizar su control de calidad en un departamento de Medicina Nuclear.

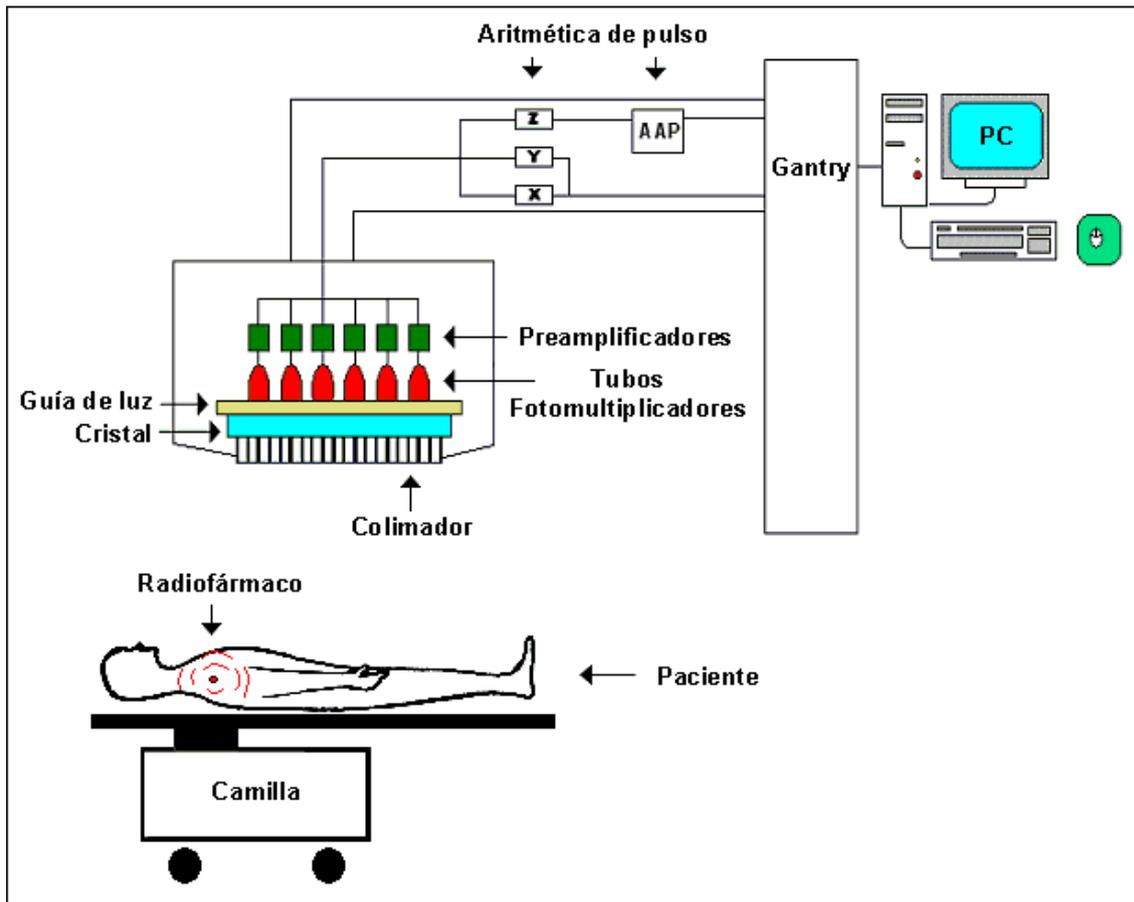
## **1.1 La Cámara Gamma**

La cámara gamma es un instrumento que permite la obtención de una imagen plana o tomográfica [6] al representar la proyección de la actividad contenida en un órgano o estructura sobre una única imagen o conjunto de cortes tomográficos según sea el caso [6]. Este aparato fue diseñado originalmente por Hal Anger en 1956 [1] en la Universidad de California, y a pesar de que en los últimos tiempos ha tenido muchas modificaciones, el esquema básico de su estructura está representado en la Figura 1.

### **1.1.1 Principio de funcionamiento**

El detector está compuesto por un cristal de centelleo de yoduro de sodio activado con talio (NaI (Tl)), de espesor y tamaño variables, acoplado a un conjunto de tubos fotomultiplicadores (TFM) por un gel de acople óptico. El cristal está antecedido de un colimador, que protege el detector y decanta la radiación que alcanza al mismo.

El fotón gamma incidente que pasa a través de los agujeros del colimador interacciona con el centelleante y produce un impulso de luz proporcional a la energía depositada en el cristal. El pulso de luz atraviesa el cristal y se transmite, a través de la guía de luz, a los tubos fotomultiplicadores que convierten la señal luminosa en señales eléctricas de amplitud proporcional a la luz incidente. El conjunto de fototubos que reciben luz generan unas señales (x, y) de posicionamiento y una señal z que porta la amplitud del impulso originado en cada fototubo.



**Figura 1.** Esquema básico de una cámara gamma.

Estas señales son pre-amplificadas y filtradas por la electrónica asociada; originando como resultado de la aritmética de pulsos dos señales de codificación espacial X, Y, y una señal Z proporcional a toda la energía depositada en el cristal por el fotón. La señal Z será clasificada en el Analizador de Altura de Pulsos (AAP); si se encuentra dentro del rango de energías predefinido por el operador (ventana energética) se digitalizará a través de un Conversor Análogo Digital (CAD) y se ubicará en la matriz de adquisición en la posición X, Y; formando una imagen 2D en las unidades de procesamiento y presentación de datos [6].

Actualmente se encuentran en el mercado cámaras con detectores "digitales", que tienen un Conversor Análogo Digital para cada tubo fotomultiplicador y se sustituyen los circuitos de aritmética de pulso por procesadores digitales, aumentando considerablemente la capacidad de conteo de las cámaras y la velocidad del procesamiento de las señales [17].

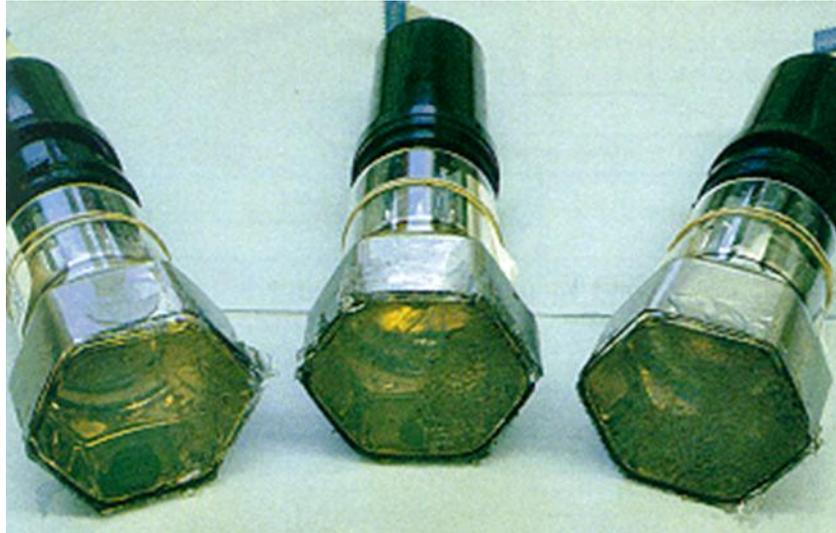
### 1.1.2 Características del sistema de detección

El cristal de yoduro de sodio activado con talio posee diámetros distintos, dependiendo del campo de visión que se requiera. Puede tener forma rectangular o circular, con espesores que varían entre 3.2 y 12.7 mm determinado por las características de los estudios a realizar. En el caso de nuestra investigación, la cámara gamma posee un cristal circular de diámetro 400 mm y espesor de 9.5 mm. A mayor espesor mejor será la eficiencia de absorción (o sea mayor probabilidad de detección y mejor sensibilidad), pero también será menor la resolución espacial porque la luz puede alejarse más del lugar donde se originó antes de llegar al fotomultiplicador por dispersión [6]. El cristal debe ser traslúcido, pero con el envejecimiento o producto de la humedad puede perder parcial o totalmente esa propiedad, ocasionando el deterioro de la capacidad de detección.

Otra de las características del cristal detector es la fragilidad, que aumenta a medida que crece la temperatura del local, recomendándose variaciones menores a 5°C/h a través de una climatización adecuada que incluya des-humidificadores [6]. Cuando el instrumento no está en uso, el colimador debe permanecer puesto, ya que la mayoría de las roturas se produce cuando el cristal está descubierto.

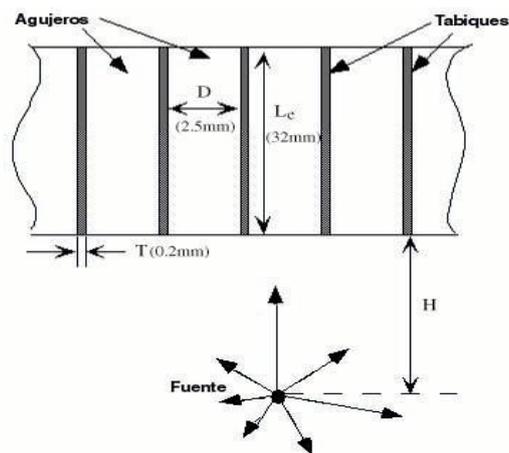
El número de tubos fotomultiplicadores (TFM) varía considerablemente de un modelo a otro. En Cuba podemos encontrar equipos desde 37 hasta 91 fototubos, dispuestos según el tipo de cabezal, de manera que cubra la mayor parte del cristal (en el caso de la cámara que nos ocupa consta de 61 fototubos). Todos los TFM deben tener las mismas características de amplificación y operación, de manera que puedan responder con igual número de conteos cuando todo el cristal es sometido a un flujo uniforme de radiación (uniformidad del campo inundado) [9].

Un desajuste de la ganancia de un fototubo trae como consecuencia una alteración en la uniformidad de la imagen, que pierde o gana cuentas; por eso es necesario realizar ajustes frecuentes para “sincronizar” su respuesta. La realización rutinaria de la prueba de uniformidad determina cuándo es necesario el ajuste de los TFM, y su realización se hace imprescindible para garantizar el correcto funcionamiento del sistema.

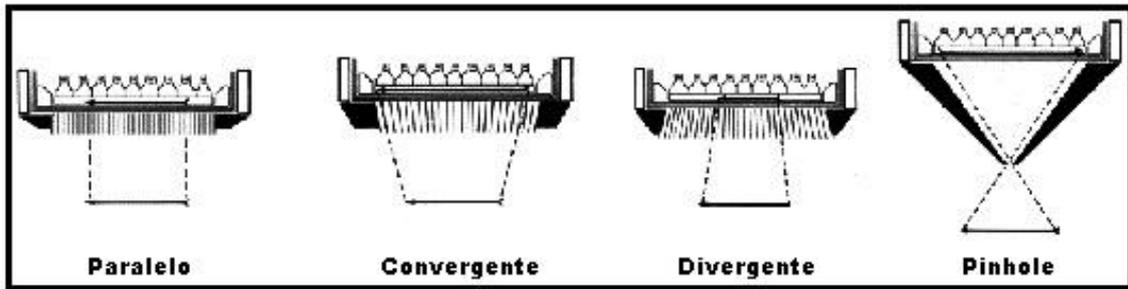


**Figura 2.** Tubos fotomultiplicadores.

Existen muchos tipos de colimadores, el espesor de la capa de plomo que los compone está marcado por la energía para la que será empleado, así como el tipo, número, separación y dirección de los agujeros depende de las características de la aplicación a la que estará destinado. Los colimadores de agujeros paralelos son los más empleados en la práctica clínica (Figura 3), están formados por un gran número de pequeños agujeros, separados por finos tabiques de plomo (*septa*), que son paralelos entre sí y generalmente perpendiculares a la superficie del cristal; sin embargo existen colimadores convergentes, pin-hole, paralelos con inclinación y divergentes para determinadas aplicaciones específicas (Figura 4) [10].



**Figura 3.** Corte de un colimador de agujeros paralelos. Se proporcionan valores típicos de los diferentes parámetros para un colimador de baja energía, de todo propósito.



**Figura 4.** Distintos tipos de colimadores.

La disponibilidad de un set amplio de colimadores facilita y mejora la capacidad de la cámara de realizar estos estudios específicos con la calidad requerida. El colimador afecta la resolución espacial, la sensibilidad y la uniformidad del sistema [9], pero también gracias a este reduce considerablemente la radiación dispersa que no es útil para la imagen, de manera que cualquiera de ellos cambiará los parámetros intrínsecos de forma distinta [8].

El diseño de un colimador es siempre un compromiso entre la resolución, la sensibilidad y la energía máxima que puede usarse con el mismo. Mientras mayor sea el diámetro del orificio, mayor será la sensibilidad y menor la resolución. Los parámetros que determinan la resolución y la sensibilidad de un colimador de orificios paralelos son: el diámetro del orificio  $D$ , la longitud efectiva del orificio  $L_e$ , el grosor de los tabiques  $T$ , la distancia de la fuente desde el colimador  $H$  y la forma del orificio [7].

