



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

**DOSIMETRIA CON FANTOMA ANTROPOMORFO PARA
DIAGNOSTICO EN TUMORES DE CABEZA Y CUELLO CON
RADIOFÁRMACOS MARCADOS CON Tc-99m**

TRABAJO DE TITULACIÓN

TIPO: PROYECTO EXPERIMENTAL

Presentado previo a la obtención del título de

BIOFÍSICO

AUTOR: MAURO FERNANDO COFRE ZAPATA

TUTORA: MSc. NADIA GONZÁLEZ LÓPEZ

RIOBAMBA-ECUADOR

2017

© 2017, Mauro Fernando Cofre Zapata

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

El tribunal de Trabajo de titulación certifica que el trabajo experimental: “DOSIMETRIA CON FANTOMA ANTROPOMORFO PARA DIAGNOSTICO EN TUMORES DE CABEZA Y CUELLO CON RADIOFÁRMACOS MARCADOS CON Tc99m.”, de responsabilidad del Señor Mauro Fernando Cofre Zapata, ha sido prolijamente revisado por los Miembros del Tribunal de Tesis, quedando autorizada su presentación.

FIRMA

FECHA

MSc. NADIA GONZÁLEZ LÓPEZ

**DIRECTORA DEL TRABAJO
DE TITULACIÓN**

Biof. TERESA ALTAMIRANO

MIEMBRO DEL TRIBUNAL

Yo, Cofre Zapata Mauro Fernando 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.

Mauro Fernando Cofre Zapata

050386876-2

DEDICATORIA

A Dios

A mis padres Fernando y Adriana

A mis abuelos Rita y Juan

A la memoria de mis ancestros.

Mauro F. Cofre Z.

AGRADECIMIENTO

A Dios que me guio por buenos caminos y que siempre está conmigo ayudándome aprender de mis errores y levantarme con más fuerza.

A mis padres que me dieron la vida y me formaron como persona que soy en la actualidad, motivándome a cumplir mis objetivos y no darme por vencido.

A la ESPOCH y sus maestros en especial a mis tutores, por encaminarme a través de la Física a desarrollar este trabajo de investigación.

A mi tutora de tesis MSc. NADIA GONZÁLEZ LÓPEZ por sus invaluable ideas y por su tiempo dedicado en mi trabajo de titulación.

Al HCAM, de manera especial al MSc. MARCOS FRIAS, que me guio para producir conocimiento, al Médico Nuclear Fernando Yerovi por su constante apoyo durante el trabajo de titulación y a los licenciados en radiología por su apoyo en la utilización de la gammacámara.

A mis amigos que formaron parte de mi formación académica.

Mauro F. Cofre Z.

CONTENIDO

RESUMEN.....	xxi
ABSTRACT.....	xxii
CAPITULO I	
INTRODUCCIÓN.....	1
1. MARCO REFERENCIAL	2
1.1 Antecedentes	2
1.2 Planteamiento del problema.....	3
1.3 Justificación	4
1.4 Objetivos.....	5
CAPITULO II	
2. MARCO REFERENCIAL	6
2.1 Medicina Nuclear	6
2.2 Fantoma.....	7
2.3 Dosimetría en Pacientes	9
2.4 Magnitudes Dosimétricas	11
2.5 Coefficientes de Atenuación	12
2.6 Dosis Absorbida utilizando el Método MIRD.....	14
2.7 Dosis Absorbida utilizando el Método de los Coeficientes de Atenuación.....	16
2.8 Detectores	17
2.9 Gammacámara y sus componentes.....	19
2.10 Aplicaciones Gammacámara.....	22
2.11 Métodos Específicos de Radiomarcación.....	24
2.12 Gammagrafías Realizados en Órganos Radiosensibles de Cabeza y Cuello....	26
2.13 Elementos de Radiactividad	29
2.14 Limitación de Dosis.....	31

CAPITULO III

3.	DISEÑO Y EXPERIMENTACIÓN	32
3.1	Características de los equipos experimentales	32
3.2	Pruebas realizadas en la Gammacámara Millenium	37
3.3	Fantoma Antropomorfo	42
3.4	Radiofármacos Usados para Diagnóstico de Cabeza y Cuello	42

