

**OPTIMIZACIÓN DEL CONTROL DE CALIDAD EN GAMMACAMARAS  
SIEMENS A PARTIR DE TECNECIO 99 Y COBALTO 57.**

**JOHN JAIRO DIAZ ACHURY  
CODIGO: 32047**

**UNIIVERSIDAD ECCI  
COORDINACION INGENIERIA BIOMEDICA  
TECNOLOGIA EN ELECTROMEDICINA  
BOGOTÁ, D.C.  
2015**

**OPTIMIZACIÓN DEL CONTROL DE CALIDAD EN GAMMACAMARAS  
SIEMENS A PARTIR DE TECNECIO 99 Y COBALTO 57.**

**JOHN JAIRO DIAZ ACHURY  
CODIGO: 32047**

**Monografía**

**EMETERIO CRUZ SALAZAR  
Físico Medico**

**UNIIVERSIDAD ECCI  
COORDINACION INGENIERIA BIOMEDICA  
TECNOLOGIA EN ELECTROMEDICINA  
BOGOTÁ, D.C.  
2015**

**Nota de Aceptación**

---

---

---

---

---

---

---

**Firma del presidente del jurado**

---

**Firma del jurado**

**Bogotá 14 de diciembre de 2015**

## **DEDICATORIA**

Dedico este proyecto a Dios por ser el inspirador para cada uno de mis pasos dados en mi convivir diario; a mis padres por ser los guía en el sendero de cada acto que realizo hoy, mañana y siempre; a mis hermanos, por ser el incentivo para seguir adelante con este objetivo, a mi director el Ingeniero Emeterio Cruz por entregarme sus conocimientos para realizar los propósitos que tengo en mente.

## TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
Introducción -----	6
Objetivos -----	7
Formulación del problema -----	8
Alcance -----	9
Diseño metodológico -----	10
Gamacamara o cámara de anger -----	11
Formación de imagen -----	14
La vida media-----	15
Fuente plana -----	18
El eckert y ziegler isótopos -----	19
Calidad -----	20
Instrucciones graficas de decaimiento -----	21
Pruebas de control de calidad -----	23
Figura -----	25
Flood intrínseco mensual -----	26
Marco legal -----	31
Diseño metodológico -----	32
Recursos -----	33
Cronograma -----	34

## INTRODUCCION

La Medicina Nuclear es la especialidad médica que utiliza pequeñas cantidades de sustancias radiactivas o trazadoras para diagnosticar y/o tratar enfermedades. Según la definición de la Organización Mundial de la Salud (OMS), ésta es la especialidad que se ocupa del diagnóstico, tratamiento e investigación médica, mediante el uso de radioisótopos como fuentes abiertas.

En los estudios se procura disminuir en lo posible, la exposición de los pacientes a las radiaciones. Para ello se tiende a utilizar radionúclidos con vida media ( $\tau$ ) corta, del orden de horas con emisión radiactiva gamma de una energía adecuada para la gamma cámara disponible y, de preferencia, sin emisión beta. Con energía de 100 a 200 keV. El radionúclido que se utiliza principalmente es el tecnecio-99 meta-estable ( $^{99m}\text{Tc}$ ) y cobalto 57 como fuente plana.

## OBJETIVOS

### OBJETIVO GENERAL

Realizar un estudio del control de calidad para gammacámaras a partir de dos fuentes, una fuente plana Co57<sup>1</sup> y la otra fuente <sup>99m</sup>Tc<sup>2</sup>, para presentar una propuesta de mejora en los procedimientos.

### OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Documentar todas las pruebas para el control de calidad en las Gammacámaras.
- Evaluar la objetividad de cada prueba a partir de los radionucleidos utilizados Tc-99m y Co-57
- Argumentar las mejoras propuestas en las diferentes pruebas
- Documentar los procedimientos propuestos a partir de las mejoras.

---

<sup>1</sup> Fuente cobalto 57

<sup>2</sup> Fuente de tecnecio 99

## **FORMULACION DEL PROBLEMA**

Los controles de calidad en Medicina Nuclear en particular en Gammacámaras se deben realizar con fuentes radiactivas, que en la mayoría de los casos son preparadas para este fin y se requiere mucha experticia para que la fuente de calibración sea adecuada para dar un resultado confiable, esto ha motivado el presente estudio con el fin de evaluar las pruebas y sus protocolos de realización para generar procedimientos en los que la objetividad de la prueba no dependa de la experiencia de quien la aplica, centrandolo la calidad de la prueba en los protocolos y las fuentes de calibración. Este análisis incluye la evaluación de costos a incluir fuentes planas de Co-57<sup>3</sup>.

Por tanto surge la siguiente pregunta:

¿Cómo optimizar el control de calidad de gammacameras Siemens a partir de fuentes de Tc-99m y Co-57?

## **DESCRIPCION DEL PROYECTO**

En el área de medicina nuclear entre los dispositivos biomédicos usados para diagnóstico se encuentran las gamma cámaras; en este trabajo se realizará un estudio de los controles de calidad de las gamma cámaras, a partir de radionucleidos usados para este fin – Tc-99m y Co-57, comparando las ventajas y desventajas del uso de cada uno.

La metodología estará basada en parámetros técnicos y económicos para evaluar la viabilidad de las técnicas utilizadas en los controles de calidad.

---

<sup>3</sup> Fuente de cobalto 67



## **JUSTIFICACION**

Para garantizar la calidad de imágenes diagnósticas obtenidas mediante las gammacámaras es necesario evaluar la metodología con la que se hacen los controles de calidad de las gammacámaras.

Se propone una nueva metodología de control de calidad de las gammacámaras usando una fuente plana de Co57 y se hará una comparación entre esta nueva metodología frente a la convencional de  $^{99m}\text{Tc}$ , con esta comparación de fuentes se logrará observar la diferencia de efectividad en el proceso así obteniendo un resultado técnico e igualmente económico en la modalidad del servicio en medicina nuclear

## **ALCANCE**

Se piensa realizar este estudio técnico y comparativo de cómo se efectúa un control de calidad de gamma cámaras a través del método de fuentes tradicionales y fuentes planas.

Se busca concluir la fuente que mejor optimice el proceso en el control de calidad de imagen para las gammacameras.

## **ANTECEDENTES**

En Colombia se ve a nivel tecnológico y científico presentados una contribución bastante amplia en el medio hospitalario y en su entorno diagnóstico con radionúcleidos para apoyo médico.

A continuación se presenta un artículo de la OIEA<sup>4</sup> en el cual se ve este avance reflejado<sup>i</sup>

Cuando en 1957 se estableció el OIEA como miembro autónomo del sistema de las Naciones Unidas, un objetivo primordial era "procurar, acelerar y aumentar la contribución de la energía atómica a la paz, la salud y la prosperidad en el mundo entero". La inclusión del término "salud" reflejaba un hecho importante, a saber, que el empleo de la radiación y los radionucleidos con fines médicos era una de las primeras y más difundidas aplicaciones de la "energía atómica".

Debido a su diversidad, las radiaciones y el radio nucleídos con fines médicos y biológicos se emplean hoy en más países y en más laboratorios que todas las otras aplicaciones de la energía atómica

Esta diversidad ha definido la naturaleza del programa del Organismo en esta esfera; en vez de respaldar unos cuantos proyectos grandes, se brinda apoyo a muchas actividades pequeñas, adaptadas a las necesidades y deseos de cada país, en especial a los de los países en desarrollo.

Este apoyo adopta diversas formas, por ejemplo, seminarios, cursos de capacitación, cursillos prácticos, contratos de investigación y proyectos de asistencia técnica. Mediante este programa se ha mantenido una estrecha colaboración con la Organización Mundial de la Salud (OMS) y otros organismos intergubernamentales, al mismo tiempo que se ha hecho hincapié en solucionar los problemas regionales en la propia región de que se trate.

## **DISEÑO METODOLOGICO**

Teniendo en cuenta los diferentes parámetros para la realización de una buena ejecución. Este proceso se rige según las normas establecidas por la OIEA.

---

<sup>4</sup> OIEA organización independiente de las Naciones Unidas

ETAPA 1. Se realizará un estudio documental entre las diferentes tecnologías que se usan en la actualidad, así como los protocolos para manipulación de los dispositivos por medio de las técnicas utilizadas.