La resolución del colimador  $R_g$ , en términos del ancho a la mitad de la altura (FWHM), está dada por:

$$R_g = \frac{D(L_e + H)}{L_e} \quad (1.1)$$

La sensibilidad de un colimador  $S$ , es decir, la fracción de rayos gama que pasan por el mismo, es proporcionada por:

$$S = \frac{C * D^4}{(L_e(D + T))^2} \quad (1.2)$$

La uniformidad sería afectada por golpes en el colimador, provocando distorsiones en los agujeros que empeoran la sensibilidad en esa zona y por lo tanto afecta la uniformidad del sistema.

### 1.1.3 Otros componentes del sistema de detección

#### *Gantry*

El gantry o sistema mecánico que soporta el detector (Figura 5), es uno de los componentes más importantes de una cámara. Su fortaleza y estabilidad permite colocar el detector en la posición óptima durante el tiempo que sea necesario y su desajuste puede ocasionar serios inconvenientes en la imagen [8].

En los sistemas planares, el mecanismo más común es una pinza que ata el detector por ambos lados y está sujeta a una columna; esta pinza gira 360°, además de subir y bajar el detector empleando motores tele-comandados. Con la introducción de la tomografía surgieron otros sistemas de gantry para permitir el giro del detector alrededor del paciente [8]. Dependiendo del fabricante se pueden encontrar detectores unidos mediante un brazo fijo a una estructura que gira y que está sujeta al cuerpo del gantry que también gira (o pivotea) perpendicular al eje anterior (Siemens-Orbiter); otros cuyos detectores están contra-balanceados girando alrededor de un anillo (GE-400) y otros donde el detector está unido a un anillo de rotación con el cual gira y se desplaza (ADAC).



**Figura 5.** El gantry.

### *Camilla*

La camilla para el paciente es otro dispositivo que se ha adaptado a las distintas características de las cámaras y a su evolución, comenzaron por ser simples camillas y a pesar de que en la actualidad todas son del tipo “en suspensión”, generalmente, comandadas electrónicamente; algunas complementan los movimientos del gantry en posición y velocidad de desplazamiento, para que el centro de rotación se mantenga constante o para aumentar la capacidad operativa del sistema.

El tablero de la camilla, donde descansa el paciente durante el estudio, debe ser de un material lo “más transparente posible a las radiaciones gamma”, para que no ocasione atenuación y exista uniformidad con las vistas superiores. Este material debe ser también resistente, pues en ocasiones soporta pesos excesivos y con el tiempo pierde linealidad [8].

### *Dispositivos de Adquisición y Procesamiento*

Todos las cámaras gamma de acuerdo a su etapa de evolución, poseen una consola o dispositivo de operación, donde a través de teclas, interruptores o programas específicos el sistema recibe las instrucciones para operar. Conectado a esta unidad se encuentran los dispositivos de despliegue y procesamiento de imágenes y datos, que permiten desarrollar la actividad diagnóstica.

## **1.2 Calidad de imagen**

La sensibilidad y especificidad de un método de imaginología se relaciona con la detectabilidad, que es la probabilidad de encontrar o no una anomalía morfológica o funcional.

En Medicina Nuclear, la detectabilidad de un equipo se expresa a partir de la capacidad que tiene de visualizar la distribución real de un radiofármaco; que depende básicamente de tres factores: la resolución de la imagen, el contraste y la densidad de información [6].

### **1.2.1 Fundamentos físicos de calidad de imagen en Medicina Nuclear**

Para lograr comprender el proceso de formación de una imagen en medicina nuclear, lo haremos a través de una gammagrafía planar. El radiofármaco en el interior del paciente

constituye una actividad acumulada en un órgano, esta actividad se distribuye según una función continua  $A(x, y, z)$  dentro de un Volumen ( $V$ : parte del cuerpo afectada por el estudio); luego, suponiendo que la prueba se somete a un tiempo de duración determinado, la función se independiza de la variable. Ahora, si  $S$  es la superficie útil del detector (UFOV), enfocada en una dirección particular, recibe en cada elemento  $dS$  de esta, la radiación proveniente de un ángulo sólido  $d\Omega$ , con origen en un elemento de volumen  $dV$  en el cuerpo del paciente [40]. Para llevar el problema tridimensional a un Plano  $(x, y)$ , que en nuestro caso denominaremos Plano Imagen [40], se cumpliría, en el caso ideal, para cada punto de la imagen que:

$$\frac{1}{V} \iiint_V A(x, y, z) dV \propto \frac{1}{S} \iint_S C(x, y) dx dy \quad (1.3)$$

Donde  $C(x, y)$  representa el número de conteos promedio adquiridos en un elemento de imagen  $dS$  que se corresponde con un elemento de volumen  $dV$  en el cuerpo del paciente.

No obstante, la función  $(x, y)$  es discreta ya que, en Medicina nuclear, una imagen digital es una matriz cuadrada de  $n$  elementos de imagen donde cada uno posee la información de la cantidad de conteos detectados en esa porción de campo visual de la cámara (Plano  $x, y$  imagen), correspondiente al elemento de volumen enfocado. Ahora la ecuación anterior (1.3) se transforma en discreta (1.4) y queda así:

$$\frac{1}{V} \iiint_V A(x, y, z) dV \propto \frac{1}{n^2} \sum_{i,j}^n C_{ij} \quad (1.4)$$

La calidad de la imagen se describe como una función dependiente de muchas variables. Los factores principales que definen la calidad de una imagen adquirida con cámara gamma son: el contraste ( $C$ ), el ruido ( $R$ ) y la visibilidad de los detalles (determinada por la resolución espacial del sistema de detección) ( $R_s$ ) [40].

Se define como contraste imagen el hecho de que la radiación del objeto de interés (un órgano, una lesión, etc.) sea mayor o menor que la del área de fondo que lo rodea; lo cual, en Medicina Nuclear, se corresponde con la diferencia de actividad radionúclida contenida en ambas regiones.

Para zonas hipercaptantes de radiofármaco, el contraste imagen se determina en la práctica como:

$$C = \frac{C_{SU} - C_F}{C_F} \quad (1.5)$$

Donde  $C_{SU}$  son los conteos en Señal útil y  $C_F$  son los conteos en fondo.

Para zonas hipocaptantes de radiofármaco, el contraste imagen se determina en la práctica como:

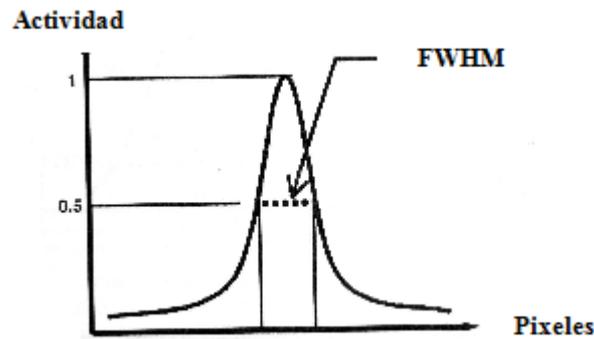
$$C = \frac{C_F - C_{SU}}{C_F} \quad (1.6)$$

De las anteriores expresiones queda claro que el contraste imagen obtenido está determinado, en buena medida, por la actividad que se administra en el estudio.

El contraste, además de estar determinado por la actividad que se administra, también muestra correlación estadística con la resolución espacial del sistema de detección, debido a las dimensiones finitas que presentan los  $n$  elementos de imagen  $dS$  denominados píxeles (del inglés *Picture cell*). Para asegurar que no se pierda resolución, se ha obtenido en la práctica que el tamaño del píxel debe ser igual a  $\frac{1}{2}$  FWHM.

El ruido aleatorio en las imágenes planares de Medicina Nuclear se define como la raíz cuadrada del número de fotones que se utilizan para formar la imagen en cada punto de esta ( $\sqrt{N}$ ), debido a que la naturaleza del proceso de detección es probabilística y responde a una distribución de Poisson [40]. Esto implica que el ruido está determinado por la forma aleatoria en que se distribuyen los cuantos luminosos sobre la imagen y que un incremento de este produzca, a su vez, un decremento en el contraste imagen, es decir, ambas variables están estrechamente correlacionadas. En Medicina Nuclear se ha probado que para  $10^3$  elementos en la imagen, una relación Señal / Ruido de al menos 4 garantiza que la probabilidad de falsas alarmas sea del orden del 0.1 %, conociéndose experimentalmente que el mínimo contraste detectable por el ojo humano es del 13 % [40]. Esto implica una densidad de conteos de 1 000 conteos por  $cm^2$  [40]. Este es uno de los criterios a tomar en cuenta en la decisión de qué actividad se le administra al paciente en cada tipo de estudio.

Se define por su parte, como resolución espacial del sistema de detección, la menor distancia a la que dos fuentes radiactivas pueden verse en las imágenes como dos distribuciones de actividad independientes [40]. Se caracteriza cuantitativamente por el ancho a la mitad de la altura del perfil de actividad realizado a una fuente puntual (Figura 6) (FWHM del inglés *Full Width at Half Maximum*).



**Figura 6.** Distribución de actividad de una fuente puntual que define el FWHM.

El FWHM expresa la medida de la resolución espacial bidimensional del sistema de detección. El número de conteos que registra el detector representa el área bajo la curva del perfil de actividad de la fuente puntual. Según la definición anterior:

Resolución = FWHM (medida en píxeles o en mm)

De manera general y práctica se ha probado que las dimensiones  $D$  de la menor lesión posible de detectar con una cámara gamma planar se determinan en la práctica como:

$$D = \frac{FWHM}{1.75} \quad (1.7)$$

También, la resolución está determinada en el sistema por el tipo y espesor del cristal de centelleo utilizado que determina la resolución intrínseca  $R_i$ , y por el colimador usado que tiene su propia resolución  $R_c$ , por lo que la resolución del sistema está dada por:

$$R_S = \sqrt{R_c^2 + R_i^2} \quad (1.8)$$

Resumiendo, podemos decir que para las imágenes médicas con cámara gamma, el grado mayor o menor de influencia de cada uno de los factores descritos depende de los elementos que intervienen en la formación de la imagen; es decir, del equipamiento, la

eficiencia de marcaje del fármaco con el radionúclido, las características físico-metabólicas del paciente, el protocolo de adquisición y las técnicas de procesamiento de imagen utilizadas [9].

### **1.3 Aspectos acerca de la organización de un Programa de Control de Calidad en Medicina Nuclear**

Un factor básico en la implementación de un Programa para el control de la calidad en un departamento es que el jefe reconozca su utilidad y sea el principal promotor del mismo [8]. También se requiere del apoyo de las autoridades administrativas para asegurar los medios para llevarlo a cabo [6]. Es necesario además definir claramente las responsabilidades de cada cual en el desarrollo de pruebas de aceptación y de referencia del sistema de medición (cámara gamma en este caso), las pruebas rutinarias y la revisión y evaluación periódicas de los resultados [9]. Se debe garantizar igualmente la calificación del personal en el tema y la evaluación de su función [9].

#### **1.3.1 Registro de datos en control de calidad**

Para desarrollar un control de calidad apropiado es necesario realizar cada procedimiento de control de calidad de forma consistente; es decir, reproduciendo cada vez las mismas condiciones de medición, a saber: el mismo colimador, la misma orientación del detector, la misma actividad del radionúclido, la misma tasa de conteo, el mismo ancho de ventana de energía, la misma geometría de detección, etc. [9]. Esto permite luego comparar directamente los resultados de los diferentes controles de calidad realizados, estudiar si existe un deterioro progresivo del equipo o sus componentes y prevenir los fallos del sistema.

Se requiere para lo anterior registrar meticulosamente los resultados y parámetros de adquisición del control de calidad a lo largo de los meses y años. Esto permite detectar oscilaciones lentas, en las condiciones de medida o funcionamiento de la cámara [9]. Entre las imágenes que se usan para comparar el desempeño del sistema en el tiempo están las de uniformidad y las de resolución espacial que se realizan en cada control con las adquiridas previamente o después del último servicio de mantenimiento.

Se recomienda guardar resultados de control de calidad que se consideren de referencia [9]. Estos son los tomados en el momento en que el funcionamiento del equipo sea el

óptimo, por ejemplo, al realizar las pruebas de aceptación de un equipo nuevo o después de un servicio de mantenimiento y/o ajustes importantes si no existieran los resultados de las pruebas de aceptación [2]. Se puede y debe utilizar esta información para persuadir a los ingenieros de mantenimiento para que se esfuercen en llevar el equipo a su punto de funcionamiento óptimo.

Además de registrar los resultados de los controles de calidad, también se deben registrar las acciones correctivas realizadas para corregir un pobre desempeño detectado [8]. Se puede hacer esto tanto como parte de los registros de control de calidad rutinarios en forma separada o en un registro de mantenimiento.

### **1.3.2 Pruebas que se aplican en el Departamento para el mantenimiento y reparación de la cámara gamma relacionadas con su control de calidad**

Durante la organización y posterior aplicación de un Programa de control de calidad se realizan distintos tipos de pruebas para lograr que este sea lo más adecuado y exacto posible en los resultados que arroje. A continuación se describen estas pruebas [9].