CAPITULO IV

4.	ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS.....	52
4.1	Técnica de Adquisición de Imagen para Gammagrafía Tiroidea en Fantoma Antropomorfo.	52
4.2	Técnica de Adquisición de Imagen para Gammagrafía Paratiroidea en Fantoma Antropomorfo.	55
4.3	Técnica de Adquisición de Imagen para Gammagrafía de Glándulas Salivales en el Fantoma Antropomorfo.	57
4.4	Técnica de Adquisición de Imagen para Dacriogammagrafía en el Fantoma Antropomorfo.	60
4.5	Técnica de Adquisición de Imagen para Gammagrafía Cerebral en el Fantoma Antropomorfo.	63
4.6	Curvas de Isodosis en función de los Coeficientes de Atenuación de Cabeza y Cuello en el Fantoma Antropomorfo	65
4.7	Tiempo de Vida Efectiva de Tc-99m realizado en pacientes	71
4.8	Cálculo de dosis absorbida en cabeza y cuello usando el método MIRD.....	72
4.9	Cálculo de Dosis Absorbida utilizando el Método del Coeficiente de Atenuación y fuente distribuida.....	75
4.10	Dosis marcada con Tc-99m en estudios de tumores de cabeza y cuello.	76
	CONCLUSIONES.....	78
	RECOMENDACIONES.....	79

BIBLIOGRAFÍA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2 Tipos de detectores	19
Tabla 2-2 Estudios realizados en Medicina Nuclear	22
Tabla 3-2 Valores indicativos del periodo de semidesintegración.	29
Tabla 4-2 Límites de dosis	31
Tabla 1-3 Componentes del sistema Millennium MPR y MPS	33
Tabla 2-3 Características Calibrador de dosis	34
Tabla 3-3 Especificaciones técnicas del equipo de medición.....	36
Tabla 4-3 Sensibilidad Gammacámara.....	37
Tabla 5-3 Datos tomados en la gammacámara Millennium	38
Tabla 6-3 Coeficiente de atenuación en función de la distancia	38
Tabla 7-3 Reproducibilidad con el tiempo	39
Tabla 8-3 Repetibilidad a una dosis conocida.....	40
Tabla 9-3 Tasa De Cuentas en función de la actividad	41
Tabla 10-3 Radiofármacos usados para diagnostico en cabeza y cuello.....	51
Tabla 1-4 Dosis Absorbidas en diferentes órganos blanco usando el método MIRD, órgano fuente tiroides.....	72
Tabla 2-4 Dosis Absorbidas en diferentes órganos blanco usando el método MIRD, órgano fuente cerebro.....	73
Tabla 3-4 Límites de dosis según la ICRP	73
Tabla 4-4 Valores del factor S para el cálculo de dosis absorbida en diferentes órganos con Tc-99m, unidades mGy/MBq*seg.....	74
Tabla 5-4 Dosis absorbida en órganos blancos a partir de tiroides como fuente distribuida.	75
Tabla 6-4 Dosis absorbida en órganos blancos a partir de cerebro como fuente distribuida.	75
Tabla 7-4 Pacientes en estudios de paratiroides con mediciones de tasa de dosis en diferentes tiempos.	- 83 -
Tabla 8-4 Pacientes en estudios de paratiroides con mediciones de tasa de dosis logarítmicamente.....	- 84 -
Tabla 9-4 Tiempo de vida media efectivo de 15 pacientes en estudios de paratiroides.....	- 86 -
Tabla 10-4 Numero de cuentas y factor de corrección en el punto centro (xo).....	- 90 -
Tabla 11-4 Numero de cuentas y factor de corrección en el eje (x1).....	- 91 -
Tabla 12-4 Numero de cuentas y factor de corrección en el eje (x2).....	- 92 -