ETAPA 2. se estudiara sobre la eficiencia, funcionamiento y otros datos de importancia relacionados con las fuentes de Tc-99m y Co-57.

ETAPA 3. Luego se recopilaran y analizaran los datos técnicos y económicos de los procesos de control de calidad, que se hayan realizado en la investigación para seleccionar el tipo de fuente que se ajusta a la garantía de funcionamiento de dichos dispositivos.

## **MEDICINA NUCLEAR**

La medicina nuclear utiliza sustancias radioactivas incorporadas al organismo humano con fines diagnósticos y en ocasiones terapéuticos. Mediante el estudio, con detectores de radiación adecuados, de la distribución, fijación y evolución de un determinado trazador radioactivo suministrado a un paciente que consigue información relevante para diagnosticar numerosas patologías. (aplicaciones medicas de la radiacion)

El poder de diagnóstico de medicina nuclear se basa en la capacidad de detectar la presencia de cantidades extraordinariamente pequeñas de elementos químicos y de seguir su ruta metabólica, motivo por el cual se le denominan trazadores. El trazador radioactivo tiene en el organismo un comportamiento idéntico al elemento estable que se quiere estudiar y puede consistir en un elemento simple, como iodo-131, una molécula marcada, como la cianocobalamin A (vitamina B12) marcada con cobalto-57.

## GAMMACAMARA O CAMARA DE ANGER

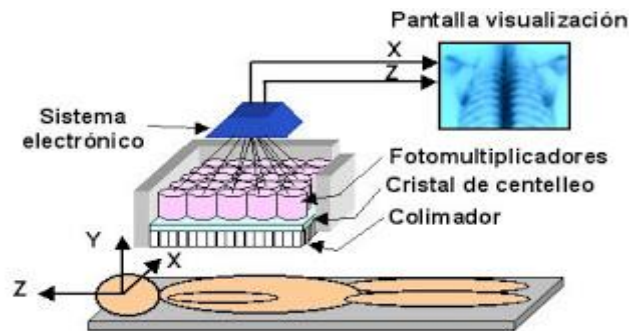


FIGURA 1: CAPTACION DE IMAGEN

El equipo permite captar la distribución corporal del trazador lo hace detectando la radiación que emite, por eso se denomina gammacámara. También recibe el nombre de ANGER en honor a su diseñador, HAL OSCAR ANGER.

Componentes de la gammacámara consta de una o varias cabezas detectoras integradas, a su vez por distintos elementos: el cristal de centello, fotocátodo, fotomultiplicadores, amplificadores y analizadores de pulso eléctrico. Circuito de posicionamiento y un equipo informático que procesa la información.

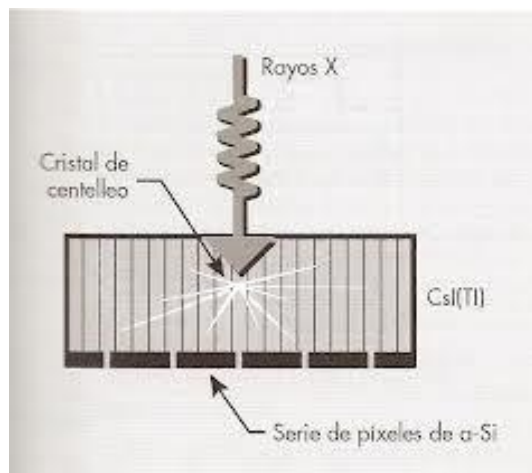


FIGURA 2: CRISTAL DE CENTETELLO

### **CRISTAL DE CENTELLO:**

Formado por yoduro de sódico activado con talio, absorbe los fotones procedentes del radionúclidos y genera el destello luminoso (fotones de luz visible y ultravioleta UV) al que debe su nombre.

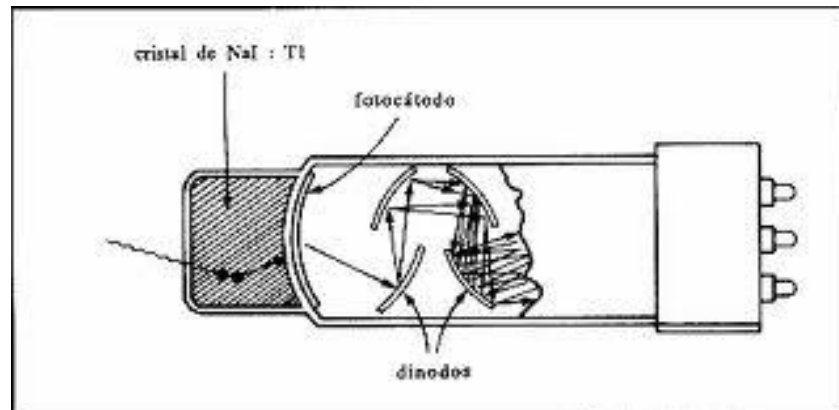


FIGURA 3: FOTOMULTIPLICADOR

### **FOTOCATODO Y TUBOS FOTOMULTIPLICADORES (TFM):**

Los fotones luminosos alcanzan a través de un acoplamiento óptico el fotocátodo, situado inmediatamente detrás del cristal.



FIGURA 4: DETECTOR

## EL COLIMADOR:

El colimador está formado por una gruesa lámina de plomo o tungsteno, completamente llena de orificios hexagonales o circulares.

Su misión es la de seleccionar los rayos gamma, que procedentes del paciente, inciden sobre el cristal de centelleo. Según la disposición de los orificios existen diversos tipos de colimadores: paralelo (orificios perpendiculares al cristal), convergente y divergente (orificios convergentes o divergentes, respecto al cristal), finalmente existe un tipo de colimador con un único orificio que recibe el nombre de "pinhole".

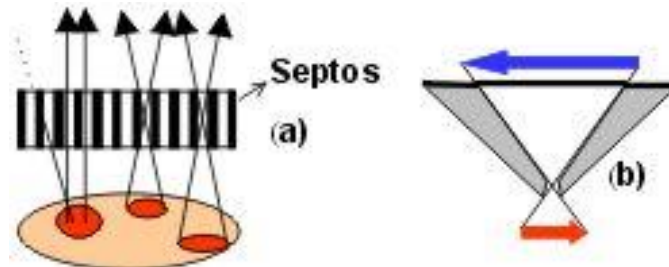


FIGURA 5: ORIFICIOS CONVERGENTES Y DIVERGENTES

El colimador de mayor uso es el paralelo, que permite obtener una imagen real que se corresponde con la proyección de la distribución del radiofármaco en el paciente, puesto que solo los rayos gamma que pueden pasar por el interior de los orificios alcanzan el cristal de centelleo, mientras que el resto son absorbidos en las paredes ("septos") de separación de los mismos.

Las características del colimador paralelo dependen de su espesor y tamaño de los orificios, existiendo colimadores denominados de "alta energía", que presentan un espesor mayor que los de "baja energía" o propósito general, así como, los denominados de "alta resolución" que disponen de orificios de menor diámetro que los de "baja resolución".

Cuando se desea estudiar alguna zona concreta se utiliza el "pinhole"<sup>5</sup>, que únicamente dispone de un orificio, obteniéndose una imagen invertida y ampliada. (a) y (b) se representa un colimador paralelo y "pinole"

### **EL CRISTAL DE CENTELLEO:**

Prácticamente todas las gammacámaras utilizan un cristal de centelleo de INa (TI) de forma rectangular o circular, ya que presenta sobre otros tipos una buena eficiencia de conversión (fracción de energía de radiación absorbida que se convierte en luz), tiene el inconveniente de ser higroscópico y no resistir cambios bruscos de temperatura, por todo ello, se requiere que esté encapsulado herméticamente y que la temperatura ambiental se mantenga estable. Posee grosores variables (6.35mm o 16mm) pueden ser circulares o rectangulares y tener diámetros de 15 a 50cm. Son higroscopico<sup>6</sup>, sumamente frágiles y sensibles.

La eficiencia de detección resulta afectada por el espesor del cristal, de tal forma que aumenta a medida que el espesor es mayor, en contraposición, a mayor espesor de cristal, menor es la resolución geométrica, ya que aumenta el área de detección de los fotomultiplicadores.