*Pruebas de Aceptación:* Es el conjunto de pruebas que se efectúan inmediatamente después de la instalación de un instrumento y antes de su uso clínico, para garantizar que cumple óptimamente con las especificaciones técnicas y de operación establecidas por el fabricante [8]. Estas pruebas conciernen al personal de mantenimiento, al representante del fabricante y a los usuarios del mismo equipo. El representante del fabricante debe informar al mismo cualquier daño o deficiencia que estas pruebas arrojen y el usuario no debe aceptar el equipo si este no cumple con las características establecidas en el contrato.

*Pruebas de referencia:* Es el conjunto de pruebas que miden exhaustivamente los parámetros característicos del equipo, por el procedimiento más completo que se disponga y que permitan establecer un nivel de comparación o referencia durante las verificaciones de rutina [42]. Estas pruebas pueden coincidir en ocasiones con las pruebas de aceptación, y son obligatorias después de una reparación importante que pueda alterar los parámetros básicos de operación del equipo.

*Pruebas de rutina:* Es el conjunto de pruebas que garantizan la calidad de las condiciones de funcionamiento del equipo. Sus resultados se comparan con los parámetros establecidos como de referencia y por eso deben efectuarse siempre de manera idéntica. Para cada una deben especificarse los límites aceptables y las acciones a seguir si se exceden estos límites [8].

*Pruebas operacionales o de control diario:* Son aquellas pruebas que hay que efectuar diariamente, antes de operar el equipo y que chequean sus parámetros básicos de funcionamiento [8].

### **1.4 Conclusiones del capítulo**

La cámara gamma es un equipo de alta complejidad tanto estructural como funcional, donde se obtienen imágenes médicas digitales a través de un proceso de carácter físico-electrónico y computacional que también es complejo.

Son muchas las partes del sistema de detección que garantizan la calidad de la imagen, cuya desviación mínima de los parámetros establecidos por los fabricantes puede alterar mucho los resultados por lo que se debe mantener una constante vigilancia sobre cada elemento del mismo.

Por esta razón se hace necesario implementar un Programa de control de calidad a este equipo, único modo de garantizar un funcionamiento correcto y estable de la cámara gamma que asegure la garantía del servicio prestado a los pacientes.

## CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS

En este capítulo se explican de forma detallada los materiales y métodos utilizados en este trabajo de diploma en la aplicación del Protocolo Nacional de Control de Calidad a la cámara gamma del departamento de Medicina Nuclear del Hospital Celestino Hernández Robau.

Es necesario (como preámbulo del capítulo) esclarecer algunos conceptos claves que utilizamos en cada una de las pruebas, para poder facilitar la comprensión de la lectura de los procedimientos descritos en las pruebas y el análisis de los resultados.

### Glosario de conceptos

- *Campo central de visión (CFOV)*: Se refiere según la definición de la Norma NEMA [6] al 75% del campo de visión de la cámara gamma.
- *Campo útil de visión (UFOV)*: La Norma NEMA [6] lo define como el 95% del campo de visión de la cámara gamma.
- *Colimador*: Asegura que sólo los rayos que viajan a un ángulo determinado con respecto al cristal detector puedan llegar a éste. Generalmente se construye con plomo u otro material de alta densidad.
- *Detectabilidad*: Es la capacidad que tiene el sistema de visualizar una distribución real con sus características, en general depende fundamentalmente de tres factores: la resolución espacial de la imagen, el contraste imagen y la densidad de información (densidad de cuentas).
- *Efecto Compton*: consiste en el aumento de la longitud de onda de un fotón cuando choca con un electrón libre y pierde parte de su energía. La frecuencia o la longitud de onda de la radiación dispersada depende únicamente de la dirección de dispersión.
- *Eficiencia Absoluta de conteo*: Es la proporción entre la radiación emitida por la fuente (en el cuerpo del paciente) y la detectada por el equipo.
- *Eficiencia Intrínseca*: Es la proporción entre la radiación que llega al detector y la que es capaz de medir el mismo.
- *Parámetros Extrínsecos*: Se refiere a los parámetros obtenidos durante los chequeos realizados a una cámara gamma con colimador.

- *Parámetros Intrínsecos:* Se refiere a los parámetros obtenidos durante los chequeos realizados a una cámara gamma sin colimador.
- *Radiofármaco o compuesto marcado:* Preparado de composición, acción fisiológica (o farmacológica) y pureza radioquímica estable, que puede usarse con fines diagnósticos o terapéuticos. La mayoría de los radiofármacos están compuestos por un radionúclido que lo marca y define sus propiedades radiactivas, y el resto del compuesto o fármaco que tiene acción fisiológica define su comportamiento biológico. Sólo algunas excepciones como el talio, el xenón o el yodo, se pueden usar sin necesidad de usar fármacos.
- *Sensibilidad:* Parámetro que se define para cada equipo específicamente, pero, de modo general, expresa la capacidad de detección de radiación del sistema.
- *Ventana energética:* Por medio de un umbral de energía inferior y superior, la ventana de energía determina qué rayos gamma se aceptan para generar la imagen.

### 2.1 Materiales a utilizar en las pruebas

#### *Tecnecio 99 meta-estable*

El  $^{99m}\text{Tc}$  (la "m" indica que es un isómero nuclear metaestable) es el radioisótopo más utilizado en la práctica diagnóstica, estimándose que el 80% de los procedimientos de medicina nuclear lo utilizan [7]. Se usa principalmente en procedimientos de diagnóstico de funcionamiento de órganos del cuerpo humano, por ejemplo, como marcador radiactivo que el equipamiento médico puede detectar en el cuerpo humano. Este isótopo se adapta muy bien a su uso, ya que emite rayos gamma fácilmente detectables con una energía de 140 keV, y su período de semidesintegración es de 6,0058 horas (es decir, en 24 horas se desintegran quince dieciseisavos del total para originar  $^{99}\text{Tc}$ ).

#### *Yodo*

El yodo radiactivo  $^{131}\text{I}$  es un isótopo radiactivo del yodo. Este elemento emite radiación cuyo uso principal es el médico. El  $^{131}\text{I}$  decae con una vida media de 8,02 días mediante emisiones beta y gamma. Las emisiones primarias del  $^{131}\text{I}$  son 364 keV de radiación gamma (abundancia del 81%) [7].

### *Fuente puntual radiactiva*

Esta fuente consiste en una muestra de algún isótopo radioactivo que se coloca en un pequeño recipiente y se expone en caso de las pruebas de control de calidad en la parte superior del detector (la distancia debe ser cinco veces el diámetro del detector) para que esta emita cierta radiación, simulando un estudio con paciente.

### *Placa de Petri*

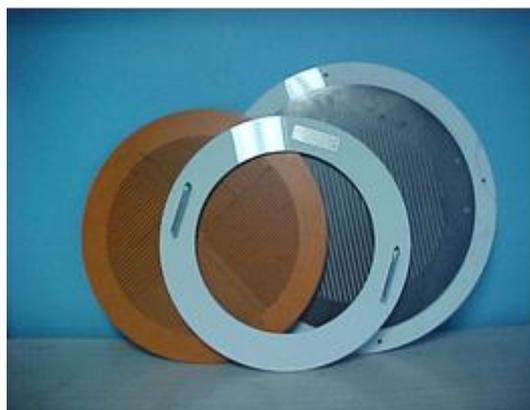
Es un recipiente redondo, de cristal o plástico, con una cubierta de la misma forma que la placa, pero algo más grande de diámetro, para que se pueda colocar encima y cerrar el recipiente, aunque no de forma hermética.

### *Maniquí de ranura*

Máscara de plomo con ranuras delgadas. Generalmente las ranuras son de 1 mm de ancho y con 30 mm de separación. Usado para medir la resolución (FWHM) intrínseca y también la linealidad.

### *Maniquí de barras*

Es un maniquí físico consistente en barras de plomo de distinto ancho y separaciones fijadas en acrílico u otro material plástico. Las barras pueden estar distribuidas en forma paralela con respecto a las otras a lo largo de todo el maniquí, o, más comúnmente, en cuatro cuadrantes de barras paralelas. La separación de las barras y su ancho es distinta en cada cuadrante. Los maniqués de barras se usan principalmente para medir la resolución espacial [8]. (Figura 7).



**Figura 7.** Maniquí de cuatro cuadrantes y de linealidad.

## 2.2 Métodos

El objetivo fundamental de todas las pruebas de control de calidad, es garantizar que el equipamiento opere en condiciones óptimas (según las recomendaciones del fabricante [42] y las normas internacionales [8]) para obtener las imágenes diagnósticas. El programa de control de calidad de cámaras gamma debe seguir un esquema similar al de la tabla 1.

**Tabla 1.** Pruebas de Control de Calidad de cámaras gamma. Clasificación y frecuencia mínima propuesta.

Prueba	Aceptación	Referencia	Rutina
Inspección Física	X		
Uniformidad Intrínseca	X	X	TM, S
Unif. Intrínseca para distintas amplitudes de ventana	X	X	A
Unif. del sistema con la posición del detector		X	A
Uniformidad del sistema	X	X	S, A
Resolución Espacial Intrínseca	X	X	SM
Resolución Espacial de sistema	X		
Prueba de la tasa de conteos máxima	X	X	SM
Sensibilidad Intrínseca	X	X	M
Sensibilidad del sistema	X		
Resolución Energética	X	X	SM
Filtración del Blindaje del cabezal	X		
Linealidad Espacial	X	X	SM
Tamaño del píxel		X	A
Funcionamiento Total	X	X	SM

SM- Semestral TM- Trimestral, A- Anual M-Mensual, S-Semanal.

Después de haber observado la tabla debemos aclarar algunos elementos, como por ejemplo: en aquellos servicios donde no se disponga de fuente plana de  $Co^{57}$  para realizar el chequeo diario y el control de uniformidad periódica del sistema, la frecuencia de chequeo de la uniformidad intrínseca debe aumentar a semanal o también

cuando se sospeche rotura del colimador. Si no se dispone de un maniquí de cuatro cuadrantes para la resolución espacial intrínseca, se puede analizar la resolución espacial extrínseca de un colimador fijo empleando una fuente puntual, o lineal. La pérdida de resolución intrínseca se relaciona con la pérdida de resolución extrínseca sufrida por el sistema, si los colimadores no han sufrido daño alguno.

En este Trabajo de Diploma se realizaron las pruebas posibles entre las normadas [8], según los materiales de que se disponen en el Departamento.

A continuación realizamos una exposición detallada de cada una de las pruebas presentes en el Protocolo Nacional con su definición, objetivos que se persiguen con cada una, materiales y procedimientos para la realización de las mismas, así como análisis de los datos y límites de aceptación de estas. En el caso de las que no realizamos, expondremos brevemente el motivo.

### **2.2.1 Inspección física**

#### Objetivo:

Verificar que el sistema esté operable.

#### Procedimiento:

Chequear que el montaje del colimador es adecuado, que no existen daños mecánicos, que los movimientos del detector son fluidos y que los sistemas de seguridad funcionan sin problemas.

#### Análisis de los datos y límites de aceptación:

Cualquier situación anormal que se presente invalida el uso de la cámara, hasta que se lleve a cabo la acción correctiva requerida.

### **2.2.2 Uniformidad Intrínseca**

La uniformidad caracteriza el grado de variabilidad en la densidad de cuentas observada, a través del detector, frente a un flujo uniforme de radiación (o campo inundado) sin la influencia del colimador.

Esta se puede ver afectada por las tasas elevadas de conteo, el desajuste de la ganancia de los fototubos, el fallo parcial o total de uno o varios TFM, la falta de linealidad

espacial, defecto o deterioro del cristal, separación física del acople cristal / guía de luz / FMT, ajuste incorrecto de la ventana energética y su ancho [6].

### Objetivo:

Estudiar la uniformidad del detector, evaluando la uniformidad integral (UI) y diferencial (UD) en todo el campo útil (UFOV) y en el campo central del detector (CFOV).

Es una prueba de aceptación y referencia que debe ser repetida cada tres meses.

### Materiales:

Anillo de plomo para delimitar el campo de visión útil del detector y evitar el efecto de contorno (en las cámaras gamma que lo requieran); fuente radiactiva puntual consistente en una solución de  $^{99m}\text{Tc}$  u otro radionúclido a medir (cargada en el menor volumen posible), con una actividad que proporcione una tasa de cuentas no superior a 20Kc/segundo con una ventana del 20%; contenedor adecuado para depositar el radiofármaco.

### Procedimientos:

1. Retirar el colimador y ubicar adecuadamente el detector, de forma tal, que la línea perpendicular a su centro vaya directamente hasta donde se coloque el contenedor con la fuente radiactiva.
2. Situar la fuente radiactiva.
3. Colocar la máscara de plomo centrada en la superficie del detector (en las cámaras gamma que lo requieran).
4. Ubicar la ventana energética en el centro del fotopico, con un ancho de un 20%.
5. Acumular y almacenar una matriz de 30Mc en un formato de 64x64.
6. Retirar la fuente radiactiva, la máscara de plomo y restablecer el colimador.

### Análisis de los datos:

La imagen debe examinarse detenidamente, buscando variaciones en la densidad de cuentas que puedan brindar información sobre posibles fallos. El término uniformidad integral analiza la variación en todo el campo de visión y se calcula como:

$$UI = \frac{(C_{m\acute{a}x} - C_{m\grave{i}n})}{(C_{m\acute{a}x} + C_{m\grave{i}n})} * 100\% \quad (2.1)$$

Donde  $C_{m\acute{a}x}$  y  $C_{m\acute{i}n}$  es el valor máximo y mínimo de conteos en todo el campo útil del detector.

