



# **ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**

## **FACULTAD DE CIENCIAS**

### **ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA**

**IMPLEMENTACIÓN DE UN MÉTODO DE VALORACIÓN DE I-131  
INCORPORADO POR EL PERSONAL OCUPACIONALMENTE  
EXPUESTO (POE) DEL DEPARTAMENTO DE MEDICINA NUCLEAR  
DEL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN (HCAM), MEDIANTE  
DOSIMETRÍA INTERNA CON LA GAMMACÁMARA H3000WW  
INFINIA HAWKEYE GP3.**

TRABAJO DE TITULACIÓN

TIPO: TRABAJO EXPERIMENTAL

Presentado para optar al grado académico de:

**BIOFÍSICA**

**AUTOR: DIANA YAMILE CAJAS ROJAS**

**TUTOR: DR. RICHARD PACHACAMA**

RIOBAMBA-ECUADOR

2018

**© 2018, Diana Yamile Cajas Rojas**

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE CIENCIAS**  
**ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA**  
**CARRERA: BIOFÍSICA**

El tribunal de trabajo de titulación certifica que el trabajo experimental: “IMPLEMENTACIÓN DE UN MÉTODO DE VALORACIÓN DE I-131 INCORPORADO POR EL PERSONAL OCUPACIONALMENTE EXPUESTO (POE) DEL DEPARTAMENTO DE MEDICINA NUCLEAR DEL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN (HCAM), MEDIANTE DOSIMETRÍA INTERNA CON LA GAMMACÁMARA H3000WW INFINIA HAWKEYE GP3”, de responsabilidad de la Señorita Diana Yamile Cajas Rojas, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal de trabajo de titulación, quedando autorizada su presentación.

**NOMBRE**

**FIRMA**

**FECHA**

Dr. Richard Pachacama

**DIRECTOR DE TRABAJO  
DE TITULACIÓN**

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Biof. Teresa Altamirano

**MIEMBRO DEL TRIBUNAL**

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Yo, Cajas Rojas Diana Yamile soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este trabajo de titulación, y el patrimonio intelectual del mismo pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

.....  
Diana Yamile Cajas Rojas  
092614204-3

## **DEDICATORIA**

Este trabajo está dedicado a las personas que han marcado mi vida y que han sido el pilar fundamental para que todo esto se haya logrado.

A mi hija Domenica Kristelle quien a su corta edad es mi mayor motivación y llena de alegría cada momento de mi vida.

A mis abuelitos Miguel, Héctor y María quienes desde el inicio de esta aventura han sido cómplices incondicionales de cada suceso importante en mi vida.

A mis padres Héctor y Diana, quienes son pilares fundamentales en mi vida, con mucho amor y cariño les dedico todo mi esfuerzo, en reconocimiento a todo el sacrificio puesto para que yo pueda estudiar, se merecen esto y mucho más.

A Braulio, Andrés mis queridos hermanos por ser mi apoyo incondicional.

A Patricio por su apoyo y paciencia.

A todas aquellas personas quienes han sido la guía y el camino para poder llegar a este punto de mi carrera que con su ejemplo, dedicación y palabras de aliento nunca bajaron la guardia para que yo tampoco lo haga, aun cuando todo se complicaba.

Los amo.

Diana Y. Cajas Rojas

## **AGRADECIMIENTO**

A Dios por estar siempre a mi lado, por guiarme en los buenos y malos momentos de mi vida.

A la ESPOCH y a mis tutores Dr. Richard Pachacama y a la Biof. Teresa Altamirano, por su tiempo y dedicación para la culminación exitosa del trabajo de titulación.

Al HCAM y su personal de Medicina Nuclear por su apoyo incondicional, de manera especial al MSc. Marcos Frías por la apertura y confianza brindada, quien desde el inicio fue la guía de este trabajo de titulación, supo brindar sus conocimientos para lograr el objetivo planteado. Por esto y todo, mi eterna gratitud y admiración.

A todas aquellas personas quienes permitieron que el presente trabajo llegue a su exitosa conclusión mis más sinceros agradecimientos.

Diana Y. Cajas Rojas

## CONTENIDO

RESUMEN.....	xviii
ABSTRACT.....	xix
INTRODUCCIÓN .....	1
<b>CAPÍTULO I</b>	
1. MARCO REFERENCIAL .....	2
1.1 Antecedentes .....	2
1.1 Formulación del problema .....	3
1.2 Justificación .....	3
1.3 Objetivos .....	4
<b>CAPÍTULO II</b>	
2. MARCO TEÓRICO .....	5
2.1 Principios físicos de Medicina Nuclear .....	5
2.2 Fantoma .....	5
2.3 Detectores.....	6
2.5 Gammacámara .....	9
2.5.1 <i>Modo de operación de la Gammacámara</i> .....	10
2.5.2 <i>Componentes de la Gammacámara</i> .....	11
2.6 Características de radionúclidos y radiofármacos para Medicina Nuclear. ....	12
2.7 Dosimetría Interna.....	14
2.7.2 <i>Magnitudes Dosimétricas</i> .....	14
2.7.3 <i>Programa de vigilancia radiológica</i> .....	15
2.7.3.1 <i>Nivel de referencia</i> .....	16
2.7.3.1.1 <i>Nivel de investigación</i> .....	17
2.7.3.1.2 <i>Nivel de registro</i> .....	17
2.8 Métodos directos .....	18
2.8.1 <i>Distribuciones Geométricas de Medición</i> .....	18
2.8.2 <i>Procedimientos de medición</i> .....	19
2.9 Modelo Biocinético para la Dosimetría Interna por Inhalación .....	19
2.9.2 <i>Inhalación</i> .....	20

2.10	Anatomía y fisiología de la tiroides.....	23
2.11	Características físico-químicas del I-131. ....	24
2.12	Terapia con I-131 .....	25
2.12.2	<i>Dosificaciones a pacientes en la práctica de rutina de Medicina Nuclear con I-131 en el HCAM...</i> .....	26
2.13	Calibración del sistema de detección para captación tiroidea .....	26
2.14	Captación tiroidea con I-131 al POE.....	28
2.13.1	<i>Medición de la muestra patrón</i> .....	28
2.13.2	<i>Procedimiento con respecto al POE</i> .....	29
2.15	Protección Radiológica .....	30

### CAPITULO III

3.	<b>MÉTODOS Y TÉCNICAS</b> .....	32
3.1	<b>Tipo de investigación</b> .....	32
3.1.1	<i>Periodo y lugar donde se realizó la investigación</i> .....	32
3.1.2	<i>Población de estudio</i> .....	32
3.1.3	<i>Características de equipos experimentales</i> .....	32
3.1.3.1	<i>Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3.</i> ....	33
3.1.3.2	<i>Activímetro ATOMLAB 500</i> .....	34
3.1.3.3	<i>Captus 4000e Thyroid Uptake System</i> .....	35
3.1.3.4	<i>Detector Geiger Muller</i> .....	37
3.1.4	<b>Calibración en eficiencia y determinación de la Actividad Mínima Detectable (AMD) o sensibilidad planar.</b> .....	37
3.2	<b>Materiales</b> .....	42
3.3	<b>Tipos y caracterización de pruebas experimentales</b> .....	42
3.3.1	<i>Pruebas Gammacámara</i> .....	42
3.3.1.1	<i>Background (Fondo)</i> .....	42
3.3.1.2	<i>Sensibilidad Planar</i> .....	43
3.3.1.3	<i>Tasa máxima de recuento</i> .....	46
3.4	<b>Calibración del sistema de espectrometría Gamma, Captus 4000e Thyroid Uptake System.</b> 47	
3.4.1	<i>Calibración Energética</i> .....	47
3.5	<b>Diseño Experimental</b> .....	50
3.5.1	<b>Fuentes de referencia.</b> .....	51

3.5.1.1	Límites de referencia .....	51
3.5.1.1.1	Límite de incorporación .....	51
3.5.1.1.2	Nivel de investigación.....	52
3.5.1.1.3	Nivel de registro.....	52
3.5.1.2	<i>Geometría</i> .....	52
3.5.1.3	<i>Rangos de actividades</i> .....	55
3.5.2	Calibración en eficiencia de la Gammacámara Infinia y determinación de la AMD.....	56
3.5.3	<i>Cuantificación de las diez fuentes referenciales de I-131 con la Gammacámara y el Captus previamente calibrada con la fuente de Ba-133 y su trazabilidad.</i> .....	59

#### CAPITULO IV

4.	ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS .....	64
4.1	Datos obtenidos en las pruebas para la caracterización de la Gammacámara .	64
4.1.1	<i>Background</i> .....	64
4.1.2	<i>Sensibilidad planar</i> .....	65
4.1.3	<i>Tasa máxima de recuento</i> .....	67
4.2	Datos de la calibración en eficiencia de la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3.....	68
4.2.1	Determinación de la AMD de la gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP.....	69
4.3	Trazabilidad de las diez fuentes referenciales de I-131 con la Gammacámara y el Captus.....	72
4.4	Mediciones del Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE).....	73
4.4.	Comparación de los datos obtenidos por el POE y los niveles de referencia.....	77
4.5	Comprobación de la Hipótesis .....	78
	CONCLUSIONES.....	79
	RECOMENDACIONES.....	80

#### BIBLIOGRAFÍA

#### ANEXO

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1-2:</b> Coeficiente de dosis para I-131 por inhalación. ....	15
<b>Tabla 2-2:</b> Concentraciones derivadas en aire (CDA) para el I-131. ....	15
<b>Tabla 3-2:</b> Tipos de absorción.....	22
<b>Tabla 4-2:</b> Comparación entre las principales características del I-131 y al Ba-133. ....	27
<b>Tabla 1-3:</b> Especificaciones técnicas de la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP3 .....	34
<b>Tabla 2-3:</b> Especificaciones técnicas. ....	35
<b>Tabla 3-3:</b> Especificaciones técnicas. ....	37
<b>Tabla 4-3:</b> Tabla de Background promedio a diferentes distancias y tiempo. ....	43
<b>Tabla 5-3:</b> Factor de calibración del detector 1 y el detector 2 de sus diferentes cuadrantes en contacto. ....	45
<b>Tabla 6-3:</b> Factor de calibración del detector 1 y el detector 2 de sus diferentes cuadrantes a 10cm.....	45
<b>Tabla 7-3:</b> Factor de calibración del detector 1 y el detector 2 de sus diferentes cuadrantes a 15cm .....	46
<b>Tabla 8-3:</b> Factor de calibración del detector 1 y el detector 2 de sus diferentes cuadrantes a 20cm .....	46
<b>Tabla 9-3:</b> Datos de velocidad de conteo en kCnt/seg y kCnt obtenidos en la adquisición en el rango de actividad ascendente de 59 - 86931 $\mu$ Ci. ....	47
<b>Tabla 10-3:</b> Datos calibración energética Captus.....	47
<b>Tabla 11-3:</b> Datos de la calibración en eficiencia y AMD para las distancias de 17.5, 20, 22, 25, 30 y 35cm.....	50
<b>Tabla 12-3:</b> Límite de incorporación. ....	51
<b>Tabla 13-3:</b> Nivel de investigación operacional del POE. ....	52
<b>Tabla 14-3:</b> Nivel de registro operacional del POE. ....	52
<b>Tabla 15-3:</b> Rango de actividades de I-131. ....	55
<b>Tabla 16-3:</b> Resultados de la calibración en Ba-133 de actividad 116014.18 Bq a las distancias de 10, 15, 20 y 25 cm del detecto1. ....	58
<b>Tabla 17-3:</b> Resultados de la calibración en Ba-133 de actividad 116014.18 Bq a las distancias de 10, 15, 20 y 25 cm del detector 2. ....	59

<b>Tabla 18-3:</b> Cuantificación en actividad de las diez fuentes referenciales de I-131 a 20cm del detector 1 de la gammacámara. ....	60
<b>Tabla 19-3:</b> Cuantificación en actividad de las diez fuentes referenciales de I-131 a 20cm del detector 2 de la gammacámara. ....	60
<b>Tabla 20-3:</b> Cuantificación en actividad de las diez fuentes referenciales de I-131 a 20cm del detector del Captus. ....	61
<b>Tabla 21-3:</b> Cuantificación en actividad de las diez fuentes referenciales de I-131 a 25cm del detector 1 de la Gammacámara. ....	62
<b>Tabla 22-3:</b> Cuantificación en actividad de las diez fuentes referenciales de I-131 a 25cm del detector 2 de la Gammacámara. ....	62
<b>Tabla 23-3:</b> Cuantificación en actividad de las diez fuentes referenciales de I-131 a 25cm del detector del Captus. ....	63
<b>Tabla 1-4:</b> Sensibilidad planar del detector 1 y detector 2. ....	66
<b>Tabla 2-4:</b> Eficiencias de detección a diferentes distancias del detector 1 y 2. ....	68
<b>Tabla 3-4:</b> AMD de los detectores 1 y 2 de la Gammacámara. ....	70

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1-2:</b>	Fantoma antropomorfo de tiroides.....	6
<b>Figura 2-2:</b>	Principios básicos de un tubo fotomultiplicador.....	7
<b>Figura 3-2:</b>	Principios de funcionamiento de un contador Geiger-Müller.....	8
<b>Figura 4-2:</b>	Esquema contador tipo pozo.....	8
<b>Figura 5-2:</b>	Gammacámara.....	9
<b>Figura 6-2:</b>	Principios de funcionamiento de la Gammacámara.....	10
<b>Figura 7-2:</b>	Radiofármacos que se utilizan en Medicina Nuclear.....	12
<b>Figura 8-2:</b>	Algunas distribuciones para la vigilancia radiológica.....	18
<b>Figura 9-2:</b>	Vías de incorporación, transferencia y excreción.....	20
<b>Figura 10-2:</b>	Regiones del tracto respiratorio definidas en el nuevo modelo de la CIPR.....	21
<b>Figura 11-2:</b>	Modelo Biocinético más reciente para el yodo recomendado por la CIPR.....	23
<b>Figura 12-2:</b>	Diagrama de la tiroides y los órganos que la rodean.....	24
<b>Figura 13-2:</b>	Esquema del decaimiento del I-131.....	25
<b>Figura 14-2:</b>	Simulador de cuello y tiroides.....	27
<b>Figura 1-3:</b>	Esquema de la Gammacámara H3000WW INFINIA Hawkeye GP3.....	33
<b>Figura 2-3:</b>	Captus 4000e de la SCAN.....	35

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 1-3:</b> Activímetro del Departamento de Medicina Nuclear de HCAM. ....	34
<b>Gráfico 2-3:</b> Detector Geiger Muller .....	37
<b>Gráfico 3-3:</b> Adquisición de background con la Gammacámara. ....	43
<b>Gráfico 4-3:</b> Modo de colocación de la actividad de 12 $\mu$ Ci en la caja Petri. ....	44
<b>Gráfico 5-3:</b> Adquisición de cuentas en la Gammacámara. ....	45
<b>Gráfico 6-3:</b> linealidad de los canales. ....	50
<b>Gráfico 7-3:</b> Adquisición del Captus para la calibración en eficiencia en un tiempo de 900s y el MCA del Ba-133. ....	40
<b>Gráfico 8-3:</b> Adquisición del Captus para la calibración en eficiencia del fondo en un tiempo de 900s y el MCA del Ba-133. ....	41
<b>Gráfico 9-3:</b> Geometría de medición tipo camilla del Captus 4000e Thyroid Uptake System. ....	53
<b>Gráfico 10-3:</b> Geometría de medición tipo camilla de la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3. ....	53
<b>Gráfico 11-3:</b> Simulación de la tiroides con actividad determinada y sellada con papel Contact. ..	54
<b>Gráfico 12-3:</b> Tiroides acoplada al acrílico. ....	54
<b>Gráfico 1-4:</b> Gammagrafía de background a diferentes tiempos con los dos detectores de la Gammacámara. ....	64
64	
<b>Gráfico 2-4:</b> linealidad del background. ....	65
<b>Gráfico 3-4:</b> Gammagrafía de la caja Petri de actividad de 12 $\mu$ Ci. ....	65
<b>Gráfico 4-4:</b> Captación de la sensibilidad planar. ....	66
<b>Gráfico 5-4:</b> sensibilidad planar (CPM/Bq) o FC vs distancia (cm) del detector 1. ....	67
<b>Gráfico 6-4:</b> sensibilidad planar (CPM/Bq) o FC vs distancia (cm) del detector 2. ....	67
<b>Gráfico 7-4:</b> Tasa máxima de recuento de la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3. ....	68
<b>Gráfico 8-4:</b> Eficiencia vs Distancia del detector 1. ....	69
<b>Gráfico 9-4:</b> Eficiencia vs Distancia del detector 2. ....	69
<b>Gráfico 10-4:</b> Actividad mínima detectable a diferentes distancias del detector 1 de la Gammacámara. ....	70
<b>Gráfico 11-4:</b> Actividad mínima detectable a diferentes distancias del detector 2 de la Gammacámara. ....	71

<b>Gráfico 12-4:</b> Comparación de la AMD de detector 1 (azul) y el detector 2 (caoba).....	71
<b>Gráfico 13-4:</b> Trazabilidad del detector 1 (caoba), detector 2 (verde) de la Gammacámara y el Captus (azul) a 20 cm.....	72
<b>Gráfico 14-4</b> Trazabilidad del detector 1 (caoba), detector 2 (verde) de la Gammacámara y el Captus (azul) a 20 cm.....	72
<b>Gráfico 15-4:</b> Gráfico comparativo entre las mediciones del POE (azul), AMD (morado), NR (caoba) y NI (verde).....	77
<b>Gráfico 16-4:</b> Gráfico comparativo entre las mediciones del POE (azul), AMD (verde), NR (caoba).....	77

## ÍNDICE DE ANEXOS

**ANEXO A:** Paciente tratado con I-131

**ANEXO B:** Modelo de la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3

**ANEXO C:** Características I-131

**ANEXO D:** Imágenes obtenidas en el Background a diferentes tiempos

**ANEXO E:** Imágenes obtenidas en la sensibilidad planar

**ANEXO F:** Tasa máxima de recuento

**ANEXO G:** Calibración Captus en energía

**ANEXO H:** Certificado de calibración del Ba-133

**ANEXO I:** Determinación de la AMD del Captus

**ANEXO J:** Calibración Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3

**ANEXO K:** Parámetros de Calibración de la Gammacámara

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

AMD:	Actividad Mínima Detectable
Ba-133:	Bario-133
Bq:	Bequerelios
Ca tiroides:	Cáncer de tiroides
Ci:	Curie
CDA:	Concentración Derivada en Aire
CPS:	Cuentas por Segundo
CPM:	Cuentas por Minuto
Cv:	Canal de vértice
Ci:	Curie
DAMA:	Diámetro Aerodinámico de la Mediana de la Actividad
DTAM:	Diámetro Termodinámico de la Mediana de la Actividad
FC:	Factor de Calibración
GM:	Geiger Müller
GM:	Gammacámara
HCAM:	Hospital Carlos Andrade Marín
I-131	Iodo-131
ICRP:	Comisión Internacional de Protección Radiológica
I <sub>j,L</sub> :	Límite de Incorporación
MCA:	Analizador multicanal
mSv:	Mili Sievert

MN:	Medicina Nuclear
NBS:	Normas Básicas de Seguridad
NR:	Nivel de Registro
NI:	Nivel de Investigación
OIEA:	Organización Internacional de Energía Atómica
POE:	Personal Ocupacionalmente Expuesto
PMT:	Fotomultiplicadores
R/n:	Radionucleídos
SI:	Sistema Internacional
$\eta$ :	Eficiencia
$\alpha$ :	Alfa
$\beta$ :	Beta
$\gamma$ :	Gamma
$\Delta E$ :	Intervalos energéticos
$\mu\text{Ci}$ :	Micro Curie

## RESUMEN

El objetivo fue implementar un método de valoración de I-131 incorporado por el Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) del Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín, mediante dosimetría interna con la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP3. Se caracterizó la Gammacámara con pruebas de controles de calidad obteniendo su factor de calibración con el fantoma de cuello tiroides se realizó la calibración para cada detector en eficiencia, se aplicó la geometría de camilla determinada por el espectrómetro gamma Captus y una fuente puntual de Ba-133 de actividad corregida de 116014.188 Bq del centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (CPHR) a diferentes distancias del fantoma donde se estableció que la distancia optima será a 20 cm, con un tiempo de medición de 900 segundos, una ventana de energía de ( $\pm 15\%$ ) centrada en el pico principal del I-131 (364keV) y la Actividad Mínima Detectable (AMD) de 290 y 279 Bq para cada detector respectivamente. Se diseñó y elaboró diez fuentes puntuales de I-131 con actividades entre 0.09 – 300  $\mu\text{Ci}$  las cuales fueron cuantificadas con el Captus y la Gammacámara para luego hacer una trazabilidad de medición referencial. Los resultados muestran que el método es válido, ya que el límite de incorporación es de 1818181.82 Bq, el nivel de investigación es de 41666.67 Bq y el nivel de registro es de 8333.33 Bq, por tanto, los criterios establecidos para la implementación cumplen con la normativa internacional de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) 78 y el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) publicación RS-G-1.2. Este estudio contribuye a mejorar la Protección Radiológica Ocupacional en los servicios de Medicina Nuclear, tomando como base los resultados de este trabajo se recomienda realizar la calibración para métodos indirectos de dosimetría interna.

**PALABRAS CLAVE:** <BIOFÍSICA>, <MEDICINA NUCLEAR>, <PERSONAL OCUPACIONALMENTE EXPUESTO (POE)>, <DOSIMETRÍA INTERNA>, <ESPECTROMETRÍA GAMMA>, <CENTRO DE PROTECCIÓN E HIGIENE DE LAS RADIACIONES (CPHR)>, <ACTIVIDAD MÍNIMA DETECTABLE (AMD)>.

## ABSTRACT

The objective was to implement a I-131 assessment method incorporated to the Occupationally Exposed Personnel (POE) of the Nuclear Medicine Department of the Carlos Andrade Marín Hospital, by means of the internal dosimetry with the H3000WW INFINIA HAWKEYE GP3 Gammacámara. The Gammacámara was characterized with tests of quality controls obtaining its calibration factor with the thyroid neck phantom, the calibration for each detector was performed in efficiency, the geometry of the stretcher determined by the Captus gamma spectrometer and a point source of Ba-133 corrected activity of 116014.188 Bq of the Center for Protection and Hygiene of the radiations (CPHR) a different distance from the phantom where it is established that the optimal distance is 20 cm, with a measurement time of 900 seconds, an energy window of ( $\pm 15\%$ ) centered on the main peak of I-131 (364 keV) and Minimum Detectable Activity (AMD) of 290 and 279 Bq for each detector respectively. Ten point sources of I-131 were designed and elaborated with activities between 0.09-300  $\mu\text{Ci}$  which were quantified with the Captus and the Gammacámara for later make a referential measurement traceability. The result show that the method is valid, since the limit of incorporation is 1818181.82 Bq, the research level is 41666.67 Bq and the registry is 8333.33 Bq, therefore, the criteria established for implementation comply with the international regulations of the International Commission on Radiological Protection (ICPR) 78 and the International Atomic Energy Agency (IAEA) publications RS-G-1.2. This study contributes to improve occupational radiological protection in nuclear medicine services, based on the results of this work, it is recommended to perform calibration for indirect methods of internal dosimetry.

**KEYWORDS:** <BIOPHYSICS>, <NUCLEAR MEDICINE>, <OCCUPATIONALLY EXPOSED PERSONNEL (POE)>, <INTERNAL DOSIMETRY>, <GAMMA SPECTROMETRY>, < CENTER OF PROTECTION AND HYGIENE OF THE RADIATIONS (CPHR)>, <MINIMAL DETECTABLE ACTIVITY (AMD)>.

## INTRODUCCIÓN

En el Ecuador el control de la exposición externa individual de los trabajadores de Medicina Nuclear es un requisito, mientras que el monitoreo de la exposición interna no lo es. Sin embargo, es de interés que el control individual de estos trabajadores se realice siempre que la exposición potencial por incorporación conduzca a un valor de dosis efectiva comprometida anual igual o mayor a 1 mSv según la normativa internacional. Uno de los radionucleídos más utilizados es el I-131 para el diagnóstico y tratamiento en los centros de Medicina Nuclear por lo tanto es necesario contar con programas de vigilancia que permitan su control y que a su vez sean factibles de implementar.

En el Capítulo I de este trabajo se hace un planteamiento formal del problema, se establecen los antecedentes que existen en la línea de investigación, se justifica la necesidad de implementar el método de valoración de dosimetría interna para el POE del HCAM y se plantean los objetivos que se quieren alcanzar.

En el Capítulo II se menciona el conocimiento básico necesario para realizar esta investigación, incluyendo la dosimetría interna, magnitudes dosimétricas empleadas para la calibración, detectores utilizados en Medicina Nuclear, el programa de vigilancia radiológico, límites de referencia, el modelo Biocinético de I-131 por inhalación, anatomía y fisiología de la tiroides y protección radiológica.

En el Capítulo III se detalla toda la parte experimental involucrada en información técnica del equipamiento empleado, la caracterización, calibración en eficiencia con el fantoma antropométrico de cuello y la fuente de Ba-133, los procedimientos, el diseño experimental, las mediciones realizadas con la geometría establecida de las fuentes de referencia de I-131 de la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP3, también se encuentra toda la información obtenida de los análisis.

Finalmente, en el Capítulo IV se interpretan los resultados obtenidos en la parte experimental y se enuncian las conclusiones y recomendaciones pertinentes.

# CAPÍTULO I

## 1. MARCO REFERENCIAL

### 1.1 Antecedentes

Las investigaciones sobre dosimetría interna juegan un papel muy importante en las instalaciones de medicina nuclear para el control dosimétrico del personal ocupacionalmente expuesto (POE), ya que en los últimos años se ha dado un gran incremento en el uso de radionúclidos tanto en el diagnóstico médico como en radioterapia. (García, et al, 2013, p. 2) Sin embargo actualmente, en muchas partes del mundo, no se realiza este control de dosimetría interna. El Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares en conjunto con el centro oncológico de Toluca (ISEMMYM), en el Estado de México, se han dado a la tarea de desarrollar una metodología simple y factible para realizar el monitoreo del personal que labora en estas instalaciones de medicina nuclear convencional. Se plantearon como objetivo realizar el seguimiento dosimétrico del personal, debido a la incorporación de I-131, utilizando los equipos espectrométricos con los que cuenta el hospital, en este caso el equipo utilizado es una Gammacámara.

El personal de un departamento de Medicina Nuclear presenta el riesgo de incorporación de radionucleído (I-131) en el organismo, ya sea por un descuido en la aplicación de las normas de protección radiológica, por la ocurrencia de un accidente, o debido a actos malintencionados. La actividad retenida en el organismo puede ser estimada utilizando un sistema de detección basado en NaI(Tl) o HpGe. Este trabajo presenta una propuesta metodológica para el uso de una cámara gamma en la detección de posibles incorporaciones de I-131 en el personal de un departamento de medicina nuclear. (Laguna & Estrada, 2010) En esta investigación se utilizó una cámara gamma Siemens en la que se determinaron la sensibilidad y la actividad mínima detectable para cuantificar actividades retenidas en la glándula tiroides. Se usó un maniquí antropomórfico de cuerpo entero REMCAL para simular y cuantificar una incorporación. Se utilizó el software AIDE (Activity and Internal Dose Estimates) para estimar la incorporación y la dosis efectiva comprometida E (50) mínima que se pueden medir con la cámara gamma. La cámara gamma puede detectar una actividad de I-131 retenida en tiroides, tan baja como 175 Bq sin colimadores, y 5948 Bq con colimadores de alta

energía y permite estimar E (50) menores que el 5% del límite anual. Se mostró la utilidad de una cámara gamma para detectar incorporaciones de I-131 y estimar la E (50).

En los últimos años en varios países se ha incrementado métodos alternativos para el monitoreo de trabajadores y pacientes expuestos a la incorporación de radionucleídos como I-131, Tl-201, entre otros. Una de las opciones para atender a la demanda por monitoreo de la incorporación de radionucleídos es la utilización de Gammacámaras que son equipos de diagnóstico médico disponibles en los propios centros de medicina nuclear. (Dantas, et al., 2006, p. 2). Las gammacameras son utilizadas para obtener imágenes de pacientes a los cuales se les administra un radionucleido de actividad conocida con fines de diagnóstico.

### **1.1 Formulación del problema**

El departamento de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín (HCAM) es el primer centro integral de Ecuador y recibe a pacientes de todo el país tanto como para diagnóstico y tratamiento, por lo que el POE está expuesto a actividades grandes de los materiales radiactivos en especial del I-131 que lo utilizan para tratamiento de cáncer de tiroides, hipertiroidismo y rastreo.

Este departamento no cuenta con un control rutinario tanto para la prevención como para que cumplan con la entidad reguladora de exposición interna por lo que se ha visto la necesidad de implementar un método de valoración de I-131 incorporado por el Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) del Departamento de Medicina Nuclear del HCAM, mediante dosimetría interna con la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3, equipo que pertenece a las instalaciones del departamento.