### **FORMACIÓN DE LA IMAGEN:**

Los rayos gamma emitidos por el radiofármaco que se encuentra distribuido en el interior del paciente, atraviesan el colimador e interaccionan con el cristal de centelleo, produciéndose los destellos luminosos.

Cada destello es detectado por varios fotomultiplicadores y los impulsos que se obtienen de ellos son tratados por el sistema electrónico, de tal forma que a partir de la altura de estos impulsos asociada a la posición de los fotomultiplicadores permite obtener las coordenadas (z, x) del origen del destello y el impulso resultante

---

<sup>5</sup> Pinhole divergente (orificios convergentes o divergentes, respecto el cristal), finalmente existe un tipo de colimador con un único orificio

<sup>6</sup> *Higroscópicos*: compuesto que atraen agua en forma de vapor o de líquido de su ambiente

de la suma de todos los impulsos que ha ocasionado un destello, aplicado a un analizador monocanal, permite determinar la energía del rayo gamma original; si esta energía está dentro del intervalo de la ventana de energía, la detección se acepta como válida y se representa sobre la pantalla de visualización como un punto luminoso en la posición correspondiente.

### **ACTIVIMETRO O CALIBRADOR DE DOSIS:**

Es un instrumento básico en cualquier servicio de medicina nuclear. Permite conocer la actividad de un trazador contenido en un vial y de este modo calcular la dosis que se desea administrar al paciente. En esencia, un activimetro no es más que una cámara de ionización en forma de pozo en su interior se introduce el material radioactivo con el fin de medir su actividad.

Dosis absorbida es una medida de los efectos biológicamente importantes producidos por las radiaciones ionizantes. Definida de una manera simplificada, la dosis absorbida  $D$  es la energía impartida por la radiación a la unidad de masa del material irradiado

$$D \frac{dE \left[ \frac{\text{energía}}{\text{masa}} \right]}{dm}$$

Donde  $D$  es la energía media impartida por la radiación ionizante a los materiales de masa  $dm$ . La antigua unidad de dosis es el rad (un acrónimo de dosis de radiación absorbida) y representa la absorción de 100 ergs de energía por gramo de material absorbente.

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ ergs/g} = 10^{-2} \text{ J/kg}$$

La unidad SI de dosis absorbida es el gray (Gy) y se define como:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

Así la relación entre Gray y Rad es:

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} \quad \text{o} \quad 1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ Gy}$$

---

<sup>7</sup> Ecuación: Dosis absorbida



## LA VIDA MEDIA

El término vida media ( $T_{1/2}$ ) de una sustancia radiactiva es definido como el tiempo requerido para que la actividad o el número de átomos radiactivos decaiga a la mitad de su valor inicial.

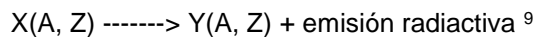
Sustituyendo  $N/N_0 = 1/2$  en la ecuación 1.2  $A/A_0 = 1/2$  en la ecuación 1.4, en  $t = T_{1/2}$  tenemos:

$$\frac{1}{2} = e^{-\lambda T_{1/2}} \text{ or } T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}^8$$

Donde  $\ln 2$  es el logaritmo natural de 2 teniendo un valor de 0.693.

## TIPOS DE DECAIMIENTO RADIOACTIVO

Los núcleos radiactivos emiten energía para transformar su núcleo en otro diferente, mediante tres tipos de decaimiento: alfa, beta y gamma, representándose cada uno de ellos por la ecuación:



Donde X e Y son el símbolo del elemento químico antes y después de la transformación respectivamente, A es el número másico y Z es el número atómico.

### DECAIMIENTO DE PARTÍCULAS alfa $\alpha$

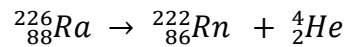
La desintegración alfa ocurre principalmente en núcleos pesados. En la desintegración, un núcleo de helio consistente en dos protones y dos neutrones es emitido.

Así, el número atómico se reduce en 2 y el número de neutrones por 2. El radio es un típico emisor alfa y su reacción está representada por:

---

<sup>8</sup> Ecuación: Vida media

<sup>9</sup> Ecuación: decaimiento radioactivo

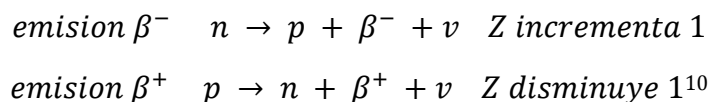


La partícula alfa, a pesar de su gran energía, se detiene en algunos centímetros de aire en unas pocas milésimas de cm en el tejido. Al viajar a través de la partícula de aire grande, con carga positiva, elimina los electrones de los átomos a lo largo de su trayectoria y produce una intensa ionización.

### **DECAIMIENTO beta $\beta$**

Muchas desintegraciones radiactivas son acompañadas por la emisión de un electrón positivo o negativo desde el núcleo. El núcleo que emite electrones es llamado emisor de positrones ( $\beta^+$ ) o negatrones ( $\beta^-$ ). En la emisión  $\beta^-$  se considera que un neutrón en el núcleo cambia en un protón y un electrón negativo es expulsado. Esta transformación se notará en el número másico del mismo (la masa del electrón es despreciable en comparación con los protones o neutrones), pero el número atómico  $Z$  se incrementará en 1, ya que ahora hay un protón más en el núcleo.

En la desintegración  $\beta^+$  un protón cambia a neutrón y un electrón positivo es emitido. En este caso,  $Z$  decrecerá por 1, puesto que ahora hay un protón menos en el núcleo. La partícula  $\beta$  que es expulsada de un núcleo activo beta puede tener cualquier energía a partir de cero hasta un valor máximo característico del núcleo padre. Teórica y experimentalmente se ha mostrado que en una desintegración beta un neutrino es expulsado, y este neutrino lleva el resto de la energía. Cada desintegración corresponde a la liberación de la energía máxima, pero esta energía puede ser distribuida de cualquier manera entre las dos partículas. Las relaciones para el decaimiento beta pueden ser escritos:




---

<sup>10</sup> Decaimientos  $\beta$

El neutrino,  $\nu$ , es una partícula neutral con una masa que es pequeña en comparación con un electrón. Ya que no tiene carga no produce ionización.

### **DECAIMIENTO GAMMA**

La radiación gamma o rayos gamma ( $\gamma$ ) es un tipo de radiación electromagnética, producida generalmente por elementos radiactivos o procesos subatómicos. Los rayos gamma constituyen un tipo de radiación ionizante, debido a su alta energía, capaz de penetrar en la materia más profundamente que la radiación alfa o beta. La energía de esta naturaleza se mide en megaelectronvoltios (MeV). Un MeV corresponde a fotones gamma de longitudes de onda inferiores a  $10^{-11}$  m o frecuencias superiores a  $10^{19}$  Hz.

Los rayos gamma son emitidos por la mayoría de los núcleos de las series radiactivas. Estos son los fotones de la radiación electromagnética que se llevan el exceso de energía cuando los núcleos realizan decaimiento gamma desde los estados excitados hasta estados de menor energía; tienen energías mayores que  $\sim 10^{-3}$  MeV [12]. La radiación emitida es diferente para cada isotopo, lo que permite identificar mejor el origen de radionúclidos. Los rayos gamma se diferencian de los rayos X en su origen, debido a que estos últimos se producen a nivel extra nuclear, por fenómenos de frenado electrónico.

Dosis absorbida es una medida de los efectos biológicamente importantes producidos por las radiaciones ionizantes. Definida de una manera simplificada, la dosis absorbida  $D$  es la energía impartida por la radiación a la unidad de masa del material irradiado.

$$D \frac{dE}{dm} \left[ \frac{\text{energía}}{\text{masa}} \right]$$

Donde  $dE$  es la energía media impartida por la radiación ionizante a los materiales de masa  $dm$ . La antigua unidad de dosis es el rad (un acrónimo de dosis de

radiación absorbida) y representa la absorción de 100 ergs de energía por gramo de material absorbente.