Tabla 13-4 Numero de cuentas y factor de corrección en el eje (x3).....	- 93 -
Tabla 14-4 Numero de cuentas y factor de corrección en el eje (-x1).....	- 94 -
Tabla 15-4 Numero de cuentas y factor de corrección en el eje (-x2).....	- 95 -
Tabla 16-4 Numero de cuentas y factor de corrección en el eje (-x3).....	- 96 -
Tabla 17-4 Numero de cuentas totales en el punto 1x (x0, x1, x2, x3, -x1, -x2, -x3) en la posición anterior.....	- 97 -
Tabla 18-4 Coeficientes de atenuación en el punto 1x (x0, x1, x2, x3, -x1, -x2, -x3) en la posición anterior.....	- 97 -
Tabla 19-4 Numero de cuentas totales en el punto 2x (x0`, x1`, x2`, -x1`, -x2`) en la posición anterior.	- 98 -
Tabla 20-4 Coeficientes de atenuación en el punto 2x (x0`, x1`, x2`, -x1`, -x2`) en la posición anterior.	- 98 -
Tabla 21-4 Numero de cuentas totales en el punto 3x (x0``, x1``, -x1``) en la posición anterior	- 99 -
Tabla 22-4 Coeficientes de atenuación en el punto 3x (x0``, x1``, -x1``) en la posición anterior.	- 99 -
Tabla 23-4 Numero de cuentas totales en el punto 4x (x00`, x11`, x22`, -x11`, -x22`) en la posición anterior.....	- 99 -
Tabla 24-4 Coeficientes de atenuación en el punto 4x (x00`, x11`, x22`, -x11`, -x22`) en la posición anterior.....	- 100 -
Tabla 25-4 Numero de cuentas totales en el punto 5x (x00``, x11``, x22``, -x11``, -x22``) en la posición anterior.....	- 100 -
Tabla 26-4 Coeficientes de atenuación en el punto 5x (x00``, x11``, x22``, -x11``, -x22``) en la posición anterior.....	- 100 -
Tabla 27-4 Numero de cuentas totales en el punto 1y (y0, y1, y2, y3, y4, -y1, -y2, -y3, -y4) en la posición anterior.....	- 101 -
Tabla 28-4 Coeficientes de atenuación en el punto 1y (y0, y1, y2, y3, y4, -y1, -y2, -y3, -y4) en la posición anterior.....	- 101 -
Tabla 29-4 Numero de cuentas totales en el punto 2y (y0`, y1`, y2`, -y1`, -y2`) en la posición anterior.	- 102 -
Tabla 30-4 Coeficientes de atenuación en el punto 2y (y0`, y1`, y2`, -y1`, -y2`) en la posición anterior.	- 102 -
Tabla 31-4 Numero de cuentas totales en el punto 4y (y00`, y11`, y22`, -y11`, -y22`) en la posición anterior.....	- 102 -
Tabla 32-4 Coeficientes de atenuación en el punto 4y (y00`, y11`, y22`, -y11`, -y22`) en la posición anterior.....	- 103 -

Tabla 33-4 Numero de cuentas totales en el punto 5y ($y_{00}''y_{11}''$, y_{22}'' , $-y_{11}''$, $-y_{22}''$) en la posición anterior.....	- 103 -
Tabla 34-4 Numero de cuentas totales en el punto 1x (x_0 , x_1 , x_2 , x_3 , $-x_1$, $-x_2$, $-x_3$) en la posición lateral.	- 103 -
Tabla 35-4 Coeficientes de atenuación en el punto 1x (x_0 , x_1 , x_2 , x_3 , $-x_1$, $-x_2$, $-x_3$) en la posición lateral.	- 104 -
Tabla 36-4 Numero de cuentas totales en el punto 2x (x_0' , x_1' , x_2' , $-x_1'$, $-x_2'$) en la posición lateral.....	- 104 -
Tabla 37-4 Coeficientes de atenuación en el punto 2x (x_0' , x_1' , x_2' , $-x_1'$, $-x_2'$) en la posición lateral.....	- 104 -
Tabla 38-4 Numero de cuentas totales en el punto 3x (x_0'' , x_1'' , x_2'' , $-x_1''$, $-x_2''$) en la posición lateral.	- 105 -
Tabla 39-4 Coeficientes de atenuación en el punto 3x (x_0'' , x_1'' , x_2'' , $-x_1''$, $-x_2''$) en la posición lateral.	- 105 -
Tabla 40-4 Numero de cuentas totales en el punto 4x (x_{00}' , x_{11}' , x_{22}' , $-x_{11}'$, $-x_{22}'$) en la posición lateral.	- 105 -
Tabla 41-4 Coeficientes de atenuación en el punto 4x (x_{00}' , x_{11}' , x_{22}' , $-x_{11}'$, $-x_{22}'$) en la posición lateral.	- 106 -
Tabla 42-4 Numero de cuentas totales en el punto 5x (x_{00}'' , x_{11}'' , x_{22}'' , $-x_{11}''$, $-x_{22}''$) en la posición lateral.	- 106 -
Tabla 43-4 Coeficientes de atenuación en el punto 5x (x_{00}'' , x_{11}'' , x_{22}'' , $-x_{11}''$, $-x_{22}''$) en la posición lateral.	- 106 -
Tabla 44-4 Numero de cuentas totales en el punto 1y (y_0 , y_1 , y_2 , $-y_1$, $-y_2$) en la posición lateral.....	- 107 -
Tabla 45-4 Coeficientes de atenuación en el punto 1y (y_0 , y_1 , y_2 , $-y_1$, $-y_2$) en la posición lateral.....	- 107 -
Tabla 46-4 Numero de cuentas totales en el punto 2y (y_0' , y_1' , y_2' , $-y_1'$, $-y_2'$) en la posición lateral.....	- 107 -
Tabla 47-4 Coeficientes de atenuación en el punto 2y (y_0' , y_1' , y_2' , $-y_1'$, $-y_2'$) en la posición lateral.....	- 108 -
Tabla 48-4 Numero de cuentas totales en el punto 3y (y_0'' , y_1'' , y_2'' , $-y_1''$, $-y_2''$) en la posición lateral.	- 108 -
Tabla 49-4 Numero de cuentas totales en el punto 4y (y_{00}' , y_{11}' , y_{22}' , $-y_{11}'$, $-y_{22}'$) en la posición lateral.	- 109 -
Tabla 50-4 Coeficientes de atenuación en el punto 4y (y_{00}' , y_{11}' , y_{22}' , $-y_{11}'$, $-y_{22}'$) en la posición lateral.	- 109 -