### **1.2 Justificación**

#### **Justificación teórica**

En torno a la protección radiológica del POE a la radiación ionizante, la estimación de la dosis externa ocupacional originada en el manejo de fuentes radiactivas está bien establecida y se basa en mediciones realizadas rutinariamente con dosímetros personales, principalmente dosímetros termoluminiscentes. Sin embargo, esto no es así en el caso de las estimaciones de la dosis interna ocupacional originada en la potencial incorporación de material radiactivo debido al manejo de fuentes radiactivas no encapsuladas, como es el caso del I-131. La principal limitación para la

estimación de la dosis interna es la dificultad técnica para determinar y calcular, de manera práctica y rutinaria, la incorporación del I-131. Las recomendaciones nacionales e internacionales para la estimación de la dosis interna ocupacional originada por la incorporación de material radiactivo al cuerpo humano, se basan en la estimación de la actividad de material radiactivo que fue ingerida o inhalada. (Laguna & Estrada, 2010)

El departamento de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín no cuenta con la implementación de dosimetría interna para el POE, por lo que este trabajo de investigación propone dicha implementación, donde se plantea elaborar fuentes de referencia cuantificadas por medio de espectrometría gamma, para realizar una curva de calibración en actividad de la Gammacámara del equipo H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3, en un rango de dosis bajo que se va a establecer. Finalmente se realizará las mediciones del POE.

### **1.3 Objetivos**

#### **Objetivo general**

Implementar un método de valoración de I-131 incorporado por el Personal Ocupacionalmente Expuesto POE del Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín HCAM, mediante dosimetría interna con la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3.

#### **Objetivos específicos**

- ✓ Diseñar y elaborar fuentes de referencia de I-131 de bajas y medias actividad (0,01-300 $\mu$ Ci).
- ✓ Establecer la geometría de medición para el espectrómetro gamma de referencia y la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3.
- ✓ Calibrar la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3 en términos de eficiencia.
- ✓ Establecer el método de valoración de I-131 incorporado por el personal ocupacionalmente expuesto POE del departamento de medicina nuclear del HCAM.
- ✓ Medir la dosimetría interna al Personal Ocupacionalmente Expuesto.

## CAPÍTULO II

### 2. MARCO TEÓRICO

#### 2.1 Principios físicos de Medicina Nuclear

La Medicina Nuclear se emplea para el diagnóstico y la terapia utiliza fuentes radiactivas abierta como el I-131, donde el paciente es el centro entre el problema clínico, el radiofármaco y la instrumentación. En Medicina Nuclear se aplican los principios generales de protección radiológica debido a la exposición del paciente. (IAEA, 1998, p. 48)

Se introduce al paciente pequeñas cantidades de materiales radiactivos con radiofármacos que generalmente se inyectan en el torrente sanguíneo, se inhalan o se tragan, estos se dirigen a través del área examinada y entrega energía en la forma de rayos gamma que son detectados por una Gammacámara especial donde la información clínica se deriva de la observación de esta distribución y una computadora para crear imágenes del interior de su cuerpo. La medicina nuclear proporciona información única que generalmente no se puede obtener utilizando otros procedimientos de toma de imágenes y ofrece la posibilidad de identificar enfermedades en sus etapas tempranas. (RdiologyInfo, 2016)

Cuando se requiere un conocimiento de la cantidad precisa de actividad presente en un órgano, la tomografía por emisión de positrones puede proporcionar esto, aunque mientras su uso aumenta, sigue siendo una técnica especializada. (Sharp, et al., 2005, p. 1) La medicina nuclear utiliza técnicas que: no son invasivas, son funcionales y que no presenta efectos adversos.

#### 2.2 Fantoma

Un fantoma es un elemento semejante al tejido humano en lo que concierne al comportamiento cuando incide sobre él mismo radiación de una determinada energía en el sentido de que absorbe y dispersa la radiación de la misma manera que un paciente. (Singer , 1999, p. 15)

Es una construcción, material, utilizada en el área de la Física Médica que permite evaluar el comportamiento de una estructura, ofreciendo la interacción con una determinada forma de energía.

Se desarrollan fantomas tanto para el diseño de equipos para la calibración y control de los rangos operativos de los mismos, siguiendo normas de seguridad propias de cada país/región. Su uso en Medicina Nuclear permite realizar tomografía, resonancia, PET, SPECT entre lo más importante, además permite cuantificar dosis en paciente, resolución del equipo. (Muscio, 2015, p. 4)

**Fantoma Antropométrico:** es una herramienta valiosa para la verificación de entrega de tratamiento, simulado a un paciente, donde los estudios realizados se considera que el agua o material propio del fantoma tiene la misma densidad másica que el tejido muscular, cuando se trata de estudiar la planificación de tratamientos en pacientes se ve la necesidad de abrir el espectro a otros materiales, para incorporar diferentes formas, densidades, etc. (Singer , 1999, p. 16)

Fantoma antropométrico = paciente simulado / parte del cuerpo simulada. En la figura 1-2 se indica un fantoma de cuello el cual es utilizado en MN para el control de calidad de los equipos.



**Figura 1-2:** Fantoma antropomorfo de tiroides.

Fuente: (HCAM, 2017)

### 2.3 Detectores

La detección de partículas ionizantes pasa por la interacción de la radiación con la materia cuando las radiaciones ionizantes permiten transformar la energía de radiación en corriente eléctrica, sean estos en fase (líquida, sólida o gaseosa). Cuando las radiaciones de un material radiactivo pasan a través de la materia, interactúan con átomos, moléculas y transfieren energía a ellos. La transferencia de energía tiene dos efectos: ionización y excitación. (Cherry, et al., 2012, pp. 87-88)

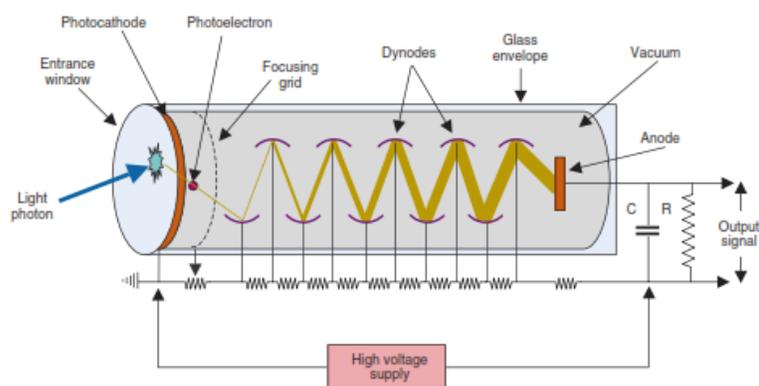
La ionización ocurre cuando la energía transferida es suficiente para causar que un electrón orbital sea separado de su átomo o molécula padre, creando así un par de iones (un electrón con carga

negativa y un átomo o molécula con carga positiva). La excitación ocurre cuando los electrones se perturban desde su disposición normal en un átomo o molécula, creando así un átomo o molécula en estado excitado. Ambos procesos están involucrados en la detección de eventos de radiación; sin embargo, la ionización es el evento principal y, por lo tanto, el término radiación ionizante se usa con frecuencia cuando se hace referencia a las emisiones de material radiactivo. (Cherry, et al., 2012, pp. 87-88)

En el departamento de Medicina Nuclear del HCAM se utiliza: detector de centelleo y gaseoso.

El detector de centelleo: estos constan de: cristal de centelleo, contacto óptico, tubo fotomultiplicador, señal de salida, dinodos y un fotocátodo. Dicho contador se basa en la ionización producida por partículas cargadas, empleadas para la detección de fotones centelladores. (Altamirano Novillo, 2006, p. 30)

Los cristales son de forma cilíndrica, se encuentran revestidos por una cubierta de aluminio que protege de la humedad, golpes y luz exterior. El fotomultiplicador consta de un fotocátodo que transforma el destello luminoso en una pequeña corriente de electrones. En el fotocátodo existen dinodos los cuales están hechos de un material que, por excitación, cede electrones. En el fotomultiplicador se generan una serie de pulsos donde se puede medir no solo el número de eventos sino también su energía. La unidad del cristal fotomultiplicador se denomina cabezal de centelleo permitiendo localizar la distribución de radioisótopos en el cuerpo. (Altamirano Novillo, 2006, p. 30).

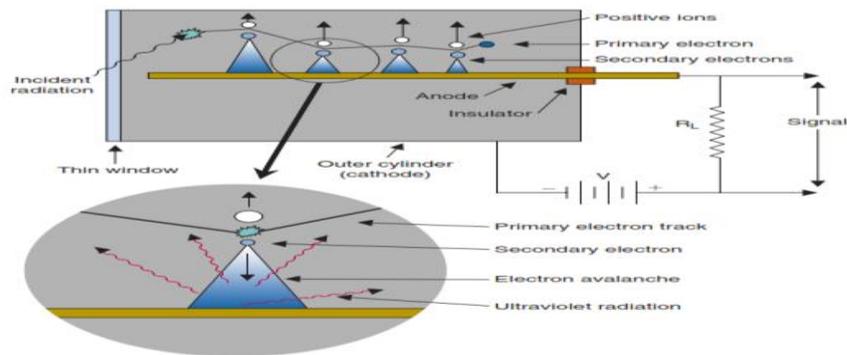


**Figura 2-2:** Principios básicos de un tubo fotomultiplicador.

Fuente: (Cherry, et al., 2012, p. 98)

Detector Geiger Müller: Un contador Geiger-Müller (GM) es un detector lleno de gas diseñado para un efecto de amplificación de gas máximo. Los principios de una región de contadores de voltaje

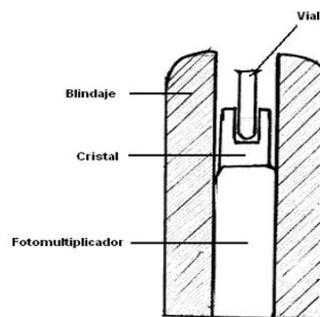
aplicados del contador GM se muestran en la Figura 3-2. El cable central (ánodo) se mantiene en un alto positivo voltaje relativo al electrodo cilíndrico externo (cátodo). El electrodo externo puede ser un cilindro metálico o una película metálica rociada en el interior de un tubo de vidrio o plástico. Algunos GM los contadores tienen una ventana de entrada de radiación delgada en un extremo del tubo. El cilindro del tubo se sella y se llena con una mezcla de gas especial, típicamente argón más un enfriamiento. (Cherry, et al., 2012, p. 92). El contador GM es más sensible que la cámara de ionización, ya que permite detectar, en su volumen, el paso de una sola partícula ionizante. (Iturbe, 2001, p. 120).



**Figura 3-2:** Principios de funcionamiento de un contador Geiger-Müller.

Fuente: (Cherry, et al., 2012, p. 93)

Contador de pozo: está compuesto de un cristal de centelleo de Na (Tl) provisto de un orificio a lo largo del eje del cilindro, este permite introducir muestras radiactivas como: viales o jeringas y así mejorar el rendimiento de la medición. (Altamirano Novillo, 2006, p. 30)



**Figura 4-2:** Esquema contador tipo pozo.

Fuente: (Altamirano Novillo, 2006, p. 30)

El Activímetro ATOMLAB que se utiliza en el HCAM está diseñado para cuantificar la actividad de un isótopo conocido, utiliza un detector presurizado lleno de gas de argón para medir la actividad del Radionúclido isótopo conocido. Su principal aplicación es la medición de la dosis administrada

a los pacientes en formación de imágenes en Medicina Nuclear. Cuenta con un detector de ionización tipo pozo capaz de medir una actividad tan baja como  $0,01 \mu\text{Ci}$  y hasta 100 curies de Tc-99m o 25 curies de F-18. Su rango de energía de detección es de fotones de 25 keV a 3MeV. El detector está rodeado por todos lados con el fin de protegerlo de la fuente que se está midiendo y de la radiación ambiental, este detector posee una geometría 4 pi lo que significa que el detector de radiación rodea casi todo el radionúclido, esto asegura que el Activímetro mida la actividad independiente de su volumen o forma solo dependiendo que el contenedor del radionúclido se ajuste en el pozo del detector. La foto de este equipo se presenta en la figura 2-3. (BIODEX, 2016, pp. 17-20)

## 2.5 Gammacámara

El principal instrumento para obtener imágenes en Medicina Nuclear es la Gammacámara, el cual capaz de crear una imagen visible a partir de la energía emitida por un radionúclido desde el cuerpo del paciente. Se les aplica a los pacientes radionúclidos que tengan salida gamma cuya energía sea capaz de atravesar el cuerpo del paciente, alcanzar el detector y depositar en este su energía. En el caso del I-131 posee dos salidas, una beta usada para la terapia del paciente que es la que aporta radiación ionizante y una gamma que se utiliza para el monitoreo de la glándula tiroides en la Gammacámara. (Eberl, 1996, p. 10). Cada componente de la Gammacámara realiza una función específica en convertir la energía de la radiación emitida desde el cuerpo del paciente en luz y transferirle a la imagen formada la mayor cantidad de información respecto al objeto de estudio. Ver figura 5-2. (Fundora, 2012, p. 5)



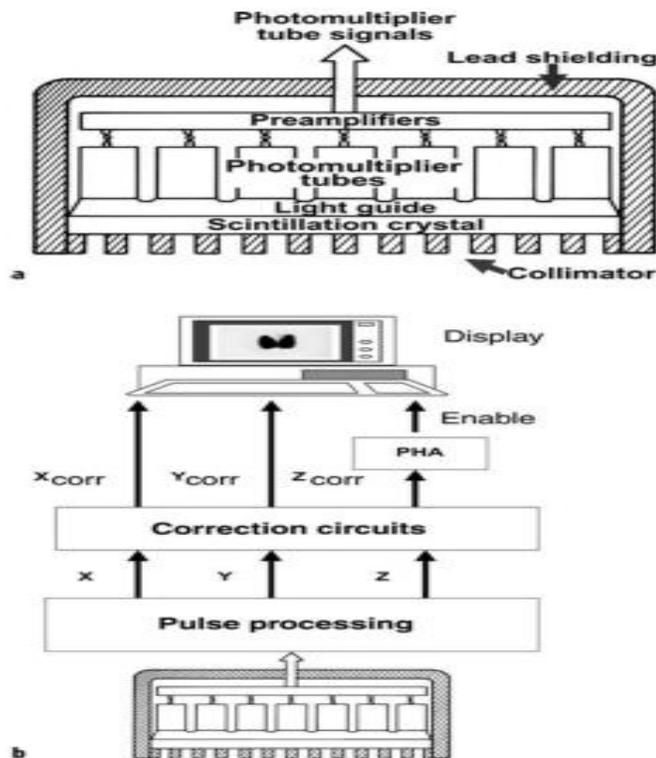
**Figura 5-2.** Gammacámara.

Fuente: (Sharp, et al., 2005, p. 4)

### 2.5.1 Modo de operación de la Gammacámara

Los principios básicos de cómo funciona una Gammacámara se muestran en la Figura 6-2. La imagen de la distribución del radiofármaco emisor de rayos gamma se produce en el cristal de centelleo mediante un colimador. Los rayos gamma, que no son visibles para el ojo, se convierten en destellos de luz por el cristal de centelleo. Esta luz, a su vez, se transforma en señales electrónicas por una serie de tubos fotomultiplicadores (PMT) que miran la cara posterior del cristal. Después del procesamiento, las salidas de los PMT se convierten en tres señales, dos de las cuales (X e Y) dan la ubicación espacial del centelleo, mientras que el tercero (Z) representa la energía depositada en el cristal por el rayo gamma. (Sharp, et al., 2005, pp. 5-6)

Para mejorar su calidad, estas señales pasan a través de circuitos de corrección. La señal Z va a un analizador de la altura del pulso (PHA, por sus siglas en inglés), que prueba si la energía del rayo gamma está dentro del rango de valores esperado para el radionúclido particular que se está formateando. Si la señal Z tiene un valor aceptable, se envía una señal que indica a la pantalla que registre que se ha detectado un rayo gamma, estando determinada la posición por las señales X e Y. (Sharp, et al., 2005, p. 6)



**Figura 6-2:** Principios de funcionamiento de la Gammacámara.

Fuente: (Sharp, et al., 2005, p. 5)

### 2.5.2 Componentes de la Gammacámara

Los componentes de la gammacámara son: El cabezal, que está constituido por los colimadores, el cristal de centelleo y los tubos foto multiplicadores, además de una computadora que se encarga de procesar los datos del paciente.

*Gantry:* Sistema mecánico que permite girar a los detectores, los cuales están anclados en el gantry directamente o por medio de brazos.

*Detectores:* Detectan las partículas gamma por medio de un cristal de NaI(Tl) y de los tubos foto multiplicadores. El detector está blindado con plomo para evitar la entrada de radiación externa.

*Cristales de NaI(Tl):* Posee grosores variables (6.35mm o 16mm), pueden ser circulares o rectangulares y tener diámetros de 15 a 50 cm. Son higroscópicos, sumamente frágiles y sensibles.

*Tubos Fotomultiplicadores:* Contienen circuitos electrónicos en cátodos, dinodos y ánodos, los cuales incrementan el voltaje eléctrico producido por las señales luminosas del cristal, los tubos foto multiplicadores se encuentran adosados a la cara interna del cristal.

*Espectrómetro:* Acepta la mayor cantidad de cuentas sin dispersión y rechaza la mayor cantidad posible de cuentas dispersas por medio de la configuración de una ventana en la que se procesan y visualizan los rayos gamma cuya energía se encuentre por encima del umbral inferior y por debajo del umbral superior de la ventana.

*Colimadores:* Son elementos intercambiables plomados que reposan sobre el cristal de INa(Tl) cubriendo la totalidad de su cara exterior. Contiene un conjunto de agujeros distribuidos en forma geométrica, los tabiques plomados entre cada agujero se conocen como septa. Su función principal es la de seleccionar y permitir el paso de aquellos fotones que no son absorbidos por las paredes de plomo. La importancia de los colimadores radica en que determinan la calidad de la imagen final obtenida en la cámara gama.

*Camillas:* Deben estar suspendidas en el aire, paralelas al detector y hechas de un material que atenúe muy poco la radiación gamma.

*Computadoras de adquisición, work station y unidades de revisión:* Utilizadas para adquirir, procesar, almacenar y presentar los datos provenientes del paciente. (Quezada, 2012, pp. 5-6)

## 2.6 Características de radionúclidos y radiofármacos para Medicina Nuclear.

Un *radiofármaco* es una sustancia química que posee átomos radioactivos dentro de su estructura y es apropiado para la administración a humanos para diagnóstico o tratamiento de enfermedades. Los radiofármacos están formulados en varias formas físicas y químicas en donde depositan su radioactividad en partes específicas del organismo. Además, la radiación gamma que emiten estas moléculas penetra los tejidos y escapa del cuerpo permitiendo así la detección externa y su medida. Actúan de transporte del material radiactivo al órgano de estudio es un radiotrazador. En la figura 7-2 se observan algunos radiofármacos utilizados en MN. (Fundora, 2012, p. 9).

Radiopharmaceutical	Imaging	Measurement	Examples of Clinical Use
<sup>99m</sup> Tc-MDP	Planar	Bone metabolism	Metastatic spread of cancer, osteomyelitis vs. cellulitis
<sup>99m</sup> Tc-sestamibi (Cardiolite)	SPECT or planar	Myocardial perfusion	Coronary artery disease
<sup>99m</sup> Tc-tetrofosmin (Myoview)			
<sup>201</sup> Tl-thallous chloride			
<sup>99m</sup> Tc-MAG3	Planar	Renal function	Kidney disease
<sup>99m</sup> Tc-DTPA			
<sup>99m</sup> Tc-HMPAO (Ceretek)	SPECT	Cerebral blood flow	Neurologic disorders
<sup>99m</sup> Tc-ECD	SPECT	Cerebral blood flow	Neurologic disorders
<sup>123</sup> I-sodium iodide	Planar	Thyroid function	Thyroid disorders
<sup>131</sup> I-sodium iodide			Thyroid cancer
<sup>67</sup> Ga-gallium citrate	Planar	Sequestered in tumors	Tumor localization
<sup>99m</sup> Tc-macroaggregated albumin and <sup>133</sup> Xe gas	Planar	Lung perfusion/ventilation	Pulmonary embolism
<sup>111</sup> In-labeled white blood cells	Planar	Sites of infection	Detection of inflammation
<sup>18</sup> F-fluorodeoxyglucose	PET	Glucose metabolism	Cancer, neurological disorders, and myocardial diseases
<sup>82</sup> Rb-rubidium chloride	PET	Myocardial perfusion	Coronary artery disease

**Figura 7-2:** Radiofármacos que se utilizan en Medicina Nuclear.

**Fuente:** (Cherry, et al., 2012, p. 58)

Los *radionúclidos* utilizados para diagnóstico y tratamiento en MN se eligen por su información clínica útil con mínima exposición del paciente a la radiación. Los estudios con estas sustancias se realizan para obtener información acerca del estado o funcionamiento de un órgano o sistema corporal sin afectar su estado o funcionamiento.

Los materiales empleados para estos estudios son: un trazador isotópico; que es un elemento radioactivo que se comporta en el organismo exactamente como su isótopo estable (por ejemplo, I-131) y un radiofármaco; que es un fármaco que se incorpora a un radionúclido y que se administra en una concentración que no afectará los procesos bioquímicos normales. Los radionúclidos que se utilizan en MN cumplen los siguientes parámetros:

- 1 Poseen una vida media relativamente corta pero lo suficientemente larga como para abarcar la duración de la investigación clínica; decaen a un nucleído estable.
- 2 No poseen emisión alfa, lo ideal es una emisión monoenergética de rayos gamma para diagnóstico.
- 3 Emiten radiación gamma de energía lo suficientemente alta como para ser detectada fuera del paciente pero que no sea tan elevada que ocasione una detección ineficiente por saturación del detector.
- 4 Se encuentran en una actividad específica (relación entre la cantidad del radionúclido y la cantidad total del isótopo estable) lo más alta posible, para evitar cualquier efecto tóxico en el paciente.
- 5 Poseen propiedades químicas que permiten manipularlos en la forma molecular requerida para obtener la especificidad deseada en el tejido y mostrar la biodistribución clínica requerida. (Fundora, 2012, pp. 9-10).

Los radiofármacos y radionúclidos son fundamental en un departamento de Medicina Nuclear, ya que estos permiten dar paso a las imágenes para su diagnóstico y posteriormente a su tratamiento se ciertas afecciones.

## 2.7 Dosimetría Interna

### 2.7.2 Magnitudes Dosimétricas

Las magnitudes adoptadas en las NBS para expresar las dosis ocasionadas por la incorporación de radionucleídos con fines de protección radiológica son la dosis efectiva  $E$  y la dosis equivalente  $H_T$  en el tejido u órgano  $T$ . Estas magnitudes se argumentan someramente en la Guía de seguridad correspondiente (Organismo Internacional de Energía Atómica, 1997) y se define expresamente en las NBS (Colección de Normas de Seguridad OIEA, 1997).

En la evaluación de dosis internas el proceso de mayor interés es la incorporación, que es la actividad de un radionucleído incorporado al organismo  $T$ . El coeficiente de dosis (dosis efectiva comprometida por unidad de incorporación) para el radionucleído  $j$  por ingestión,  $e(g)_{j,inh}$ , o inhalación,  $e(g)_{j,inh}$ , según corresponda, es utilizado para determinar las dosis efectivas comprometidas a partir de una incorporación estimada. Se considera para la exposición ocupacional, que las personas expuestas son adultas por lo que el período para el cual se valoran las dosis efectivas comprometidas es de 50 años, independientemente de la edad en el momento de la incorporación. (OIEA, 2004, pp. 3-4)

No podemos medir directamente las dosis internas; sólo pueden ser deducidas de cantidades medidas tales como la actividad contenida en el cuerpo, las concentraciones de material radiactivo suspendido en el aire o las tasas de excreción.

En situaciones de exposición debida a un solo radionucleído por inhalación o ingestión sin exposición externa, el límite de la incorporación  $I_{j,L}$  que corresponde al límite  $L$  aplicable de la dosis efectiva viene dado por:

$$I_{j,L} = \frac{L}{e(g)_j} \quad [1]$$

donde  $e(g)_j$  es el valor de la dosis efectiva comprometida por unidad de incorporación. Cuando hay exposición debida a diferentes radionucleídos y/o exposición externa, será necesario calcular la dosis efectiva total. Los valores de las dosis efectivas comprometidas por unidad de incorporación por ingestión e inhalación del I-131 para exposiciones ocupacionales aparecen en la siguiente tabla 1-2. (OIEA, 2004, p. 4)

**Tabla 1-2:** Coeficiente de dosis para I-131 por inhalación.

Radionucleído	Tipo/Forma	E (g) <sub>inh</sub> (Sv/Bq)	
		DAMA=1µm	DAMA=5µm
I-131	F	7.6*10 <sup>3</sup>	1.1 * 10 <sup>-8</sup>
	V	2.0*10 <sup>-8b</sup>	

Fuente: (OIEA, 2004, p. 78)

La inhalación de radionucleídos se debe evaluar, cuando sea necesario, midiendo los niveles de actividad presentes en las muestras de aire. La concentración derivada en aire (CDA, expresada en Bq/m<sup>3</sup>) se define como la concentración de la actividad suspendida en el aire que daría por resultado la incorporación continua durante un año por un trabajador expuesto, *I* (considerando que son 2000 horas laborables) la constante encontramos en la tabla 2-2. Para una tasa de inhalación normal de 1,2 m<sup>3</sup>/h, la CDA vendría dada por:

$$CDA = \frac{I_{i,inh,L}}{2000*1.2} \quad [2]$$

**Tabla 2-2:** Concentraciones derivadas en aire (CDA) para el I-131.

Radionucleído	Tipo/Forma	CDA(Bq/m <sup>3</sup> )		Gas/Vapor
		DAMA=1µm	DAMA5µm	
I-131	F	1* 10 <sup>3</sup>	8 * 10 <sup>2</sup>	4 * 10 <sup>2</sup>
	V			

Fuente: (OIEA, 2004, p. 80)

### 2.7.3 Programa de vigilancia radiológica

El programa de vigilancia empleado en el HCAM tiene como objetivo la evaluación de la condición del lugar de trabajo y las exposiciones individuales. La implementación del método de valoración de I-131 sirve para la evaluación de las dosis a los trabajadores expuestos de forma rutinaria o potencial a través de la incorporación de material radiactivo, lo que ayuda a garantizar unas condiciones radiológicas satisfactorias y un nivel de seguridad aceptable en el lugar de trabajo. (OIEA, 2004, pp. 5-6)

Un trabajador debe estar en un programa de vigilancia radiológica de exposición interna cuando la probabilidad de que dicha persona pudiera incorporar material radiactivo en cantidad superior al nivel predeterminado. Este tipo de control debería aplicarse rutinariamente sólo a los trabajadores que estén ubicados en áreas designadas como zonas controladas específicamente en relación con el control de la contaminación y en las que haya razones para esperar que se produzcan incorporaciones significativas. Si es poco probable que exceda las dosis comprometidas exceda 1 mSv, puede resultar innecesario el control individual. (OIEA, 2004, p. 6)

Las incorporaciones de radionucleídos se pueden determinar con métodos directos o indirectos. La medición directa de fotones gamma o de rayos X (incluida la radiación de frenado o “bremsstrahlung”) emitidos por radionucleídos depositados internamente, con frecuencia se denomina medición de la actividad corporal, medición del cuerpo entero o recuento de la radiactividad corporal. Los métodos indirectos consisten en mediciones de la actividad en muestras que pueden ser biológicas (por ejemplo, excretas) o físicas (por ejemplo, filtros de aire). Cada método tiene sus ventajas y desventajas y la selección de uno u otro depende principalmente de la naturaleza de la radiación que se va a medir. (OIEA, 2004, pp. 7-13)

Las mediciones directas, donde resulta posible efectuarlas, presentan la ventaja de proporcionar una estimación conveniente y rápida de la actividad total del cuerpo o de una parte definida de éste en el mismo momento de la medición; cuando es suficientemente sensible, por ejemplo, en el caso del I-131, es preferible efectuar una medición directa del contenido del cuerpo u órgano. Las mediciones del cuerpo entero y de órganos individuales dependen menos de los modelos biocinéticos que las indirectas, pero muestran grandes incertidumbres de calibración, en particular para emisores de fotones de baja energía. Los métodos de medición tienen límites de detección debido a la presencia de materiales radiactivos de origen natural, a fluctuaciones estadísticas en las tasas de recuento y a factores relacionados con la preparación y el análisis de la muestra. Para caracterizar los límites de detección de cualquier método de medición esta la actividad mínima significativa (AMS) y la actividad mínima detectable (AMD). (OIEA, 2004, pp. 7-13)

#### *2.7.3.1 Nivel de referencia*

Son cantidades medidas o cantidades con las que se pueden comparar éstas y de excederse, deberían adoptarse determinadas acciones o decisiones. En la Guía de seguridad correspondiente se describen los diversos tipos de niveles de referencia (Organismo Internacional de Energía Atómica, 1997).