Mientras que el término uniformidad diferencial es el valor máximo de cambio en una distancia definida en píxeles y se calcula como:

$$UD = \frac{(V_{m\acute{a}x} - V_{m\acute{i}n})}{(V_{m\acute{a}x} + V_{m\acute{i}n})} * 100\% \quad (2.2)$$

Donde  $V_{m\acute{a}x}$  y  $V_{m\acute{i}n}$  es el valor máximo y mínimo del número de cuentas en 6 píxeles consecutivos.

Estos parámetros se evalúan también en el campo de visión central, donde los valores deben ser menores que en todo el campo útil del detector [6].

### Límites de Aceptación:

La imagen puede ser adquirida con o sin corrección de uniformidad, usualmente se realiza con corrección pero se recomienda que durante los test de aceptación o después de reparaciones importantes, se adquieran y conserven imágenes sin corrección, que permitan conocer el comportamiento del sistema ante fallas de los circuitos de corrección.

Durante la aceptación del equipo, la uniformidad integral y diferencial no debe ser 10% mayor que el peor valor reportado por el fabricante; aunque se recomienda exigir al representante del mismo que la cámara gamma se ajuste a los valores de las especificaciones técnicas con las que se adquirió. Si durante los chequeos de rutina, se obtiene el 20% de diferencia con el valor establecido como nivel de referencia, se recomienda iniciar acciones correctivas.

### **2.2.3 Uniformidad del sistema**

En el caso de esta prueba no se pudo realizar en el departamento ya que no se cuenta con una fuente radiactiva plana uniforme de  $^{57}\text{Co}$  [8].

### 2.2.4 Uniformidad del sistema con la posición del cabezal

En el caso de esta prueba, no se pudo realizar en el departamento ya que no se cuenta con una fuente radiactiva plana uniforme de  $^{57}\text{Co}$  [8].

### 2.2.5 Prueba de uniformidad intrínseca con diferentes amplitudes de ventana energética

#### Objetivo:

Verificar la respuesta intrínseca del detector, frente a un flujo de radiación uniforme (o campo inundado) para todos los anchos de ventana disponibles. Es una prueba de referencia que debe repetirse al menos anualmente.

#### Materiales:

Anillo de plomo para delimitar el campo de visión útil del detector y evitar efecto de contorno (en las cámaras gamma que lo requieran); fuente radiactiva puntual consistente en una solución de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (cargada en el menor volumen posible), con una actividad entre 10 – 20 MBq; contenedor adecuado para depositar el radiofármaco a una distancia mínima de 5 veces el diámetro del campo útil de visión (UFOV).

#### Procedimientos:

1. Retirar el colimador y ubicar adecuadamente el detector, tal que la línea perpendicular a su centro pase por el contenedor con la fuente radiactiva.
2. Situar la fuente radiactiva.
3. Colocar la máscara de plomo centrada en la superficie del detector (en las cámaras gamma que lo requieran).
4. Ubicar la menor ventana energética posible en el centro del fotopico.
5. Acumular y almacenar una matriz de 2 Mc en un formato de 64x64 píxeles.
6. Repetir los pasos 4 y 5, incrementando la amplitud de la ventana cada vez en un 10%.
7. Retirar la fuente radiactiva, la máscara de plomo y restablecer el colimador.

#### Análisis de los datos:

En estas imágenes se puede calcular la uniformidad integral y diferencial, empleando los programas habituales, pero en sentido general basta con una observación minuciosa de las mismas, anotando cualquier variación en la densidad de cuentas.

### Límites de Aceptación:

La uniformidad del detector debe mantenerse a pesar de la disminución de la ventana, si esta se degrada debe realizarse una acción correctiva, que verifique el acoplamiento óptico entre el cristal y la guía de luz [8].

### **2.2.6 Resolución espacial intrínseca**

La resolución espacial intrínseca expresa la capacidad de la cámara gamma para resolver como objetos independientes dos fuentes radiactivas puntuales o lineales, separadas entre sí.

Este parámetro puede verse afectado por la falla de componentes electrónicos, el desajuste de la ganancia de los fototubos, la falta de linealidad espacial, defecto o deterioro del cristal y las altas tasas de cuentas.

### Objetivo:

Evaluar el ancho a la mitad de la altura (FWHM) para estimar la resolución espacial intrínseca del detector.

Constituye una prueba de aceptación y referencia que debe efectuarse semestralmente.

Existen múltiples formas de evaluar la resolución espacial de las cámaras gamma. En el procedimiento se explica la forma más sencilla; aunque lo más importante para la realización y efectividad de estas pruebas es la repetitividad del protocolo elegido, según la disponibilidad de recursos.

### Materiales:

Maniquí de cuatro cuadrantes, fuente radiactiva puntual consistente en una solución de  $^{99m}\text{Tc}$  (preparada en el menor volumen posible), con una actividad de entre 20 y 35 MBq; anillo de plomo para delimitar el campo de visión útil del detector y evitar el efecto de contorno, en las cámaras gamma que lo requieran; contenedor donde se coloca la fuente radiactiva en la línea perpendicular al centro del detector, separada a una distancia mínima de 5 veces el UFOV.

El maniquí de cuatro cuadrantes debe coincidir con la resolución espacial del equipo, de manera que al menos un conjunto de barras no se resuelva adecuadamente; además los

incrementos en la amplitud de las barras de un cuadrante a otro debe ser pequeño para estimar la resolución espacial con exactitud razonable.

### Procedimiento:

1. Retirar el colimador.
2. Colocar la máscara de plomo sobre la cubierta del detector y el maniquí de cuatro cuadrantes alineado con los ejes X, Y.
3. Colocar la fuente radiactiva en el contenedor y alinearla con el centro del detector.
4. Centrar la ventana energética en el fotopico del espectro, con un ancho de un  $\pm 20\%$ .
5. Adquirir y almacenar la imagen en formato 256x256 píxeles, condición de parada a 3Mc, para campos circulares y 4 Mc para campos cuadrados.
6. Rotar el maniquí a  $90^\circ$ , hasta completar cuatro imágenes, repitiendo los pasos 2-5 para cada una.
7. Retirar el maniquí y la fuente radiactiva. Colocar el colimador en la cabeza detectora.

### Análisis de los datos:

Observar las imágenes y determinar el tamaño mínimo de las barras que se ven separadas en ambas direcciones X e Y (B). El ancho a la mitad de la altura (FWHM) se puede estimar como:

$$FWHM = 1.75 * B \quad (2.3)$$

Promediar los valores obtenidos en ambas direcciones.

### Límites de Aceptación:

Durante las pruebas de aceptación, el FWHM no debe ser mayor que el peor valor reportado por el fabricante [42].

### **2.2.7 Resolución espacial extrínseca**

En el caso de esta prueba no se puede realizar en el departamento ya que no se cuenta con una fuente radiactiva plana uniforme de  $^{57}\text{Co}$ .

### 2.2.8 Prueba de la tasa máxima de conteo

#### Objetivo:

Determinar la respuesta de la cámara a un flujo creciente de radiación incidente.

Esta es una prueba de aceptación y referencia, que debe chequearse trimestralmente.

#### Materiales:

Fuente radiactiva puntual de  $^{99m}\text{Tc}$  con una actividad aproximada de 4–7 MBq en un contenedor adecuado; máscara de plomo; soporte móvil para la fuente radiactiva.

#### Procedimiento:

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora y colocarla en posición horizontal. Colocar la máscara de plomo.
2. Centrar la ventana energética en el fotopico del espectro, con un ancho de un  $\pm 20\%$ .
3. Colocar la fuente en el soporte móvil. Mover el soporte hasta que la fuente quede en el eje central de detector (Figura 8). Evitar que la fuente esté cercana a objetos que puedan provocar dispersión.



**Figura 8.** Procedimiento para la determinación de la tasa máxima de conteos (notar que el soporte móvil se acerca paulatinamente hacia el detector).

4. Registrar la tasa de cuentas a medida que se acerca la fuente a la superficie del detector, esta tasa aumentará progresivamente hasta un máximo para comenzar a decrecer. Anotar el valor máximo de la tasa de conteos.
5. Retirar la fuente radiactiva, la máscara de plomo y restablecer el colimador.

### Análisis de los datos:

Si la cámara tiene circuitos de corrección o un procesador digital para tasas bajas y altas de conteo, los valores de tasa deben ser adquiridos con todas estas variantes [8].

### Límites de Aceptación:

Durante la aceptación la tasa máxima de conteo no debe ser más de un 10% menor que el peor valor reportado por el fabricante. Si durante los chequeos de rutina, se obtiene un 20% de diferencia con el valor establecido como nivel de referencia, se recomienda iniciar acciones correctivas [8].

### **2.2.9 Sensibilidad intrínseca**

La sensibilidad intrínseca es la capacidad que tiene el cabezal detector de registrar un evento real. Esta se puede ver afectada por las tasas elevadas de conteo, el desajuste de la ganancia de los fototubos, el fallo parcial o total de uno o varios TFM, la falta de linealidad espacial, defecto o deterioro del cristal, separación física del acople cristal/guía de luz/FMT, ajuste incorrecto de la ventana energética y su centro o problemas con la fuente de alto voltaje.

### Objetivo:

Evaluar la sensibilidad intrínseca a través de la eficiencia de conteos del cabezal detector, medida como la respuesta de la cámara a una fuente de actividad conocida.

Es una prueba de aceptación y referencia que debe realizarse mensualmente, a menos que se realice medición de la sensibilidad plana del sistema con igual frecuencia. Requiere un calibrador de dosis [9] que permite evaluar la actividad de la muestra con un error <5%.

La estimación de la eficiencia tendrá como mínimo la incertidumbre de la actividad medida, de manera que se deben tratar de reproducir lo mejor posible las condiciones de medición, para disminuir al máximo incertidumbres o errores de otro tipo.

El protocolo que a continuación explicamos es muy sencillo y puede llevarse a cabo conjuntamente con el chequeo de uniformidad intrínseca.

### Materiales:

Fuente radiactiva puntual de  $^{99m}\text{Tc}$  con una actividad entre 4-7 MBq (la actividad de la fuente debe ser determinada con la mayor precisión en un calibrador de dosis); máscara

de plomo; contenedor adecuado para ubicar la fuente radiactiva a 2.5 veces el tamaño del UFOV.

### Procedimiento:

1. Retirar el colimador y ubicar adecuadamente el detector, tal que la línea perpendicular a su centro pase por el contenedor de la fuente radiactiva.
2. Situar la fuente radiactiva.
3. Colocar la máscara de plomo centrada en la superficie del detector (en las cámaras gamma que lo requieran).
4. Ubicar la ventana energética en el centro fotopico, con un ancho de un  $\pm 20\%$ .
5. Registrar la tasa de conteos en un tiempo suficiente para garantizar la precisión de la medida.
6. Retirar la fuente radiactiva
7. Realizar una medida del fondo.
8. Retirar la máscara de plomo y restablecer el colimador.

### Análisis de los datos:

Corregir el fondo en la tasa de conteos de todo el campo útil del detector. Calcular la eficiencia absoluta ( $\xi$ ) como:

$$\xi = \frac{T_c}{A_o} \quad (2.4)$$

Donde  $A_o$  es la actividad de la fuente puntual, estimada con menos del 5% de incertidumbre y  $T_c$  es la tasa de conteos obtenida.

### Límites de aceptación:

Durante la prueba de aceptación, la sensibilidad intrínseca no debe ser menor que el 90% del valor reportado por el fabricante.

Si se garantiza que la exactitud de la medida del activímetro (calibrador de dosis) tenga una incertidumbre menor del 5%, durante los chequeos periódicos no deben aceptarse valores menores del 80% de la sensibilidad de referencia; sin iniciar alguna acción correctiva [9].

### 2.2.10 Sensibilidad plana del sistema

La sensibilidad del sistema es siempre menor que la sensibilidad intrínseca del detector, pues el colimador al eliminar radiación incidente dispersada por Efecto Comptom [2] disminuye el número de eventos a registrar, de manera que la sensibilidad del sistema puede verse afectada además por daños y defectos del colimador.

#### Objetivo:

Evaluar la sensibilidad del sistema a través de la eficiencia de conteos, que es la respuesta de la cámara a una fuente de actividad conocida.

Es una prueba de aceptación, que debe realizarse para cada colimador durante la aceptación del equipo.

#### Materiales:

Fuente radiactiva consistente en 37 MBq de  $^{99m}\text{Tc}$  diluido en un volumen de 25mL y contenido en una Placa de Petri de 10cm de diámetro (la actividad de la fuente debe ser determinada con la mayor precisión en un calibrador de dosis, antes y después de verter el contenido en la placa). Colimadores empleados en la práctica clínica diaria.

#### Procedimiento:

1. Colocar el detector con la superficie del colimador seleccionado hacia arriba y ubicar sobre el mismo la fuente radiactiva (solución de  $^{99m}\text{Tc}$  en la Placa de Petri) en posición horizontal y centrada (Figura 9).