Tabla 51-4 Numero de cuentas totales en el punto 5y (y_{00}'' , y_{11}'' , y_{22}'' , $-y_{11}''$, $-y_{22}''$) en la posición lateral.	- 109 -
Tabla 52-4 Coeficientes de atenuación en el punto 5y (y_{00} , y_{11} , y_{22} , $-y_{11}$, $-y_{22}$) en la posición lateral.	- 109 -
Tabla 53-4 Numero de cuentas totales en el punto 1x (x_0 , x_1 , x_2 , $-x_1$, $-x_2$) en la posición anterior.	- 110 -
Tabla 54-4 Coeficientes de atenuación en el punto 1x (x_0 , x_1 , x_2 , $-x_1$, $-x_2$) en la posición anterior.	- 110 -
Tabla 55-4 Numero de cuentas totales en el punto 2x (x_0' , x_1' , x_2' , $-x_1'$, $-x_2'$) en la posición anterior.	- 110 -
Tabla 56-4 Coeficientes de atenuación en el punto 2x (x_0' , x_1' , x_2' , $-x_1'$, $-x_2'$) en la posición anterior.	- 111 -
Tabla 57-4 Numero de cuentas totales en el punto 3x (x_0'' , x_1'' , x_2'' , $-x_1''$, $-x_2''$) en la posición anterior.	- 111 -
Tabla 58-4 Coeficientes de atenuación en el punto 3x (x_0'' , x_1'' , x_2'' , $-x_1''$, $-x_2''$) en la posición anterior.	- 111 -
Tabla 59-4 Numero de cuentas totales en el punto 4x (x_{00} , x_{11} , x_{22} , $-x_{11}$, $-x_{22}$) en la posición anterior.	- 112 -
Tabla 60-4 Coeficientes de atenuación en el punto 4x (x_{00} , x_{11} , x_{22} , $-x_{11}$, $-x_{22}$) en la posición anterior.	- 112 -
Tabla 61-4 Numero de cuentas totales en el punto 5x (x_{00}'' , x_{11}'' , x_{22}'' , $-x_{11}''$, $-x_{22}''$) en la posición anterior.	- 112 -
Tabla 62-4 Coeficientes de atenuación en el punto 5x (x_{00}'' , x_{11}'' , x_{22}'' , $-x_{11}''$, $-x_{22}''$) en la posición anterior.	- 113 -
Tabla 63-4 Numero de cuentas totales en el punto 1y (y_0 , y_1 , y_2 , $-y_1$, $-y_2$) en la posición anterior.	- 113 -
Tabla 64-4 Coeficiente de atenuación en el punto 1y (y_0 , y_1 , y_2 , $-y_1$, $-y_2$) en la posición anterior.	- 113 -
Tabla 65-4 Numero de cuentas totales en el punto 2y (y_0' , y_1' , y_2' , $-y_1'$, $-y_2'$) en la posición anterior.	- 114 -
Tabla 66-4 Coeficientes de atenuación en el punto 2y (y_0' , y_1' , y_2' , $-y_1'$, $-y_2'$) en la posición anterior.	- 114 -
Tabla 67-4 Numero de cuentas totales en el punto 3y (y_0'' , y_1'' , y_2'' , $-y_1''$, $-y_2''$) en la posición anterior.	- 114 -
Tabla 68-4 Coeficientes de atenuación en el punto 3y (y_0'' , y_1'' , y_2'' , $-y_1''$, $-y_2''$) en la posición anterior.	- 115 -

Tabla 69-4 Numero de cuentas totales en el punto 4y (y00`, y11`, y22`, -y11`, -y22`) en la posición anterior..... - 115 -

Tabla 70-4 Coeficientes de atenuación en el punto 4y (y00`, y11`, y22`, -y11`, -y22`) en la posición anterior..... - 115 -

Tabla 71-4 Numero de cuentas totales en el punto 5y (y00``, y11``, y22``, -y11``, -y22``) en la posición anterior..... - 116 -

Tabla 72-4 Coeficientes de atenuación en el punto 5y (y00``, y11``, y22``, -y11``, -y22``) en la posición anterior..... - 116 -