En relación con las incorporaciones de radionucleídos, los niveles de referencia por lo general se basan en las dosis efectivas comprometidas  $E$  (50). La fracción apropiada del límite de dosis correspondiente a cada tipo de nivel de referencia debería establecerse teniendo en cuenta otras fuentes de exposición. Los niveles de investigación y de registro son pertinentes para la vigilancia radiológica de la contaminación interna en caso de exposiciones ocupacionales. (OIEA, 2004, p. 14)

#### 2.7.3.1.1 *Nivel de investigación*

Es el valor de una magnitud que al alcanzarse o rebasarse debería realizarse una investigación. Para las incorporaciones de radionucleídos, el nivel de investigación se relaciona con un valor de la dosis efectiva comprometida por encima del cual se considera que el resultado de la vigilancia radiológica por su importancia justifica una investigación adicional. El nivel de investigación establecido por el HCAM dependerá de los objetivos del programa y del tipo de investigación que se va a llevar a cabo. (OIEA, 2004)

Por ejemplo, en una operación con una vigilancia radiológica rutinaria, se puede fijar un nivel de investigación  $IL$  sobre la base de una dosis efectiva comprometida de 5 mSv (0,005 Sv) por las incorporaciones de un año. Así, para  $N$  períodos de control por año, el nivel de investigación (en Bq) para la incorporación de cualquier radionucleído  $j$ , en cualquier período de control debería venir dado por:

$$IL_j = \frac{0.005}{Ne(g)_j} \quad [3]$$

donde  $e(g)_j$  es el coeficiente de dosis apropiado para la inhalación o la ingestión. (OIEA, 2004, pp. 14-15)

#### 2.7.3.1.2 *Nivel de registro*

Es el nivel de dosis, de exposición o de incorporación prescrito por la autoridad reguladora, cuando este nivel se alcance o se supere, los valores de la dosis, exposición o incorporación recibida por los trabajadores han de registrarse de exposición individual. Por ejemplo, el nivel de registro NR para la incorporación de un radionucleído podría fijarse de forma que corresponda a una dosis efectiva comprometida de 1 mSv (0,001 Sv) por la incorporación de un año. Así, para  $N$  períodos de control

por año decididos por el programa, el nivel de registro de incorporación del radionucleído  $j$  en un período de control estaría dado por la ecuación 4. (OIEA, 2004, p. 15)

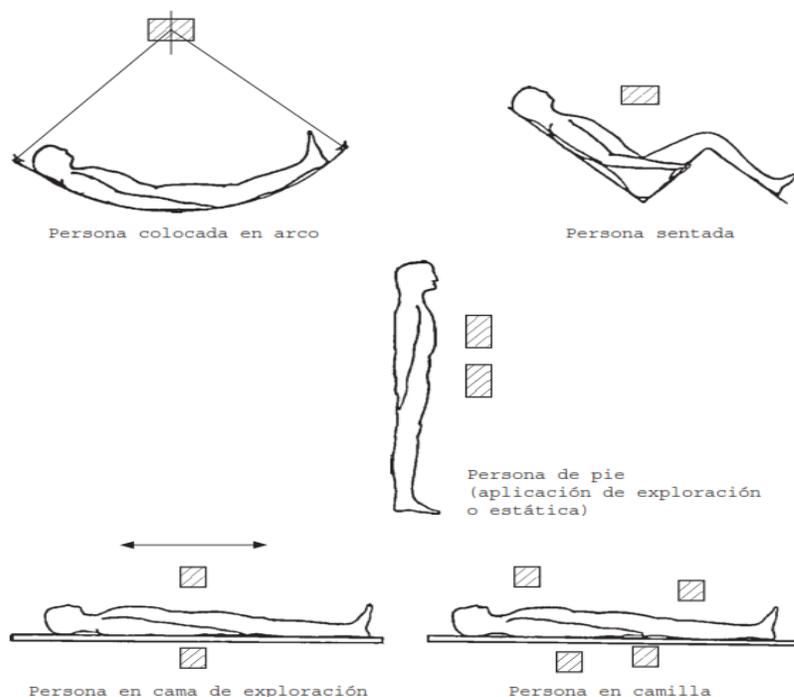
$$RL_j = \frac{0.001}{Ne(g)_j} \quad [4]$$

## 2.8 Métodos directos

La medición directa se da cuando los radionúclidos que se incorporan emiten radiaciones penetrantes como rayos X o fotones gamma, además de radiación de frenado de energía y rendimiento suficientes como para ser detectadas fuera del cuerpo.

### 2.8.1 Distribuciones Geométricas de Medición

Hay algunas disposiciones físicas de los detectores para fines específicos, para radionucleídos que están distribuidos a lo largo del cuerpo se hace que el recuento sea de una gran parte de él lo que ofrece mayor sensibilidad. Se hacen mediciones estáticas con uno o dos detectores, o dinámica moviendo los detectores o el sujeto uno respecto al otro. Algunas distribuciones para el recuento podemos observar en la figura 8-2. (OIEA, 2004, pp. 22-23)



**Figura 8-2:** Algunas distribuciones para la vigilancia radiológica.  
Fuente: (OIEA, 2004, p. 23)

Los radionucleídos que se encuentran en órganos o tejidos específicos del cuerpo se realiza recuento por zona específica. El método debería comparar la señal medida en el individuo con la obtenida en las mismas condiciones de un fantoma la distribución del radionúclido en el fantoma de calibración debería reproducirse lo más posiblemente.

### *2.8.2 Procedimientos de medición*

Las mediciones directas, deberían estar libres de contaminación superficial externa y vestir ropa limpia, preferentemente de papel desechable. Deberían despojarse de accesorios tales como joyas, relojes y gafas. Estas precauciones ayudan a evitar que se produzcan falsas identificaciones de actividad interna, y además impiden la transferencia de la contaminación al equipo de medición. Las personas deberían, siempre que sea posible, mantenerse en una posición de recuento definida, para garantizar la reproducción de mediciones en serie y para mejorar la comparación con los resultados de la calibración. En algunos casos la persona necesitará mantenerse inmóvil durante períodos de hasta una hora para obtener una medición con una precisión satisfactoria. Se debería proporcionar algún medio de comunicación a las personas ubicadas en recintos blindados, en especial cuando se precisan tiempos prolongados para realizar la medición. (OIEA, 2004, pp. 25-26)

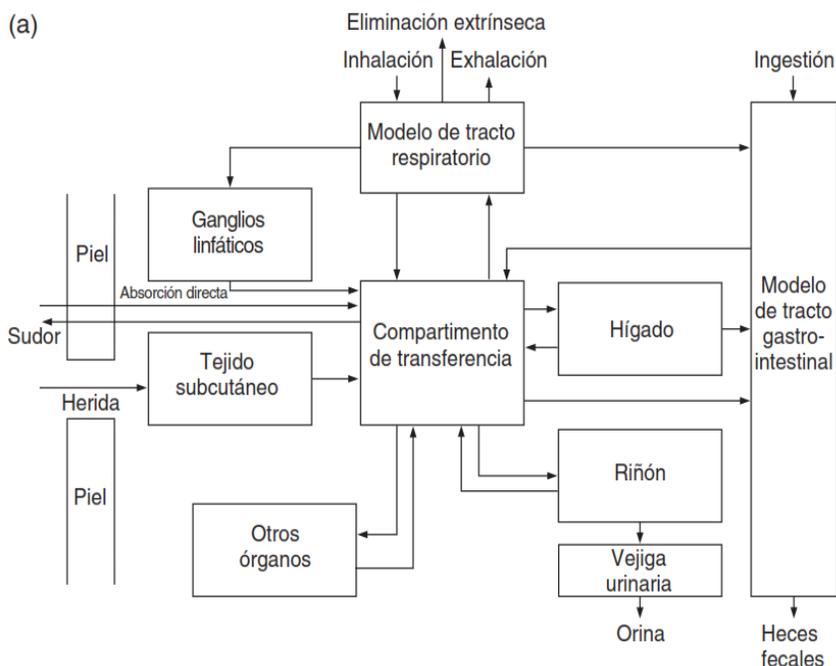
Los recuentos de fondo del detector se atribuyen a cuatro fuentes:

- a) Radiación del fondo ambiental procedente de fuentes naturales, como los rayos cósmicos o el radón y sus productos de desintegración.
- b) Radiación de fondo de la actividad en el blindaje y en otros equipos
- c) Radiación de la radiactividad natural en el individuo; y
- d) Radiación dispersada hacia el detector por las interacciones de la radiación ambiental con el individuo. (OIEA, 2004, p. 26)

## **2.9 Modelo Biocinético para la Dosimetría Interna por Inhalación**

A través de varias vías se puede generar la incorporación de los radionúclidos, la principal vía es la inhalación, aunque una fracción de cualquier material depositado en el sistema respiratorio se transferirá a la garganta y será ingerido, dando oportunidad a que se produzca su absorción en el tracto gastrointestinal. Puede producirse una incorporación por ingestión directa y algunos

radionucleídos pueden ser absorbidos a través de la piel intacta. Daños en la piel, como cortes u otras heridas, también pueden dar lugar a la incorporación de radionucleídos. (OIEA, 2004)



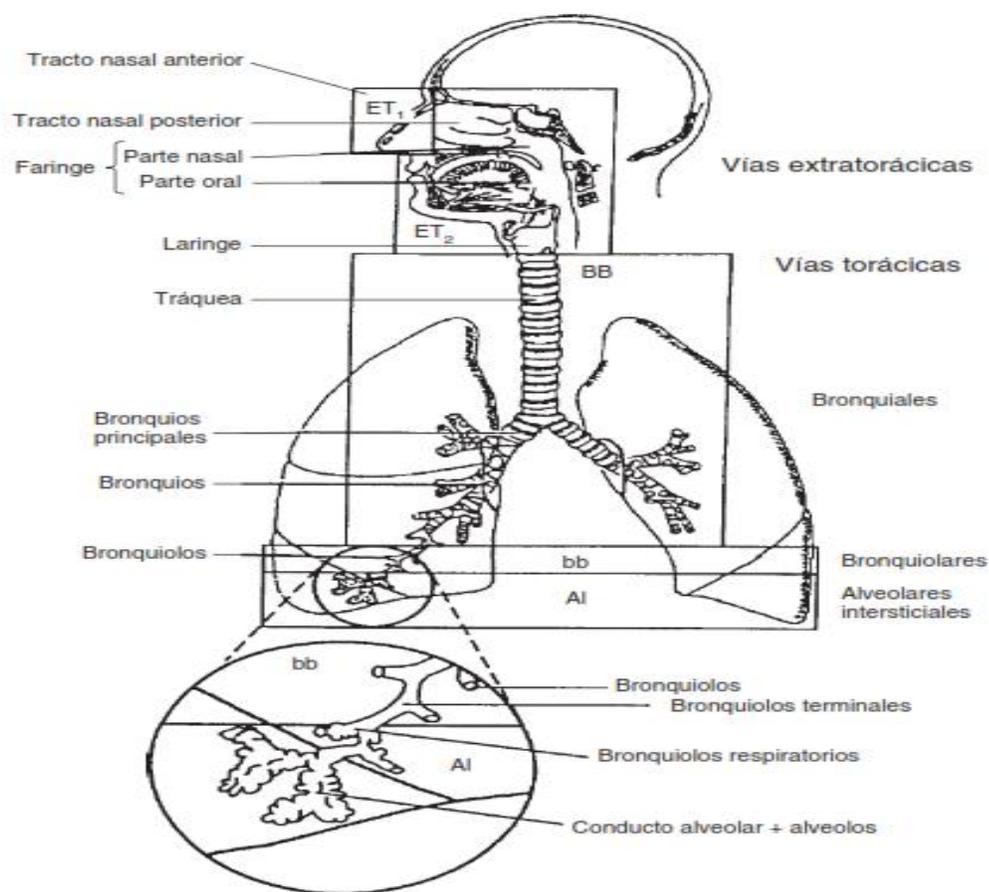
**Figura 9-2:** Vías de incorporación, transferencia y excreción  
**Fuente:** (OIEA, 2004, p. 35)

Los modelos biocinéticos elaborados por la CIPR se utilizan en situaciones normales, por ejemplo, para evaluar las dosis a partir de las mediciones realizadas dentro de los programas rutinarios de vigilancia radiológica. La evaluación de las dosis en situaciones de accidente necesita información más específica acerca del tiempo y del patrón de incorporación, de la forma físicoquímica de los radionucleídos y de las características de la persona (por ejemplo, masa corporal). Los datos específicos individuales sobre la biocinética de los radionucleídos pueden obtenerse mediante la vigilancia radiológica especial, es decir, por mediciones directas y repetidas de la actividad del cuerpo entero o de zonas específicas, así como por mediciones de las excretas. (OIEA, 2004, p. 36)

### 2.9.2 Inhalación

El modelo calcula las dosis para tejidos específicos del tracto respiratorio (TR) y tiene en cuenta sus diferentes radiosensibilidades. En el nuevo modelo, el tracto respiratorio TR está representado por cinco regiones ver figura 10-2. Las vías respiratorias extratorácicas (ET) se dividen en tracto nasal

anterior, ET1, y ET2, que consta del tracto nasal posterior y del tracto oral, de la faringe y de la laringe. Las regiones torácicas son: la bronquial (BB), bronquiolar (bb) y los intersticios alveolares (AI), que es la región de intercambio de gases. El tejido linfático está asociado con las vías respiratorias torácicas y extratorácicas respectivamente (LNET y LNTH). Los valores de referencia de las dimensiones y los factores de escala se especifican en el modelo. (OIEA, 2004, pp. 36-37)



**Figura 10-2:** Regiones del tracto respiratorio definidas en el nuevo modelo de la CIPR  
Fuente: (OIEA, 2004, p. 38)

Cada región de las vías respiratorias se calcula el depósito de partículas inhaladas, considerando la inhalación y la exhalación. Los parámetros de depósito que dependen de la edad se dan por defecto para un grupo de tamaños de partículas desde 0,6 nm de diámetro termodinámico de la mediana de la actividad (DTAM) hasta 100  $\mu\text{m}$  de diámetro aerodinámico de la mediana de la actividad (DAMA). La eliminación del tracto respiratorio es tratada como dos procesos que compiten: el transporte de partículas (por limpieza mucociliar o translocación a nódulos linfáticos) y la absorción en la sangre. (OIEA, 2004, p. 39)

El paso de partículas se trata en función de la zona de depósito en el tracto respiratorio, pero se considera que es independiente del tamaño de las partículas y del material. En las regiones, el transporte mecánico que depende del tiempo se modela considerando que la región está compuesta por varios compartimentos con diferentes tiempos medios de eliminación. (OIEA, 2004, p. 39)

la forma fisicoquímica del radionucleído depositado en el sistema respiratorio es responsable de la absorción en la sangre, se considera que es independiente de la región de depósito, con excepción de ET para la que no se supone ninguna absorción. El modelo permite considerar los cambios en la disolución y la absorción en la sangre en función del tiempo. Se recomienda usar las tasas de disolución específicas de los materiales, pero se proporcionan parámetros de absorción por defecto que se utilizan cuando no se dispone de ninguna información específica: tipos F (rápido), M (moderado) y S (lento). Estos tipos se corresponden en general con las clases pulmonares por defecto de la Publicación 30 de la ICRP: D (días), W (semanas) y Y (años) respectivamente, aunque las clases pulmonares están referidas a la tasa de eliminación global desde el pulmón. (OIEA, 2004, p. 40)

**Tabla 3-2:** Tipos de absorción.

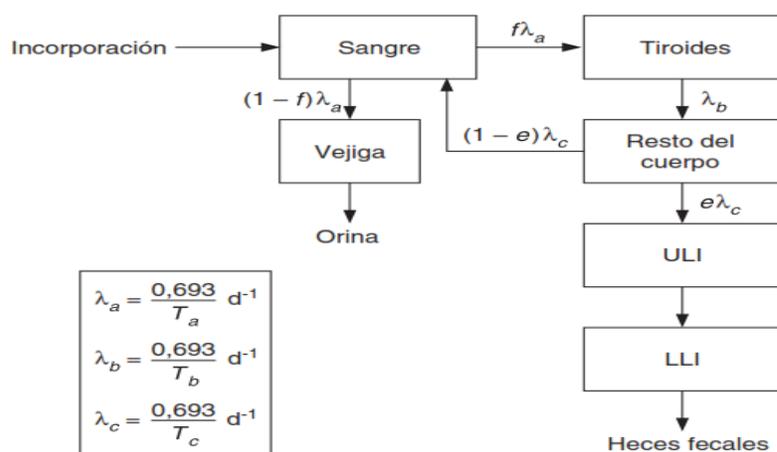
<b>Tipos de absorción</b>	<b>Periodos biológicos</b>	<b>Ejemplos</b>
Tipo F	100% absorbido con un periodo biológico de 10 min. Hay absorción rápida de casi todo el material depositado en BB, bb y AI. La mitad del material depositado en ET2 se deriva al tracto gastrointestinal por transporte de partículas, la otra mitad es absorbida.	Todos los compuestos del cesio y el Iodo
Tipo M	10% absorbido con un periodo biológico de 10 min. Y 99% con uno de 140 días. Hay absorción rápida de aproximadamente el 10% del depósito en BB y en bb; y 5% del material depositado en ET2. Cerca del 70% del depósito en AI a la larga llega a los fluidos del cuerpo por absorción.	Todos los compuestos del radio y del americio
Tipo S	0.1% absorbido con un periodo biológico de 10 min, y 99% con uno de 7000 días. Hay poca absorción desde ET, BB o bb, y cerca del 10% del depósito en AI a la larga llega a los fluidos del cuerpo por absorción.	Compuestos insolubles del uranio y del plutonio

**Realizado por:** Diana Cajas, 2017

**Fuente:** (OIEA, 2004, p. 40)

El modelo Biocinético está considerado para adultos el cual supone que del yodo que llega a la sangre, el 30% se transporta al tiroides y el otro 70% se excreta directamente con la orina a través de la vejiga urinaria. Se asume que el período biológico en la sangre es de 6 horas. El yodo

incorporado a las hormonas tiroideas abandona la glándula con un período biológico de 80 días y penetra en otros tejidos, en los que se retiene con un período biológico de 12 días. La mayor parte del yodo (80%) se libera posteriormente y está disponible en la circulación para su paso por el tiroides o su excreción urinaria directa; el resto se excreta a través del intestino grueso con las heces. A causa del corto período físico del I-131, este reciclaje no es importante desde el punto de vista de la dosis efectiva comprometida. (OIEA, 2004, p. 52)



Parámetros modelo para el yodo

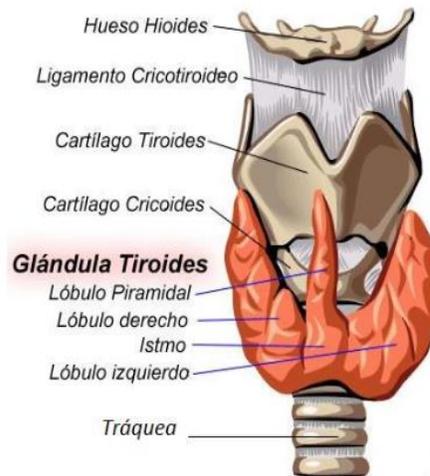
Edad	$f_1$	Incorporación por el tiroides, $f$	Excreción fecal, $e$	Período de semidesintegración biológica (d)		
				Tiroides $T_a$	Tiroides $T_b$	Resto del cuerpo $T_c$
Adulto	1	0,3	0,2	0,25	80	12

**Figura 11-2:** Modelo Biocinético más reciente para el yodo recomendado por la CIPR.  
Fuente: (OIEA, 2004, p. 53)

## 2.10 Anatomía y fisiología de la tiroides

Es un órgano endocrino el cual produce las hormonas tiroideas tiroxina (T4) y triyodotironina (T3) que intervienen en la regulación del crecimiento y desarrollo, en el metabolismo celular y en la producción del calor o termogénesis. (Fogelman, et al., 2014, p. 310)

La glándula tiroides es un órgano situado en la región anterior del cuello. Consta de dos lóbulos derecho e izquierdo adosados a los lados de la tráquea y la laringe que están unidos entre sí por el istmo. La tiroides pesa unos 20 g en el adulto sano y surge, desde el punto de vista embriológico, de una proliferación del suelo de la faringe en la tercera semana. (Roca, 2005, p. 2)



**Figura 12-2:** Diagrama de la tiroides y los órganos que la rodean.

Fuente: (Fundora, 2012, p. 12)

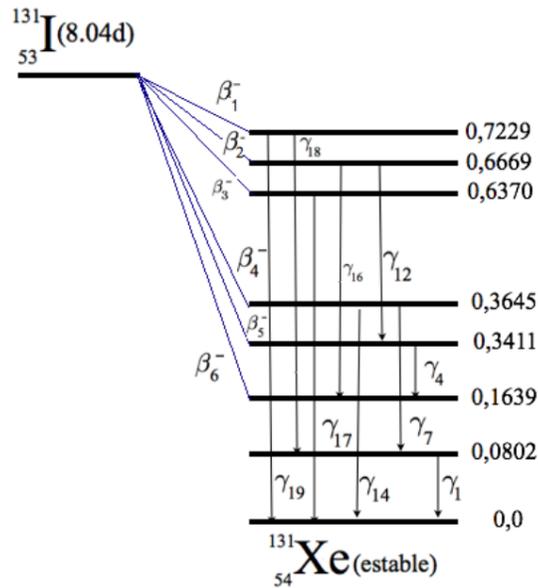
La función primaria de la tiroides es sintetizar, almacenar y secretar a la sangre las hormonas tiroideas T3, T4 y calcitonina. La unidad anatómica y funcional de la glándula es una estructura esférica llamada folículo tiroideo. Los folículos contienen dos tipos de células, foliculares y parafoliculares. Las células foliculares producen tiroxina (T4) y triiodotironina (T3), las células parafoliculares producen calcitonina. La tiroides puede almacenar estas hormonas hasta que el organismo necesite que sean liberadas. Estas hormonas ayudan al organismo a: regular el metabolismo y, en consecuencia, controlar la temperatura corporal, regular el crecimiento y el desarrollo y regular el sistema nervioso. La calcitonina juega un papel importante en el control de los niveles de calcio y fosfato en la sangre. (Fundora, 2012, p. 12)

### 2.11 Características físico-químicas del I-131.

El Iodo radiactivo I-131 es un isótopo radiactivo del Iodo. Este elemento emite radiación cuyo uso es el medico (terapia de Iodo radiactivo posterior a tiroidectomía por cáncer de tiroides) y recientemente en el diagnóstico y tratamiento del neuroblastoma. El I-131 decae con una vida media de 8,02 días mediante emisiones beta y gamma. Este nucleído del átomo de Iodo tiene 78 neutrones. Ver ANEXO C, las características. (Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), 1974, p. 23)

Al decaer, el I-131 se transforma en Xe-131 estable y lo hace emitiendo rayos beta ( $\beta^-$ ) y gamma ( $\gamma$ ). Cuando lo hace por emisión beta resulta un núcleo estable o metaestable que, si es excitado,

decae rápidamente a otro núcleo más estable emitiendo rayos gamma, en notación nuclear normal puede representarse como:



**Figura 13-2:** Esquema del decaimiento del I-131.  
Fuente: (Carrascal, 2009, p. 53)

El I-131 tiene emisiones beta de energía media ( $E_{m\acute{a}x} = 0,61$  MeV) y fotones gamma de energía relativamente alta (364 KeV). El Iodo es el precursor de la T4 (también conocida como tiroxina) y es captado por las células foliculares de la tiroides, donde se metaboliza. Si el Iodo captado por la tiroides se encuentra en forma de I-131, la emisión beta tendrá un efecto tóxico directo en la glándula, ya que el alcance de la partícula es muy corto (aproximadamente 0,5 mm) por lo que se utiliza para matar las células cancerosas (Sinclair & Farlow, 1996, p. 5)

## 2.12 Terapia con I-131

Los pacientes que presentan glándula tiroides hiperfuncionante la utilizan. El Iodo radioactivo es captado por el tejido tiroideo, el cual es dañado por la emisión beta. Esto da como resultado la reducción de la actividad metabólica de la glándula. La terapia con I-131 funciona muy bien, pero no existe un acuerdo sobre qué pacientes deberían recibirla y qué dosis se les debería dar. Los tratamientos alternativos son la cirugía (tiroidectomía subtotal) y la administración de medicamentos, los que generalmente tienen efectos secundarios. (Fundora, 2012, p. 14)

Idealmente, la actividad de la tiroides debería volver a la normalidad y no reducirse por debajo de lo normal, condición conocida como hipotiroidismo. Sin embargo, no se ha podido probar que pueda evitarse el hipotiroidismo en muchos pacientes, a pesar de los diferentes enfoques de tratamiento con I-131. Paciente con glándula hiperfuncionante del HCAM diagnóstico y tratamiento ver ANEXO A.

### ***2.12.2 Dosificaciones a pacientes en la práctica de rutina de Medicina Nuclear con I-131 en el HCAM***

En el HCAM, los médicos nucleares toman en consideración diferentes criterios para la dosificación a pacientes además del tipo de problema que se considera, se realizan tratamientos de captación de tiroides, hipertiroidismo y CA tiroides. La captación de tiroides se utiliza para el diagnóstico que ayuda a ver la afección del órgano y el rastreo post tratamiento para ambas situaciones se utiliza un rango de actividad de 100-200 $\mu$ Ci, para el hipertiroidismo algunas de las principales consideración son tamaño y peso de la glándula, la gravedad en la que se encuentra se administra un rango de actividad de 6-25 mCi y para el ca tiroides depende el tipo de cáncer normalmente se da un rango de actividad de 30-200 mCi.

### **2.13 Calibración del sistema de detección para captación tiroidea**

La calibración en energía de un analizador multicanal consiste en establecer la constante de proporcionalidad entre el intervalo de energía de los radionucleídos empleados en ella y su correspondiente intervalo de canales, con el objetivo de permitir la posterior identificación de cualquier otro radionúclido a determinar durante las mediciones. Para la ejecución de las mediciones se conforma un sistema espectrométrico que depende del detector a utilizar. Los componentes de cada sistema son:

Sistema #1: detector de NaI(Tl), fuente de alto voltaje (H.V), preamplificador, amplificador, tarjeta multicanal, microcomputadora.

Sistema #2: detector Phoswish, fuente de alto voltaje (H.V), preamplificador, amplificador, analizador de forma de pulso (Pulse Shape Analyzer), Amplificador de retraso (Delay Line Amplifier), compuerta de salida lineal (Linear Gate), tarjeta multicanal, microcomputadora. (CPHR, 2014, p. 6)

La *calibración en eficiencia* establece una relación entre las áreas netas de los fotópicos identificados en un espectro y las actividades de los R/n contenidos en un simulador para una geometría particular y permite cuantificar el radionucleído presente en la persona. Para la calibración en eficiencia se necesita un fantoma de cuello y una fuente emisora gamma con forma de tiroides la cual debe tener una distribución uniforme de la solución patrón certificada. Para la determinación de la actividad de I-131 se puede emplear una fuente patrón certificada de I-131 o Ba-133. (Carrascal, 2009, p. 43)

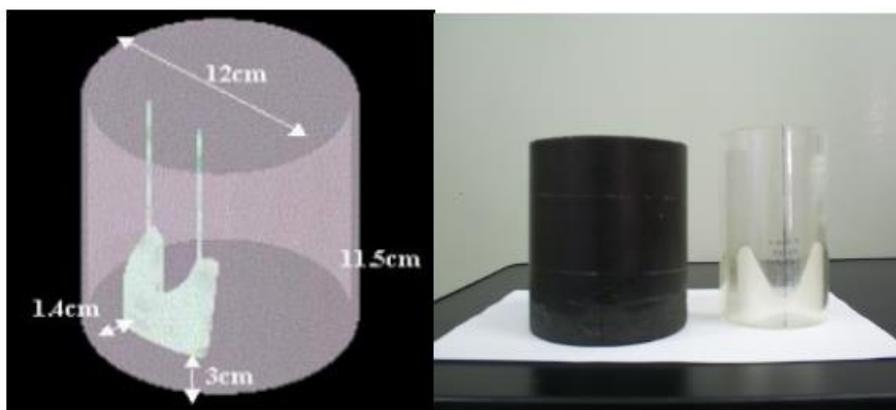
Usar una fuente certificada de Ba-133 tiene la ventaja de que su periodo de semidesintegración es mayor al del I-131 y tiene una energía cercana. En la tabla 4-2 podemos observar las comparaciones.

**Tabla 4-2:** Comparación entre las principales características del I-131 y al Ba-133.

Radionucleído	$T_{1/2}$	Energía (KeV)	Intensidad (%)
I-131	8.04 días	364.48	81.2
Ba-133	10.74 años	356.01	62.05

Fuente: (Carrascal, 2009, p. 44)

En la figura 14-2 se indica un fantoma de cuello-tiroides que se utiliza para la calibración en eficiencia.



**Figura 14-2:** Simulador de cuello y tiroides.

Fuente: (Carrascal, 2009, p. 43)

La sensibilidad de detección, es decir la AMD, pondera la capacidad del sistema de detección para discernir entre los conteos correspondientes a una persona contaminada y una no contaminada (actividad mínima que puede ser atribuible a la muestra con determinada probabilidad, usualmente 95%).

La calibración en eficiencia con soluciones de referencia se realizará para la geometría de cuerpo entero y órganos en específico con un juego de simuladores que reproducen la anatomía humana para diferentes edades, éstas son: Hombre (mayores de 18 años), 15 años que representa también la mujer de referencia, 10 y 5 años. (CPHR, 2014, pp. 7-8)

## **2.14 Captación tiroidea con I-131 al POE**

Para realizar la captación tiroidea a un POE se siguen una serie de pasos similares a los de la captación tiroidea en pacientes, consistente en la preparación de una muestra patrón para calibrar el sistema de detección y posteriormente medir al POE. Para su ejecución es necesario que el personal que lo realice esté capacitado y que conozca la necesidad del control de calidad y de cumplimentar la periodicidad establecida. Deben estar definidos los límites de aceptabilidad de los resultados y las acciones a seguir si estos no se cumplen.

### ***2.13.1 Medición de la muestra patrón***

Se toma la actividad con la que se va a preparar la muestra y se le coloca una etiqueta para rotularla. Se mide la actividad de la muestra y se registra la medida en la hoja de trabajo para captaciones.