**Figura 9.** Geometría para la medición de la sensibilidad plana del sistema.

2. Centrar la ventana energética en el fotopico del espectro, con un ancho de un  $\pm 20\%$ .
3. Acumular y almacenar una matriz de 10Kc en un formato de 64x64 píxeles.
4. Registrar el tiempo de adquisición y la hora de inicio-fin de la medición.
5. Retirar la fuente radiactiva.
6. Realizar una medida del fondo radiactivo siguiendo los pasos 3 y 4.
7. Repetir los pasos anteriores para los restantes colimadores, existentes en el servicio.

Análisis de los datos:

Corregir todas las medidas para el fondo y la actividad de la cápsula por el decaimiento radiactivo en el momento de la medida de cada colimador ( $A_c$ ). Expresar los datos como tasas de conteos netas para cada colimador ( $T_{cni}$  en cps). Calcular la sensibilidad plana de cada colimador como:

$$S_{ci} = \frac{T_{cni}}{A_c} \quad (2.5)$$

Límites de Aceptación:

Durante la prueba de aceptación la sensibilidad de cada colimador no debe ser menor que el 80% del valor reportado por el fabricante.

Si se garantiza que la exactitud de la medida del activímetro tenga una incertidumbre menor del 5%, como prueba de referencia no deben aceptarse valores menores del 80% de la sensibilidad del sistema referencial; sin iniciar alguna acción correctiva [8].

**2.2.11 Resolución Energética**

La resolución energética describe la capacidad que tiene una cámara gamma para distinguir dos fotones de energías distintas pero cercanas entre sí, particularmente entre la radiación primaria y la dispersada.

Los factores principales que degradan la resolución energética son: la asintonía de la ganancia de los fototubos; la falla de uno o varios fototubos; deterioro del cristal; desacople entre el cristal, la guía de luz y los fotomultiplicadores; la presencia de fondo elevado en el local y las altas tasas de conteo.

Objetivo:

Evaluar la resolución energética en función del ancho a la mitad de la altura del fotopico (FWHM).

Es una prueba de aceptación y referencia, que debe realizarse al menos semestralmente.

### Materiales:

Máscara (o anillo) de plomo; dos fuentes radiactivas puntuales consistentes en una solución de  $^{99m}\text{Tc}$  y otro radionúclido (preferentemente  $^{57}\text{Co}$ ), cargadas en el menor volumen posible, con una actividad que proporcione una tasa de cuentas no superior a 10Kcps con una ventana del  $\pm 20\%$ ; contenedor que permita colocar la fuente radiactiva en la línea perpendicular al centro del detector y separada a una distancia mínima de 5 veces el diámetro del campo útil de visión (UFOV).

### Procedimiento:

1. Retirar el colimador y ubicar adecuadamente el detector, tal que la línea perpendicular a su centro pase por el contenedor de la fuente radiactiva.
2. Situar la fuente radiactiva de  $^{99m}\text{Tc}$  en el contenedor.
3. Colocar la máscara de plomo centrada en la superficie del detector (en las cámaras gamma que lo requieran).
4. Adquirir un espectro del radionúclido por lo menos con 30 Kc en el canal central de fotopico. Anotar el tiempo de ser necesario.
5. Retirar la fuente de  $^{99m}\text{Tc}$  y colocar la del otro radionúclido.
6. Sin alterar ninguno de los parámetros anteriores, adquirir el espectro (del otro radionúclido), determinar el canal central de fotopico.
7. Retirar la fuente y colocar el colimador.

### Análisis de los datos:

Obtener la resolución energética relativa del radionúclido como:

$$FWHM = 100 * \left( FWHM_c * \frac{\Delta E}{N_c} \right) \quad (2.6)$$

Donde FWHM<sub>c</sub> es el número de canales en el ancho a la mitad de la altura del fotopico para el  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $\Delta E$  es la diferencia entre las energías de ambos radionúclidos y  $N_c$  es el número de canales que separa ambos fotopicos.

### Límites de Aceptación

En general se establece que la resolución energética no debe superar el  $\pm 10\%$  de los valores establecidos por el fabricante [42]; sin embargo, si durante el chequeo periódico se supera en un  $\pm 10\%$  el valor establecido como referencia, se recomienda iniciar alguna acción correctiva [8].

### **2.2.12 Linealidad Espacial**

La linealidad espacial expresa la capacidad de la cámara gamma para localizar las coordenadas reales de un evento, es decir constituye un indicador de la distorsión espacial de la imagen respecto al objeto.

La mayoría de los fabricantes poseen sus maniqués de barras o agujeros ortogonales para corregir la linealidad, sin embargo no todos permiten evaluarla matemáticamente, por eso en la mayoría de las cámaras gamma sólo es posible realizar un control visual de la linealidad, mientras se chequea la resolución espacial [6].

Por otro lado, la uniformidad frente al campo inundado y la linealidad espacial se relacionan proporcionalmente entre sí, pues una imagen que muestre distorsión espacial visible mostrará pérdida de uniformidad también visible [6]. La misma se verá afectada por los mismos factores que afectan la uniformidad.

### Niveles de aceptación:

En general se establece que los parámetros calculados como indicadores de linealidad espacial (o distorsión) no debe superar el  $\pm 10\%$  de los valores establecidos por el fabricante durante la aceptación del equipo; sin embargo si se supera en un  $\pm 20\%$  el valor establecido como referencia, se recomienda iniciar alguna acción correctiva [6].

### **2.2.13 Prueba de la filtración de radiación a través del blindaje**

#### Objetivo:

Verificar que el detector sólo responde a la radiación incidente en el cristal y proveniente del colimador.

Es una prueba de aceptación y debe realizarse después de chequear que no hay fuentes de radiación alrededor, incluso descontar que exista alguna contaminación radiactiva, para garantizar el éxito de la prueba.

#### Materiales:

Fuente radiactiva aproximadamente puntual del radionúclido de mayor energía que se usa en la práctica clínica, con actividad cercana a los 3.7 MBq en un contenedor adecuado.

### Procedimiento:

1. Colocar el colimador adecuado para la energía seleccionada, incluida alguna contaminación que pueda alterar los resultados de la prueba.
2. Centrar la ventana energética en el fotopico del espectro, con un ancho de un  $\pm 20\%$ .
3. Colocar la fuente radiactiva en 12 lugares alrededor del blindaje del cabezal, registrando el conteo en cada sitio durante 20 segundos.
4. Retirar la fuente y registrar el fondo durante igual tiempo.

### Límites de Aceptación:

Las cuentas medidas no deben ser mayores que tres veces el valor del fondo, si esto sucede hay que investigar el grado de filtración y comunicarlo al fabricante [9].

### **2.2.14 Tamaño del píxel**

#### Objetivo:

Determinar el tamaño del píxel en la matriz utilizada para cada colimador de agujeros paralelos. Es una prueba de referencia, y debe ser realizada para cada matriz que se usa en la práctica clínica, al menos anualmente.

En el caso de esta prueba realizamos el procedimiento midiendo el tamaño del detector y dividiéndolo por cada dimensión de cada matriz que posee la cámara.

### **2.2.15 Prueba de funcionamiento total**

En el caso de esta prueba no contamos en el departamento con un maniquí de funcionamiento total, por lo que fue imposible realizar la misma.

## **2.3 Recomendaciones para el programa de CC en el Departamento**

A partir de los resultados que se obtienen después de la aplicación del Protocolo Nacional a esta cámara se ofrecen recomendaciones con vistas a realizar los

procedimientos de la manera más viable y exacta posible en lo adelante, en el Departamento de Medicina Nuclear del Hospital seleccionado.

### **2.4 Análisis económico**

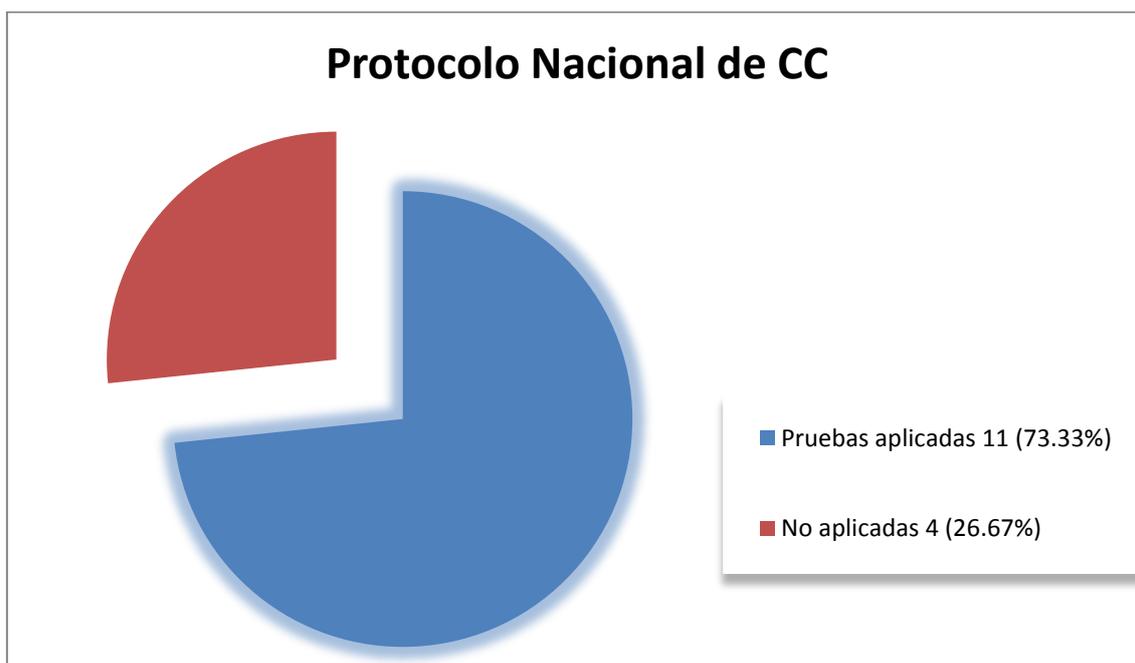
Para la realización de este análisis tuvimos en cuenta todos los elementos que son necesarios para la realización de las Pruebas de CC.

### CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En el presente capítulo se analizan y discuten los resultados obtenidos a partir de las Pruebas de CC realizadas a la cámara gamma Sophycámara S1000 del Hospital Celestino Hernández de Santa Clara. En particular se resaltan los de aquellas pruebas que nunca antes se habían realizado al equipo como parte de la rutina de trabajo post aceptación.

#### 3.1 Análisis de los resultados de las Pruebas de Control de Calidad realizadas

A continuación se ilustra gráficamente el porcentaje de Pruebas realizadas a la cámara gamma seleccionada, entre las normadas en el Protocolo Nacional cubano. Las pruebas que no se realizaron fue por falta de componentes e instrumentos necesarios que no se encuentran en el Departamento ni en la provincia.



Las pruebas no realizadas fueron:

- ✓ Uniformidad del sistema con la posición del detector.
- ✓ Uniformidad del sistema.
- ✓ Resolución espacial extrínseca.
- ✓ Prueba de funcionamiento total.

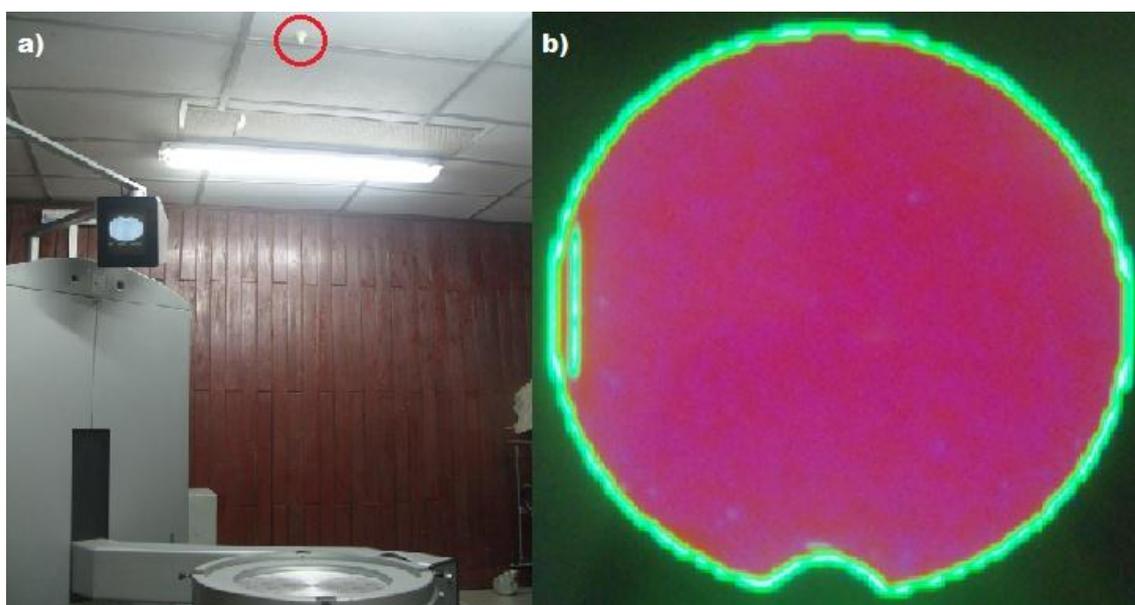
Seguidamente se describen los resultados de las pruebas realizadas.