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2 Fantoma de agua de 1.80 m de largo, utilizado para mediciones a grandes distancias fuente superficie, sin considerar la forma del paciente.	7
Figura 2-2 Fantoma de cera para la irradiación corporal total, tiene en cuenta la forma del paciente y su posicionamiento.....	8
Figura 3-2 Vista interior de la construcción de los fantomas con el pulmón incorporado con las densidades correspondientes.	8
Figura 4-2 Vista interior de mediciones con cámaras de ionización y placas radiográficas, fantoma utilizado en la medición de campos supradiaphragmáticas.	9
Figura 5-2 Fantoma antropomorfo cabeza y cuello, utilizado con fines diagnósticos.	9
Figura 6-2 Esquema de un detector de centelleo fotomultiplicador.....	17
Figura 7-2 Esquema detector Geiger Müller.....	18
Figura 8-2 Esquema contador tipo pozo	19
Figura 9-2 Gammacámara y sus componentes.....	21
Figura 10-2 Angiogammagrafía. (estudio de muerte cerebral)	26
Figura 11-2 Gammagrafía tiroidea normal	27
Figura 12-2 Gammagrafía de paratiroides	27
Figura 13-2 Gammagrafía de glándulas salivales (estudio normal).....	28
Figura 1-3 Imagen Tc99m ECD-SPECT obtenida del cerebro en cortes transversal, coronal y sagital	43
Figura 2-3 Imagen Tc99m-ECD obtenida del cerebro de un paciente con enfermedad de Alzheimer en cortes transversal, coronal y sagital.	44
Figura 3-3 Centellograma de hipertiroidismo	45
Figura 4-3 Centellograma de Hipotiroidismo.	45
Figura 5-3 Gammagrafía ósea normal.....	47
Figura 6-3 Gammagrafía ósea con múltiples focos hipercaptantes, (metástasis).....	48
Figura 7-3 Gammagrafía Pulmonar marcado con Tc99m.DTPA(ventilación), mostrando una distribución uniforme de los campos pulmonares.....	49
Figura 8-3 Gammagrafía pulmonar marcado con Tc99m-MAA (perfusión), mostrando una distribución uniforme del radiotrazador en ambos campos pulmonares.	50
Figura 9-3 Gammagrafía de glándulas salivales marcado con Tc99m.	51

Figura 1-4 Inyección de Tc99m en la Glándula Tiroides para el fantoma antropomorfo.....	53
Figura 2-4 Inserción de la Glándula Tiroides en el fantoma antropomorfo.	53
Figura 3-4 Posicionamiento del fantoma en la Gammacámara.....	54
Figura 4-4 Gammagrafía de la Glándula Tiroides en el fantoma antropomorfo.....	54
Figura 5-4 Inyección de Tc99m en la Glándula Paratiroides para el fantoma antropomorfo. ...	55
Figura 6-4 Inserción de la Glándula Paratiroides en el fantoma antropomorfo.	56
Figura 7-4 Posicionamiento del fantoma en la gammacámara.....	56
Figura 8-4 Gammagrafía de la Glándula Paratiroides en el fantoma Antropomorfo.	57
Figura 9-4. Inyección de Tc99m en las Glándulas Salivales para el fantoma antropomorfo.....	57
Figura 10-4 Inserción de las Glándulas Salivales en el fantoma.....	59
Figura 11-4 Posicionamiento del fantoma en la Gammacámara.....	59
Figura 12-4 Gammagrafía de Glándulas Salivales en el fantoma antropomorfo.	60
Figura 12-4 Inyección de Tc 99m en ojos para el fantoma antropomorfo.	61
Figura 14-4 Inserción de los ojos en el fantoma antropomorfo.	61
Figura 15-4. Posicionamiento del fantoma en la gammacámara.	62
Figura 16-4 Dacriogammagrafía del fantoma antropomorfo.	62
Figura 17-4. Inyección de Tc99m en el cerebro para el fantoma antropomorfo.....	63
Figura 18-4 Inserción del cerebro en el fantoma antropomorfo.....	64
Figura 19-4 Posicionamiento del fantoma en la gammacámara.....	64
Figura 20-4 Gammagrafía cerebral en el fantoma antropomorfo.....	65
Figura 21-4 Paciente estudio de Paratiroides con una actividad de 10 mCi.	76
Figura 22-4. Paciente estudio de Paratiroides con una actividad de 20 mCi.....	77
Figura 23-4 Delimitación de puntos de cada rodaja en los todos los ejes (x, y) de cabeza y cuello en el fantoma antropomorfo.	- 87 -
Figura 24-4 Inserción de la fuente radiactiva en todos los puntos de la rodaja en cabeza y cuello del fantoma antropomorfo.....	- 87 -
Figura 25-4 Posicionamiento anterior del fantoma antropomorfo en la gammacámara en diferentes puntos de las rodajas de cabeza y cuello.	- 88 -
Figura 26-4 Posicionamiento lateral del fantoma antropomorfo en la gammacámara en diferentes puntos de las rodajas de cabeza y cuello.	- 88 -
Figura 27-4 Resultado de la adquisición en diferentes puntos de la rodaja en el fantoma antropomorfo.....	- 89 -