Se coloca la muestra sobre papel protector y el contador perpendicularmente a ella (es decir, frente a ella). Se usa el espaciador para mantener la distancia exacta a emplearse desde la superficie del cristal hasta lo que sea que esté contando.

Se adquieren cuentas de I-131 durante 900 segundos y se registran con el tiempo de adquisición, fecha y hora en la hoja de trabajo para captaciones. Se adquiere el conteo de fondo (*background*) durante 900 segundos un mínimo de 5 veces y se registran las cuentas de fondo en la hoja de trabajo para captaciones. Se agrega la muestra patrón a la geometría establecida en forma de tiroides se la sella y coloca en los acrílicos que va dentro del simulador de tiroides. Si se usa una cápsula de Iodo, entonces se agrega cuidadosamente agua caliente en el recipiente para disolver la cápsula.

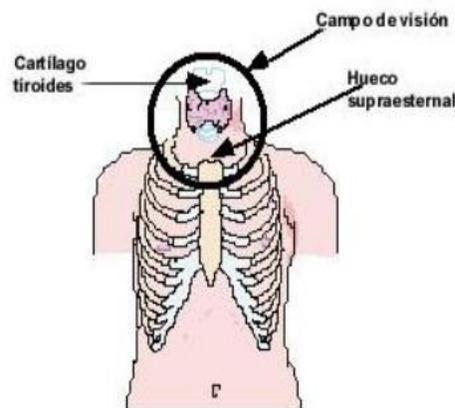
Se usa el activímetro para la medición de la muestra y se registran las cuentas en la hoja de trabajo para captaciones.

Se coloca el recipiente estándar en el simulador de tiroides y se procede a detectar los números de cuentas, utilizando para ello en este trabajo una Gammacámara. Se calcula la eficiencia energética para la cámara con las velocidades de conteos y se registran los datos en la hoja de trabajo para captaciones. (Fundora, 2012, p. 17)

### **2.13.2 Procedimiento con respecto al POE**

Para la medición del POE del HCAM es indispensable que el individuo no posea contaminación externa, debiéndose retirar los mandiles de trabajo y lavarse las zonas del cuerpo no protegidas durante las horas de trabajo.

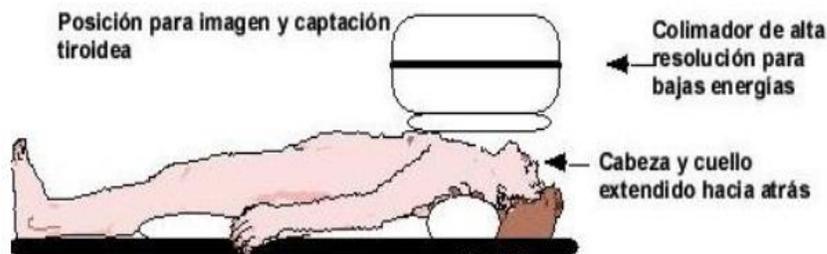
Se coloca al trabajador en posición supina sobre la camilla con el cuello extendido bajo el detector con el cuello extendido del POE, con el cartílago tiroideo cerca de la parte superior del campo y la horquilla esternal en la parte inferior del campo visual con la tiroides centrada en el mismo, como se muestra en la figura 14-2 (CPHR, 1994)



**Figura 14-2:** Campo de visión de la tiroides.  
Fuente: (CPHR, 1994)

Se realiza una adquisición por computadora que puede tener diferentes configuraciones, todas las pruebas realizadas en este trabajo tuvieron un tiempo de adquisición de 900 segundos con una matriz de 512 x 512 píxeles y una ventana de adquisición de 364 KeV con un ancho de  $\pm 15\%$ . Obteniéndose una imagen.

Cuando se hayan tomado todas las medidas de precaución para que el POE no tenga contaminación externa, se ubica el contador frente al cuello, entre el cartílago de la tiroides y la horquilla esternal. Se coloca al trabajador en posición supina (acostado sobre su espalda) sobre la camilla con el cuello extendido de igual modo que si se fuera a realizar la captación en un paciente, como se muestra en la figura 15-2. (Sinclair & Farlow, 1996, p. 86)



**Figura 15-2:** Posición colimador respecto al paciente.  
Fuente: (Sinclair & Farlow, 1996, p. 86)

Se adquieren cuentas durante 900 segundos y se registran junto con la hora de adquisición en la tabla de anotaciones. Luego se realiza una medición de Background con los mismos parámetros de adquisición.

Se adquieren cuentas durante 900 segundos y se registran las cuentas de las medidas en la tabla de anotaciones para luego calcular la actividad presente en tiroides con las velocidades de conteo en el cuerpo, teniendo en cuenta el factor de eficiencia antes calculado con el simulador de tiroides.

## 2.15 Protección Radiológica

Los principios de protección radiológica se definen dos tipos de situaciones: prácticas e intervenciones. Las prácticas son aquellas actividades humanas que adicionan exposición a aquella que normalmente reciben las personas debido a las fuentes existentes de radiación, o que aumentan la probabilidad de dichas exposiciones. Las intervenciones son actividades humanas que no forman parte de una práctica controlada y que tienen como objetivo reducir la exposición existente o la probabilidad de que ocurra una exposición. Antes del comienzo de una práctica se pueden adoptar

medidas de protección y seguridad radiológicas, restringiendo las exposiciones o la probabilidad de que ocurran desde el inicio mismo de la práctica. (OIEA, 2004)

En el caso de la intervención, las circunstancias que originan la exposición o la probabilidad de exposición existen de antemano y su reducción sólo puede ser posible mediante acciones protectoras o reparadoras. (OIEA, 2004)

Dentro del Departamento de Medicina Nuclear se transporta y manipulan fuentes abiertas de radiofármacos, por lo que el personal se verá expuestos a la radiación que proviene de estos.

La exposición del POE que resulta de todas las practicas debe estar restringida a los límites de dosis, de tal manera que se asegure que los efectos determinísticos serán evitados y que la probabilidad de que ocurran efectos estocásticos será suficientemente baja. Además, la exposición del POE deberá ser tan baja como sea posible, lo que constituye el principio ALARA. (Fundora, 2012, pp. 21-22)

**Tabla 3-2:** límites de dosis

<b>Dosis efectiva</b>	50 mSv en cualquier año (20 mSv por año como promedio en un período de cinco años consecutivos)
<b>Dosis equivalente al cristalino</b>	150 mSv en un año
<b>dosis equivalente a las extremidades</b>	500 mSv en un año

Realizado por: Diana Cajas, 2017

Fuente: (OIEA, 2004)

## **CAPITULO III**

### **3. MÉTODOS Y TÉCNICAS**

#### **3.1 Tipo de investigación**

Esta investigación es de tipo experimental, ya que se realizaron estudios y pruebas preliminares a la implementación.

##### ***3.1.1 Periodo y lugar donde se realizó la investigación***

La investigación se realizó en el Hospital Carlos Andrade Marín (HCAM) en el departamento de Medicina Nuclear, el cual cuenta con la gammacámara, activímetro, material radiactivo I-131 y detectores de radiación. En el cuarto caliente que es un área controlada se fabricaron las fuentes patrón de diferentes actividades en forma de tiroides. Las fuentes fueron caracterizadas con el Captus y la Gammacámara que son equipos de espectrometría gamma que fueron previamente calibrado con una fuente de Ba-133. Todo esto se llevó a cabo en un periodo de 12 meses.

##### ***3.1.2 Población de estudio***

La población de estudio es todo es Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) del departamento de Medicina Nuclear del HCAM. El cual consta de 2 médicos nucleares, 1 cardióloga nuclear, 6 técnicos radiólogos, 1 físico médico y 1 persona de limpieza.

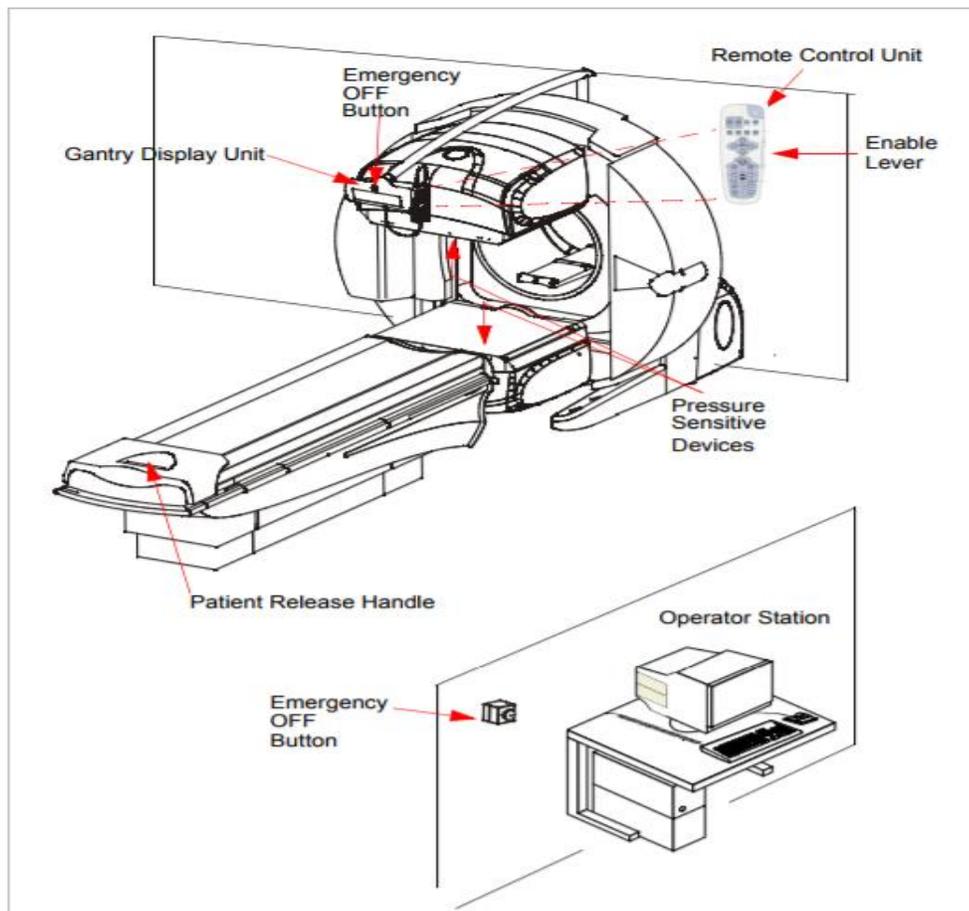
##### ***3.1.3 Características de equipos experimentales***

Este capítulo describe los materiales, equipos y técnicas que fueron utilizados para la implementación del método de valoración de dosimetría interna del Hospital Carlos Andrade Marín (HCAM), un activímetro para la cuantificación de actividades medias, un espectrómetro gamma para cuantificar actividades bajas, la Gammacámara para implementar el método con el cual se realizaron las mediciones al POE y el detector Geiger Müller para cuantificar la tasa de dosis.

### 3.1.3.1 Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3.

La Gammacámara H3000WW INFINIA Hawkeye GP3 del HCAM, cuenta con una combinación de dos tecnologías básicas y complementarias de adquisición de imágenes médicas en un único e innovador escáner el cual permite capturar y combinar dos tipos de imágenes: las de tomografía computarizada por emisión monofotónica (SPECT) y tomografía computarizada (TC), todo en un mismo tiempo. Su sistema de SPECT/TC permite visualizar en una misma imagen esta combinación para así tener mayor información en la información médica.

Nos permitió visualizar las imágenes mediante la estación de trabajo Xeleris y obtener la información necesaria en lo que respecta a cuentas, tasa de cuentas parámetros de adquisición entre otros. En la fig. 1-3 podemos observar los componentes del Gantry y en la tabla: 1-3, las especificaciones técnicas de la gammacámara. Ver ANEXO B, características de la Gammacámara utilizada.



**Figura 1-3:** Esquema de la Gammacámara H3000WW INFINIA Hawkeye GP3.  
**Fuente:** (Healthcare, 2000)

**Tabla 1-3:** Especificaciones técnicas de la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE  
 ...////////// GP3.

<b>Rendimiento</b>	Potencia máxima entregada al tubo:	350 watts
	Tensión máxima:	150 kV
	Corriente de emisión máxima:	3.0 mA
	Ciclo completo de servicio de energía:	90%, 20 minutos a tiempo 50% continuo
	Rango de temperatura de funcionamiento:	+10 a + 50 ° C
	Fugas de radiación:	<10MR / hora
<b>Características del haz</b>	Tamaño de punto focal:	2 mm x 2 mm
<b>Características Generales</b>	Voltaje de entrada (factor de potencia corregida):	110 VAC ± 20% 50/60 Hz
	Corriente de entrada máxima:	10 amperios
	Cumplimiento regulatorio:	UL, CSA, IEC

**Realizado por:** Diana Cajas, 2017

**Fuente:** (Healthcare, 2000)

### 3.1.3.2 Activímetro ATOMLAB 500

Este trabajo se usó el Activímetro ATOMLAB 500, modelo 086-330 serie No. 09090031 calibrado por la SCAN. Este equipo utilizamos para cuantificar las actividades que fueron inyectadas en la geometría tipo tiroides de I-131 además para cuantificar las actividades empleadas en las pruebas para la caracterización de la Gammacámara.



**Gráfico 1-3:** Activímetro del Departamento de Medicina Nuclear.

**Fuente:** Diana Cajas, 2017

### 3.1.3.3 Captus 4000e Thyroid Uptake System

El Captus 400e, es un equipo de espectrometría gamma del laboratorio de dosimetría interna, cuenta con un sistema completo de software específicos para bioensayos, pruebas automatizadas de control de calidad, captación de tiroides entre otras. Este equipo incluye un sistema con MCA de 1024 canales totalmente funcional con calibración automática y manual. Modo de actividad temporizada presenta un programa de medición programado repetitivo programable. El soporte nuevo y mejorado proporciona un monitor ajustable ergonómicamente y un brazo colimador articulado de fácil colocación el cual sirvió para establecer la geometría de medición. (CAPTUS®, 2015)

Este equipo fue calibrado con la fuente certificada de Ba-133 del CPHR, que nos sirvió al final para cuantificar de manera simultánea las fuentes referenciales de I-131 con la Gammacámara y obtener la trazabilidad de los equipos con el fin de tener una referencia en el caso de que en el futuro exista una des calibración.



**Figura 2-3:** Captus 4000e de la SCAN.  
Fuente: (CAPTUS®, 2015)

**Tabla 2-3:** Especificaciones técnicas.

<b>Funciones de software</b>	
Diagnósticos y Pruebas	<ul style="list-style-type: none"><li>• La Sección de Garantía de Calidad totalmente automatizada incluye calibración de energía, ajuste de cero, ajuste de ganancia, detector eficiencia, resolución del detector, chi-cuadrado, constancia, y MDA.</li><li>• Calibración manual disponible en el módulo MCA.</li></ul>

Toma de tiroides	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Proporciona cuatro protocolos predefinidos</li> <li>• Admite formatos de cápsulas y dosis líquidas</li> <li>• La dosis puede pre-contarse antes de la asignación del paciente</li> <li>• Opción de medición previa a la dosis</li> <li>• Opción de rango</li> </ul>
MCA	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 1024 canales</li> <li>• Selección de calibración automática y manual</li> <li>• ROI preestablecido o definido por el usuario</li> <li>• Recuento configurado por tiempo real, tiempo en vivo o recuentos totales de picos</li> </ul>
Poder	
Línea de voltaje	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 120 VCA, 60 Hz, 2,6 AMP</li> <li>• 230 VAC, 50 Hz, 1.1 AMP</li> </ul>
Especificaciones de hardware	
Computadora	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Computadora de pantalla plana con pantalla todo en una pantalla de 20 "</li> <li>• Plataforma Windows 8</li> </ul>
Colimador	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Detector NaI (TI) de 2 "de diámetro y 14 pines de 1.55" de profundidad y 0.66 "diámetro</li> <li>• El colimador de campo plano cumple con ANSI N44.3, IAEA</li> <li>• Varilla de medición y alineación de precisión que mide la distancia directamente a la tiroides</li> </ul>
Contador de pozo	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Detector de pozos de 2 "de diámetro NaI (TI) con 1.55" de profundidad y 0.66 "diámetro</li> <li>• Protector de plomo de 1 "con forro de latón</li> </ul>
Tarjeta de PC de interfaz de analizador multicanal	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Entrada de dos detectores</li> <li>• 1024 canales</li> <li>• Tasa de conteo máxima: 200,000 cps al 5%</li> <li>• Linealidad de la tasa de conteo: dentro del 2% hasta 150,000 cps</li> <li>• ROIs automáticos o manuales</li> <li>• Linealidad diferencial &lt;2% en la parte superior 98% de los canales</li> <li>• Linealidad integral &lt;1% en la parte superior 98% de los canales</li> <li>• Tiempo en tiempo real, tiempo real, recuentos totales</li> <li>• Búsqueda automática de picos</li> <li>• Discriminador de nivel inferior controlado por software</li> </ul>

**Realizado por:** Diana Cajas, 2017

**Fuente:** (CAPTUS®, 2015)

### 3.1.3.4 Detector Geiger Muller

Este equipo ver gráfico 2-3, se utilizó para el monitoreo de radiación del Programa de Vigilancia Radiológica de las diferentes áreas del departamento de Medicina Nuclear del HCAM, permitió cuantificar niveles de tasa de dosis y contaminación presente durante y después de la utilización de la Gammacámara.



**Gráfico 2-3:** Detector Geiger Müller  
Fuente: (HCAM, 2017)

**Tabla 3-3:** Especificaciones técnicas.

<i>Detector</i>	<i>Dimensiones</i>	<i>Temperatura</i>	<i>Rangos operacionales</i>
Tubo Geiger – Müller con halógeno. Diámetro efectivo de 45 mm. Densidad de ventanilla de mica de 1.5 a 2 mg/cm <sup>2</sup> .	150 * 80 * 30 mm	-10° a +50° C 14 a 122°F	mR/h: 0.001 a 100 μSv/h: 0.01 a 1000 CPM: 0 a 300000 CPS: 0 a 5000 Total: 1 a 9999000 impulsos

Realizado por: Diana Cajas, 2017

Fuente: (Internacional, 1998)

### 3.1.4 Calibración en eficiencia y determinación de la Actividad Mínima Detectable (AMD) o sensibilidad planar.

La calibración en eficiencia nos estableció la relación entre el área neta del fotópico del espectro y la actividad del Ba-133 contenido en el simulador de tiroides para su geometría.

La sensibilidad de detección, es decir la AMD, pondera la capacidad del sistema de detección para discernir entre los conteos correspondientes a una persona contaminada y una no contaminada

(mínima actividad que puede ser atribuible a la muestra con determinada probabilidad, usualmente 95%).

Preparamos el simulador de tiroides que se utilizó en el laboratorio de dosimetría interna, lo sacamos del contenedor blindado y lo colocamos dentro del simulador de cuello. Lo trasladamos al detector en la geometría de medición (camilla) que se estableció, se posesiono el detector lo más cerca de la fuente recreando la medición real del POE y se tomó adquisiciones a las distancias de 17.5, 20, 22, 25, 30 y 35cm.

Parámetros de la adquisición:

*Tiempo de adquisición:* 900 segundos

*Valores de umbral:* inferior y ventana previamente calculados en la calibración energética

*Voltaje óptimo de trabajo:* previamente estimado

Al terminar la medición se guardó el espectro medido y se extrajo las cuentas totales detectadas con la fuente y sin la fuente para el fondo por el detector correspondiente a la energía de 356 KeV del Ba-133, que es la que simula a la del I-131. Se realiza la corrección necesaria a los valores de actividad del Ba-133 en el simulador para el día que se ejecutó la medición utilizando la fórmula 14 del decaimiento de la actividad. Luego se procedió a realizar los cálculos de incertidumbres, eficiencia y AMD. En el Anexo G se encuentra el certificado de calibración del Ba-133. Los valores del cálculo se encuentran en la tabla 12-3, y las fórmulas se las presentan a continuación.

### **Actividad del simulador corregida**

$$A = A_0 * e^{-\lambda t} \quad [14]$$

donde:

A<sub>0</sub>: Actividad de referencia del radionúclido

λ: Constante de semidesintegración radiactiva, igual a:

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2f}} \quad [15]$$

$T^{1/2f}$ : Período de semidesintegración radiactiva.

t: Tiempo transcurrido desde el día de referencia

### **Eficiencia de detección**

$$\eta = \frac{C_p - C_f}{A_p Y T} \quad [16]$$

donde:

$\eta$ : Es la eficiencia de registro

$A_p$ : Actividad de la solución de referencia (Bq)

Y: Es la salida física del cuanto gamma emitido

### **Incertidumbre de la Eficiencia de detección**

$$\sigma\eta = \frac{\eta}{n} \left[ \frac{V_p + V_f}{V^2} + \left[ \frac{\sigma_{A_p}}{A_p} \right]^2 \right]^{1/2} \quad [17]$$

dónde:

$\sigma\eta$ : Error absoluto de la eficiencia de registro del sistema.

V: Velocidad de conteo neta

T: Tiempo de conteo

### **Actividad mínima detectable (AMD)**

$$AMD = \frac{4.65\sigma f}{\eta} + \frac{3}{\eta T} \quad [18]$$

$$\sigma f = \frac{\sqrt{F}}{t_f} \quad [19]$$

Dónde:

F: conteos del fondo

$\sigma f$ : Error del fondo

T<sub>f</sub>: Tiempo de medición del fondo

T: Tiempo de medición

### Precisión de conteo

$$S(\%) = \frac{100 * \left( \frac{\sum_{i=1}^N (V_i - M)^2}{N-1} \right)^{1/2}}{M}$$

[20]

donde:

Vi: valores observados

M: es el valor medio de los Vi

N: es el número de mediciones (se recomiendan hacer 5 mediciones).



**Gráfico 3-3:** Adquisición del Captus para la calibración en eficiencia en un tiempo de 900s y el MCA del Ba-133.

Fuente: Diana Cajas, 2017



**Gráfico 4-3:** Adquisición del Captus para la calibración en eficiencia del fondo en un tiempo de 900s y el MCA del Ba-133.

**Fuente:** Diana Cajas, 2017

**Tabla 4-3:** Datos de la calibración en eficiencia y AMD para diferentes distancias.

<b>Distancia</b>	<b>Conteo fantoma</b>	<b>Conteo Fondo</b>	<b>Conteo neto</b>	<b>Velocidad de conteo (cuentas/seg)</b>	$\sigma^p$	<b>Eficiencia</b>	<b>AMD</b>
17,5	26346	703	25643	28,49	0.18	$6,7051 * 10^{-4}$	338,09
20	21426	701	20725	23,03	0.16	$5,4190 * 10^{-4}$	417,75
22	17268	676	16592	18,44	0.14	$4,3384 * 10^{-4}$	512,63
25	14510	657	13853	15,39	0.13	$3,622 * 10^{-4}$	605,51
30	10749	664	10085	11,21	0.11	$2,637 * 10^{-4}$	836,06
35	8510	758	7752	8,61	0.09	$2,027 * 10^{-4}$	1960,29

**Realizado por:** Diana Cajas, 2017

**Ver ANEXO G.**

## **3.2 Materiales**

Muestras de referencia en forma de tiroides usando papel filtro y papel contac, jeringas de 1, 3, 5, 10 y 25 ml, acrílico y simulador de tiroides además de viales con actividades de I-131 y un fuente de referencia de Ba-133 en forma de tiroires del CPHR. Para la gammacamara se utilizo plasticos absorbentes protectores para los detectores y papel absorbente de la misma dimencion.

## **3.3 Tipos y caracterización de pruebas experimentales**

### **3.3.1 Pruebas Gammacámara**

#### *3.3.1.1 Background (Fondo)*

Cuantificamos la radiación que se encuentra en el ambiente. Esta prueba nos dio a conocer las cuentas presentes previamente a las pruebas que utilizan radiación que luego se las descontaron para así obtener las cuentas netas. Los parámetros a utilizar son los mismos que los que se van a emplear en la calibración y en todas las pruebas que se realicen, esta prueba se realiza previamente a todas las pruebas a emplearse. El background se realizó sin colimador y a las distancias de 10,15, 20 y 25cm.

Se realizó esta prueba por una repetición de 20 veces en diferentes días y su promedio se lo indica en la tabla 4-3.

Parámetros de adquisición utilizados:

*Radionucleído:* Ninguno

*Tamaño de matriz:* 512 × 512

*Tiempo:* variable

*Ventana:* I-131

*Energía:* centrado a 364 keV

*Ventana de adquisición:* ±15%

**Tabla 5-3:** Tabla de Background a diferentes distancias y tiempo.

<b>TIEMPO</b> <b>DISTANCIA</b>	<b>Tiempo</b> <b>5 min</b>	<b>Tiempo</b> <b>10 min</b>	<b>Tiempo</b> <b>15 min</b>
<b>Distancia 10 cm</b>	25	50	75
<b>Distancia 15 cm</b>	25	50	76
<b>Distancia 20 cm</b>	25	51	77
<b>Distancia 25 cm</b>	26	51	77

Realizado por: Diana Cajas, 2017

En el gráfico: 3-3, se puede observar la Gammacámara de doble cabezal haciendo una adquisición de fondo con el fantoma de cuello sin actividad. Primero se realiza con el detector 1 y luego con el detector 2 a las distancias de 10, 15, 20 y 25 cm. Ver ANEXO D.



**Gráfico 5-3:** Adquisición de background con la Gammacámara.

Fuente: Diana Cajas, 2017

### 3.3.1.2 Sensibilidad Planar

Esta prueba nos reflejó el número de cuentas que el equipo detecta por unidad de actividad el cual caracterizó la sensibilidad de la Gammacámara. Está relacionada con la eficiencia del equipo. Es una prueba de aceptación que es de constancia mensual. Para esta prueba se utilizó, una fuente de I-131 cuya actividad era de  $12\mu\text{Ci}$  ( $444000\text{ Bq}$ ), caja Petri de un diámetro de 15cm y un espesor de 3mm, suero, jeringas de 1,3,5,10 ml, el activímetro, tabla de anotaciones y la gammacámara.

### *Procedimiento*

En la caja Petri, colocamos con una jeringa como lo indica el grafico 4-3, una actividad de I-131 de 12 $\mu$ Ci, tomando en cuenta la actividad sobrante en jeringa anotamos hora y fecha para el respectivo decaimiento. Esta prueba se la realizo en contacto a, 10, 15 y 20 cm, colocamos la caja Petri sobre el detector del cabezal luego en el centro de los cuatro cuadrantes, se realizó una adquisición para cada uno con los siguientes parámetros a especificarse y se anotó la hora de adquisición. Además, se hizo una adquisición del fondo (sin fuente) para luego restarle. Las sensibilidades de detección para diferentes distancias se determinaron dividiendo el valor de contaje entre la actividad de la fuente (corregida por decaimiento) y se analizó el promedio y la variación entre ellas para cada detector. (Añe & al, 2015). Ver imágenes en ANEXO E.