### 3.1.1 Inspección física

Se realizó la inspección de la cámara gamma y se constató que la misma se encuentra en perfecto estado, incluyendo su gantry, camilla y consola de procesamiento y almacenamiento de datos.

### 3.1.2 Uniformidad Intrínseca

En la figura 10 a) se muestra el desarrollo de la prueba y en la 10 b) la imagen obtenida mediante el método de uniformidad intrínseca con corrección de uniformidad, en la que a simple vista se puede apreciar una clara falta de consecutividad de la imagen en el borde inferior de la misma y además se observa una línea no uniforme con el resto de la imagen en la parte izquierda de la circunferencia.



**Figura 10.** a) Colocación de la fuente puntual de  $^{99m}\text{Tc}$  para realizar la prueba de uniformidad intrínseca. b) Imagen con corrección de uniformidad tomada el 07/09/2011.

El hueco observado en la imagen 10 b) está relacionado con la falla de los fototubos 1, 2 y 3, pues los mismos están dañados o los circuitos amplificadores de la señal que se conectan a los fototubos están defectuosos y la señal no está llegando a la matriz que almacena la imagen. La línea que se observa, se trata de un error en la tarjeta relacionada con la corrección de linealidad, pues se descarta la fractura del cristal debido a que durante el transcurso de la investigación ha aparecido y desaparecido varias veces en las imágenes obtenidas.

La tabla 2 muestra los resultados de la uniformidad integral y diferencial en el UFOV y el CFOV con datos ofrecidos por el fabricante en el momento de la instalación del equipo (en 1991), datos obtenidos luego de varios controles hechos en años anteriores y el control de calidad aplicado actualmente.

**Tabla 2.** Evolución de los parámetros de uniformidad UFOV y CFOV desde 1991 hasta la actualidad.

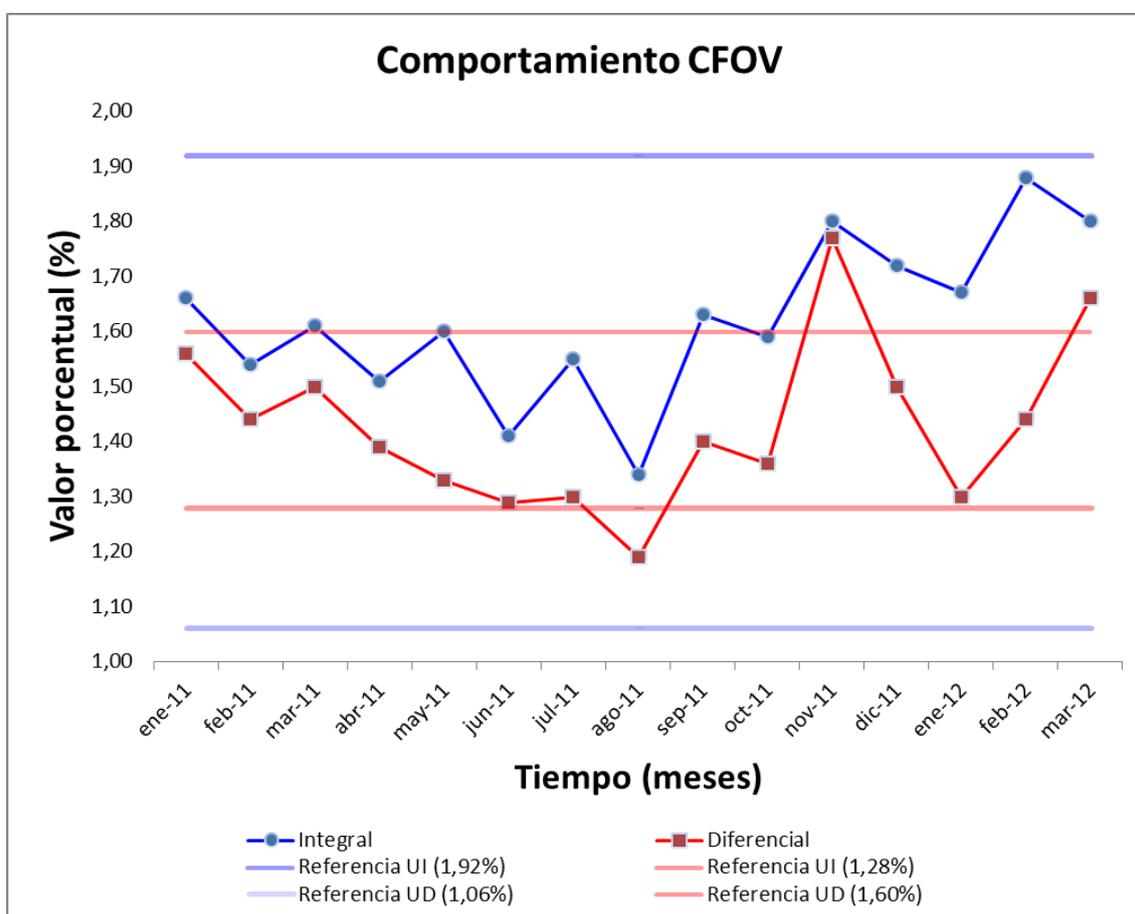
Fecha	UFOV		CFOV	
	Integral	Diferencial	Integral	Diferencial
<b>1991</b>	1.61	1.29	1.53	1.27
<b>2003</b>	1.71	1.34	1.59	1.34
<b>2004</b>	2.59*	2.34*	1.74	1.40
<b>2005</b>	3.67*	2.37*	1.71	1.43
<b>2006</b>	9.47*	8.91*	1.54	1.27
<b>2008</b>	5.12*	4.42*	1.62	1.31
<b>2009</b>	11.39*	11.13*	1.27	1.13
<b>2010</b>	38.94*	38.77*	1.51	1.25
<b>2011</b>	42.01**	41.86**	1.58	1.42
<b>2012(marzo)</b>	53.73**	52.92**	1.78	1.47

\* Valores por encima de los reportados por el fabricante.

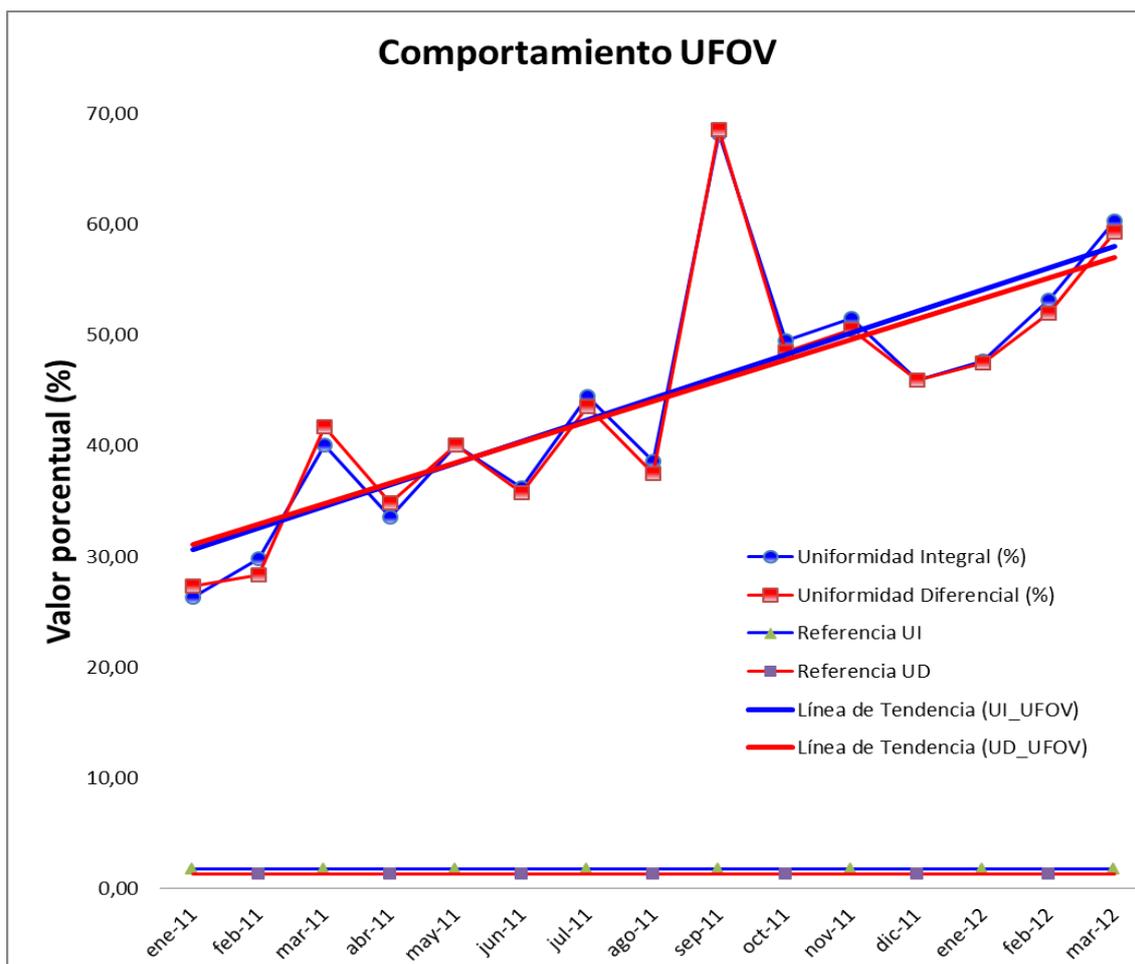
\*\* Valores por encima de los reportados por el fabricante obtenidos durante la presente investigación.

En la tabla antes expuesta se nota que desde 2004 la cámara ha comenzado a mostrar valores alterados en el UFOV, los cuales han ido creciendo aceleradamente en los últimos años y están muy por encima de los reportados por el fabricante [42], mientras que en el CFOV los valores si son estables. Debido a estos valores del UFOV alterados, se decidió aplicar procedimientos de trabajo para el cálculo de la uniformidad todos los meses, con el propósito de realizar un chequeo sistemático más exacto de estos parámetros.

En las figuras 11 y 12 se muestran gráficos que ilustran el comportamiento del CFOV y el UFOV durante quince meses consecutivos, desde enero de 2011 hasta marzo de 2012. En la figura 11 notamos como la Uniformidad Integral y Diferencial para el CFOV se mantiene dentro de las líneas del  $\pm 20\%$  del valor de referencia [42] como antes de comenzar nuestra investigación, pero en el caso de la gráfica de líneas del UFOV (Figura 12) se aprecia que los datos son preocupantes pues no solo han dejado de ser mayores que los reportados por el fabricante, sino que han ido en un aumento considerable según la línea de tendencia mostrada en la imagen, como una consecuencia lógica del envejecimiento del equipo. Los anexos 1 y 2 contienen los datos.



**Figura 11.** Comportamiento del CFOV en el transcurso de esta investigación.



**Figura 12.** Comportamiento del UFOV en el transcurso de esta investigación.

Después de analizar los resultados es evidente que la cámara no cumple con los requerimientos de uniformidad exigidos [42], según los valores de referencia, sobrepasándolos en un 3548% de uniformidad intrínseca para el UFOV.

### 3.1.3 Uniformidad intrínseca para distintas amplitudes de ventana

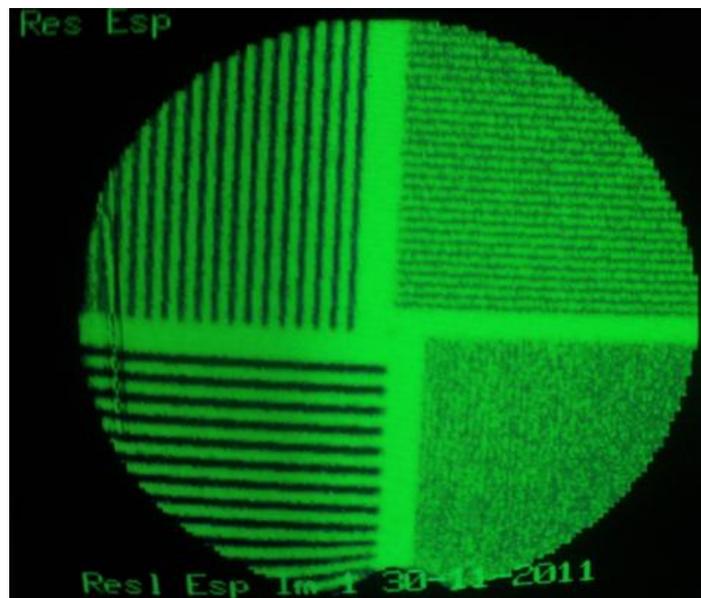
En el caso de esta prueba y teniendo en cuenta los resultados de uniformidad intrínseca, se hace la misma estudiando el CFOV pues los valores del UFOV ya están alterados y no tiene sentido verificarlos para distintas amplitudes de ventana [9]. En la tabla que se muestra a continuación se aprecian valores del CFOV para amplitudes de ventana del 5%, 10%, 15% y 26%. Luego de compararlos con los valores de referencia de uniformidad integral (entre 3.34 y 5.02) y diferencial (entre 3.02 y 4.52), concluimos que la uniformidad del detector no varía con la disminución y aumento de la ventana.