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-3 Coeficiente de atenuación en función de la distancia.....	39
Gráfico 2-3 Reproducibilidad de la gammacámara Millennium	40
Gráfico 3-3 Tasa de Cuentas de la gammacámara Millennium.....	41
Gráfico 4-3 Estructura química Tc99m-ECD.....	43
Gráfico 5-3 Estructuras químicas fosfatos.	46
Gráfico 1-4 Curva de isodosis en el punto 1x ($x_0, x_1, x_2, x_3, -x_1, -x_2, -x_3$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.....	66
Gráfico 2-4 Curva de isodosis en el punto 2x ($x_0', x_1', x_2', -x_1', -x_2'$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.	66
Gráfico 3-4 Curva de isodosis en el punto 3x ($x_0'', x_1'', x_2'', -x_1'', -x_2''$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.....	67
Gráfico 4-4 Curva de isodosis en el punto 4x ($x_{00}', x_{11}', x_{22}', -x_{11}', -x_{22}'$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.....	67
Gráfico 5-4 Curva de isodosis en el punto 5x ($x_{00}'', x_{11}'', x_{22}'', -x_{11}'', -x_{22}''$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.....	68
Gráfico 6-4 Curva de isodosis en el punto 1y ($y_0, y_1, y_2, y_3, y_4, -y_1, -y_2, -y_3, -y_4$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.	68
Gráfico 7-4 Curva de isodosis en el punto 2y ($y_0', y_1', y_2', -y_1', -y_2'$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.	69
Gráfico 8-4 Curva de isodosis en el punto 3y ($y_0'', y_1'', y_2'', -y_1'', -y_2''$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.....	69
Gráfico 9-4 Curva de isodosis en el punto 4y ($y_{00}', y_{11}', y_{22}', -y_{11}', -y_{22}'$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.....	70
Gráfico 10-4 Curva de isodosis en el punto 5y ($y_{00}'', y_{11}'', y_{22}'', -y_{11}'', -y_{22}''$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.	70
Gráfico 11-4 Pendiente ecuación de la gráfica respecto al tiempo vs tasa de dosis, paciente 1	- 85 -
Gráfico 12-4 Pendiente- ecuaciones de las gráficas respecto tiempo vs tasa de dosis, pacientes del 1 al 15.....	- 85 -
Gráfico 13-4 Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al ln (cuentas) en el eje x_0	- 90 -

Gráfico 14-4 Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al ln (cuentas) en el eje x1.	- 91 -
Gráfico 15-4 Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al ln (cuentas) en el eje x2.	- 92 -
Gráfico 16-4 Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al ln (cuentas) en el eje x3.	- 93 -
Gráfico 17-4 Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al ln (cuentas) en el eje (-x1).	- 94 -
Gráfico 18-4 Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al ln (cuentas) en el eje (-x2).	- 95 -
Gráfico 19-4 Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al ln (cuentas) en el eje (-x3).	- 96 -

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo A. Tiempo de Vida Efectivo para el cálculo del método MIRD

Anexo B. Procedimiento para hallar los Coeficientes de Atenuación de cabeza y cuello en el fantoma antropomorfo

LISTA DE ABREVIATURAS

A:	Actividad
CPM:	Cuentas por minuto
CPS:	Cuentas por segundo
C/Kg:	Coulombios por kilogramo
D:	Dosis Absorbida
Ds:	Dosis Absorbida en órgano fuente
EDP:	Etilendifosfonato
E:	Dosis Efectiva
ESD:	Dosis en la superficie de entrada
Gy:	Gray
GBq:	Giga Bequerelios
H:	Dosis Equivalente
HDP:	Hidroxi-metilendifosfonato.
ICRU:	Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas
ICPR:	Comisión Internacional de Protección Radiológica
IAEA:	Agencia Internacional de Energía Atómica
ISO:	Organización Internacional para la Estandarización
KERMA:	Kinetic Energy Released In a Material
Kev:	Kiloelectronvoltios
Ln:	Logaritmo natural
MDP:	Metilendifosfonato
MeV:	Megaelectronvoltio
MN:	Medicina Nuclear