Parámetros de adquisición utilizados:

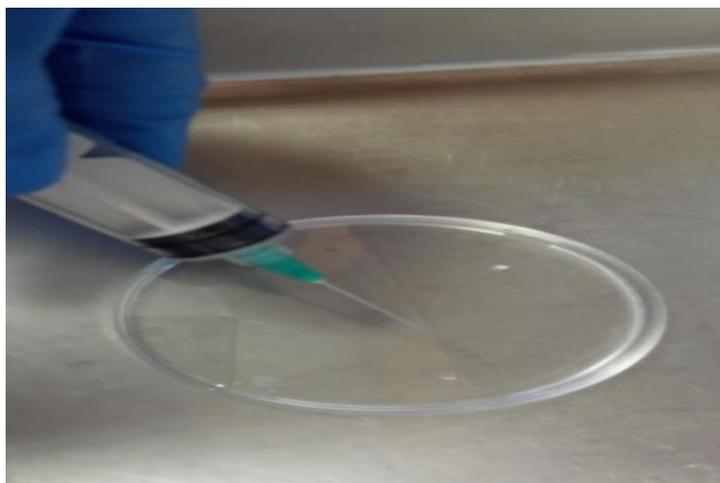
*Tamaño de matriz:* 512  $\times$  512

*N.º de cuentas:* 2500kc

*Tasa de cuentas:* menor de 20 kcps

*Ventana de adquisición:*  $\pm 15\%$

$$Si \left( \frac{cps}{Bq} \right) = \frac{\frac{cuentas}{tiempo\ adquisición}}{Actividad} \quad [6]$$



**Gráfico 6-3:** Modo de colocación de la actividad de 12 $\mu$ Ci en la caja Petri.

**Fuente:** (HCAM, 2017)



**Gráfico 7-3:** Adquisición de cuentas en la Gammacámara.  
Fuente: (HCAM, 2017)

**Tabla 6-3:** Factor de calibración del detector 1 y el detector 2 de sus diferentes cuadrantes en contacto.

Nombre	Cuentas	Tiempo (min)	Cuentas/t (min)	FC SI(CPM/Bq)
Centro – D 1	2499000	1	41650	5,62
C1 – D1	2499000	1,083	38430	5,19
C2 – D1	2499000	1,016	40950	5,53
C3 – D1	2499000	1,067	39031	5,27
C4 – D1	2499000	1,067	39031	5,27
Centro – D 2	2499000	1,017	40950	5,55
C1 – D2	2499000	1,267	32881	4,44
C2 – D2	2499000	1,033	40290	5,44
C3 – D2	2499000	1,016	40950	5,53
C4 – D2	2499000	1,016	40950	5,53

Realizado por: Diana Cajas, 2017

**Tabla 7-3:** Factor de calibración del detector 1 y el detector 2 de sus diferentes cuadrantes a 10cm.

Nombre	Cuentas	Tiempo (min)	Cuentas/t (min)	FC SI(CPM/Bq)
Centro – D 1	2499000	1,67	25247	3,53
C1 – D1	2500000	1,75	23809	3,21
C2 – D1	2499000	1,81	22926	3,09
C3 – D1	2500000	1,77	23584	3,28
C4 – D1	2499000	1,85	22513	3,04
Centro – D 2	2499000	1,67	25247	3,41
C1 – D2	2500000	1,75	23809	3,21
C2 – D2	2499000	1,81	22926	3,09
C3 – D2	2500000	1,77	23584	3,28
C4 – D2	2499000	1,85	22513	3,04

Realizado por: Diana Cajas, 2017

**Tabla 8-3:** Factor de calibración del detector 1 y el detector 2 de sus diferentes cuadrantes a 15cm.

Nombre	Cuentas	Tiempo (min)	Cuentas/t (min)	FC SI(CPM/Bq)
Centro – D 1	2500000	2,25	18518	2.54
C1 – D1	2500000	2,47	16891	2.30
C2 – D1	2499000	2,48	16771	2.27
C3 – D1	2499000	2,35	17723	2.40
C4 – D1	2500000	2,43	17123	2.31
Centro – D 2	2500000	2,25	18518	2.50
C1 – D2	2500000	2,47	16891	2.28
C2 – D2	2499000	2,48	16771	2.26
C3 – D2	2499000	2,35	17723	2.39
C4 – D2	2500000	2,43	17123	2.31

Realizado por: Diana Cajas, 2017

**Tabla 9-3:** Factor de calibración del detector 1 y el detector 2 de sus diferentes cuadrantes a 20cm.

Nombre	Cuentas	Tiempo (min)	Cuentas /t (min)	FC SI(CPM/Bq)
Centro – D 1	2499000	3,67	11359	1,56
C1 – D1	2499000	4,45	9359	1,28
C2 – D1	2499000	4,18	9956	1,35
C3 – D1	2499000	4,16	9496	1,36
C4 – D1	2499000	4,18	9956	1,34
Centro – D 2	2499000	3,67	11359	1,53
C1 – D2	2499000	4,45	9359	1,26
C2 – D2	2499000	4,18	9956	1,34
C3 – D2	2499000	4,16	9496	1,35
C4 – D2	2499000	4,18	9956	1,34

Realizado por: Diana Cajas, 2017

### 3.3.1.3 Tasa máxima de recuento

La tasa de recuento sirvió para medir la variación de la tasa de cuentas que es capaz de detectar la gammacámara conforme aumenta la tasa incidente. El propio funcionamiento del detector hace que, cuando la tasa incidente es elevada no se puedan detectar todos los sucesos, por lo que se produce una curva característica al representar la tasa incidente frente a la tasa observada. Esta curva alcanza un máximo y posteriormente empieza a caer. (Añe & al, 2015)

Parámetros de la adquisición:

Radionucleído: I-131

Matriz: 512×512

Número de cuentas: mayor de 100kc

Tasa de cuentas: variable

Ventana de adquisición: ±15%

**Tabla 10-3:** Velocidad de conteo en el rango de actividad ascendente de 59 - 86931  $\mu\text{Ci}$ .

No.	Actividad ( $\mu\text{Ci}$ )	Velocidad de conteo kCnt/seg	kCnt
1	59	0,189	28
2	111	0,347	51
3	368	0,962	141
4	881	2,563	382
5	3241	9,478	2318
6	11985	37,77	5218
7	18418	51,2	7674
8	23894	63,5	9520
9	29649	75,9	11360
10	34966	85,9	12887
12	40346	95,39	14300
13	45010	102,39	15357
14	51890	110,97	16626
15	57788	118,26	17734
16	63303	123,73	18561
17	69280	129,40	19414
18	74914	134,04	20118
19	81111	138,12	20759
20	86931	141,27	21193

Realizado por: Diana Cajas, 2017

Ver imágenes en ANEXO F, donde se encuentran todos los datos obtenidos de esta prueba además de la corrección de la actividad para cada tiempo.

### **3.4 Calibración del sistema de espectrometría Gamma, Captus 4000e Thyroid Uptake System.**

#### **3.4.1 Calibración Energética**

La calibración en energía del analizador multicanal consistió en establecer la constante de proporcionalidad entre el intervalo de energía de los radionucleídos empleados en ella y su

correspondiente intervalo de canales, con el objetivo de permitir la posterior identificación de cualquier otro radionúclido a determinar durante las mediciones.

Como podemos observar en la figura 2-3, el detector y el preamplificador se encuentran protegidos por una cubierta, y los demás componentes están ubicados en sus posiciones para la manipulación. Fijamos el tiempo de medición en 900 segundos en el MCA del Ba-133. Realizamos una medición de fondo. Para ello ubicamos el detector en la posición en que se ejecutará la medición, sin la presencia de la fuente, como lo observamos en el gráfico 7-3.

Para la calibración existieron 6 R/n, con energías comprendidas en el rango de interés. Se cumplió con las normas de protección radiológica para el manejo de sustancias radiactivas.

### **Cálculos**

#### **Resolución**

$$R(\%) = \frac{FWHM}{Cv} * 100 \quad [7]$$

donde:

R: Resolución expresada en %

FWHM: Es el ancho del fotópico a mitad de su altura

Cv: canal del vértice del fotópico.

#### **Valor de la pendiente**

$$m = \frac{\Delta E}{\Delta N} = \frac{E_2 - E_1}{N_2 - N_1} \quad [8]$$

donde:

m: pendiente (keV/canal)

$\Delta E$ : Intervalos energéticos entre dos energías analizadas

$\Delta N$ : Intervalos entre los canales correspondientes a las energías analizadas

### Valor de la energía corregida

$$E = m * N + p$$

[9]

donde:

E: Energía (keV)

N: Número de canal

p: Intercepto de la ordenada del origen

### Región de Interés (ROI)

$$N_o(\text{canales}) = \frac{1.67 * R * E(\text{keV})}{m(\text{keV/canal})} \quad [10]$$

donde:

N<sub>o</sub> (canales): Es el número de canales a integrar.

### Velocidad de conteo

$$V_f = \frac{N_f}{t_f} * c. p. s \quad [11]$$

donde:

N<sub>f</sub>: Conteos de fondo

t<sub>f</sub>: Tiempo de medición del fondo

$$V_p = \frac{N_p}{t_p} * c. p. s \quad [12]$$

donde:

N<sub>p</sub>: conteos del patrón

t<sub>p</sub>: Tiempo de medición del patrón

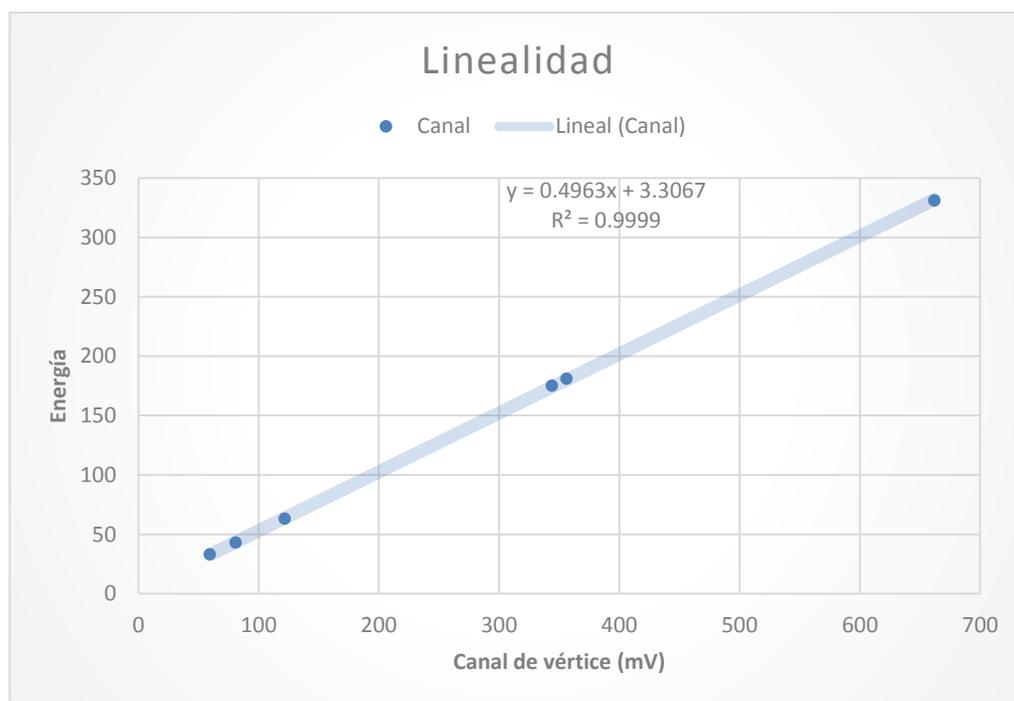
### Error de la velocidad de conteo

$$\sigma^v = \frac{\sqrt{N_f}}{t} \quad [13]$$

**Tabla 11-3:** Datos calibración energética Captus.

Calibración Energética						
Radionúclido	Energía	Canal	R (%)		Ln(°E)	Ln ( R)
Am-241	59,54	33	12,12	0,12	4,687	2,495
Ba-133	81	43	13,95	0,14	4,394	2,636
Eu-152	121,8	63	12,70	0,13	4,802	2,541
Eu-152	344	175	10,29	0,10	5,841	2,331
Ba-133	356	181	11,05	0,11	5,875	2,402
Cs-137	662	331	7,85	0,09	6,495	2,061

Realizado por: Diana Cajas, 2017

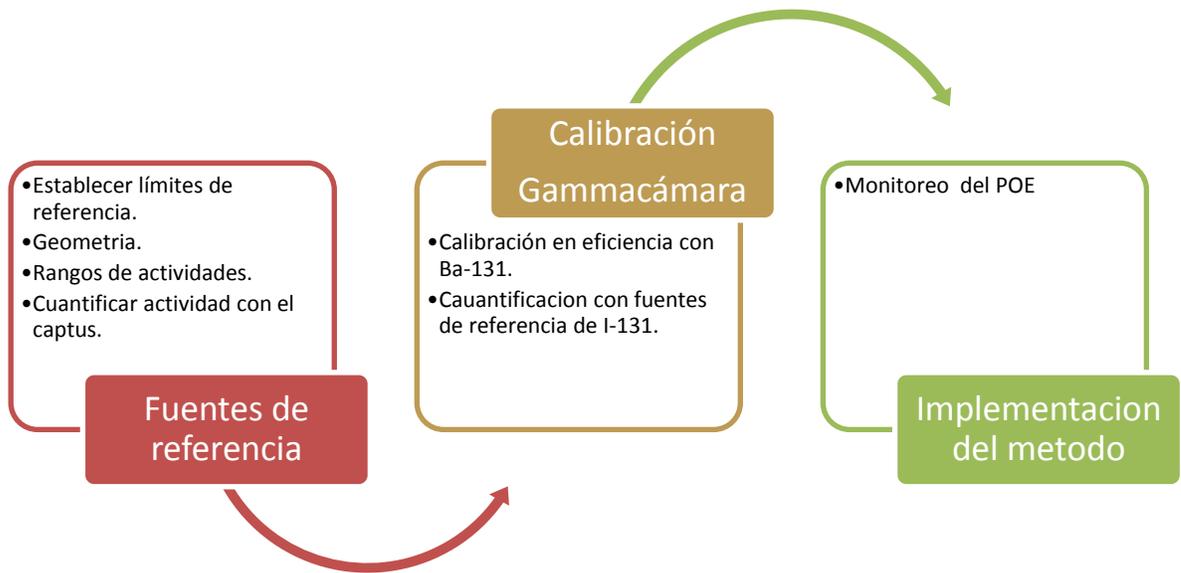


**Gráfico 8-3:** linealidad de los canales.

Fuente: Diana Cajas, 2017

### 3.5 Diseño Experimental

Presento a continuación el modelo experimental llevado a cabo para la realización de este trabajo.



### 3.5.1 Fuentes de referencia.

Esta etapa es la más relevante de la implementación, se establecen los límites de referencia de acuerdo al organismo controlador, se caracteriza la geometría a utilizar, los rangos de actividades y se cuantifica la actividad con el Captus y la Gammacámara previamente calibrados.

#### 3.5.1.1 Límites de referencia

##### 3.5.1.1.1 Límite de incorporación

Se realizaron los cálculos en base a la fórmula [1], y las constantes de la tabla 1-2, este es el límite de incorporación anual permitida por los Organismos Internacionales como la ICPR y el OIEA.

**Tabla 12-3:** Límite de incorporación.

Unidades	Bq	$\mu\text{Ci}$
Límite de incorporación	1818181.82	49.14

Realizado por: Diana Cajas, 2017

### 3.5.1.1.2 Nivel de investigación

En base a los criterios establecidos por la ICRP, se va a realizar 12 monitoreos en el periodo de 200 días laborables. Los cálculos se realizaron en base a la fórmula [3] y la constante de coeficiente de dosis del I-131 que se encuentra en la tabla 1-2.

**Tabla 13-3:** Nivel de investigación operacional del POE.

<i>Unidades</i>	<i>Bq</i>	<i>μCi</i>
<i>Nivel de investigación</i>	41666,67	1.12

Realizado por: Diana Cajas, 2017

### 3.5.1.1.3 Nivel de registro

Se realizaron los cálculos en base a la fórmula [4], y las constantes de la tabla 1-2, de Coeficiente de dosis para I-131 por inhalación.

**Tabla 14-3:** Nivel de registro operacional del POE.

<i>Unidades</i>	<i>Bq</i>	<i>μCi</i>
<i>Nivel de registro</i>	8333.33	0.23

Realizado por: Diana Cajas, 2017

### 3.5.1.2 Geometría

La geometría de medición es la de camilla y sin colimadores ya que en base a pruebas previas trabajar con colimadores no cumple con el parámetro lineal y pierden un gran número de cuentas en la adquisición, fue establecida para el espectrómetro gamma Captus 4000e Thyroid Uptake System ver en el gráfico 9-3 y la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3 ver en el gráfico 10-3, según los modelos establecidos por la guía de seguridad de la OIEA RS-G-1.2. Para el modelo de simulación de la tiroides utilizamos una geometría tipo tiroides ver en el gráfico 11-3, la cual se adapta sin complicaciones al simulador de cuello-tiroides, la cual está diseñada cumpliendo todas las normas expuestas por la ICRP, tiene forma de tiroides, está fabricada de papel absorbente y para cerrarla evitando contaminación se usó papel Contact.



**Gráfico 9-3:** Geometría de medición tipo camilla del Captus 4000e Thyroid Uptake System.  
**Fuente:** Diana Cajas, 2017

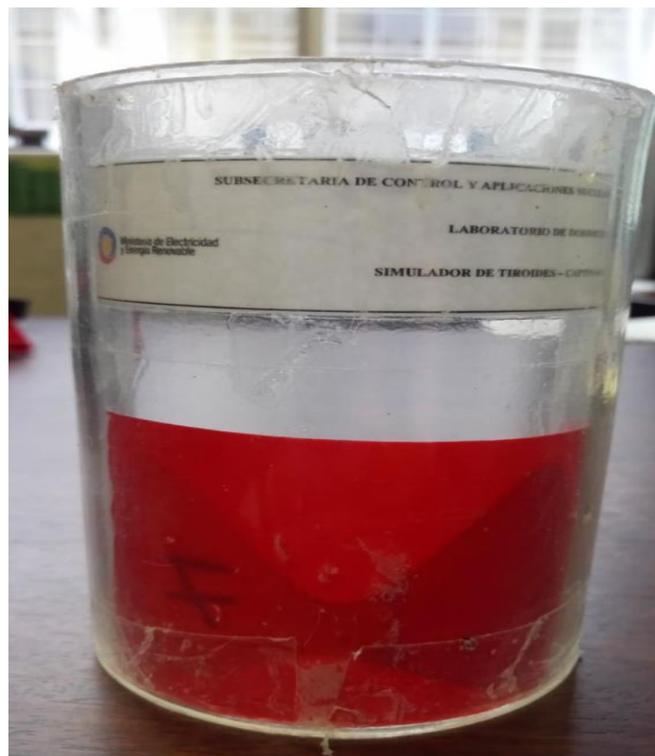


**Gráfico 10-3:** Geometría de medición tipo camilla de la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3.  
**Fuente:** Diana Cajas, 2017



**Gráfico 11-3:** Simulación de la tiroides con actividad determinada y sellada con papel Contact.  
**Fuente:** Diana Cajas, 2017

La tiroides que se observa en el gráfico 11-3, se acopla sin inconvenientes al acrílico que se introduce en el fantoma antropométrico de cuello como se lo observa en los gráficos 12-3 y 13-3.



**Gráfico 12-3:** Tiroides acoplada al acrílico.  
**Fuente:** Diana Cajas, 2017



**Gráfico 13-3:** Simulador Antropomorfo de cuello insertado el acrílico.

**Fuente:** Diana Cajas, 2017

### 3.5.1.3 Rangos de actividades

Una vez ya determinado el FC, la AMD y los límites de detección se elaboraron 10 fuentes referenciales de diferentes actividades las que se cuantifico con el activímetro y las de rango bajos con dilución. Estas fuentes eran de actividades aproximadas ya que posteriormente se cuantifico con el Captus y la Gammacámara para su trazabilidad.

**Tabla 15-3:** Actividades de I-131.

FUENTE	ACTIVIDADES (μCi)
1	300
2	200
3	100
4	50
5	25
6	20
7	10
8	1
9	0.1
10	0.09

**Realizado por:** Diana Cajas, 2017

### **3.5.2 Calibración en eficiencia de la Gammacámara Infinia y determinación de la AMD.**

La calibración de la Gammacámara se hizo en el HCAN donde se encuentra. Se la realizó con una fuente de calibración de Ba-133 certificada la cual pertenece al laboratorio de dosimetría interna del CPHR, se utilizó el Ba-133 debido a que tiene una energía gamma de 356.02 keV que está muy cercana a la del I-131 y su vida media es de 10.51 años. Mediante la calibración en eficiencia se determinó la relación entre el área neta del fotópico del I-131 identificado en el espectro y su actividad contenido en el simulador para la geometría.

#### *Procedimiento*

Se preparo el simulador de Tiroides que se utilizó. Lo sacamos del contenedor blindado en que fue transportado. Luego se colocó el simulador de tiroides en su posición dentro del simulador de cuello. Trasladé el simulador hacia el local donde se encuentra la CG, utilicé la geometría considera para realizar el monitoreo (POE acostado en la camilla y uno de los cabezales de la CG sobre el). Colocamos en la posición convenida el simulador a una distancia de 10, 15, 20 y 25 cm del centro de la CG. Dicha distancia se mide entre la superficie del simulador y el dispositivo anti-choqué con que cuenta la CG. El cabezal de la CG no debe tener puesto colimadores.

#### *Parámetros de adquisición*

*Zoom:* 1

*Tasa de cuentas:* variable

*Ventana de adquisición:*  $\pm 15\%$

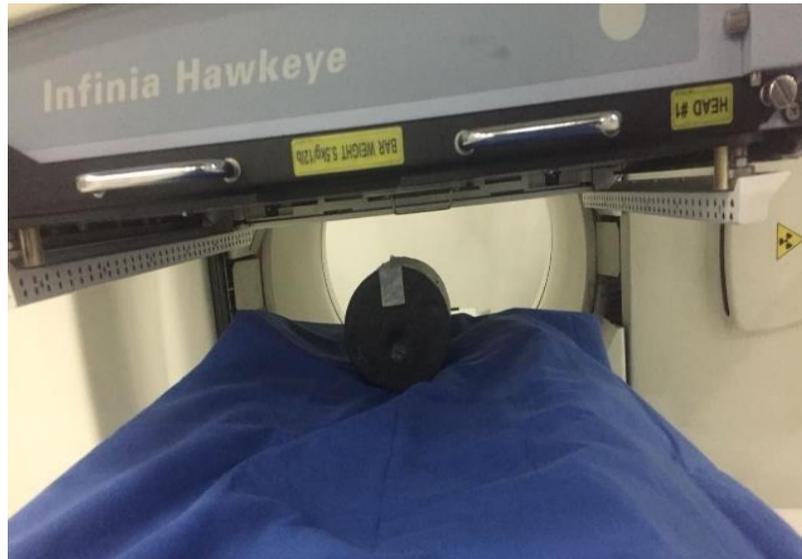
*Tiempo:* 900s

*Energía:* 356 KeV

*Detector:* 1 y 2 independientes

Se realizó la primera medición de fondo es decir sin fuente, pero con el simulador de cuello sin la tiroides. Luego se realizó la corrección de los valores de la actividad del Ba-133 en el simulador para el día que se ejecutó la medición con las fórmulas 14 y 15 obteniendo una actividad de 116014,188 Bq con un error del 5%. La adquisición se hace como esta está en el grafico 14-3 y 15-

3 de cada uno de los detectores sin colimador y a las diferentes distancias de 10, 15, 20 y 25 cm. Ver ANEXO I



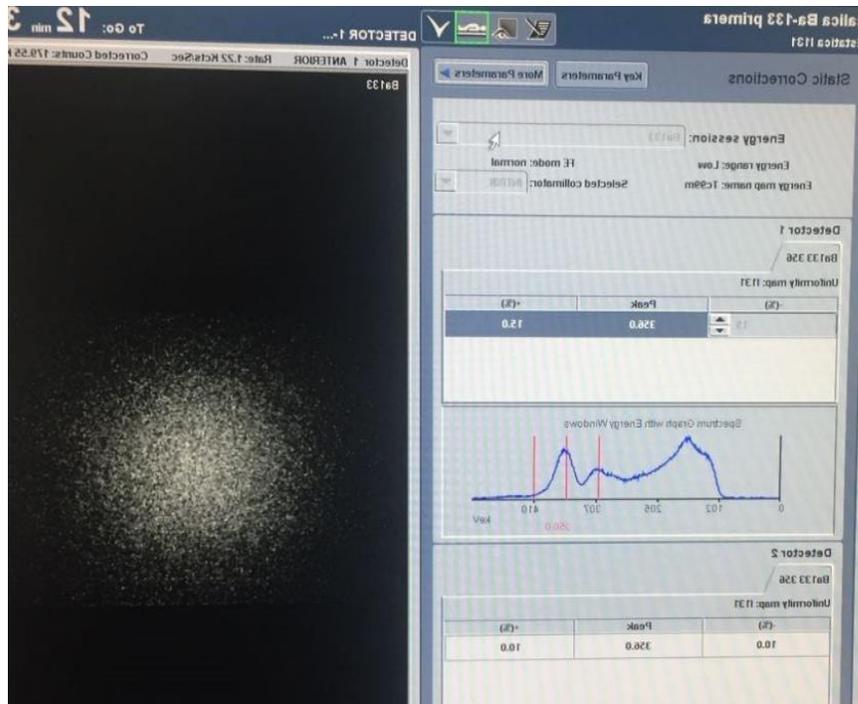
**Gráfico 14-3:** Adquisición de la calibración de la Gammacámara con el fantoma antropométrico del detector 1.

**Fuente:** Diana Cajas, 2017



**Gráfico 15-3:** Adquisición de la calibración de la Gammacámara con el fantoma antropométrico del detector 2.

**Fuente:** Diana Cajas, 2017



**Gráfico 16-3:** Visualización en la Xeleris de la adquisición de la calibración con Ba-133 de actividad 116014,188 Bq.  
Fuente: (HCAM, 2017)

Para obtener los resultados y observaciones necesarias de la prueba (velocidad de conteos del simulador y del fondo con sus correspondientes incertidumbres, eficiencia y su incertidumbre y actividad mínima detectable), se lo realiza en base a las fórmulas 11, 12 y 13 y se puede observar sus resultados en la tabla 16-3 para el detector 1 y la tabla 17-3 para el detector 2.

### Detector 1

**Tabla 16-3:** Resultados de la calibración en Ba-133 de actividad 116014.18 Bq a las distancias de 10, 15, 20 y 25 cm del detector 1.

Distancia	Conteo Fantoma	Conteo Fondo	Raíz cf/900	Conteo neto	Velocidad de conteo (Cnt/seg)	Eficiencia
10	1105333	63000	0,2788	1041000	1156,67	0,0161067
15	855333	63000	0,2788	790500	878,33	0,01223088
20	670000	63000	0,2788	605000	672,22	0,00724289
25	538333	63000	0,2788	473500	526,11	0,00566861

Realizado por: Diana Cajas, 2017

## Detector 2

**Tabla 17-3:** Resultados de la calibración en Ba-133 de actividad 116014.18 Bq a las distancias de 10, 15, 20 y 25 cm del detector 2.

<b>Distancia</b>	<b>Conteo Fantoma</b>	<b>Conteo Fondo</b>	<b>Raíz cf/900</b>	<b>Conteo neto</b>	<b>Velocidad de conteo</b>	<b>Eficiencia</b>
10	1135000	46000	0,2383	1085000	1205,55	0,01678748
15	870666	46000	0,2383	825000	916,66	0,01276467
20	681000	46000	0,2383	634000	704,44	0,00759007
25	555666	46000	0,2383	511500	568,33	0,00612353

**Realizada por:** Diana Cajas, 2017

### **3.5.3** *Cuantificación de las diez fuentes referenciales de I-131 con la Gammacámara y el Captus previamente calibrada con la fuente de Ba-133 y su trazabilidad.*

Para la cuantificación de las 10 fuentes de I-131 se utilizó la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3 y el Captus 4000e Thyroid Uptake System, donde se realizó las adquisiciones a las distancias de 20 y 25 cm, para el cálculo de la Actividad se utilizó la fórmula 14, 15 y la eficiencia ya obtenida en la calibración de este equipo con Ba-133 que se encuentran estos valores en la tabla 16-3, 17-3 para la CG y en la tabla 11-3 para el Captus a las distancia de 20 y 25 cm correspondientemente. Para el cálculo se tomó la salida física del Ba-133 que es de 0.619. En la tabla 18-3, se encuentra la cuantificación a 900seg del detector 1 a la distancia de 20cm en el fotópico del I-131 con los parámetros de adquisición ya establecidos en la calibración.

**Tabla 18-3:** Cuantificación en actividad de las diez fuentes referenciales de I-131 a 20cm del detector 1 de la gammacámara.

Fecha	Nombre	Cuentas netas	Velocidad de conteo	Actividad (Bq)	Actividad ( $\mu\text{Ci}$ )
07/08/2017	Fuente 1	43350000	48166.67 $\pm$ 7.31	10807455.3	292.09
07/08/2017	Fuente 2	30943000	34381.11 $\pm$ 6.18	7714304.2	208.49
08/08/2017	Fuente 3	15322000	17024.44 $\pm$ 4.34	3819880.7	103.24
08/08/2017	Fuente 4	9980000	11088.89 $\pm$ 3.51	2488083.7	67.25
08/08/2017	Fuente 5	5024000	5582.22 $\pm$ 2.49	1252518.0	33.85
25/08/2017	Fuente 6	4630000	5144.44 $\pm$ 2.39	1154291.1	31.19
28/08/2017	Fuente 7	1463000	1625.56 $\pm$ 1.34	364736.0	9.85
24/08/2017	Fuente 8	332000	368.89 $\pm$ 0.64	82769.9	2.23
24/08/2017	Fuente 9	38000	42.22 $\pm$ 0.21	9473.7	0.25
18/08/2017	Fuente 10	13000	14.44 $\pm$ 0.12	3240.9	0.08

Realizado por: Diana Cajas, 2017

En la tabla 19-3, se encuentra la cuantificación a 900seg del detector 2 a la distancia de 20cm en el fotópico del I-131 con los parámetros de adquisición ya establecidos en la calibración.

**Tabla 19-3:** Cuantificación en actividad de las diez fuentes referenciales de I-131 a 20cm del detector 2 de la gammacámara.

Fecha	Nombre	Cuentas netas	Velocidad de conteo	Actividad (Bq)	Actividad ( $\mu\text{Ci}$ )
07/08/2017	Fuente 1	42933000	47703.33 $\pm$ 7.28	10275354.5	277.71
07/08/2017	Fuente 2	30569000	33965.56 $\pm$ 6.14	7316220.9	197.73
08/08/2017	Fuente 3	15390000	17100.00 $\pm$ 4.35	3683360.2	99.55
08/08/2017	Fuente 4	9936000	11040.00 $\pm$ 3.50	2378029.1	64.27
08/08/2017	Fuente 5	4929000	5476.67 $\pm$ 2.46	1179680.5	31.88

25/08/2017	Fuente 6	4577000	5085.56±2.37	1095434.7	29.61
28/08/2017	Fuente 7	1386000	1540.00±1.30	331717.8	8.96
24/08/2017	Fuente 8	346000	384.44±0.65	82809.8	2.23
24/08/2017	Fuente 9	35000	38.88±0.21	8376.7	0.22
18/08/2017	Fuente 10	13000	14.44±0.12	3111.4	0.08

Realizado por: Diana Cajas, 2017

**Tabla 20-3:** Cuantificación en actividad de las diez fuentes referenciales de I-131 a 20cm del detector del Captus.

No . fue nte	Hora inicial	Cnts fondo	Cnts Captus	Cnts netas	$\eta$	A (Bq)	A ( $\mu$ Ci)
1	13:27	709	3683512	36828 03	0.0005419	13199054.7	329.70
2	16:14	709	2371418	23707 09	0.0005419	7852825.36	212.24
3	14:02	887	1468107	14672 20	0.0005419	486074.53	131.35
4	14:42	887	821087	82020 0	0.0005419	2716861.22	73.43
5	15:21	887	429757	42887 0	0.0005419	1420605.06	38.39
6	12:33	709.2	362730	36202 0.8	0.0005419	1199171.27	32.41
7	14:58	709.2	131716	13171 6	0.0005419	933951.84	11.73
8	15:23	709.2	27529	27529	0.0005419	88838.91	2.40
9	16:28	709.2	3970	3970	0.0005419	10801.19	0.29
10	16:46	709.2	1756	1756	0.0005419	3467.46	0.09

Realizado por: Diana Cajas, 2017

En la tabla 21-3, se encuentra la cuantificación a 900seg del detector 1 a la distancia de 25cm en el fotópico del I-131 con los parámetros de adquisición ya establecidos en la calibración.