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ ergs/g} = 10^{-2} \text{ J/kg}$$

La unidad SI de dosis absorbida es el gray (Gy) y se define como:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

Así la relación entre Gray y Rad es:

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} \quad \text{o} \quad 1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ Gy}$$

### **TECNECIO-99 METAESTABLE ( $^{99m}\text{Tc}$ )**

Dentro de los radionucleidos más utilizados para estudios diagnósticos en medicina nuclear está el tecnecio. El  $^{99}\text{Tc}$  es un elemento artificial que no se encuentra en la naturaleza y fue descubierto en 1937 por Carlo Perrier (1886-1948) y por Emilio Gino Segre (1905-1989).

El elemento tecnecio con número atómico 43 se encuentra en el grupo 7B de la tabla periódica entre el manganeso (25) y el renio (75) y está al lado derecho del molibdeno (42) y al lado izquierdo del rutenio (44). El tecnecio-99 se desintegra por emisión beta y se transmuta a rutenio-99. Al mismo tiempo, por transición isomérica y la emisión de una radiación gamma monoenergética de 140 keV pasa al tecnecio-99 metaestable  $^{99m}\text{Tc}$ , con una vida media de 6,02 horas. Este radionucleido diagnóstico se obtiene en el laboratorio a partir de un generador de molibdeno-99 ( $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ ).

El generador de  $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$  es el más utilizado en la actualidad debido a la gran difusión que ha alcanzado el  $^{99m}\text{Tc}$  para el diagnóstico en medicina nuclear. El radionúclido padre  $^{99}\text{Mo}$  tiene un periodo de semidesintegración de 67 hr y decae por emisión  $\beta$  - produciendo un 87% de  $^{99m}\text{Tc}$ , permaneciendo el 13% restante en forma de  $^{99}\text{Tc}$ . Emite fotones de 740 y 780 KeV.

El  $^{99m}\text{Tc}$  se obtiene básicamente al hacer pasar un líquido eluyente de NaCl al 9%, a través de una columna de alúmina de Molibdeno 99, el cual extrae el  $^{99m}\text{Tc}$ . Su gran ventaja es la facilidad para tener este equipamiento, en el mismo Servicio

de Medicina Nuclear y obtener aquí el radioisótopo, sin riesgo para el personal o los pacientes.

### **COBALTO 57 ( $^{57}\text{Co}$ )**

El cobalto de origen natural (Co) se compone de un isótopo estable,  $^{59}\text{Co}$ . 28 radioisótopos se han caracterizado, siendo los más estables el  $^{60}\text{Co}$  y el  $^{57}\text{Co}$ . El rango de peso atómico de los isótopos del cobalto va desde  $^{47}\text{Co}$  a  $^{75}\text{Co}$ . El modo de desintegración principal de los isótopos con unidades de masa atómica inferior a la del isótopo estable más abundante,  $^{59}\text{Co}$ , es la captura electrónica y el modo primario de decaimiento para los de más de 59 unidades de masa atómica es la desintegración beta.

El cobalto-57 ( $^{57}\text{Co}$  o  $^{57}\text{Co}$ ) es un metal radiactivo que se utiliza en pruebas médicas. Es un emisor de rayos gamma y vida media de 371.77 días.

La fuente de inundación de  $^{57}\text{Co}$  utilizada en las pruebas de control de calidad, consta de cobalto-57 incorporado en una matriz sólida para dar lugar a una distribución uniforme de actividad de 10mCi (370MBq) referenciada al 1 de julio de 2010. Cuando se coloca en el colimador de una gammacámara produce una imagen uniforme que se utiliza para asegurar el correcto funcionamiento de la cámara. El  $^{57}\text{Co}$  emite fotones de energías similares a la de  $^{99\text{mTc}}$ .

### **FUENTE PLANA**

- Co-57 rectangular, con protección estándar 10.0 mCi (370 MBq).
- Encapsulado: 64.5 x 45.5 x 1.8 cm
- Matriz Co-57: 60.7 x 41.8 cm
- *Cód. 94200*

Las fuentes han sido fabricadas aprovechando al máximo las propiedades químicas del Cobalto para ofrecer una fuente de uniformidad superior. Su actividad ha sido cuidadosamente medida, y el campo completo ha sido escaneado para asegurar la homogeneidad de la distribución, con un coeficiente de variación menor al 1%.

## **EFICIENCIA DE LA FUENTE GARANTIZADA**

Actividad indicada en la etiqueta 100% garantizada en el momento de la recepción. < 0.8% combinación Co-56/Co-58 garantizada a la fecha de referencia, lo que permite su uso inmediato. Ya no es necesario almacenar las fuentes durante 2 o 3 meses, lo que supone un ahorro del 15 al 20%.

La uniformidad de la fuente es testada por ambos lados. El coeficiente de variación es menor de  $\pm 1.0\%$  (valor típico menor de  $\pm 0.8\%$ ) y la uniformidad integral es menor de  $\pm 2.5\%$  (valor típico menor de  $\pm 1.7\%$ )

## **EL ECKERT Y ZIEGLER ISÓTOPOS (EZIP\_MEDICA\_CATALOG\_2010)**

Productos (EZIP) Co -57 Fuente de flujo proporciona un campo uniforme de la radiación para la evaluación de Medicina Nuclear rendimiento de la cámara gamma, lo que permite detección y corrección de cualquier mal funcionamiento de la cámara antes de diagnóstico a utilizar.

La vida útil típica de la fuente de flujo Co - 57 es de aproximadamente 2 años. Fuentes están disponibles en una variedad de dimensiones circulares y rectangulares, con actividades para satisfacer las normas establecido por los fabricantes de las cámaras gamma.

## **CONSTRUCCIÓN**

FEATHERLITE fuentes de flujo Co- 57 de eZip consistir de cloruro de cobalto uniformemente dispersa en un sustrato delgado que se coloca a continuación en un ABS encapsulación y ultrasónicamente soldada.

Fuentes de flujo Perflexion consiste de Co - 57 disperso uniformemente en una matriz de poliuretano dentro de una cápsula recubierto de tela flexible



FIGURA 6: TIPO DE FUENTE PLANA

### **CALIDAD**

Proceso de fabricación de EZIP asegura que los clientes de Medicina Nuclear recibirán la más alta calidad fuente de flujo disponible para realizar control de calidad de las cámaras gamma. Fuentes de flujo son escaneadas utilizando una cámara gamma en las imágenes de la cámara cada fuente de flujo para parámetros incluyendo diferencial e integral falta de uniformidad en conformidad con ANSI N42.27. Las inspecciones visuales se realizan para detectar posibles falseamientos del elemento activo y el exterior cápsula.

A prueba de fugas se realiza en todas las fuentes.



FIGURA 7: PROTOTIPO DE FUENTE PLANA

### FeatherLite™

#### The lightest flood source

US Patent No. 6,787,786. Sealed Source and Device Registration No. CA0510S120S

Product Code	Active Dimensions		Overall Dimensions		Activity (mCi)	Activity (MBq)
MED3706	18.5" Diameter	470mm diameter	19" diameter	483mm diameter	5-20	185-740
MED3709	24.0" x 16.5"	610mm x 419mm	25.2" x 17.9"	683mm x 454mm	5-20	185-740
MED3722	10.9" x 10.9"	277mm x 277mm	11.9" x 11.9"	302mm x 302mm	5-20	185-740
MED3727	10.0" x 16.0"	254mm x 406mm	10.5" x 16.5"	267mm x 419mm	5-20	185-740

### C-Thru™

#### The only transparent flood source

US Patent No. 7,172,799. Sealed Source and Device Registration No. MA-1059-S-359-S

Product Code	Active Dimensions		Overall Dimensions		Activity (mCi)	Activity (MBq)
CTRF10000 - 10003	24.4" x 16.5"	620mm x 420mm	27.5" x 21.2"	700mm x 538mm	5-20	185-740
CTRF10017-10019	16" x 10"	406mm x 254mm	17.5" x 14.5"	445mm x 368mm	5-20	185-740
CTRF10012	8.9" x 8.9"	226mm x 226mm	12.5" x 11.0"	318mm x 280mm	10	370
CTRF13770A *	15.2" x 9.1"	386mm x 231mm	15.7" x 9.8"	400mm x 250mm	10	370
CTRF10050-10053	18.5 diameter	470 mm diameter	21" diameter	534mm diameter	5-20	185-740

\* Aluminum capsule, this is not a transparent flood source.