MIRD:	Medical Internal Radiation Dose
MBq:	Mega-Bequerelios
MGy:	Miligray
mR/h:	Mili-Roentgen por hora
mSv:	Mili-Sievert
NCRP:	Consejo Nacional de Protección Radiológica y Medidas de Estados Unidos
PET:	Tomografía por emisión de positrones
S:	Órgano fuente
T:	Órgano blanco
Tc 99m:	Per tecnecio de sodio
μ :	Coefficiente de atenuación lineal
μ/ρ :	Coefficiente de atenuación másico
Tc99m-ECD:	Tc99m-etilcisteinato dimérico

RESUMEN

El objetivo del trabajo de investigación fue determinar la dosimetría con fantoma antropomorfo para el diagnóstico en tumores de cabeza y cuello en la Unidad de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín. Para este estudio se elaboró un procedimiento para la determinación de la dosis absorbida en órganos blanco con Tc 99m en cabeza y cuello, para ello se utilizaron un fantoma antropomorfo que fue adquirido de la Subsecretaria de Control y Aplicaciones Nucleares (SCAN), donde se considera que el material propio de dicho fantoma tiene la misma densidad másica que el tejido humano presentando cortes axiales los que permitieron encontrar un perfil de dosis, se utilizó un radionúclido de Tc-99m que sirvió como radiotrazador para el diagnóstico de tumores. Los valores obtenidos de dosis absorbidas se obtuvieron a partir del método de Dosis de Radiación Medica Internacional (MIRD) y el Método del Coeficiente de Atenuación con fuente distribuida, los mismos que se compararon con los límites establecidos por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). Los resultados muestran que las dosis absorbidas en órganos blancos fueron de 0,0015 mGy para cerebro y 0,0040 mGy para tiroides, los cuales se encuentran dentro de los límites reportados por la ICRP. Se recomienda generalizar la dosimetría usando el fantoma antropomorfo para diagnóstico en tórax y abdomen para estudio clínico, requerimiento necesario e importante para la Unidad de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín por la gran cantidad de pacientes que recurren a dicha unidad.

PALABRAS CLAVE: <BIOFÍSICA>, <MEDICINA NUCLEAR>, <DOSIMETRIA INTERNA>, <FANTOMA ANTROPOMORFO>, <DOSIS ABSORBIDA>, <COEFICIENTES DE ATENUACIÓN>, <ÓRGANOS BLANCO>, <ÓRGANO FUENTE>.

ABSTRACT

The aim of the research work was to determine the dosimetry with the anthropomorphic phantom for the diagnosis of head and neck tumors in the Nuclear Medicine Unit of the Carlos Andrade Marín Hospital. For this study, a procedure was developed for the determination of the absorbed dose in target organs with Tc99m in the head and neck, for this purpose an anthropomorphic phantom was used that was acquired from the Department of Control and Nuclear Applications (SCAN), where it is considered that the material proper to said phantom has the same mass density as the human tissue presented in axial sections that allowed us to find a dose profile; we used a Tc99m radionuclide that served as a radiotracer for the diagnosis of tumors. The values obtained of absorbed dose were obtained from the International Medical Radiation Dose (MIRD) method and the attenuation coefficient method with the distributed source, which were compared with the limits established by the International Commission on Radiological Protection (ICRP). The results show that the absorbed doses in target organs were 0,0015 mGy for brain and 0,0040 mGy for thyroid, which are within the limits reported by the ICRP. It is recommended to generalize the dosimetry using the anthropomorphic phantom for the diagnosis in the thorax and abdomen for clinical study, a necessary and important requirement for the Nuclear Medicine Unit of the Carlos Andrade Marín Hospital for a large number of patients who turn to this unit.

KEY WORDS: <BIOPHYSICS>, <NUCLEAR MEDICINE>, <INTERNAL DOSIMETRY>, <FANTOMA ANTHROPOMORPH>, <ABSORBED DOSAGE>, <ATENUATION COEFFICIENTS>, <TARGET ORGANS>, <SOURCE ORGAN>

INTRODUCCIÓN

La medicina nuclear es una especialidad de diagnóstico por imágenes y terapéutica que emplea diferentes radioisótopos y radiotrazadores.

Por lo general, las exploraciones en medicina nuclear no son invasivas y carecen de efectos adversos. Se utiliza para diagnosticar y determinar la gravedad y tratamiento de una o varias enfermedades, por ejemplo: enfermedades cardíacas, gastrointestinales, endocrinas, desórdenes neurológicos, y otras anomalías dentro del cuerpo. Así también se usa para detectar actividades moleculares dentro del cuerpo, ofreciendo la posibilidad de identificar enfermedades en sus etapas tempranas.

El principal radiofármaco utilizado para diagnóstico en el campo de Medicina Nuclear y debido a características químicas es el Tc99m, permitiendo estudios médicos en radiodiagnóstico.