**Tabla 21-3:** Cuantificación en actividad de las diez fuentes referenciales de I-131 a 25cm del detector 1 de la Gammacámara.

Fecha	Nombre	Cuentas netas	Velocidad de conteo	Actividad (Bq)	Actividad ( $\mu$ Ci)
07/08/2017	Fuente 1	39250000	43611.11 $\pm$ 6.96	12581096.0	340.03
07/08/2017	Fuente 2	24964000	27737.78 $\pm$ 5.55	8001897.6	216.26
08/08/2017	Fuente 3	12291000	13656.67 $\pm$ 3.89	3939726.1	106.47
08/08/2017	Fuente 4	8837000	9818.89 $\pm$ 2.24	280149.8	76.56
08/08/2017	Fuente 5	4083000	4536.67 $\pm$ 2.24	1308754.5	35.37
25/08/2017	Fuente 6	3614000	4015.56 $\pm$ 2.11	1158422.4	31.30
28/08/2017	Fuente 7	874000	971.11 $\pm$ 1.03	280149.8	7.57
24/08/2017	Fuente 8	262000	291.11 $\pm$ 0.56	83980.8	2.26
24/08/2017	Fuente 9	30000	33.33 $\pm$ 0.19	9616.1	0.25
18/08/2017	Fuente 10	11000	12.22 $\pm$ 0.11	3525.9	0.09

Realizado por: Diana Cajas, 2017

En la tabla 22-3, se encuentra la cuantificación a 900seg del detector 2 a la distancia de 25cm en el fotópico del I-131 con los parámetros de adquisición ya establecidos en la calibración.

**Tabla 22-3:** Cuantificación en actividad de las diez fuentes referenciales de I-131 a 25cm del detector 2 de la Gammacámara.

Fecha	Nombre	Cuentas netas	Velocidad de conteo	Actividad (Bq)	Actividad ( $\mu$ Ci)
07/08/2017	Fuente 1	39250000	43611.11 $\pm$ 6.96	11549858.6	312.15
07/08/2017	Fuente 2	27055000	30061.11 $\pm$ 5.77	7961310.1	215.17
08/08/2017	Fuente 3	12150000	1350.00 $\pm$ 3.87	3575306.5	96.63
08/08/2017	Fuente 4	8893000	9881.11 $\pm$ 3.31	2616888.9	70.72
08/08/2017	Fuente 5	4384000	4871.11 $\pm$ 2.32	1290053.0	34.86
25/08/2017	Fuente 6	3562000	3957.78 $\pm$ 2.09	1048168.1	28.32
28/08/2017	Fuente 7	928000	1031.11 $\pm$ 1.07	273076.9	7.38
24/08/2017	Fuente 8	268000	297.77 $\pm$ 0.57	78862.7	2.13
24/08/2017	Fuente 9	28000	31.11 $\pm$ 18	8239.4	0.22
18/08/2017	Fuente 10	11000	12.22 $\pm$ 0.11	3236.9	0.08

Realizado por: Diana Cajas, 2017

**Tabla 23-3:** Cuantificación en actividad de las diez fuentes referenciales de I-131 a 25cm del detector del Captus.

No. fuente	Hora inicial	Cuentas fondo	Cuentas captus	Cuentas netas	Eficiencia	Actividad (Bq)	Actividad ( $\mu$ Ci)
1	15:15	709	2643845	2643136	0.0003622	13098992.9	354.03
2	15:54	709	1672231	1671522	0.0003622	8283816.9	223.89
3	14:23	887	1009043	1008156	0.0003622	4996272.7	135.03
4	14:42	887	583475	582588	0.0003622	2887220.35	78.03
5	15:46	887	285163	284276	0.0003622	1408830	38.08
6	12:51	709.2	254939	254229,8	0.0003622	1259925.46	34.05
7	14:39	709.2	88947	88237.8	0.0003622	437293.55	11.82
8	15:42	709.2	18704	17994.8	0.0003622	891779.58	2.41
9	16:10	709.2	2864	2154.8	0.0003622	10678.87	0.29
10	17:04	709.2	1436	726.8	0.0003622	3601.91	0.097

Realizado por: Diana Cajas, 2017

## CAPITULO IV

### 4. ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

#### 4.1 Datos obtenidos en las pruebas para la caracterización de la Gammacámara

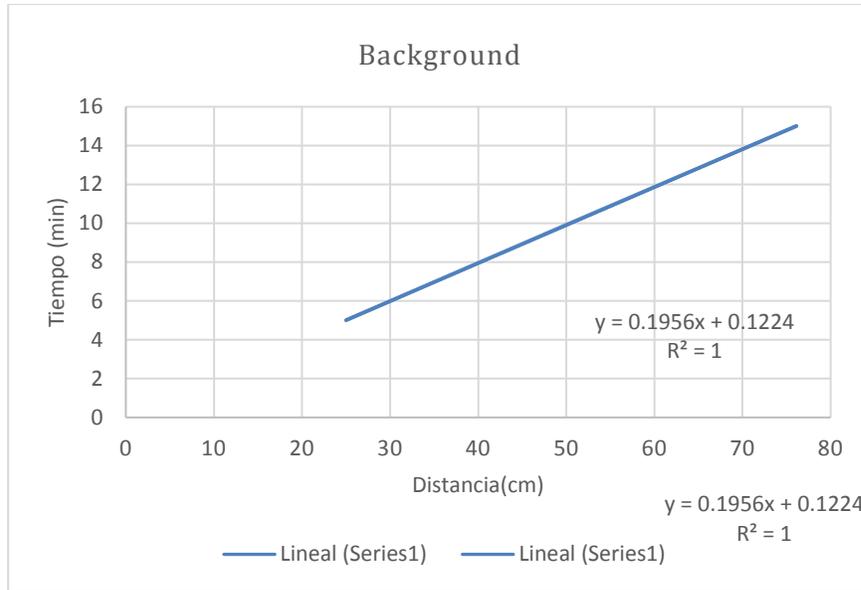
##### 4.1.1 Background

El Background conocido como la prueba de fondo fue totalmente lineal al tiempo como se puede observar los datos en la tabla 4-3 que es la media de todos los datos obtenidos, que están representados en el grafico 2-4 pero si es variable entre prueba y día. Porque depende de la contaminación y de la cantidad de radiación se encuentre presente en el lugar. Como podemos observar en el grafico 1-2, al aumentar el tiempo aumenta las cuentas es decir el equipo detecta más radiación presente en el ambiente.



**Gráfico 1-4:** Gammagrafía de background a diferentes tiempos con los dos detectores de la Gammacámara.

Fuente: (HCAM, 2017)



**Gráfico 2-4:** linealidad del background.

Fuente: Diana Cajas, 2017

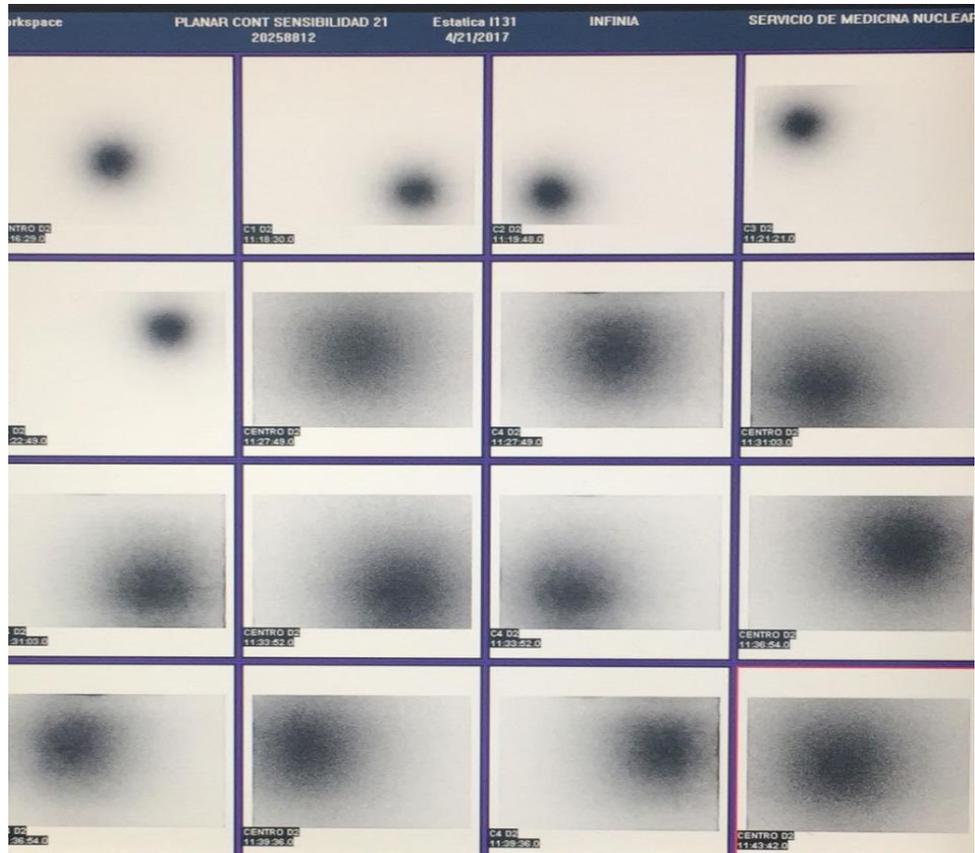
#### 4.1.2 Sensibilidad planar

La sensibilidad planar de los detectores de la gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP, son inversamente proporcionales a la distancia. Es decir, a menos distancia de la fuente los detectores son más sensibles. En el grafico 3-4, podemos observar como los detectores captan la radiación presente en la caja Petri.



**Gráfico 3-4:** Gammagrafía de la caja Petri de actividad de  $12\mu\text{Ci}$ .

Fuente: (HCAM, 2017)



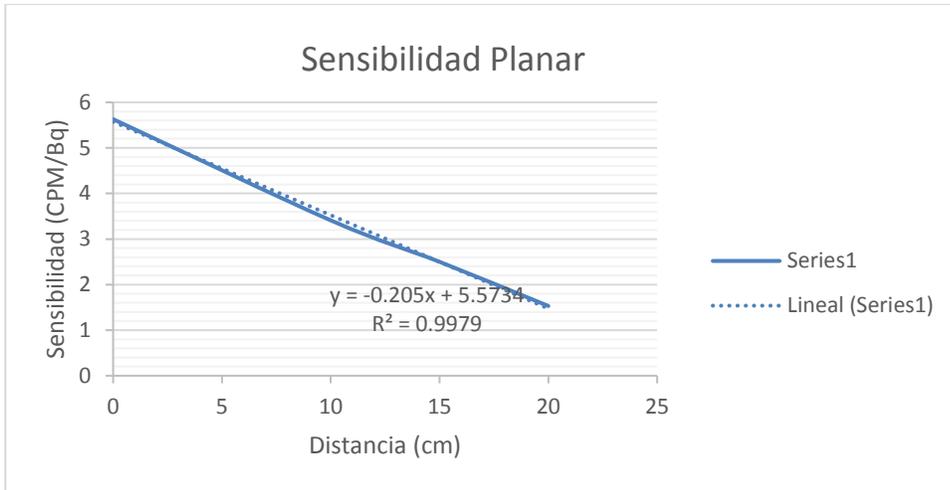
**Gráfico 4-4:** Captación de la sensibilidad planar.  
**Fuente:** (HCAM, 2017)

En la tabla 1-4 y 2-4, se muestran los resultados obtenidos de la sensibilidad planar o factor de calibración obtenidos de los cálculos de la fórmula 6, en CPM/Bq y su error relativo de cada detector correspondientemente.

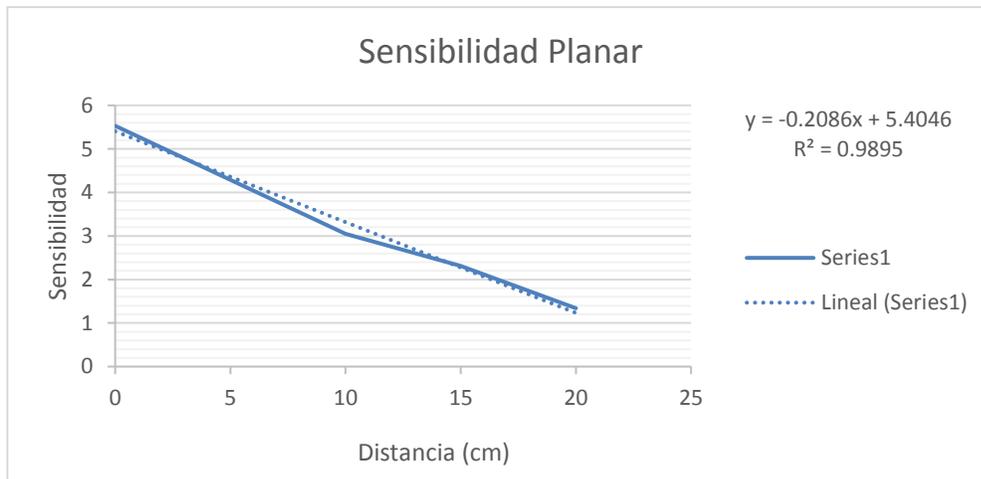
**Tabla 1-4:** Sensibilidad planar del detector 1 y detector 2.

Distancia (cm)	Detector 1	Detector 2	Error relativo % entre detectores
	Sensibilidad (CPM/Bq)	Sensibilidad (CPM/Bq)	
0	5.63	5.55	1.26
10	3.41	3.41	3.52
15	2.54	2.50	1.60
20	1.56	1.53	1.96

**Fuente:** Diana Cajas, 2017



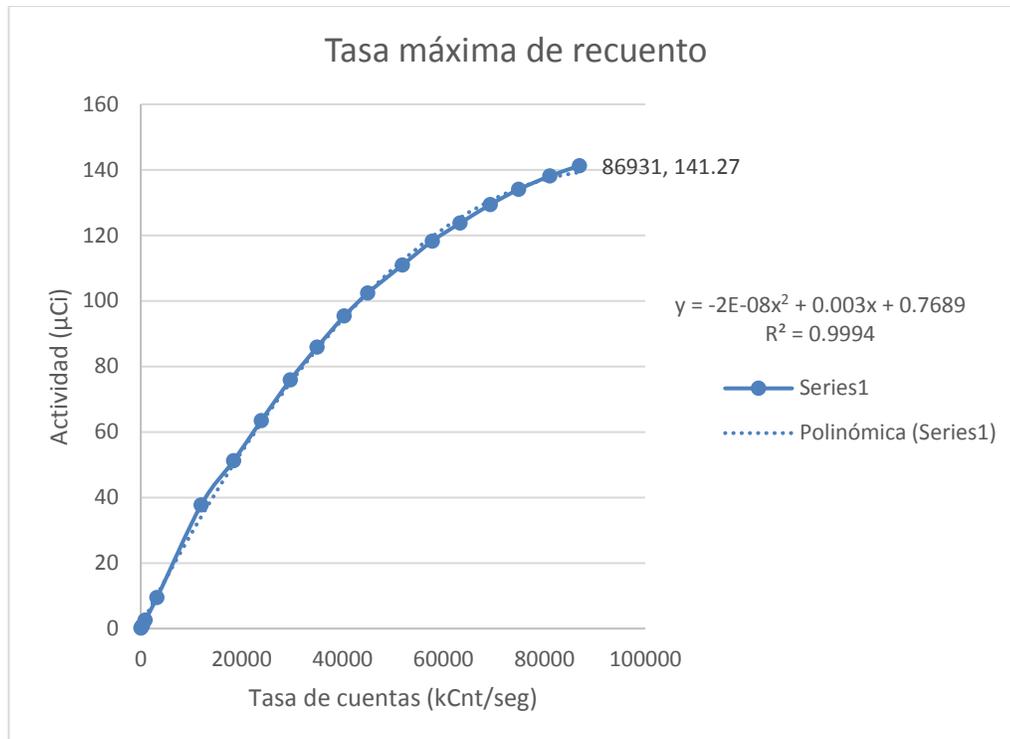
**Gráfico 5-4:** sensibilidad planar (CPM/Bq) o FC vs distancia (cm) del detector 1.  
Fuente: Diana Cajas, 2017



**Gráfico 6-4:** sensibilidad planar (CPM/Bq) o FC vs distancia (cm) del detector 2.  
Fuente: Diana Cajas, 2017

#### 4.1.3 Tasa máxima de recuento

La tasa máxima de recuento de la gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3, llegó a su máximo de detección a la tasa de dosis de 141.27 kCnt/seg que corresponde a la actividad de 86931  $\mu\text{Ci}$ , por lo tanto, si se manipula actividades superiores la gammacámara no podrá detectar todos los sucesos esto es característico en todos los equipos.



**Gráfico 7-4:** Tasa máxima de recuento de la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3.  
Fuente: Diana Cajas, 2017

#### 4.2 Datos de la calibración en eficiencia de la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3

En el presente trabajo experimental, se determinó la eficiencia de la gammacámara de doble cabezal H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3 como parámetro importante para la calibración de la misma.

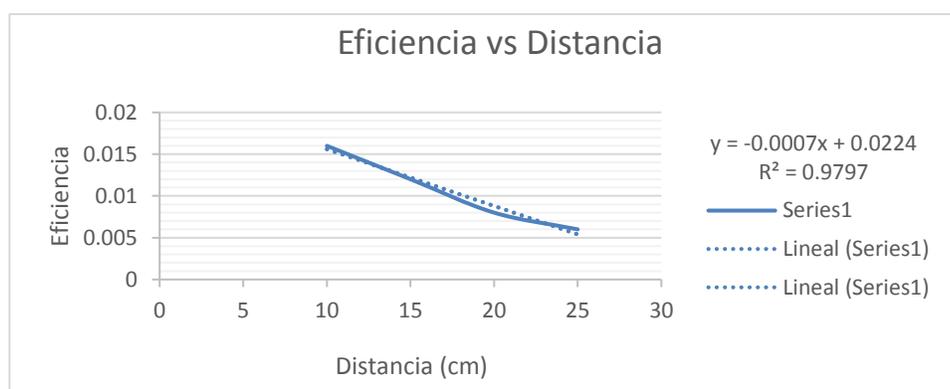
Los datos obtenidos de eficiencia con su respectivo error estándar, a diferentes distancias y con ambos detectores se presentan en la tabla 2-4.

**Tabla 2-4:** Eficiencias de detección a diferentes distancias del detector 1 y 2.

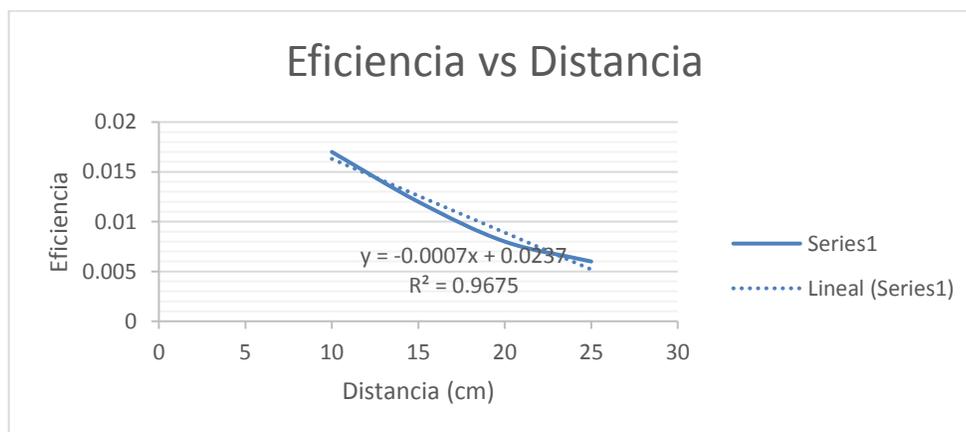
DETECTOR 1			DETECTOR 2		
Distancia	Eficiencia	Error estándar	Distancia	Eficiencia	Error estándar
10	0,0161067	±0.0000129	10	0,01678748	±0.0000129
15	0,01223088	±0.0000131	15	0,01276467	±0.0000130
20	0,00724289	±0.0000117	20	0,00759007	±0.0000117
25	0,00566861	±0.0000119	25	0,00612353	±0.0000119

Fuente: Diana Cajas, 2017

Como observamos en los gráficos 7-4 y 8-4 representativo de la tabla 2-4 en la cual se presentan los resultados de los cálculos realizados de las tablas 17-3 y 18-3 con sus respectivas formulas, por lo que se concluye que la eficiencia es directamente proporcional a la distancia de la Gammacámara en sus dos detectores. Por lo tanto, a menor distancia menor eficiencia y mayor distancia mayor eficiencia. La eficiencia es lineal.



**Gráfico 8-4:** Eficiencia vs Distancia del detector 1.  
Fuente: Diana Cajas, 2017



**Gráfico 9-4:** Eficiencia vs Distancia del detector 2.  
Fuente: Diana Cajas, 2017

#### 4.2.1 Determinación de la AMD de la gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP

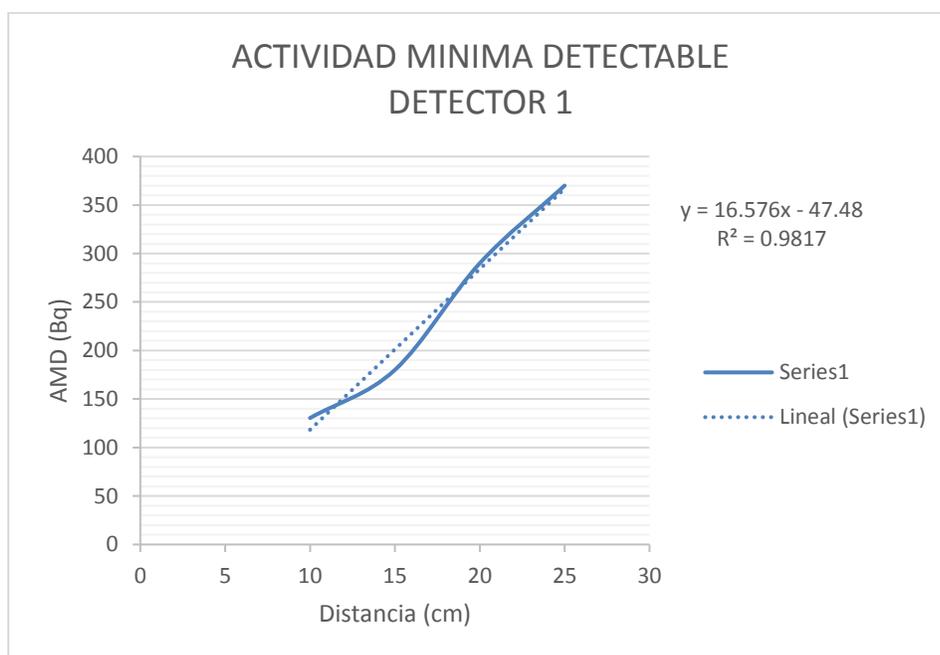
Al trabajar sin colimador se aprecian variaciones al modificar la distancia lo cual verifica mayor sensibilidad. Es decir que al reducir la distancia podemos medir actividades más bajas. Lo observamos en los gráficos 9-4 y 10-4. Se aprecia que tanto la eficiencia de detección del sistema como la AMD de I-131 que el sistema detecta muestran buena estabilidad al variar los tamaños de la ROI, por lo que decidimos tomar el valor de 512 píxeles para realizar las mediciones en POE.

La sensibilidad de detección, es decir la AMD, ayuda a diferenciar entre los conteos correspondientes a una persona contaminada y una no contaminada.

**Tabla 3-4:** AMD de los detectores 1 y 2 de la Gammacámara.

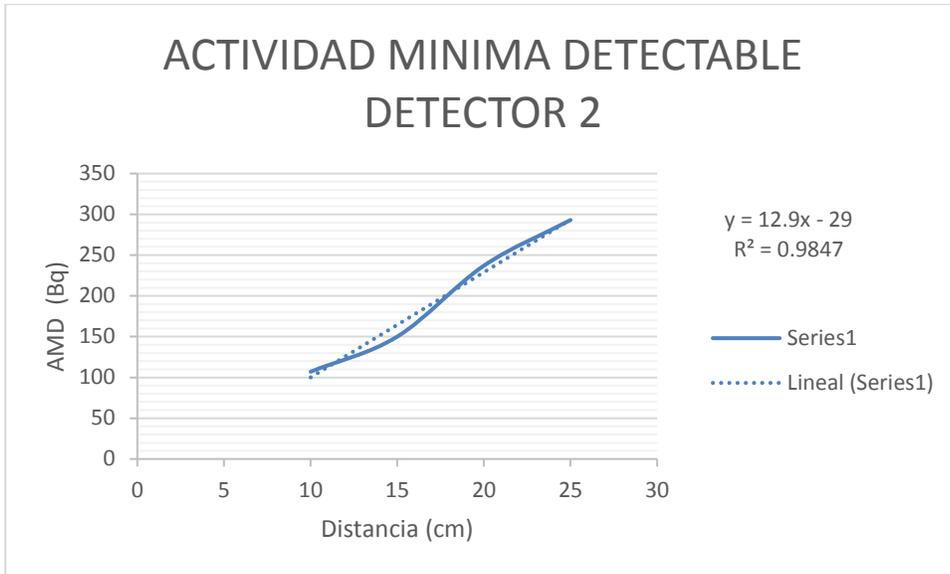
DETECTOR 1		DETECTOR 2		Error relativo % entre detectores
Distancia (cm)	AMD (Bq)	Distancia (cm)	AMD (Bq)	
10	130,40	10	120.40	7.61
15	171,73	15	160.59	6.49
20	289,99	20	278.00	4.13
25	370,53	25	356.05	3.90

Realizado por: Diana Cajas, 2017



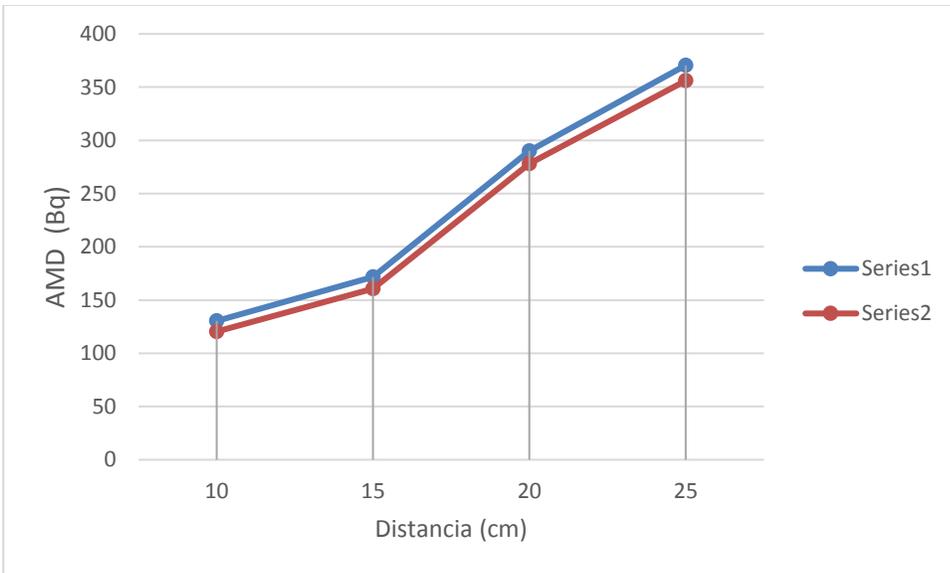
**Gráfico 10-4:** Actividad mínima detectable a diferentes distancias del detector 1 de la Gammacámara.