**Tabla 3.** Valores del CFOV para distintas amplitudes de ventana.

Uniformidad CFOV (%)	Anchos de ventana (%)				
	20 % (referencia)	5%	10%	15%	26%
<b>Integral</b>	4,18 ± 0,84	3,52	4,04	4,61	4,61
<b>Diferencial</b>	3,77 ± 0,75	4,04	3,46	3,26	3,73

### 3.1.4 Resolución espacial intrínseca

En la figura 13 se observa la imagen obtenida cuando se realiza la prueba de resolución espacial intrínseca a la cámara. En la imagen se observa que el equipo distingue claramente los tres tipos de líneas paralelas más separadas (6.35 mm, 4.77 mm y 3.18 mm) pero se ve afectada considerablemente la resolución espacial en las líneas espaciadas a 2.12 mm, por lo que hay uno de los cuadrantes del maniquí que no se logra distinguir.



**Figura 13.** Imagen de resolución espacial obtenida el 30 /11 /2011.

Calculando el ancho a la mitad de la altura por la ecuación (2.3):

$$FWHM = 1.75 * B$$

Siendo  $B = 3.18\text{mm}$  (es la mínima distancia entre las barras que resuelve la cámara en todas las direcciones en que se colocó el maniquí de cuatro cuadrantes) [6], el resultado fue **FHWM = 5.565 mm**. Este valor es el mismo que se ha obtenido en anteriores ensayos en el Departamento, por lo cual la cámara cumple con los niveles de referencia exigidos para la prueba de resolución intrínseca.

### 3.1.5 Prueba de la tasa máxima de conteo

La tasa máxima de conteo es 113 000 conteos/segundos o sea 113 Kc/s. En el caso de esta prueba no se tiene ningún valor de referencia, por lo que no podemos comparar resultados. En este caso el presente resultado constituye un valor de referencia para futuros estudios de CC de esta cámara gamma.

### 3.1.6 Sensibilidad intrínseca

La Tasa de conteos fue de 14521.2 conteos/segundos. La actividad de la fuente puntual (muestra de  $\text{Tc}^{99\text{m}}$ ) fue de 243.24  $\mu\text{Ci} = 9.00\text{ MBq}$  y el valor del fondo radiactivo fue de 104.48 conteos/segundos.

Calculando la eficiencia absoluta o sensibilidad intrínseca según (2.4):

$$\xi = \frac{T_c}{A_o}$$

Se obtienen 1613.45 cps / MBq. Este valor obtenido constituye valor de referencia para el Departamento, pues de esta prueba no se tienen reportes anteriores; sin embargo se compara el resultado con referencias internacionales [41] y los datos rondan los valores establecidos para este tipo de cámara, por tanto son aceptables.

### 3.1.7 Sensibilidad del sistema

En la tabla que se muestra a continuación se presenta la sensibilidad del sistema para

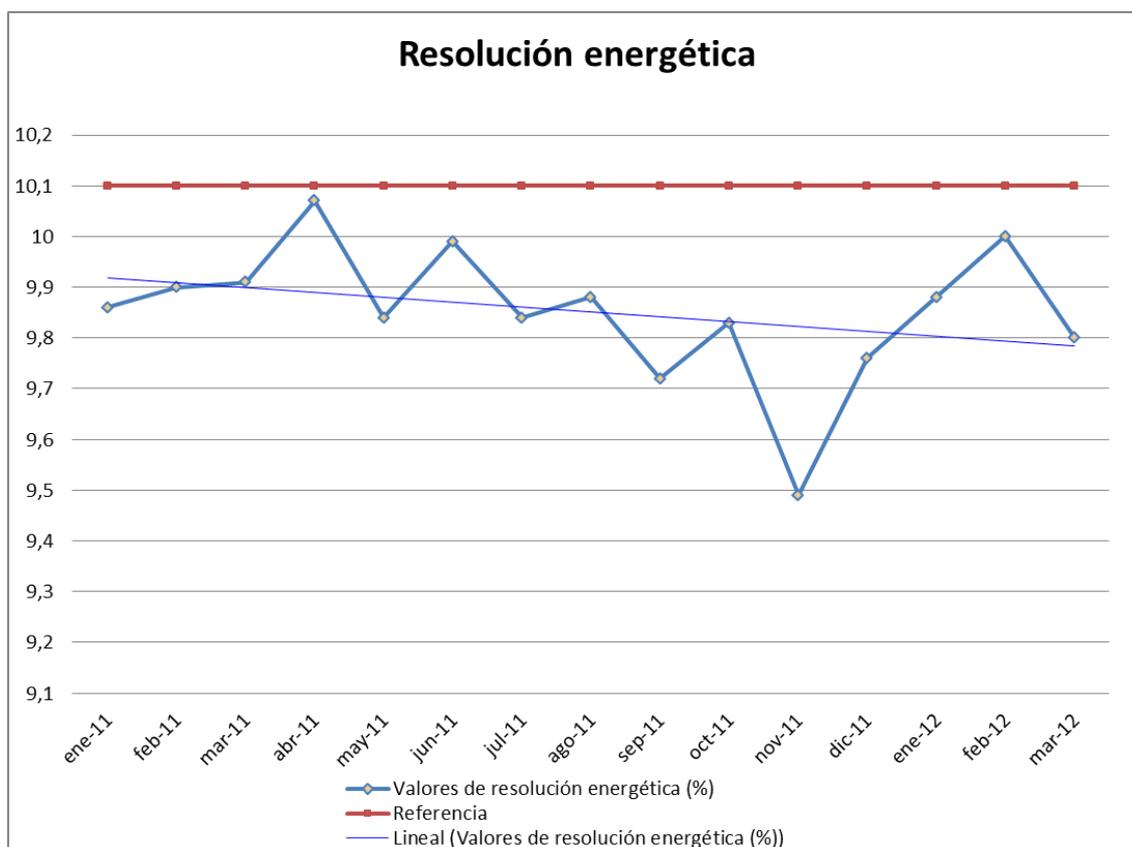
cada tipo de colimador que hay en el departamento, según (2.5):  $S_{C_i} = \frac{T_{C_{ni}}}{A_c}$

**Tabla 4.** Resultados de la Prueba de sensibilidad del sistema.

Tipo de colimador	Tasa de conteos (cps)	Actividad Tc99m (MBq)	Fondo (cps)	Sensibilidad (cps / MBq)
<b>Alta Resolución, Baja energía</b>	5169.00	39077	22.8	131.69
<b>Media Resolución, Alta energía</b>	6072.67	39068	20.25	154.92

Los datos de la prueba constituyen datos de referencia para el departamento ya que de estos no se tienen anteriores reportes. Al realizar una comparación de los mismos con referencias internacionales [41] verificamos que están en orden.

### 3.1.8 Resolución energética



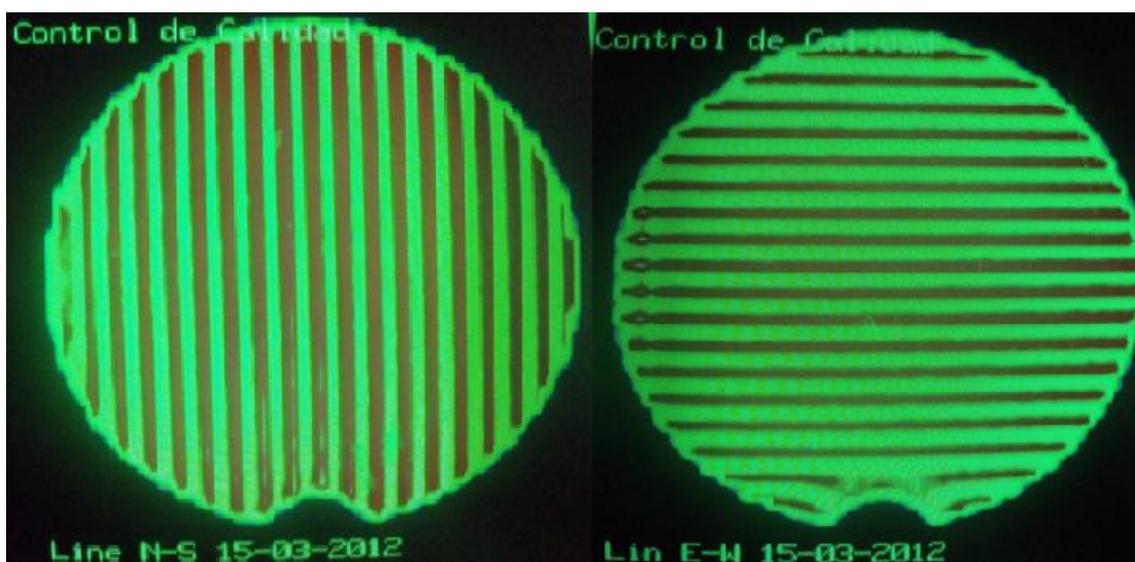
**Figura 14.** Valores de resolución energética tomados desde enero de 2011 hasta marzo de 2012.

En la figura 14 se muestra un gráfico que ilustra el comportamiento de la resolución energética a lo largo de esta investigación. Se observa cómo la misma se comporta de manera estable y no supera el 10% del valor reportado por el fabricante [8] al momento de la instalación del equipo, por lo tanto la cámara gamma cumple con los niveles de referencia.

El anexo 3 contiene los datos tomados.

### 3.1.9 Linealidad espacial.

En la figura 15 a) se observa la imagen tomada con un maniquí de linealidad en la posición norte – sur. Al observar la misma se nota una buena linealidad con excepción de la parte izquierda de la imagen, donde se aprecian desperfectos, producto de la línea producida por errores en la tarjeta de corrección [9], pero en general la imagen es aceptable.



a)

b)

**Figura 15.** a) Imagen de linealidad norte-sur. b) Imagen de linealidad este-oeste.

En el caso de la figura 13 b) tomada en dirección este – oeste se nota que existe desviación en la linealidad para la parte cercana al fallo de los tubos fotomultiplicadores y que se propaga bastante al resto de esa parte de la imagen, además en la línea de la parte izquierda también se aprecia una pérdida de linealidad, por lo que los resultados en esta imagen no son buenos para este parámetro [8].

### 3.1.10 Prueba de la filtración de radiación a través del blindaje

En la tabla 5 se muestran los valores de filtración de radiación a través del blindaje, tomados en una prueba de 20 segundos con una fuente puntual de  $^{99m}\text{Tc}$ .

**Tabla 5.** Resultados obtenidos en el Departamento en la prueba de filtración de radiación a través del blindaje.

Puntos	Mediciones (conteos)	Resultados (cps)
1	442	22.1
2	436	21.8
3	433	21.65
4	434	21.7
5	449	22.45
6	422	22.1
7	474	23.7
8	427	21.35
9	450	22.5
10	402	20.1
11	413	20.65
12	455	22.75

Al comparar los resultados con el fondo obtenido, luego de la prueba realizada en el local, se nota que estos no superan tres veces el valor del mismo por lo que la cámara gamma cumple con los requerimientos para esta prueba [8].

### 3.1.11 Tamaño del píxel

En el caso de esta prueba no se cuenta en el departamento con los programas que se incluyen en el Protocolo Nacional [8] para realizarla y, por lo tanto, se hizo necesario calcularlo por otro método más sencillo, pero de igual exactitud [9]. En este sentido se midió el tamaño del detector que es de 40 cm, o sea 400 mm, y se dividió entre el tamaño de cada una de las matrices de adquisición que nos brinda esta cámara gamma para obtener las imágenes. Así, para una matriz de:

64 x 64, el tamaño del píxel es de 6.250 mm.

128 x 128, el tamaño del píxel es de 3.125 mm.

256 x 256, el tamaño del píxel es de 1.563 mm.

Los mismos son correctos [9].

### **3.2 Recomendaciones para desarrollar un Programa de CC en el Departamento.**

Después de la aplicación del Control de Calidad a la cámara gamma del Hospital Celestino Hernández, se revisaron un conjunto de detalles importantes a tener en cuenta a partir de este momento, para seguir alargando el servicio que se brinda con este equipo. En este sentido se recomienda lo siguiente:

1. Desarrollar las Pruebas plasmadas (posibles) del Protocolo Nacional de Control de Calidad cubano, con frecuencia anual y al menos realizar todas las pruebas descritas en esta investigación [8].
2. Advertir al personal que trabaja con la cámara gamma sobre la necesidad de aplicar los chequeos de tipo diario con la mayor exactitud y precisión posibles.
3. Realizar un Control de Calidad lo más riguroso posible después de la reparación general a que será sometido este equipo luego de haberse realizado esta investigación, y comparar estos resultados con los obtenidos antes de la reparación para arribar a conclusiones sobre el nuevo estado de la cámara.
4. Mantener, a partir de este momento, un registro, donde se incluyan los valores de referencia de cada uno de los Controles de Calidad aplicados, para facilitar así el análisis de los resultados y la evolución de la cámara.
5. Tratar de adquirir a través de la entidad regulatoria nacional, una fuente plana de  $^{57}\text{Co}$ , para realizar las pruebas de: uniformidad del sistema con la posición del detector, uniformidad del sistema y resolución espacial extrínseca.
6. Capacitar sistemáticamente al personal en el desarrollo de las pruebas de Control de Calidad de rutina y comprobar sus conocimientos al menos una vez al año.