### Perflexion™

#### The only flexible flood source

US Patent No. 7,233,012. Sealed Source and Device Registration No. CA0406S180S

Product Code	Active Dimensions		Overall Dimensions		Activity (mCi)	Activity (MBq)
PF16R	16" x 10.5"	406 mm x 266 mm	17.4" x 11.9"	442 mm x 302 mm	5-20	185-740
PF18C	18.5" diameter	470 mm diameter	20" diameter	508 mm diameter	5-20	185-740
PF24R	24" x 16.5"	610 mm x 419 mm	25.4" x 17.9"	645 mm x 454 mm	5-20	185-740

\* Other sizes and activities available. Please contact EZIP for information.

## NORMAS CALIBRADOR DOSIS DE REFERENCIA (VR o E Vial)

SS & DR N ° CA0406S148S) Calibrador de dosis Fuentes de referencia proporcionan un método seguro y conveniente de calibración de instrumentos de medición de la precisión de las soluciones de imagen más comúnmente utilizados por los técnicos médicos. El calibrador de dosis Vial está fabricado mediante la distribución del elemento activo en 20 ml de epoxi, que comprende una densidad de aproximadamente 1,0 g/cm<sup>3</sup>. Cada estándar se suministra en un polietileno de 27 ml vial. La calibración es en términos de actividad contenidas en una solución acuosa. NIST trazable de ± 5% en el nivel de confianza del 99%.





FIGURA 8: PROTECTORES DE FUENTES

## INSTRUCCIONES GRÁFICO DECAIMIENTO

Para determinar el valor actual de la radiactividad en el lugar:

1. Calcular el número de días desde la fecha de referencia para la fuente.
  2. A continuación, anote el radionúclido en su fuente, y localice el Gráfico Deca y para ese nucleído.
  3. Determinar la porción restante de la radiactividad en la fuente, utilizando la tabla: una. Seleccione el número de días sumando los números de fila y columna
    - A. Leer la fracción de la radiactividad en la fuente en la intersección de la fila y la columna
    - B. Multiplicar la intensidad de la fuente por la fracción para determinar la radiactividad restante en la fuente.
- Asegúrese de utilizar la versión apropiada de la tabla de días naturales en función de si un año bisiesto está involucrado en el cálculo (es decir, un 29 de febrero ha tenido lugar). Por ejemplo, si la fecha actual es 29 de abril 2010 (día 119 del año en base en el calendario gráfico de días) y uno tiene una fuente con fecha de referencia 1 de febrero de 2010 (día 32 del año en base a el mismo gráfico días naturales) ha habido  $119-32 = 87$  días de la

decaencia que se han producido. Para las fuentes que son múltiples años de edad, tendrá que tener en cuenta cualquier año bisiesto.

- Por ejemplo, durante 87 días, primero seleccione la fila 60 días y seguirlo a lo largo de la columna de 27 días. Esto corresponde exactamente a

87 días. El resultado es la fracción de la radiactividad en la fuente. Por número de días que no corresponden exactamente al número de días indicados en la tabla, elija el número más cercano de días.

Co-57

Half Life (d) = 271.79

Days	3	6	9	12	15	18	21	24	27	30
0	0.992	0.985	0.977	0.970	0.962	0.955	0.948	0.941	0.933	0.926
30	0.919	0.912	0.905	0.898	0.892	0.885	0.878	0.871	0.865	0.858
60	0.852	0.845	0.839	0.832	0.826	0.820	0.813	0.807	0.801	0.795
90	0.789	0.783	0.777	0.771	0.765	0.759	0.753	0.748	0.742	0.736
120	0.731	0.725	0.720	0.714	0.709	0.703	0.698	0.693	0.687	0.682
150	0.677	0.672	0.667	0.662	0.657	0.652	0.647	0.642	0.637	0.632
180	0.627	0.622	0.618	0.613	0.608	0.604	0.599	0.594	0.590	0.585
210	0.581	0.576	0.572	0.568	0.563	0.559	0.555	0.551	0.546	0.542
240	0.538	0.534	0.530	0.526	0.522	0.518	0.514	0.510	0.506	0.502
270	0.498	0.495	0.491	0.487	0.483	0.480	0.476	0.472	0.469	0.465
300	0.462	0.458	0.455	0.451	0.448	0.444	0.441	0.438	0.434	0.431
330	0.428	0.424	0.421	0.418	0.415	0.412	0.409	0.405	0.402	0.399
360	0.396	0.393	0.390	0.387	0.384	0.381	0.378	0.376	0.373	0.370
390	0.367	0.364	0.361	0.359	0.356	0.353	0.351	0.348	0.345	0.343
420	0.340	0.337	0.335	0.332	0.330	0.327	0.325	0.322	0.320	0.317
450	0.315	0.313	0.310	0.308	0.305	0.303	0.301	0.299	0.296	0.294
480	0.292	0.290	0.287	0.285	0.283	0.281	0.279	0.277	0.274	0.272
510	0.270	0.268	0.266	0.264	0.262	0.260	0.258	0.256	0.254	0.252
540	0.250	0.248	0.247	0.245	0.243	0.241	0.239	0.237	0.236	0.234

## PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

Control de calidad es el conjunto de medidas específicas y técnicas realizadas con el fin de controlar que un determinado aspecto de un proceso sea satisfactorio. Los procedimientos médicos con radiaciones ionizantes necesitan ser ejecutados con la máxima precisión y con la mínima dosis en el paciente en base a los propósitos de diagnóstico o terapia.

Por lo cual se hace imprescindible mantener una vigilancia exhaustiva sobre las características operativas o de desempeño de los sistemas instalados, de manera que los procesos médicos sean lo más preciso posible y se minimicen los errores de funcionamiento.

## **CONTROL DE CALIDAD EN GAMMAGRAFÍA PLANAR**

Las pruebas recomendadas para la gammagrafía planar por el protocolo que se llevaron a cabo en las gammacámaras E.Cam y Symbia son sensibilidad intrínseca, sensibilidad extrínseca, resolución espacial intrínseca, resolución espacial extrínseca y linealidad.

### **SENSIBILIDAD INTRÍNSECA**

(También referida como de campo inundado)

Uniformidad intrínseca: Determina la existencia de zonas heterogéneas en la imagen, sin la presencia de algún colimador. Esta evaluación indica la forma en que los detectores sin colimar registran los eventos emitidos de una fuente puntual de radiación. La calibración se realiza utilizando una fuente puntual de  $^{99m}\text{Tc}$  o  $^{57}\text{Co}$  (con 555-925 kBq = 15-25  $\mu\text{Ci}$ ) y adquiriendo una alta cantidad de cuentas, como 200 millones de cuentas, en cada uno de los detectores que disponga el equipo (1, 2 ó 3). La calibración se debe realizar mensualmente o cuando sea necesario. Como medida de supervisión adicional, se recomienda adquirir una imagen estática con 10-30 millones de cuentas para calcular las inhomogeneidades en los campos de visión útil (UFOV por sus siglas en inglés) y campo de visión central (CFOV por sus siglas en inglés). Además se calculan los valores de uniformidad integral y diferencial. La uniformidad integral se calcula como la diferencia porcentual entre el máximo (Max.pixel) y el mínimo tono (min.pixel) en los pixeles del campo de visión. La uniformidad diferencial

Mide el mayor cambio porcentual en la uniformidad de los tonos de los pixeles, sobre un área de 5 pixeles en cualquier dirección de los campos de visión.

En esta prueba de control de calidad se evaluó la capacidad que tiene la gammacámara de transformar cada desintegración radiactiva como un evento observable, a través de la determinación de la eficiencia de conteos del cabezal detector, medida como la respuesta de la cámara a una fuente de actividad conocida.

Para ello se retiró el colimador del cabezal y ubicó adecuadamente el detector, tal que la línea perpendicular a su centro pasara por el soporte de la fuente puntual de 0.1mCi de  $^{99m}\text{Tc}$ . Una vez configurado el sistema, se realizó una adquisición estática durante 60seg. Los datos obtenidos para el detector de la gammacámara Cam fueron 24406 cts, mientras que para los detectores uno y dos de la gammacámara Symbia E 21983 cts y 22131cts respectivamente.