Fuente: Diana Cajas, 2018



**Gráfico 11-4:** Actividad mínima detectable a diferentes distancias del detector 2 de la Gammacámara.

Fuente: Diana Cajas, 2017

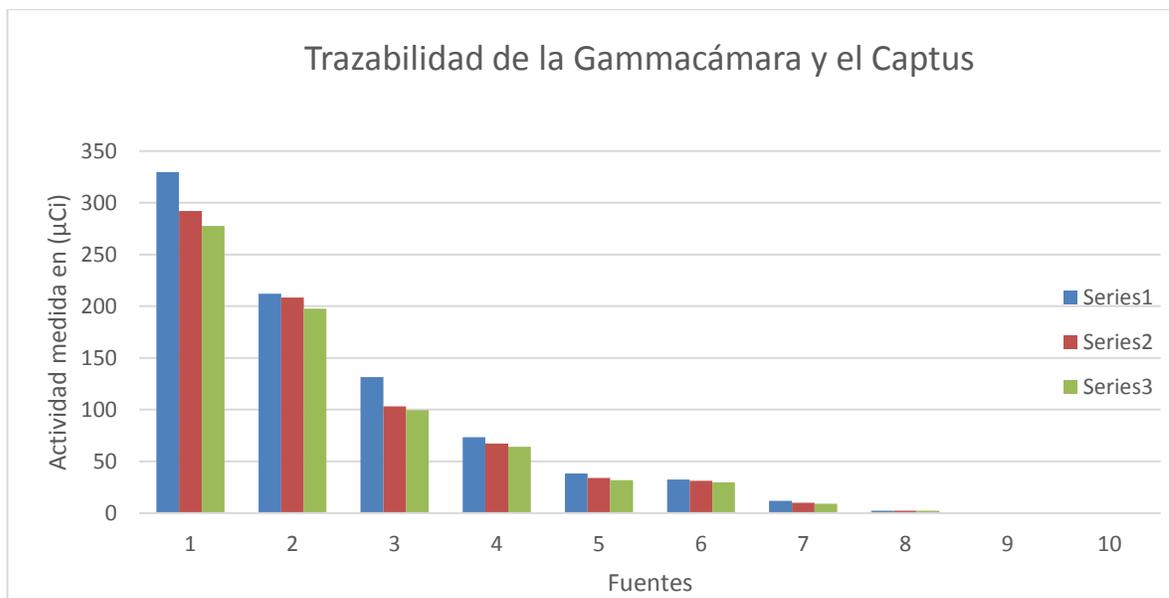


**Gráfico 12-4:** Comparación de la AMD de detector 1 (azul) y el detector 2 (caoba).

Fuente: Diana Cajas, 2017

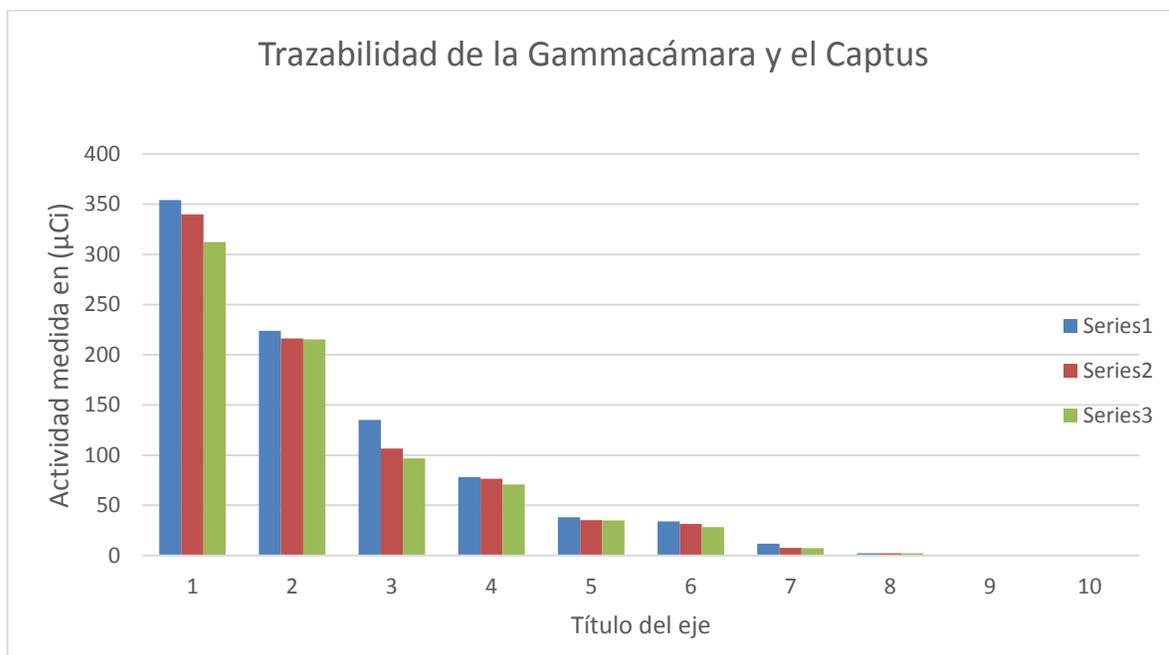
En el gráfico 12-4, se aprecia la comparación de la AMD entre los dos detectores y se aprecia que se encuentran dentro del error relativo del 10% que lo limita el fabricante.

### 4.3 Trazabilidad de las diez fuentes referenciales de I-131 con la Gammacámara y el Captus.



**Gráfico 13-4:** Trazabilidad del detector 1 (caoba), detector 2 (verde) de la Gammacámara y el Captus (azul) a 20 cm

Fuente: Diana Cajas, 2018



**Gráfico 14-4** Trazabilidad del detector 1 (caoba), detector 2 (verde) de la Gammacámara y el Captus (azul) a 20 cm.

Fuente: Diana Cajas, 2018

En los gráficos 13-4 y 14-4, se aprecia que la Gammacámara y el Captus son trazables ya que sus mediciones están dentro del 10% del margen de error. Se establece que el detector uno es más sensible que el dos.

A futuro si se presenta una des-calibración del sistema se puede tomar como referencia estos datos para trazar la medición de un equipo con el otro y así tener un control rutinario del sistema.

#### **4.4 Mediciones del Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE)**

Las mediciones realizadas a los POE aparecen en el Registro de Control de Contaminación Interna que se muestra a continuación. Se reporta como Actividad medida en tiroides, la corregida según la fórmula 14 y 15. Como se puede apreciar en las tablas 5-4, 6-4 y 7-4, ninguno del POE medidos durante la investigación presenta contaminación interna con I-131, en el período analizado. En todas las mediciones realizadas a los POE se registraron actividades menores por debajo de los Niveles de Registro y Niveles de Investigación. Ver ANEXO K los parámetros de calibración, ANEXO L la tabla a llenar por el POE y ANEXO M, las imágenes del POE.

**Tabla 5-4:** Registro del Control de Contaminación Interna para el I-131 con el detector 1 a 20cm.

Fecha de medición	Nombre del POE	Función	Conteos tiroides	Conteos fondos	Conteo neto (Cnt)	Tiempo (seg)	Actividad corregida en tiroides (Bq)	Observaciones
27/09/2017	DAVID EDUARDO ESPINOZA ZURITA	Técnico en medicina nuclear	72000	66000	6000	900	1495.842	<NR <NI
27/09/2017	JHONNY OSCAR PUGA TOAPANTA	Técnico en medicina nuclear	70000	66000	4000	900	997.228	<NR <NI
27/09/2017	AMPARITO DE JESUS GARCIA ESPIN	Personal de limpieza	72000	66000	6000	900	1495.842	<NR <NI
27/09/2017	ADRIAN ANDRES VALENCIA MINA	Pasante	72000	66000	6000	900	1495.842	<NR <NI
27/09/2017	JIMENA ALEXANDRA MARTINEZ IBARRA	Técnico en medicina nuclear	70000	66000	6000	900	997.228	<NR <NI
29/09/2017	NANCY AIDA HINOJOSA NARANJO	Técnico en medicina nuclear	67000	66000	1000	900	249.307	<NR <NI
29/09/2017	DIANA YAMILE CAJAS ROJAS	Pasante	73000	68000	5000	900	1246.535	<NR <NI
29/09/2017	FERNANDO YEROVI GUZMAN	Medico en medicina nuclear	74000	68000	6000	900	1495.842	<NR <NI
29/09/2017	MAURO COFRE	Pasante	67000	66000	1000	900	249.307	<NR <NI
29/09/2017	MARCOS FRIAS	Físico Medico	67000	66000	1000	900	249.307	<NR <NI

Realizado por: Diana Cajas, 2017

**Tabla 6-4:** Registro del Control de Contaminación Interna para el I-131 del detector 1 a 20cm.

Fecha de medición	Nombre del POE	Función	Conteos tiroides	Conteos fondos	Conteo neto	Tiempo	Actividad corregida en tiroides (Bq)	Observaciones
25/10/2017	DAVID EDUARDO ESPINOZA ZURITA	Técnico en medicina nuclear	75000	66000	9000	900	2243.76	<NR <NI
25/10/2017	JHONNY OSCAR PUGA TOAPANTA	Técnico en medicina nuclear	70000	60000	4000	900	997.23	<NR <NI
25/10/2017	AMPARITO DE JESUS GARCIA ESPIN	Personal de limpieza	80000	60000	14000	900	3490.30	<NR <NI
25/10/2017	ADRIAN ANDRES VALENCIA MINA	Pasante	67000	66000	1000	900	249.307	<NR <NI
27/10/2017	NANCY AIDA HINOJOSA NARANJO	Técnico en medicina nuclear	75000	66000	9000	900	2243.76	<NR <NI
27/10/2017	DIANA YAMILE CAJAS ROJAS	Pasante	67000	66000	1000	900	249.307	<NR <NI
27/10/2017	FERNANDO YEROVI GUZMAN	Medico en medicina nuclear	73000	68000	5000	900	1246.53	<NR <NI
27/10/2017	MAURO COFRE	Pasante	74000	68000	6000	900	1495.84	<NR <NI
27/10/2017	MARCOS FRIAS	Físico Medico	67000	66000	1000	900	249.307	<NR <NI
27/10/2017	MARCO MALDONADO	Jefe en medicina nuclear	67000	66000	1000	900	249.307	<NR <NI

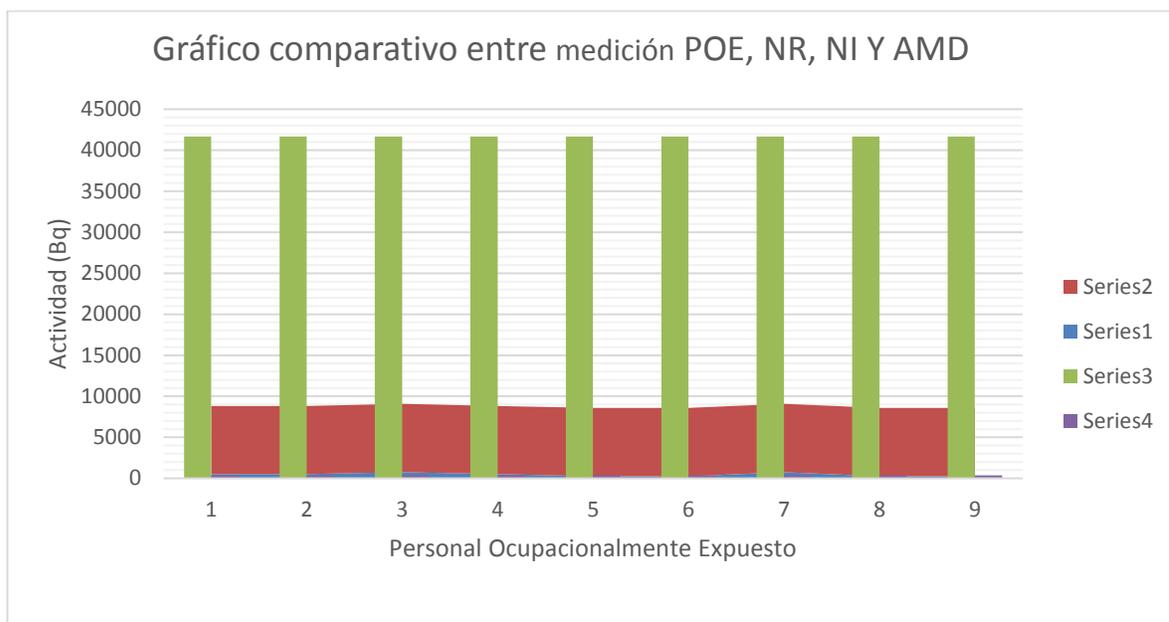
Realizado por: Diana Cajas, 2017

**Tabla 7-4:** Registro del Control de Contaminación Interna para el I-131.

Fecha de medición	Nombre del POE	Función	Conteos tiroides	Conteos fondos	Conteo neto (Cnt/seg)	Tiempo (seg)	Actividad corregida en tiroides (Bq)	Observaciones
29/11/2017	DAVID EDUARDO ESPINOZA ZURITA	Técnico en medicina nuclear	68000	66000	2000	900	498.613	<NR <NI
29/11/2017	JHONNY OSCAR PUGA TOAPANTA	Técnico en medicina nuclear	69000	67000	2000	900	498.613	<NR <NI
29/11/2017	AMPARITO DE JESUS GARCIA ESPIN	Personal de limpieza	69000	66000	3000	900	747.920	<NR <NI
29/11/2017	ADRIAN ANDRES VALENCIA MINA	Pasante	69000	67000	2000	900	498.613	<NR <NI
01/12/2017	NANCY AIDA HINOJOSA NARANJO	Técnico en medicina nuclear	67000	66000	1000	900	249.306	<NR <NI
01/12/2017	DIANA YAMILE CAJAS ROJAS	Pasante	68000	67000	1000	900	249.306	<NR <NI
01/12/2017	FERNANDO YEROVI GUZMAN	Medico en medicina nuclear	69000	66000	3000	900	747.920	<NR <NI
01/12/2017	MAURO COFRE	Pasante	69000	68000	1000	900	249.306	<NR <NI
01/12/2017	MARCOS FRIAS	Físico Medico	68000	67000	1000	900	249.306	<NR <NI
01/12/2017	MARCO MALDONADO	Jefe en medicina nuclear	69000	68000	1000	900	249.306	<NR <NI

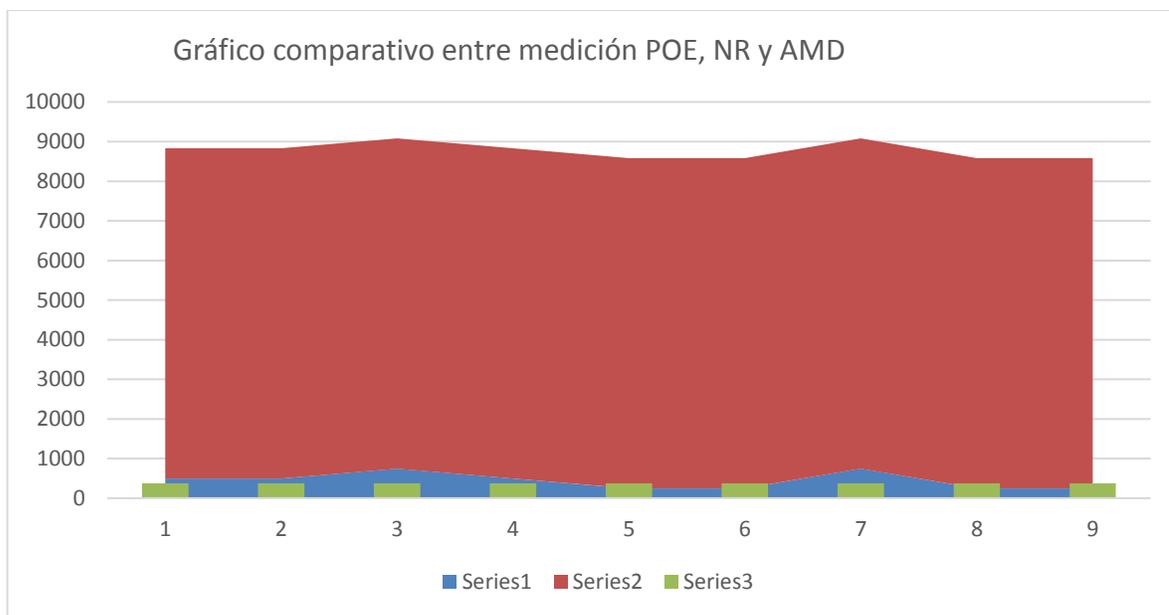
Realizado por: Diana Cajas, 2017

#### 4.4. Comparación de los datos obtenidos por el POE y los niveles de referencia.



**Gráfico 15-4:** Gráfico comparativo entre las mediciones del POE (azul), AMD (morado), NR (caoba) y NI (verde).

Fuente: Diana Cajas, 2018



**Gráfico 16-4:** Gráfico comparativo entre las mediciones del POE (azul), AMD (verde), NR (caoba).

Fuente: Diana Cajas, 2018

#### **4.5 Comprobación de la Hipótesis**

Por lo que al cumplimiento y comprobación de la hipótesis, se debe mencionar que esta se la realizó mediante un análisis comparativo de los gráficos obtenidos como se demuestra en el análisis de resultados de los límites referenciales y los valores obtenidos por el Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) de la implementación, estableciéndose que el método de valoración de I-131 es aceptable para el programa de monitoreo individual del POE y nos permite cuantificar los rangos de dosis que recibe el POE del HCAM.

Se debe tener en consideración que, aunque el sistema es aceptable y cumple con todos los parámetros establecidos se deberá realizar una Inter-comparación con otros centros de Medicina Nuclear, además volver a calibrar el sistema en un futuro por diferentes razones ya sea por paso del tiempo, cambios de parámetros del sistema entre otros. La comparación de los gráficos comparativos permitió identificar que las dosis que recibe el POE se encuentran por debajo de los límites referenciales y del OIEA.

## CONCLUSIONES

Se diseñó y elaboró las fuentes de referencia de I-131 en forma de tiroides según la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), con actividades comprendidas entre (0.09-300  $\mu\text{Ci}$ ) previo a las pruebas realizadas en la gammacámara de sensibilidad planar a 20cm de 1.53 CPM/Bq con el detector uno y 1.34 CPM/Bq para el detector dos, y Actividad Mínima Detectable (AMD) de 290 y 278 respectivamente.

Se estableció la geometría camilla para el Captus y la gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3, además de la distancia cuello detector de 20cm y el tiempo de medición de 900 segundos con la utilización de los detectores sin colimador.

Se calibró la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3 con la fuente de Ba-133 certificada del laboratorio del Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (CPHR) de actividad corregida para la fecha de calibración de 116014.188 Bq y el maniquí antropométrico de cuello. Se estableció la eficiencia de detección de los detectores sin colimador a 20cm de 0.00724289 para el detector uno y de 0.00759007 para el detector dos.

Se estableció el método de valoración de I-131 cada 20 días, el límite de incorporación de 1818181.82 Bq (49.14  $\mu\text{Ci}$ ), el nivel de investigación de 41666.67 Bq (1.12  $\mu\text{Ci}$ ) y el nivel de registro de 8333.33 Bq (0.23  $\mu\text{Ci}$ ), como referencia para las mediciones al Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) del HCAM, de acuerdo a las recomendaciones de los Organismos Internacionales como la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y el Organización Internacional de Energía Atómica (OIEA).

Se evaluó el método y se implementó el procedimiento para el control de calidad de la gammacámara para la valoración de I-131 incorporado por el Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) del departamento de medicina nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín (HCAM).

Se comprobó que las dosis comprometidas incorporadas en tiroides por el Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) del Departamento de Medicina Nuclear están dentro de los límites establecidos según la normativa de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP).

## **RECOMENDACIONES**

Para las pruebas de caracterización, la calibración y la implementación de la gammacámara tener en cuenta que se deben usar los detectores sin colimadores ya que estos generan gran pérdida de información en cuentas.

Realizar el monitoreo de la sala de la gammacámara antes y después de la adquisición para asegurarnos de que no exista contaminación.

Constatar que se realice los controles de calidad y mantenimiento de la Gammacámara e implementar controles de calidad a la gammacámara para el trabajo seguro y eficiente con todos los otros radionúclidos utilizados en el Departamento de Medicina Nuclear.

Se recomienda tomar de base los resultados de este trabajo y realizar la calibración para métodos indirectos de dosimetría interna en el HCAM.

## BIBLIOGRAFÍA

**ALTAMIRANO TERESA.** *La gammagrafía como técnica de diagnóstico en Medicina Nuclear.* (trabajo de titulación) (Pregrado). Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Facultad de Ciencias, Escuela de Física y Matemáticas. Riobamba-Ecuador. 2006. pp. 26-35.

**AÑE PUCHAL, R.** *Control de calidad de la instrumentación de Medicina Nuclear.* [En línea], 2015. pp. 100-150 [Consulta 06 de marzo 2016]. Disponible en: <http://www.controlcalidad/pruebas>

**BIODEX.** *Calibrador de dosis.* [En línea], 2016. pp. 8-13 [Consulta 01 de marzo 2017]. Disponible en: [http://www.biodex.com/sites/default/files/086330man\\_10096revg.pdf](http://www.biodex.com/sites/default/files/086330man_10096revg.pdf)

**CAPTUS.** *Thyroid Uptake System Owners Manual.* Republic of Irland. 2016. pp. 46-60

**CARRASCAL, Erika; & RODRIGUEZ, P.** *Análisis de la Influencia de Parametros Radiologicos con la exposicion interna de los trabajadores de Medicina Nuclear con I-131.* Balseiro-Argentina. 2009. pp 40-50.

**CENTRO DE PROTECCIÓN E HIGIENE DE LAS RADIACIONES CPHR.** *Guía para la Implementación del control de la Contaminación Interna de Iodo en Tiroides.* Habana- Cuba. 1994. pp 7-25

**CENTRO DE PROTECCIÓN E HIGIENE DE LAS RADIACIONES CPHR.** *Procedimientos para la calibración de los sistemas de detección con detectores de centelleo.* Habana- Cuba. 2014. pp 10-30

**CHERRY, Simon; et al.** *Physics in Nuclear Medicine.* 4ª ed. Philadelphia. 2012. pp 87-88

**COMISIÓN INTERNACIONAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA (ICRP).** *Report of the Task Group on Reference Man.* 1974. pp. 25-40

**COLECCION DE NORMAS DE SEGURIDAD.** *Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación.* Viena 1997. pp 20-80.

**CURSO DE SUPERVISORES DE INSTALACIONES TADIATIVAS.** *Conceptos Basico de Dosimetría Interna.* [En línea], 2013. pp. 8-13 [Consulta 01 de junio 2017]. Disponible en: <http://www.ustur.wsu.edu>

**DANTAS, Lucena; et al.** Propuesta de un protocolo de calibración de cámaras gamma para estimación de radionucleidos en situaciones de emergencia. *Revista Fisica Medica.* n° 3 (2006).Acapulco- mexico. pp 1-

**EBER, S.** *Programa asistido de capacitación a distancia para tecnólogos en Medicina Nuclear.* Sydney-Australia. 1992. pp 1-20

**FUNNDORA RANDY.** *Implementación del control de contaminación interna con I-131 en trabajadores ocupacionalmente expuesto.* (trabajo de titulación) (Posgrado). Centro de estudios Electrónica y tecnológicas de la información, Facultad de Ingeniería Eléctrica, Santa Clara. 2012. pp. 28-40.

**GARCIA, Arencibia; et al.** *Estimación de las incorporaciones y las dosis efectivas comprometida de I-131 en POEs de dos centros de Medicina Nuclear.* (trabajo de titulación) (Posgrado). Universidad de la Frontera, Departamento de Ciencias Físicas, Temuco-Chile. 2013. pp. 38-45

**Healthcare, GE.** *System Hardware Components.* Australia. 2000. pp 20-50

**INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION.** *Age dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclide. Parte 5 Compilation of ingestion and inhalation Dose Coefficients.* Vol 26 No 1. ISSN 0146-6453. 1996. pp 13-14

**INTERNACIONAL ATOMIC ENERGI AGENCY.** *Assessment of occupational exposure due to intake of radionuclides Safety Guide No RS-G-1.2.* Vienna. 1999. pp 30-70

**INTERNACIONAL ATOMIC ENERGI AGENCY.** *Occupational Radiation Protection Safety Guide No RS-G-1.1.* Vienna. 1999. pp 25-50 [Consulta: 20 agosto 2017]. ISSN 1090-7807. Disponible en: [https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/3\\_NuclearMedicine/index.htm](https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/3_NuclearMedicine/index.htm).

**INTERNACIONAL ATOMIC ENERGI AGENCY.** *Methods for Assesing Ocupational Radiation Doses Due to Intake of Radionuclides.* Safety Reports Series No 337. SM/pub/1190, Austria 2004 pp 30-50

**ITUBE, G.,** *Radioquímica. Copyright,S.A. Mexico, vol 2 n°4 (2001). p. 120*

**LAGUNA, A; et al.** “Vigilancia de incorporaciones de I-131 y estimación de dosis efectiva comprometida en el personal de un servicio de medicina nuclear”. *Revista de Física Medica* [en línea], 2010, (Mexico) 11(1), pp. 43-54. [Consulta: 20 agosto 2017]. ISSN 1090-7807. Disponible en: <https://revistadefisicamedica.sefm.es/index.php/rfm/article/view/91/92>

**MUSCIO, J.A.** *Fantoma.* Congreso Internacional de Ingeniería Clínica. [En línea], 2015. pp 2-3 [Consulta: 12 enero 2017]. Disponible en: <http://www.significadode.org/otrossignificados.asp?ID=24784>

**ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATOMICA.** *Evaluación de la exposición ocupacional debido a incorporaciones de radionúclidos.* N° RS-G-1.2. Vienna. 1999. pp 25-50

**QUEZADA, Bertha.** *La Gammacamara y sus componentes.* Modulo 2. España (2012) pp 2-3.

**RADIOLOGY.** *Medicina Nuclear general* [en línea]. North America. 2016. [Consulta: 14 enero 2017]. Disponible en: <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=gennuclear>

**SHARP, Piter; et al.** *Practical Nuclear Medicine.* third. Tennessee, USA : Springer, 2005. pp 5-7

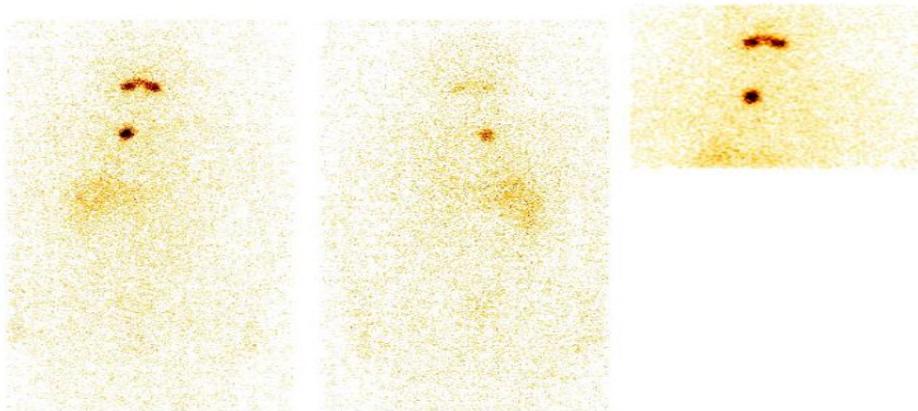
**SINCLAIR, P & FARLOW, W. 1996.** *Programa asistido de Capacitacion a distancia para tecnólogos en Medicina Nuclear.* tercera. Sydney-Australia : s.n., 1996.

**SINGER , Elisa.** *Análisis de técnicas de radioterapia conformada para irradiación de superficies geométricas de poca profundidad.* Buenos Aires. 1999, pág. 71.

## ANEXOS

### ANEXO A: Paciente tratado con I-131

Patient Id: 1500433881  
Study Name: RASTREO POST YOD  
Date & Time: 11/6/2017  
Manufacturer Model: INFINIA  
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR  
Institution Id: HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN



## MEDICINA NUCLEAR: DIAGNOSTICO Y TRATAMIENTO

### RASTREOCORPORAL I 131

Muestra No. 01 Asignada a: 2017/11/30 11:

Resultados:

A LOS 7 DIAS POSTRATAMIENTO LUEGO DE LA ADMINISTRACION DE 200 MCI, SE REALIZA IMAGENES ANTERIORES Y POSTERIORES DE CUERPO ENTERO.

SE OBSERVA INTENSA HIPERCAPTACION DEL RADIOYODO A NIVEL DE TORAX

ANTERIOR LIGERAMENTE LATERALIZADO A DERECHA. EN EL RESTO DEL ORGANISMO

LA BIODISTRIBUCION DEL TRAZADOR ES NORMAL CON VISUALIZACION HEPATICA Y VESICAL.

IMPRESION DIAGNOSTICA:

LESION METASTASICA EN TORAX, EN PROBABLE RELACION CON LESIONES NODULARES DESCRITAS EN PARENQUIMA PULMONAR DERECHO EN LA TOMOGRAFIA

**ANEXO B: Modelo de la Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3.**



**ANEXO C: Características I-131**

$^{131}\text{I}$	Nuclide Safety Data Sheet Iodine-131 <a href="http://www.nchps.org">www.nchps.org</a>	$^{131}\text{I}$
<b>I. PHYSICAL DATA</b>		
Radiation:	Gammas & X-rays: primary 364 keV (81% abundance); others – 723 keV Betas: primary 606 keV (89% abundance); others 248 – 807 keV	
Gamma Constant:	0.22 mR/hr per mCi @ 1.0 meter [7.647E-5 mSv/hr per MBq @ 1.0 meter] <sup>1</sup>	
Half-Life [T <sub>1/2</sub> ]:	Physical T <sub>1/2</sub> : 8.04 days Biological T <sub>1/2</sub> : 120-138 days (unbound iodine) Effective T <sub>1/2</sub> : 7.6 days (unbound iodine)	
Specific Activity:	1.24E5 Ci/g [4,600 TBq/g] max.	
<b>II. RADIOLOGICAL DATA</b>		
Radiotoxicity <sup>2</sup> :	4.76 E-7 Sv/Bq (1.76 rem/uCi) of $^{131}\text{I}$ ingested [Thyroid] 2.92 E-7 Sv/Bq (1.08 rem/uCi) of $^{131}\text{I}$ inhaled [Thyroid]	
Critical Organ:	Thyroid Gland	
Intake Routes:	Ingestion, inhalation, puncture, wound, skin contamination (absorption);	
Radiological Hazard:	External & Internal Exposure; Contamination	
<b>III. SHIELDING</b>		
	<b>Half Value Layer [HVL]</b>	<b>Tenth Value Layer [TVL]</b>
Lead [Pb] <sup>3</sup>	3 mm (0.12 inches)	11 mm (0.43 inches)
- The accessible dose rate should be background but must be < 2 mR/hr		
<b>IV. DOSIMETRY MONITORING</b>		
- Always wear radiation dosimetry monitoring badges [body & ring] whenever handling $^{131}\text{I}$		
- Conduct a baseline thyroid scan prior to first use of radioactive iodine		
- Conduct thyroid bioassay measurement [at neck just above collar bone] no earlier than 6 hours but within 72 hours of handling 1 mCi or more of $^{131}\text{I}$ or after any suspected intake		
<b>V. DETECTION &amp; MEASUREMENT</b>		
Portable Survey Meters:		
Geiger-Mueller [e.g. PGM] to assess shielding effectiveness & contamination		
Wipe Test: Liquid Scintillation Counter or Gamma Counter		
<b>VI. SPECIAL PRECAUTIONS</b>		
- Avoid skin contamination [absorption], ingestion, inhalation, & injection [all routes of intake]		
- Use shielding [lead or leaded Plexiglas] to minimize exposure while handling mCi quantities of $^{131}\text{I}$		
- Avoid making low pH [acidic] solutions containing $^{131}\text{I}$ to avoid volatilization		
- For Iodinations:		
- Use a cannula adapter needle to vent stock vials of $^{131}\text{I}$ used; this prevents puff releases		
- Cover test tubes used to count or separate fractions from iodinations with parafilm or other tight caps to prevent release while counting or moving outside the fume hood.		