### **3.3 Análisis económico del Control de Calidad realizado**

En el transcurso de esta investigación, para aplicar el Protocolo de Control de Calidad a la cámara gamma del Hospital Celestino Hernández se destaca como único gasto, las

dosis de radiofármacos empleados en cada una de las pruebas que se llevaron a cabo. Para calcular el gasto se tuvo en cuenta el costo del generador de  $^{99m}\text{Tc}$  (1370.38 MN y 944.35 CUC), el valor de una dosis diaria y la cantidad utilizada en nuestra investigación. Teniendo en cuenta que se utilizaron alrededor de 15 dosis el coste del proyecto es de 346.60 MN y 236.10 CUC.

Como se aprecia el costo es muy bajo en comparación con la ventaja que representa detectar a tiempo las fallas del equipo y evitar el pago de una reparación, así como poder planificar de forma efectiva, eficiente y eficaz los mantenimientos del mismo. Esto cobra gran importancia al ser esta la única cámara gamma, fuera de la capital del país, que está prestando servicios actualmente.

### **3.4 Conclusiones del capítulo**

Como parte del Protocolo Nacional de Control de Calidad a los instrumentos de Medicina Nuclear se logró realizar a la cámara gamma del hospital Celestino Hernández 11 de las 15 pruebas recomendadas, lo que representa más del 70 % de las pruebas posibles a realizar a estos equipos.

Como resultado del Control de Calidad realizado se observaron problemas de uniformidad en la región UFOV debido a una falla total de los fotomultiplicadores 1, 2 y 3 y de errores en la tarjeta de corrección de linealidad en el borde de la circunferencia imagen. También se evidenció falta de linealidad de tipo este – oeste, producida también por la falla de los fotomultiplicadores.

La mayoría de las pruebas aplicadas arrojaron resultados favorables según las recomendaciones del fabricante, por lo que se acepta que la cámara gamma monitorizada continúe su funcionamiento, pero manteniendo una estrecha vigilancia a la variación de sus parámetros.

Se recomendó realizar, cuanto antes, un mantenimiento correctivo general, que debe incluir la sustitución de los fotomultiplicadores dañados.

## CONCLUSIONES

1. Del total de 15 Pruebas descritas en el Protocolo Nacional de control de calidad para los instrumentos de Medicina Nuclear, se le realizaron 11, al equipo Sophycámara S1000 del Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Celestino Hernández de Santa Clara, para un 73.33% del total normado. De las pruebas realizadas, en 3 de ellas los resultados constituyen valores de referencia nuevos para el Departamento.
2. Los resultados de las Pruebas de Control de Calidad realizadas muestran que la cámara sigue apta para el servicio que brinda en el hospital, al mostrar resultados conformes a lo recomendado en el protocolo y lo normado por el fabricante, en 9 de las 11 Pruebas realizadas, presenta problemas con la uniformidad intrínseca y la linealidad espacial, cuyos resultados están fuera de los valores establecidos como referencia.
3. Los problemas detectados se deben a fotomultiplicadores dañados.
4. Se le realizaron un conjunto de recomendaciones al Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Celestino Hernández Robau, referentes a la frecuencia de realización de las Pruebas de Control de Calidad, la evidencia de reparación correctiva del equipo, el registro sistemático de los resultados del Control de Calidad y la capacitación del personal para este tipo de tareas.

## RECOMENDACIONES

1. Recomendar a las autoridades competentes de la Salud en la provincia que se adquiera una fuente plana de  $^{57}\text{Co}$  para realizar las Pruebas de Control de Calidad que faltaron.
2. Sensibilizar a personas con poder de decisión en el MINSAP para lograr que se haga el mantenimiento correctivo a la cámara gamma monitorizada en el menor tiempo posible.

**REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- [1].Catasús, C. S. and Fránquiz J. M. "Principios físicos de la Cámara Gamma y su control de calidad." Revista Cubana de Física VI: 77-84 (1986).
- [2].Fraxedas, R. Estado evolutivo de la Instrumentación en Medicina Nuclear. Documento interno del Instituto de Nefrología (2010).
- [3].Safety Guide No. RS-G-1.1. Occupational Radiation Protection. Safety Standards Series. IAEA, Viena, (1999).
- [4].NC ISO 9001:00 Sistemas de Gestión de la Calidad – Requisitos. (2008).
- [5].NC ISO 9000:00 Vocabulario. (2008).
- [6].Publicación OIEA. Control de calidad de los instrumentos de medicina nuclear, 1991. Viena, Austria (1996).
- [7].Aparicio, E. E. Técnicas nucleares en la medicina cubana. Conferencia. (2011.)
- [8].López A. et. al. Protocolo Nacional para el Control de la Calidad de la Instrumentación en Medicina Nuclear. Segunda Edición, La Habana, Cuba. (2011).
- [9].Eberl, S. Programa Asistido de Capacitación a Distancia para Tecnólogos en Medicina Nuclear. Hospital Westmead, Sydney, Australia, (2007).

- [10]. NEMA Standards Publication NU 1-2001. Performance Measurements of Scintillation Cameras. National Electrical Manufacturers Association. Rosslyn, USA. (2001).
- [11]. Galiñanes, A. V. Procedimiento para análisis de linealidad y resolución espacial en una gamma cámara. España, (2009).
- [12]. Raft, U., Hendee W. R. Practicality of NEMA Performance Specification Measurements for User-Based Acceptance Testing and Routine Quality Assurance. (1999).
- [13]. Andrew R., Celler A., Ghassan H., NMQC: NEMA software compatible para gamma cámara de control de calidad. Medical Imaging Research Group, Vancouver, Canada (2002)
- [14]. Cherry S. R., Sorenson J. A., Phelps M. E., Physics in Nuclear Medicine; third edition, Saunders, New York. (2003).
- [15]. Rodríguez F., Pérez H. Control de calidad en Cámara Gamma y SECT, Universidad Nacional de General San Martín, San Martín, España (2006).
- [16]. IAEA Publication, Training Course, publicaciones relacionadas con la Protección radiológica en medicina nuclear 2006, International Atomic Energy Agency, <http://www.iaea.org/books>, Viena, Austria (2006).
- [17]. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, SEFM-SEPR (Aspectos técnicos), (2002).

- [18]. NEMA, UN 1-2007, Normas de Publicación, Performance, Publisher for the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics, Vol. 22, Issue 4, (1995).
- [19]. Trujillo F. E, Argumosa E. y Herrera M. R., Ventajas de un Programa de Control de Calidad en los equipos de Medicina nuclear, Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología, D. F., México (2005).
- [20]. Rosales F. J.; Conejo F. J.; Bernabéu J. J.; Pereda N. Aceptación de una gamma cámara Siemens E.cam. Procedimiento general y resultado, Hospital de Basurto, Radiofísica, Bilbao, España. (2004).
- [21]. IAEA Publication, Image Quality and Quality Control, International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria (2008).
- [22]. James R. Halama, PhD, Advances and Quality Assurance in Gamma Camera & SPECT Systems, Nuclear Medicine Physicist, Loyola University Medical Center, AAPM, Maywood, IL. (2003).
- [23]. Stephen L., Fahey F., Mark T., Andries van A., Michael V. , AAPM report no. 52 Quantitation of SPECT Performance, Published for the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics, Vol. 22, Issue 4, (1995).
- [24]. IAEA, Quality Control Atlas for Scintillation Camera Systems, International Atomic Energy Agency, ISBN 92-0-101303-5, Viena (2003).
- [25]. NEMA Standards Publication NU 1-2001. Performance Measurements of Scintillation Cameras. National Electrical Manufacturers Association. Rosslyn, USA. (2001).

- [26]. Papanastassiou, E.K., Psarrakos, K., Sioundas, A., Ballas, A., Koufogiannis, D., Hatzioannou, K. The variation of intrinsic spatial resolution across the UFOV of scintillation cameras. *Computerized Medical Imaging and Graphics*; n° 30: 417-426 (2006).
- [27]. REAL DECRETO 1841/1997 de 05/12/1997 por el que se establecen los criterios de calidad en medicina nuclear. BOE n° 303. 19/12/1997. España (1997)
- [28]. IPEM report n° 86. *Quality Control of Gamma Camera Systems*. York, UK. (2003).
- [29]. International Electrotechnical Commission. EC Standard 61675-2: *Radionuclide Imaging Devices—Characteristics and Test Conditions*. Part 1. Single photon emission computed tomograph. Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission (1998).
- [30]. *Quality Control of Gamma Camera System*. IPEM report 86, Fairmount House, 230 Tadcaster Road York, YO24 1ES UK. (2003)
- [31]. *Swiss Ordinance on the Use of Unsealed Radiation Sources*, edited by the Federal Chancellery, Berne (1997).
- [32]. Fránquiz, J. y Fraxedas R. Cámara Gamma. *Revista Cubana Medicina*. 19, 2 (1980).
- [33]. Keyes J.W., Gazella G.R., Strange D.R: Image analysis by on-line minicomputer for improved camera quality control. *J.Nucl Med* 13:525-527, (1972).
- [34]. Ayyangar K. Patel, J, Park CH: Quality control of gamma cameras using computer. *Med Phys* 6:335, (1979).

- [35]. Hutton B.F., Cormack J: Computer-assisted quality control of gamma cameras. Aust NZ J Med 9:624, (1979).
- [36]. Performance Measurements of Scintillation Cameras. Washington, D.C., National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 1980, Standards Publication No. NUI- (1980).
- [37]. Operating Manual for the Modumed System. Ann Arbor, MI, Medical Data Systems, (1976)
- [38]. Tyson R.K., Amtey S.R: Practical considerations in gamma camera line spread function measurement. Med Phys 5: 480-484, (1978).
- [39]. Palau, A. Creación del programa CCG para el Control de Calidad de Cámaras Gamma Planares. Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias Aplicadas, (2005).
- [40]. Pérez M, Díaz-Rizo O. Fundamentos físicos de calidad de imagen en Medicina Nuclear. Métodos para su valoración. ALASBIMN Journal 9(32) Nro. AJ32-3 (2007).
- [41]. Montoya A, Rodríguez A, Trujillo F. Diseño e implementación de un programa de aseguramiento de calidad para cámaras gamma. XII Congreso Nacional de la SMSR, San Luis Potosí, SLP, México, (2009).
- [42]. Informe de Control de Calidad a los instrumentos del Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Celestino Hernández Robau. Datos de referencia para las pruebas de control de calidad en Cámara Gamma.

**ANEXOS**

<b>Tiempo (meses)</b>	<b>Valor porcentual UFOV (%)</b>	
	<b>Integral</b>	<b>Diferencial</b>
<b>ene-11</b>	26,29	27,34
<b>feb-11</b>	29,76	28,33
<b>mar-11</b>	40,04	41,67
<b>abr-11</b>	33,56	34,82
<b>may-11</b>	40,03	40,03
<b>jun-11</b>	36,19	35,71
<b>jul-11</b>	44,50	43,53
<b>ago-11</b>	38,59	37,45
<b>sep-11</b>	68,20	68,53
<b>oct-11</b>	49,54	48,45
<b>nov-11</b>	51,54	50,54
<b>dic-11</b>	45,88	45,88
<b>ene-12</b>	47,65	47,44
<b>feb-12</b>	53,21	52,00
<b>mar-12</b>	60,32	59,33

**Anexo 1.** Datos tomados en la prueba de uniformidad intrínseca (UFOV) a lo largo de la investigación.

## ANEXOS

Valor porcentual CFOV (%)		
Tiempo (meses)	Integral	Diferencial
<b>ene-11</b>	1,66	1,56
<b>feb-11</b>	1,54	1,44
<b>mar-11</b>	1,61	1,50
<b>abr-11</b>	1,51	1,39
<b>may-11</b>	1,60	1,33
<b>jun-11</b>	1,41	1,29
<b>jul-11</b>	1,55	1,30
<b>ago-11</b>	1,34	1,19
<b>sep-11</b>	1,63	1,40
<b>oct-11</b>	1,59	1,36
<b>nov-11</b>	1,80	1,77
<b>dic-11</b>	1,72	1,50
<b>ene-12</b>	1,67	1,30
<b>feb-12</b>	1,88	1,44
<b>mar-12</b>	1,80	1,66
<b>Referencia</b>	<b>1,6</b>	<b>1,33</b>

**Anexo 2.** Valores pertenecientes a la prueba de uniformidad intrínseca tomados a lo largo de la investigación.

Tiempo de análisis (meses)	Resolución energética (%)
<b>ene-11</b>	9,86
<b>feb-11</b>	9,9
<b>mar-11</b>	9,91
<b>abr-11</b>	10,07
<b>may-11</b>	9,84
<b>jun-11</b>	9,99
<b>jul-11</b>	9,84
<b>ago-11</b>	9,88
<b>sep-11</b>	9,72
<b>oct-11</b>	9,83
<b>nov-11</b>	9,49
<b>dic-11</b>	9,76
<b>ene-12</b>	9,88
<b>feb-12</b>	10
<b>mar-12</b>	9,8
<b>Referencia</b>	<b>10,1</b>

**Anexo 3.** Datos de la prueba de resolución energética tomados a lo largo de la investigación.