## **SENSIBILIDAD EXTRÍNSECA**

(También referida como uniformidad del sistema)

Uniformidad extrínseca: Determina la existencia de zonas heterogéneas en la imagen, con la presencia de un colimador. Un estudio de la uniformidad extrínseca prueba la forma en que el sistema detector/colimador registra los eventos emitidos de una fuente plana de radiación uniforme, por lo que se pueden detectar fallas o daños en el colimador empleado. La calibración se efectúa mediante un maniquí rellenable (floodphantom) ó mediante un maniquí de  $^{57}\text{Co}$ . La fuente extendida (con 370-555 MBq = 10-15 mCi), se coloca lo más cerca del colimador aproximadamente a 5-10cm y se adquieren ~50 millones de cuentas para el colimador de alta resolución y ~30 millones de cuentas para los otros colimadores (LEAP: colimador para baja energía y propósitos generales, MedEng: colimador para energías medias y HiEng: colimador para energías altas). La calibración se debe efectuar al instalar al equipo y luego cuando exista sospecha o daño en algún colimador. En algunas ocasiones se recomienda adquirir una imagen estática con ~10-30 millones de cuentas antes del primer paciente para cerciorarse de la homogeneidad de los UFOV y CFOV para el colimador empleado.

En la sensibilidad extrínseca se determina la eficiencia de conteo del colimador utilizando una fuente distribuida uniformemente en un recipiente lleno de agua y  $^{99m}\text{Tc}$  de aproximadamente 1.5 mCi, colocándola a una distancia de 10 cm de la cara del colimador y registrando la cantidad de conteos colectados durante 1 min. Los conteos registrados durante un minuto fueron 365942 en gammacámara Cam, así como de 319156 en el detector 1 y 320378 en detector 2 de la gammacámara Symbia E.



FIGURA 8: DETECTORES

Arreglo experimental para determinar la sensibilidad intrínseca del sistema. En la imagen (a) se observa la fuente puntual de  $^{99m}\text{Tc}$  cuyas emisiones son registradas por el detector 2 de la gammacámara Symbia. En la imagen (b) se observa lo mismo que en (a) pero esta vez en el detector de gammacámara E.Cam

### **RESOLUCIÓN ESPACIAL INTRÍNSECA**

El objetivo de las pruebas de resolución espacial es determinar la habilidad del equipo, para mostrar con buena resolución, lesiones pequeñas. La resolución en una imagen cuantifica la capacidad de apreciar dos objetos pequeños y cercanos como dos entidades ajenas entre sí. Mientras mayor sea la resolución, más cerca pueden estar dichos objetos sin que sus imágenes se traslapen. La evaluación de la resolución intrínseca es similar a la uniformidad intrínseca, pero ahora se coloca un patrón de barras paralelas lo más cercano al detector. Usualmente el patrón se divide en 4 sectores con separación entre barras de 3.5 mm, 3 mm, 2.5 mm y 2 mm,

respectivamente. La imagen que se adquiere debe tener un conteo suficiente para contar con una estadística adecuada, por lo general se adquiere una imagen estática de 10-30 millones de cuentas utilizando una fuente puntual de  $^{99m}\text{Tc}$  o  $^{57}\text{Co}$  con 1.85-3.7 MBq (50-100  $\mu\text{Ci}$ ). Con esta prueba se puede evaluar simultáneamente linealidad espacial al observar que las barras se observen rectas en la imagen. La prueba se realiza de manera mensual cubriendo en cada ocasión un cuadrante del detector, de tal forma que al cabo de 4 meses, cada sector del detector haya adquirido una imagen de cada sector del patrón de barras paralelas.

A través de esta prueba se evaluó la capacidad que tiene la gammacámara de distinguir dos eventos que se producen a una corta distancia uno de otro como entidades independientes.

Para este fin se utilizó el fantoma de cuatro cuadrantes y una fuente puntual de  $^{99m}\text{Tc}$  de 1mCi. El procedimiento consistió en retirar el colimador del cabezal y colocar el fantoma sobre el cristal, alineado con los indicadores del detector, posteriormente se adquirió una imagen de 9000Kcts y luego se rotó el fantoma  $90^\circ$  hasta completar 4 imágenes.

### **FLOOD INTRÍNSECO MENSUAL**

- 1- Detectores en configuración de  $180^\circ$  sin colimadores.
- 2- Detector 1 en  $0^\circ$
- 3- Detectores en la posición radial más alejada.
- 4- Colocar fuente de  $\text{Tc-}^{99m}$  o  $\text{Co-}^{57}$  en el soporte de la fuente.
  - $\text{Tc-}^{99m} = 30\mu\text{Ci } 1.1\text{MBq}$
  - $\text{Co-}^{57} = 30\mu\text{Ci } 1.1\text{MBq}$
- 5- Colocar la fuente lo más central al detector.
- 6- Ajustar la altura hasta q el conteo para ambos detectores es cercano no más del 5%. Actividad no mayor a 75Kcps para cada detector.
- 7- En el computador de adquisición:
  - Crear un paciente para calibración.

- Seleccionar workflow de calibración “Monthly Intrinsic Flood Calibration”
- 8- En la página de adquisición:
- Serie information “Flood Intrínseco”
  - En Camera Parameters seleccionar el isotopo correcto.
  - Stop Conditions 200 Mcts-
- 9- Comenzar la adquisición.
- 10-Cuando la adquisición termine verificar los valores en IntrinsicCalculation.

Tc-99m	Reading	HD3/HD3C/HD3R Specs(also Co-57 for Non-Duet)	Duet Specs
Integral in UFOV		< = 3.74%	<5.30%
Integral in CFOV		< = 2.94%	<3.50%
Differential in UFOV		< = 2.74%	<3.90%
Differential in CFOV		< = 2.54%	<2.80%

- 11-Si los valores son aceptables, dar click en “**AcceptTheseCalibrations and MakeThemCurrent**”
- 12-Si los valores no son aceptables dar click en “**RejectTheseCalibrations and Use Existing Set**”

### FLOOD INTRÍNSECO DIARIO

- 1- Detectores en configuración de 180° sin colimadores.
- 2- Detector 1 en 0°
- 3- Detectores en la posición radial más alejada.
- 4- Colocar fuente de Tc-99m o Co-57 en el soporte de la fuente.
  - Tc-99m= 15-25 µCi 550-925KBq
  - Co-57 = 15-25µCi 550-925KBq
- 5- Colocar la fuente lo más central al detector.
- 6- Ajustar la altura hasta q el conteo para ambos detectores es cercano no más del 5%. Actividad no mayor a 75Kcps para cada detector.
- 7- En el computador de adquisición:
  - Crear un paciente para calibración.
  - Seleccionar workflow de calibración “**Daily Intrinsic Flood Calibration**”

8- En la página de adquisición:

- Serie information “**Flood Intrínseco**”
- En Camera Parameters seleccionar el isotopo correcto.
- Stop Conditions 30 Mcts-

9- Comenzar la adquisición.

10-Cuando la adquisición termine verificar los valores en **IntrinsicCalculation**.

Tc-99m	Reading	HD3/HD3C/HD3R Specs(also Co-57 for Non-Duet)	Duet Specs
Integral in UFOV		< = 3.74%	<5.30%
Integral in CFOV		< = 2.94%	<3.50%
Differential in UFOV		< = 2.74%	<3.90%
Differential in CFOV		< = 2.54%	<2.80%

11-Si los valores son aceptables, dar click en “**AcceptTheseCalibrations and MakeThemCurrent**”

12-Si los valores no son aceptables dar click en “**RejectTheseCalibrations and Use Existing Set**”

### **MHR (CONFIGURACIÓN A 180°)**

Calibración se realiza con cada set de colimadores y fuentes de TC-99m = 1mCi o 37 MBqmas o menos 20%.