## ANEXO D: Imágenes obtenidas en el Background a diferentes tiempos



## Cálculos Background

BACKGROUND SIN COLIMADOR							
MATRIZ:	256X256			INTRIN P/ I-131			
ZOOM:	1			RATE:	0,1-0,07	Kcts/Sec	
FECHA:	07/03/2017			ENERGIA %:	MAS/MENOS 15%t		
				MEDIA			
D1	5 min	10 min	15 min				
10 CM	25	50	75	D1	5	10	15
15 CM	25	50	76	X=	25	50,375	76,125
20CM	25	51	77				
25CM	26	51	77				
D2	5 min	10 min	15 min				
10 CM	25	51	77	D2	5 min	10 min	15 min
15 CM	25	51	78	X=	24,875	50	75,25
20CM	26	52	77				
25CM	26	51	76				
FECHA:	09/03/2017						
D1	5 min	10 min	15 min				
10 CM	24	50	75				
15 CM	25	50	76				
20CM	25	50	76				
25CM	25	51	77				
D2	5 min	10 min	15 min				
10 CM	24	48	72				
15 CM	24	48	73				
20CM	24	49	74				
25CM	25	50	75				

Series1

Lineal (Series1)

Lineal (Series1)

$y = 5,1125x - 0,625$

$R^2 = 1$

ANEXO E: Imágenes obtenidas en la sensibilidad planar.



ANEXO F: Tasa máxima de recuento

TASA MAXIMA DE RECUESTRO						
PARAMETROS						
RADIONUCLEIDO:	TC-99m		t1/2	h	6,02	361,2
MATRIZ:	256*256					
ZOOM	1					
E %	15					
EN CONTACTO						
	A VIAL (μCi)	HORA	A JERINGA (μCi)	HORA	A VIAL (μCi)	HORA
ACTIVIMETRO	1157	12:58	59	13:01	1094	13:02
DECAIMIENTO	1157	12:58	59	4	1089,152811	
SATURACION			DECAIMIENTO:	1148,152811		
HORA	RATE	RATE	RATE	ACTIVIDAD	KCNT	
	0,18	0,2	0,17	59	28	μCi
	0,19	0,19	0,19	2183000		Bq
	0,19	0,17	0,19			
	0,16	0,19	0,22			
	0,21	0,19	0,16			
	0,22	0,2	0,19			
	MEDIA RATE:	0,189444444				0

	A VIAL (μCi)	HORA	A JERINGA (μCi)	HORA	A VIAL (μCi)	HORA
ACTIVIMETRO	1060	13:17	52	13:18	1009	13:18
DECAIMIENTO	1157	12:58	52	19	1004,574164	
SATURACION			DECAIMIENTO	1115,574164		
HORA	RATE	RATE	0,35	ACTIVIDAD	KCNT	
	0,37	0,37	0,36	52	51	
	0,34	0,38	0,34	111		μCi
	0,38	0,31	0,32	4107000		Bq
	0,36	0,36	0,33			
	0,33	0,35	0,35			
	0,34	0,31	0,36			
	0,38	0,37	0,38			
	MEDIA RATE:	0,35190476				1

	A VIAL (μCi)	HORA	A JERINGA (μCi)	HORA	A VIAL (μCi)	HORA
ACTIVIMETRO	1000	13:24	198	13:25	800	13:25
DECAIMIENTO	1157	12:58	198	27	730,5785543	
SATURACION			DECAIMIENTO	1098,578554		
HORA	RATE	RATE	RATE	ACTIVIDAD	KCNT	
	0,93			198	141	
	1	0,97	0,98	368		μCi
	0,94	0,99	0,94	13616000		Bq
	0,99	0,88	0,99			
	0,96	0,95	0,99			
	0,94	0,99	0,96			
	0,93	0,97	1,04			
		0,96526316				2

	A VIAL	HORA	A JERINGA (μCi)	HORA	A VIAL (μCi)	HORA
ACTIVIMETRO	794	13:32	513	13:34	275	13:34
DECAIMIENTO	1157	12:58	513	36	198,7677931	
SATURACION			DECAIMIENTO	1079,767793		
HORA	RATE	RATE	RATE	ACTIVIDAD	KCNT	
	2,56	2,52	2,48	513	382	
	2,8	2,55	2,58	881		μCi
	2,59	2,61	2,45	32597000		Bq
	2,54	2,59	2,55			
	2,41	2,56	2,66			
	2,59	2,59	2,51			
	2,51	2,66	2,59			
	MEDIA RATE:	2,56666667				3

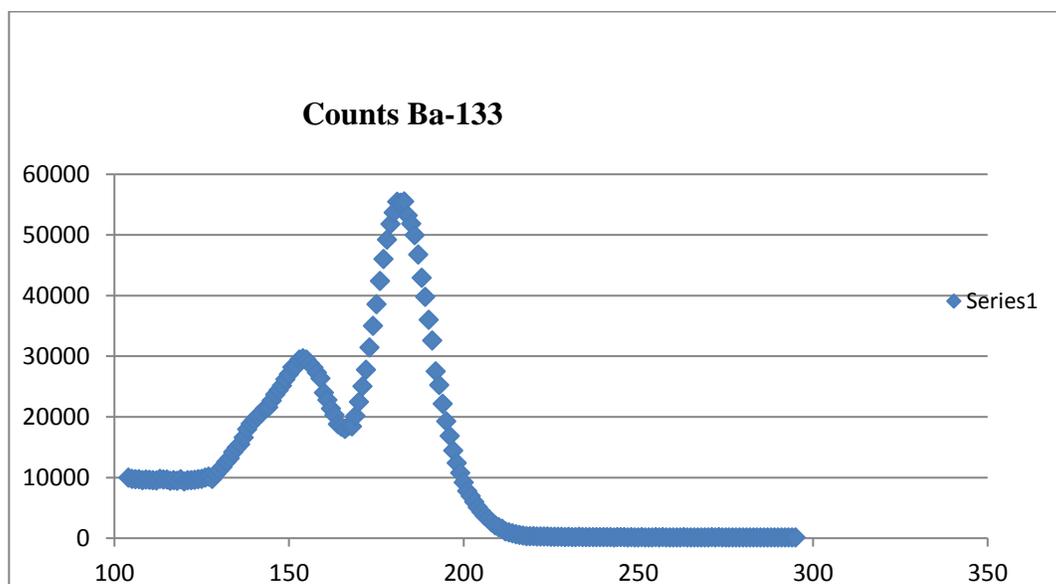
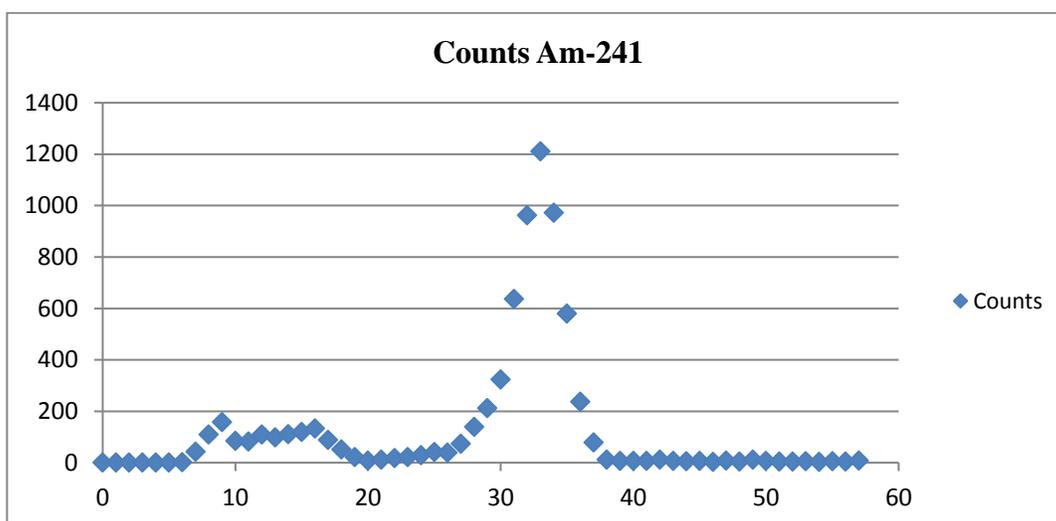
	A VIAL (μCi)	HORA	A JERINGA (μCi)	HORA	A VIAL (μCi)	HORA
ACTIVIMETRO	9492	13:40	2360	13:42	7120	13:42
DECAIMIENTO						
SATURACION			DECAIMIENTO	#!REF!		
HORA	RATE	RATE	0,35	ACTIVIDAD	KCNT	
	9,67	9,3	9,3	2360	2318	
	9,47	9,6	9,6	3241	1428	μCi
	9,31	9,46	9,5	119917000		Bq
	9,32	9,5	9,42			
	9,62	9,3	9,67			
	9,6	9,48	9,5			
	9,42	9,56	9,3			
	MEDIA RATE:	9,47142857				4

	A VIAL (μCi)	HORA	A JERINGA (μCi)	HORA	A VIAL (μCi)	HORA
ACTIVIMETRO	9492	13:45	2390	13:46	7120	13:46
DECAIMIENTO	9492	13:40	2390	6	6993,335209	
SATURACION			DECAIMIENTO	9383,335209		
HORA	RATE	RATE	RATE	ACTIVIDAD (μCi)	KCNT	
	15,69	15,35	15,52	2390		
	15,37	15,39	15,51	5631		μCi
	15,44	15,39		208347000		Bq
	15,58	15,52				
	15,54	15,66				
	15,6	15,54				
	15,5	15,38				
	MEDIA RATE:	15,49875				5

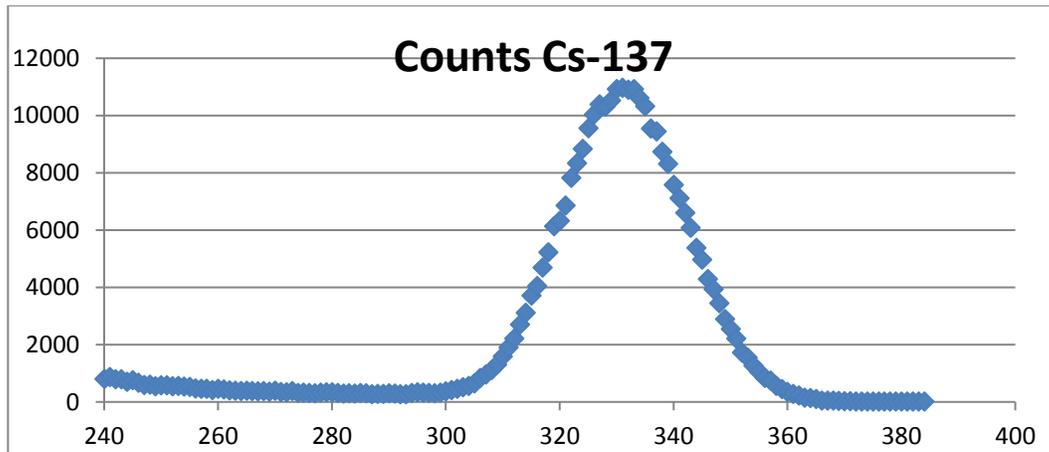
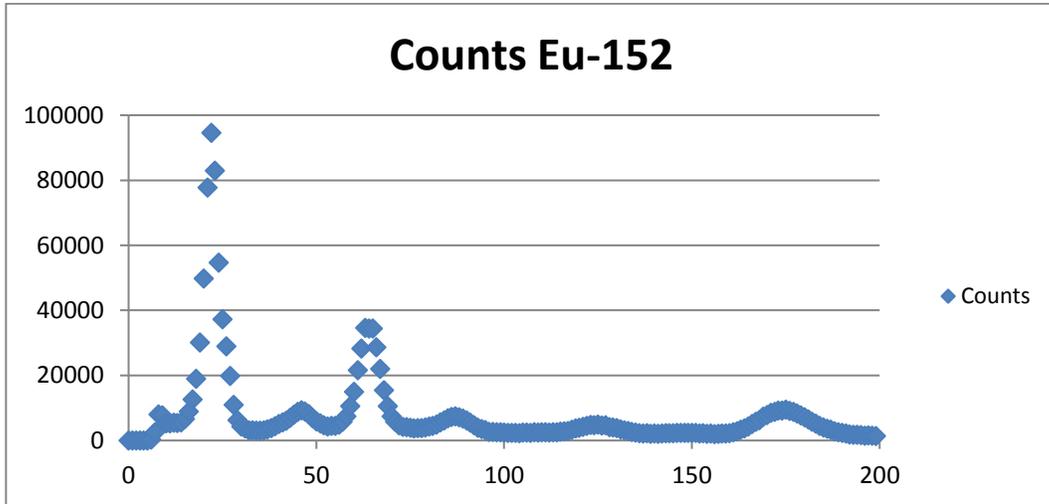
μCi	ACTIVIDAD (Bq)	TASA CUENTAS	kcntas	ct
59	2183000	0,189	28	0,028
111	4107000	0,347	51	0,051
368	13616000	0,962	141	0,141
881	32597000	2,563	382	0,382
3241	119917000	9,478	2318	2,318
11985	443445000	34,77	5218	5,218
18418	681466000	51,176	7674	7,674
23899	884263000	63,5	9520	9,52
29649	1097013000	75,9	11360	11,36
34966	1293742000	85,9	12887	12,887
40346	1492802000	95,396	14300	14,3
45010	1665370000	102,39	15357	15,357
51890	1919930000	110,968	16626	16,626
57788	2138156000	118,26	17734	17,734
63303	2342211000	123,73	18561	18,561
69280	2563360000	129,404	19414	19,414
74914	2771818000	134,04	20118	20,118
81111	3001107000	138,12	20759	20,759
86931	3216447000	141,272	21193	21,193

**ANEXO G: Calibración Captus en energía**

<b>Am-241</b>				<b>Ba-133</b>						
Energía	59,54	77,6		Energía	81	90,05		Energía	356	63,63
Vertice	33			Vertice	43			Vertice	181	
Conteos	1211			Conteos	10906			Conteos	55478	
FWHM	31	605,5		FWHM	40	5453		FWHM	172	27739
		35				46				192
Resolución(%)	12,12			Resolución(%)	13,95			Resolución(%)	11,05	

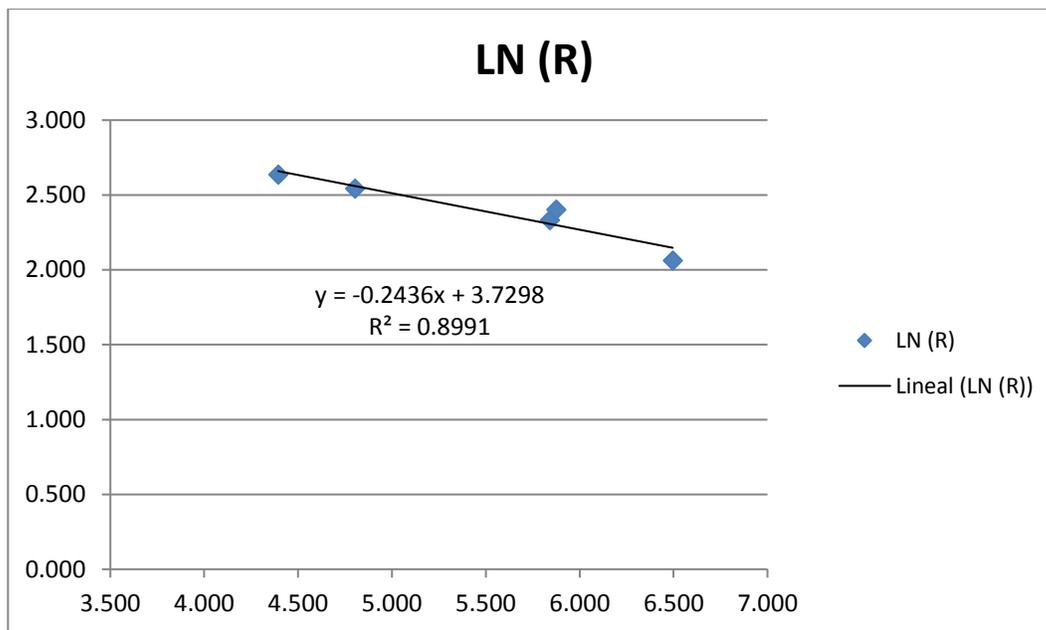


Eu-152								Cs-137		
Energia	121,8	28.58		Energia	344	27.7		Energia	662	
Vertice	63			Vertice	175			Vertice	331	
Conteos	34685			Conteos	9562			Conteos	10967	
FWHM	60	17342,5		FWHM	166	4781		FWHM	318	5483,5
		68				184				344
Resolución(%)	12,70			Resolución(%)	10,29			Resolución(%)	7,85	



R/n	Canal	ROI	CI	CD
Am-241	33	24	21	45
Ba-133	43	38	24	62
Eu-152	63	52	37	89
Eu-152	175	119	115	235
Ba-133	181	132	115	247
Cs-137	331	175	244	418

R/n	Canal	ROI	CI	CD
Am-241	33	24	10	23
0	43	38	12	31
Eu-152	63	52	18	45
Eu-152	175	119	58	117
Ba-133	181	132	57	124
Cs-137	331	175	122	209



ANEXO H: Certificado de calibración del Ba-133



COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR - CNEN  
 INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA - IRD  
 LABORATÓRIO NACIONAL DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES - LNMRI  
 LABORATÓRIO DESIGNADO PELO INMETRO

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO

RADIONUCLÍDEO: <sup>133</sup>Ba

Destinatário: SEMIN - IRD  
 Endereço: Av. Salvador Allende, s/n

Nº Fonte: 64 L 09  
 Nº Certificado: C/35/A09

ATIVIDADE/MASSA	72,944 kBq/g
ATIVIDADE TOTAL	197,627 kBq
DATA DE REFERÊNCIA	12.06.2009 12 h
MEIA - VIDA	10,54 ± 0,006 a
ORIGEM DA SOLUÇÃO-MÃE	LMCAE
TIPO DA FONTE	Líquida em ampola de vidro
MASSA	2,709301 g
MEIO	HCl 0,1 mol/l
IMPUREZAS	-
DESCENDENTES	-
INCERTEZA	Tipo A: 0,18 % Tipo B: 0,24 % Expandida: 0,60 % k = 2
MÉTODO DE MEDIÇÃO	Comparativo padrão amostra em Câmara de Ionização
DATA DA CALIBRAÇÃO	12.06.2009
RASTREABILIDADE	Os Sistemas de Medição utilizados no SEMRA/LNMRI estão calibrados com padrões rastreados, implicitamente, ao Sistema Internacional de Referência ou a Laboratórios Primários, por meio de programas interlaboratoriais de comparação de atividade de radionuclídeos
OBSERVAÇÕES	

O resultado apresentado refere-se à fonte calibrada e a reprodução deste certificado somente é permitida na sua totalidade.

Rio de Janeiro, 1 de julho de 2009

**Carlos José da Silva**  
 Responsável pela Calibração  
 SEMRA-LNMRI

**José Ubiratan Delgado**  
 Chefe do Serviço de Metrologia de Radionuclídeos  
 SEMRA-LNMRI

Pg. 1/2

ISODOC-PF1- 005 - Rev. 05

Av. Salvador Allende, s/nº - C.P. 37750 - CEP 22760-160 - Rio de Janeiro - Brasil  
 Tel: (21) 2173-2875 2173-2874 Fax: (21) 2173-2875 Correio eletrônico: padroes@ird.gov.br

## ANEXO I: Determinación de la AMD del Captus.

Distancia	Conteos fantoma	Conteos Fondo	Raíz Cf/900	Conteos Netos
17,5	26346	703	0,029460164	25643
20	21426	701	0,029418227	20725
22	17268	676	0,028888889	16592
25	14510	657	0,028480012	13853
30	10749	664	0,028631331	10085
35	8510	758	0,030590889	7752

Veloc conteos netos	Eficiencia	AMD I	AMD II	AMD
28,49	6,7051E-04	330,06	8,03	338,09
23,03	5,4190E-04	407,81	9,94	417,75
18,44	4,3384E-04	500,22	12,41	512,63
15,39	3,6222E-04	590,65	14,87	605,51
11,21	2,6370E-04	815,64	20,42	836,06
8,61	2,0270E-04	1133,73	26,57	1160,29

## ANEXO J: Calibración Gammacámara H3000WW INFINIA HAWKEYE GP 3.

Detector 1, diferentes mediciones y tomamos la media.

										Bq			
correccion actividad:	día	mes	año	día	día	día				A=		día	
	12	6	2009										
	10	7	2017				total			Ao=	197627	T	2948
result	-2	1	8	-2	30	2920	2948			A=	116014,188	T1/2)	3836,15
D1	FECHA: 10/07/2017										28/06/2017		
DISTANCIA	CONTEO FAN	CONTEO FON	TIEMPO	Raíz Cf/300	CONTEOS NE	actividad (bq)	VEL. CONTEO	EFICIENCIA	AMD	Bq			
10 CM	1122000	63000	900	0,27888668	1059000	116014,188	1176,66667	0,0163852	128,189733	A=			
15 CM	854000	63000	900	0,27888668	791000	116014,188	878,88889	0,01223861	171,621906			MIN	
20 CM	668000	63000	900	0,27888668	605000	116014,188	672,222222	0,00724289	289,996774	Ao=	197627	T	4245120
25 CM	536000	63000	900	0,27888668	473000	116014,188	525,555556	0,00566262	370,926106	A=	116014,188	T1/2)	5524056
FECHA: 10/07/2017										28/06/2017			
DISTANCIA	CONTEO FAN	CONTEO FON	TIEMPO	Raíz Cf/300	CONTEOS NE	actividad (bq)	VEL. CONTEO	EFICIENCIA	AMD	Bq			
10 CM	1086000	63000	900	0,27888668	1023000	116014,188	1136,66667	0,01582819	132,700809	A=			
15 CM	853000	63000	900	0,27888668	790000	116014,188	877,777778	0,01222314	171,839148			MIN	
20 CM	668000	63000	900	0,27888668	605000	116014,188	672,222222	0,00724289	289,996774	Ao=	197627	T	2948
25 CM	537000	63000	900	0,27888668	474000	116014,188	526,666667	0,00567459	370,143562	A=	116014,188	T1/2)	3836,15

FECHA: 11/07/2017										
DISTANCIA	CONTEO FAN	CONTEO FON	TIEMPO	Raiz Cf/300	CONTEOS NE	actividad (bq)	VEL. CONTEO	EFICIENCIA	AMD	
10 CM	1108000	63000	900	0,27888668	1045000	116014,188	1161,11111	0,01616859	129,907107	
15 CM	859000	63000	900	0,27888668	796000	116014,188	884,444444	0,01231598	170,543879	
20 CM	674000	63000	900	0,27888668	611000	116014,188	678,888889	0,00731472	287,149015	
25 CM	542000	63000	900	0,27888668	479000	116014,188	532,222222	0,00573445	366,27985	

FECHA: 03/07/2017										
DISTANCIA	CONTEO FAN	CONTEO FON	TIEMPO	Raiz Cf/300	CONTEOS NE	actividad (bq)	VEL. CONTEO	EFICIENCIA	AMD	
10 CM	1105333,33	63000	900	0,27888668	1041000	116014,188	1156,66667	0,0161067	130,40627	
15 CM	855333,333	63000	900	0,27888668	790500	116014,188	878,333333	0,01223088	171,730458	
20 CM	670000	63000	900	0,27888668	605000	116014,188	672,222222	0,00724289	289,996774	
25 CM	538333,333	63000	900	0,27888668	473500	116014,188	526,111111	0,00566861	370,534421	

## Detector 2

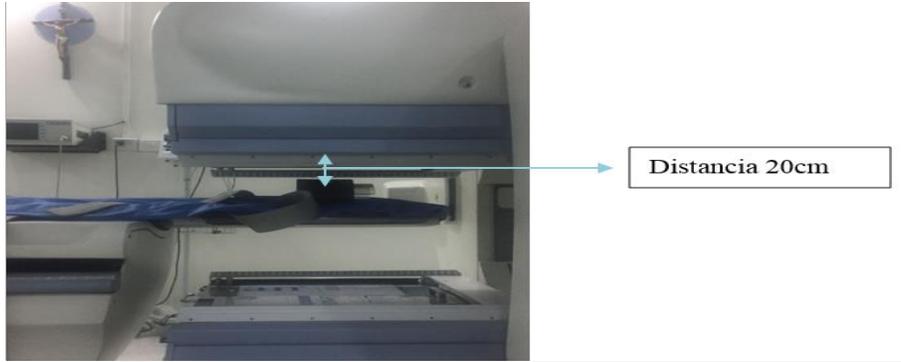
FECHA: 03/07/2017										
DISTANCIA	CONTEO FAN	CONTEO FON	TIEMPO	Raiz Cf/300	CONTEOS NE	actividad (bq)	VEL. CONTEO	EFICIENCIA	AMD	
10 CM	1136000	46000	900	0,23830678	1090000	116014,188	1211,11111	0,01686484	106,468444	
15 CM	876000	46000	900	0,23830678	830000	116014,188	922,222222	0,01284203	139,820005	
20 CM	680000	46000	900	0,23830678	634000	116014,188	704,444444	0,00759007	236,56881	
25 CM	557000	46000	900	0,23830678	511000	116014,188	567,777778	0,00611755	293,511987	

FECHA: 10/07/2017										
DISTANCIA	CONTEO FAN	CONTEO FON	TIEMPO	Raiz Cf/300	CONTEOS NE	actividad (bq)	VEL. CONTEO	EFICIENCIA	AMD	
10 CM	1126000	46000	900	0,23830678	1080000	116014,188	1200	0,01671012	107,454263	
15 CM	866000	46000	900	0,23830678	820000	116014,188	911,111111	0,01268731	141,525127	
20 CM	680000	46000	900	0,23830678	634000	116014,188	704,444444	0,00759007	236,56881	
25 CM	558000	46000	900	0,23830678	512000	116014,188	568,888889	0,00612952	292,938721	

FECHA: 11/07/2017										
DISTANCIA	CONTEO FAN	CONTEO FON	TIEMPO	Raiz Cf/300	CONTEOS NE	actividad (bq)	VEL. CONTEO	EFICIENCIA	AMD	
10 CM	1143000	46000	900	0,23830678	1097000	116014,188	1218,88889	0,01697315	105,789065	
15 CM	870000	46000	900	0,23830678	824000	116014,188	915,555556	0,0127492	140,838111	
20 CM	683000	46000	900	0,23830678	637000	116014,188	707,777778	0,00762598	235,454671	
25 CM	552000	46000	900	0,23830678	506000	116014,188	562,222222	0,00605769	296,412303	

FECHA: 03/07/2017										
DISTANCIA	CONTEO FAN	CONTEO FON	TIEMPO	Raiz Cf/300	CONTEOS NE	actividad (bq)	VEL. CONTEO	EFICIENCIA	AMD	
10 CM	1135000	46000	900	0,23830678	1085000	116014,188	1205,55556	0,01678748	106,959082	
15 CM	870666,667	46000	900	0,23830678	825000	116014,188	916,666667	0,01276467	140,667399	
20 CM	681000	46000	900	0,23830678	634000	116014,188	704,444444	0,00759007	236,56881	
25 CM	555666,667	46000	900	0,23830678	511500	116014,188	568,333333	0,00612353	293,225074	

D2



**ANEXO K: Parámetros de Calibración de la Gammacámara**

*Actividad de la muestra patrón:*

*Eficiencia de detección:  $\eta=0.007242\%$*

*AMD:290 Bq*

*Fecha de Calibración:*

*Detector: 1*

*Distancia: 20 cm*

*Geometría de medición: Camilla*

*Colimador: Intrínseco*

**ANEXO L: Formulario para la toma de datos.**

*Formulario POE*

Fecha:

Hora:

<i>ID POE</i>	<i>Actividad Manipulada</i>	<i>Fecha de manipulación</i>	<i>Tiempo de exposición</i>	<i>Contaminación externa si o no</i>

**ANEXO M:** *Medición POE*