- 1- Instalar colimadores a utilizar.
- 2- Detectores configurados a 180°.
- 3- En el computador de adquisición:
  - Elegir el paciente de calibración creado.
  - Seleccionar workflow **Calibration-MHRCOR 180 Calibration 3 or 5 Point Sources**
- 4- Click en “Tomo Acquisition”
- 5- Nombrar la serie así: MHR180 <coll.type> <date>
- 6- En Camera Parameters:
  - Seleccione **3 Points o 5 Points**basado en la tabla a continuación:



Collimator Type	Number of point sources
Hi-Res Parallel	5
Hi-Sensitivity	3
Medium Energy	3
Hi-Energy	3
Fan Beam	5
Ultra Hi-Res	5
Extra Hi-Energy	3
Med Energy LP	3
Leap	5

- Seleccione el Isotopo.
  - En Stop Condition si se seleccionan 3 fuentes, condición de paro 30Kcts.  
Si se seleccionan 5 fuentes, condición de paro es 50Kcts.
- 7- Coloque la posición radial de los detectores a 20.5cm.
  - 8- Las fuentes deben estar instaladas en el soporte MHR basado en el tipo de detector y el número de fuentes.
  - 9- Chequee que al rotar el gantry los detectores no golpean la mesa o el soporte MHR.
  - 10-Comience la adquisición.
  - 11-El gantry rotara.
  - 12-Al terminar la adquisición, seleccionar **MHR/COR processingo Head Alignment** para verificar los valores obtenidos.

Parameter & Specification (for 6.0 and below)	Parameter & Specification (for 6.5 and above)
<b>Max. X (pixels)</b> < 1.0	<b>Center of Rotation (mm)</b> < +/- 5.0
<b>Min. X (pixels)</b> < 1.0	<b>Axial Shift (mm)</b> +/- 2.5
<b>RMS (pixels)</b> < 0.5	<b>Back Projection Angle</b> < 0.8°
<b>Y Shift (pixels)</b> +/- 1.0	<b>System Resolution @20cm</b> (record result as is)
<b>Back Projection Angle</b> < 0.8°	
<b>X/Y pixel size:</b>	

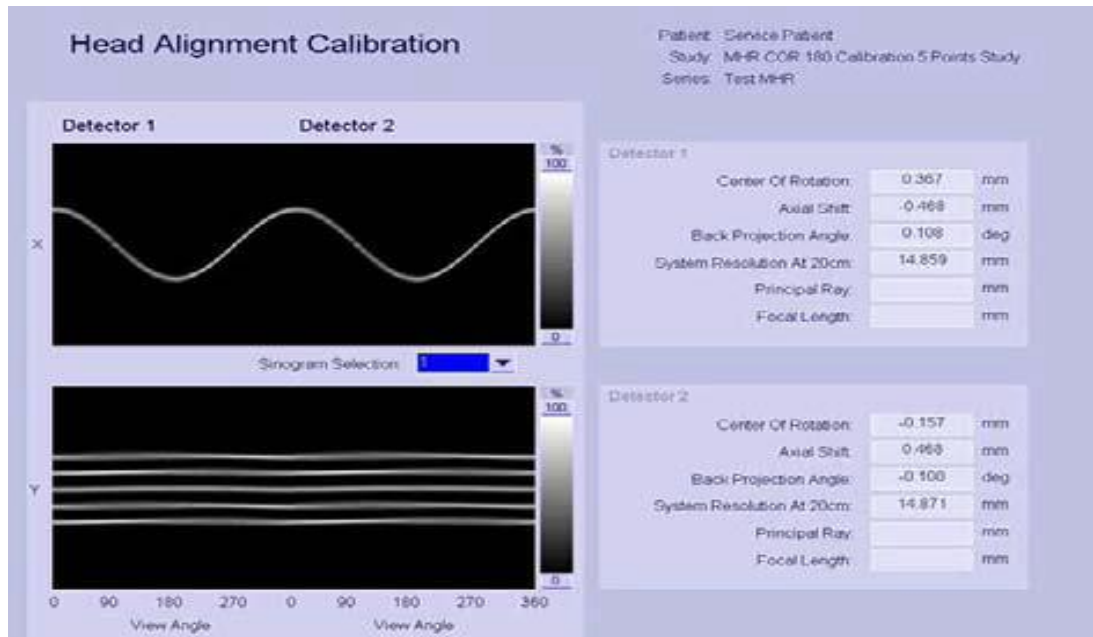


FIGURA 10: FLOOD DE ALINEACION

- 13-Si los resultados están dentro de especificaciones dar click en **“AcceptTheseCalibrations and MakeThemCurrent”**
- 14-Si los resultados no están dentro de especificaciones dar click en **“RejectTheseCalibrations and Use Existing Set”**

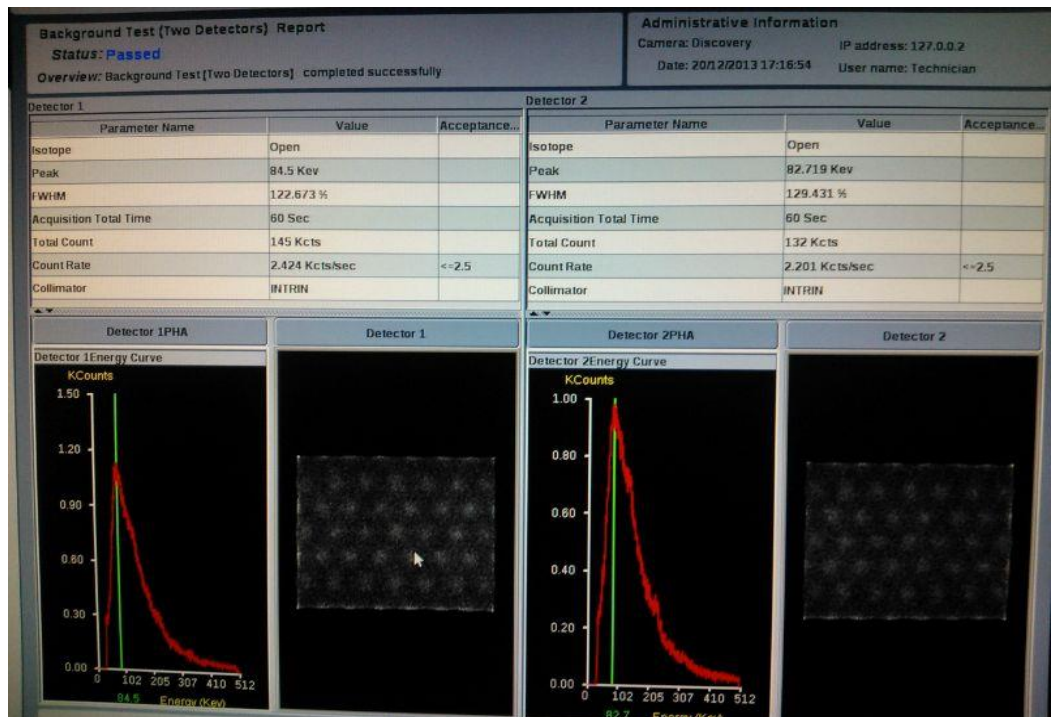


FIGURA 11: REPORTE DE RESULTADOS

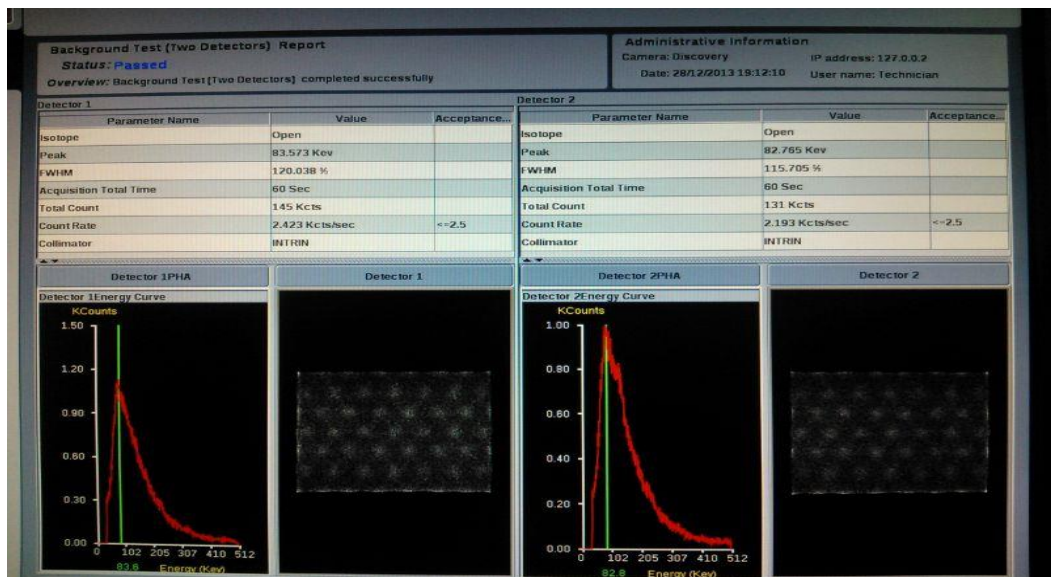


FIGURA 11: REPORTE DE RESULTADOS

## **MARCO LEGAL**

Cuando en 1957 se estableció el OIEA como miembro autónomo del sistema de las Naciones Unidas, un objetivo primordial era "procurar, acelerar y aumentar la contribución de la energía atómica a la paz, la salud y la prosperidad en el mundo entero". La inclusión del término "salud" reflejaba un hecho importante, a saber, que el empleo de la radiación y los radionucleidos con fines médicos era una de las primeras y más difundidas aplicaciones de la "energía atómica".

## **MARCO HISTORICO**

En Colombia se ve a nivel tecnológico y científico presentados una contribución bastante amplia en el medio hospitalario y en su entorno diagnóstico con radionúcleos para apoyo médico

A continuación se presenta un artículo de la OIEA en el cual se ve este avance reflejado<sup>ii</sup>

Debido a su diversidad, las radiaciones y el radio nucleídos con fines médicos y biológicos se emplean hoy en más países y en más laboratorios que todas las otras aplicaciones de la energía atómica

Esta diversidad ha definido la naturaleza del programa del Organismo en esta esfera; en vez de respaldar unos cuantos proyectos grandes, se brinda apoyo a muchas actividades pequeñas, adaptadas a las necesidades y deseos de cada país, en especial a los de los países en desarrollo.

Este apoyo adopta diversas formas, por ejemplo, seminarios, cursos de capacitación, cursillos prácticos, contratos de investigación y proyectos de asistencia técnica. Mediante este programa se ha mantenido una estrecha colaboración con la Organización Mundial de la Salud (OMS) y otros organismos intergubernamentales, al mismo tiempo que se ha hecho hincapié en solucionar los problemas regionales en la propia región de que se trate

## **DISEÑO METODOLÓGICO**

Teniendo en cuenta los diferentes parámetros para la realización de una buena ejecución. Este proceso se rige según las normas establecidas por la OIEA.

ETAPA 1. Se realizará un estudio documental entre las diferentes tecnologías que se usan en la actualidad, así como los protocolos para manipulación de los dispositivos por medio de las técnicas utilizadas.

ETAPA 2. Se estudiara sobre la eficiencia, funcionamiento y otros datos de importancia relacionados con las fuentes de Tc-99m y Co-57.

ETAPA 3. Después de esto, se recopilaran y analizaran los datos técnicos y económicos de los procesos de control de calidad, que se hayan realizado en la investigación para seleccionar el tipo de fuente que se ajusta a la garantía de funcionamiento de dichos dispositivos.

## RECURSOS

Recurso	Ítem	valor en pesos-hora	cantidad	Recursos		costo total	
				Propios	Universidad		
Humano	EMETERIO CRUZ SALAZAR	42000	20		X	840000	
	JOHN DIAZ	15000	300	X		4500000	
	Total						\$5.340.000
Técnico	Computador	1000	130	X		130000	
	Computador portátil	1000	130	X		130000	
	Total						\$260.000
	Impresiones	100	15	X		1500	
Docu men tal	Fotocopias	50 por hoja	100	X		5000	
	Empastado	25000 por unidad	1	X		25000	
	Libro especializado	-----	1	X		80000	
	Total					\$111.500	
	Visita de campo					-----	
	Total					\$2.300.000	
	<b>\$5.711.500</b>						

## CRONOGRAMA

<b>Actividad</b>	<b>Semana 1</b>	<b>Semana 2</b>	<b>Semana 3</b>	<b>Semana 4</b>	<b>Semana 5</b>	<b>Semana 6</b>	<b>Semana 7</b>
<b>Fechas</b>	<b>12 al 17 oct</b>	<b>19 al 24 oct</b>	<b>26 al 31 oct</b>	<b>2 al 7 nov</b>	<b>9 al 14 nov</b>	<b>16 al 21 nov</b>	<b>23 al 28 nov</b>
Recolección de datos	X	X	X	X	X	X	X
Análisis de la información		X					
Diseño preliminar		X	X				
Cálculos matemáticos				X			
Verificación factibilidad			X				
Diseño corregido				X			
Simulación				X			
Estudio económico				X	X		
Estudio financiero					X		
Evaluación de datos					X	X	
Correcciones						X	
Diseño final						X	X
Entrega							X

## RESULTADOS

Cuando se adquiere una fuente radiactiva se tienen en cuenta las formas en que puede estar expuesto el operador, encontramos que la fuente de tecnecio 99 metaestable es una fuente abierta y la fuente de cobalto 57 es una fuente encapsulada.

Con las pruebas investigadas en el control de calidad de gammacameras, se obtuvo q las fuentes planas cobalto 57 ofrecen una uniformidad de la imagen superior a la fuente abierta de tecnecio 99.

En la fuente de tecnecio 99 para obtener unos resultados confiables depende de la experticia y la curva de aprendizaje del operador en el momento de realizar el control de calidad.

Teniendo en cuenta que las dos fuentes tienen el decaimiento tipo gama: siendo el tecnecio 99 con una energía de 140 Kev y el cobalto con energía 120 Kev.



## CONCLUSIONES

Podemos decir que esta investigación del control de calidad de gammacameras manejando fuentes radioactivas de Co57 y Tc<sup>99m</sup>, se concluye que con las técnicas de la fuente de Co57 se garantiza una mejor calidad en la obtención de la imagen manteniendo un resultado del 99.2% en el proceso puesto que ya se sabe que en la fuente <sup>99m</sup>Tc se requiere de experticia y varios intentos para llegar a un mejor resultado en el proceso.

En la investigación también vemos reflejado que la adquisición y disponibilidad de la fuente Co57 no es tan asequible por parte de los empresarios por costos a comparación del <sup>99m</sup>Tc que la adquieren por facilidad en la adquisición.

## REFERENCIAS (BIBLIOGRAFÍA)

Dirección electrónica	Análisis general de su importancia o de lo que se puede usar de esta consulta
<a href="http://www.uco.es/~fa1orgim/fisica/archivos/Radiaciones/ER\$12AMR.pdf">http://www.uco.es/~fa1orgim/fisica/archivos/Radiaciones/ER\$12AMR.pdf</a>	Aplicaciones médicas de la radiación
<a href="http://www.nucliber.com/admin/documentos/folletoos/EZIP%20Flood%20Family.pdf">http://www.nucliber.com/admin/documentos/folletoos/EZIP%20Flood%20Family.pdf</a>	Fuentes Flood Co-57
<a href="http://www.lorcamarin.es/productos/medicina-nuclear/fuentes-radiactivas.aspx">http://www.lorcamarin.es/productos/medicina-nuclear/fuentes-radiactivas.aspx</a>	Fuentes planas
<a href="http://www.cubadebate.cu/noticias/2011/11/09/informe-del-oiea-%C2%BFuna-excusa-para-intervenir-en-iran/">http://www.cubadebate.cu/noticias/2011/11/09/informe-del-oiea-%C2%BFuna-excusa-para-intervenir-en-iran/</a>	Informe de la OIEA
<a href="http://www.iaea.org/Publications/Magazines/Bulletin/Bull271/Spanish/27104784044_es.pdf">http://www.iaea.org/Publications/Magazines/Bulletin/Bull271/Spanish/27104784044_es.pdf</a>	La medicina nuclear en las naciones de desarrollo
<a href="http://energia-nuclear.net/aplicaciones/medicina-nuclear">http://energia-nuclear.net/aplicaciones/medicina-nuclear</a>	Medicina nuclear
<a href="https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/13140/Memoria.pdf?sequence=1">https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/13140/Memoria.pdf?sequence=1</a>	Fotocatod
<a href="https://es.wikipedia.org/wiki/Colimador">https://es.wikipedia.org/wiki/Colimador</a>	Colimador