Para la obtención de imágenes una vez administrado el radioisótopo, se utiliza una gammacámara, registrando la radiactividad del órgano en estudio, a estas imágenes se las llama gammagrafías ofreciendo información morfológica y funcional.

En el Capítulo I de este trabajo se hace un planteamiento formal del problema, se establecen los antecedentes que existen en esta línea de investigación, se justifica la necesidad en determinar la curva isodosis utilizando el método de los Coeficientes de Atenuación y fuente distribuida y evaluar la dosis a órganos radiosensibles encontrados en cabeza y cuello.

En el Capítulo II se menciona el conocimiento básico necesario para realizar esta investigación, incluyendo los equipos utilizados en Medicina Nuclear, unidades radiológicas, cálculos usados para determinar las dosis absorbidas utilizando el método MIRD y el método de los Coeficientes de Atenuación.

En el Capítulo III se detalla toda la parte experimental involucrada en la curva isodosis obtenido de la gammacámara Millenium a través de los coeficientes de atenuación en cabeza y cuello del fantoma antropomorfo, estudio importante para proteger al paciente de efectos adversos y complicaciones indeseables.

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

CAPITULO I

1. MARCO REFERENCIAL

1.1 Antecedentes

La medicina nuclear utiliza pequeñas cantidades de materiales radiactivos llamadas radiosondas que generalmente se inyectan en el torrente sanguíneo, se inhalan o se tragan. La radiosonda viaja a través del área examinada y entrega energía en la forma de rayos gamma que son detectados por una cámara especial 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. (Livis, 2007)

El sistema Medical Internal Radiation Dose (MIRD) fue establecido por la Sociedad de Medicina Nuclear de USA en 1960 para asistir a la comunidad médica en las estimaciones de dosis a órganos y tejidos debido a la incorporación de material radiactivo. Desde entonces se publicaron "Mird Dose Estimate Report" y "Pamphlets" de gran utilidad para el cálculo de dosis. El esquema MIRD fue planeado esencialmente para el cálculo de dosis recibidas por los pacientes durante ensayos diagnósticos de medicina nuclear y no para el propósito de correlaciones de dosis con efectos de la radiación. Se presenta la metodología de cálculo MIRD para el cálculo de las dosis

absorbidas en distintos tejidos apropiada en el uso de radiofármacos en las prácticas médicas. (D, Beninson, 2004)

Los paragangliomas de cabeza y cuello (PgCC) son tumores raros, representan el 0,6% de los tumores de cabeza y cuello y se originan a partir de los paraganglios del sistema nervioso autónomo. Estos tumores se asocian, fundamentalmente, al sistema nervioso parasimpático, presente a lo largo de los nervios craneales, y pueden localizarse desde la base de cráneo hasta el arco aórtico. En general, son tumores benignos, de crecimiento lento y en ocasiones infrecuentes producen la defunción, pero pueden ser localmente invasivos, produciendo destrucción ósea y disfunción de nervios craneales. En muchas ocasiones, las técnicas de imagen convencionales, como la tomografía computarizada (TC) y la resonancia magnética (RM), junto con la arteriografía, pueden confirmar el diagnóstico de paragangliomas. (Tamayo, et al., 2009, p. 3)

1.2 Planteamiento del problema

En el Hospital Carlos Andrade Marín del Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social funciona el primer Centro Integral de Medicina Nuclear del Ecuador y uno de los más completos en América Latina. Realiza diagnósticos tempranos de enfermedades oncológicas, cardíacas y neurocirugías.

Los equipos del Centro Integral ayudan al médico especialista en el diagnóstico de tumores malignos cancerígenos de menos de dos milímetros de tamaño, afecciones cardíacas, diagnóstico temprano de trastornos neurológicos y enfermedades neurológicas degenerativas como el Alzheimer.

El estudio de neurología permite diagnosticar epilepsias, enfermedad residual versus radio necrosis de cáncer de cerebro, demencias y parkinsonismos.

El cáncer de tiroides ha crecido en el país. Según la publicación ‘Epidemiología del cáncer en Quito’, del Registro Nacional de Tumores de Solca, en 2000 se registraron 9.5 casos por cada 100.000 habitantes, mientras en 2010 subieron a 31.4, especialmente en mujeres. Este tipo, además, es el segundo más frecuente en mujeres, después del de seno. Hasta hace cinco años, ocupaba el quinto lugar, por debajo del cervicouterino, confirmó Wali Mushtaq, Jefe de Oncología del hospital Eugenio Espejo. (Solca, 2015, p. 2)

Es por ello que surge la necesidad de implementar la dosimetría en pacientes para diagnóstico de tumores en el Hospital Carlos Andrade Marín- Quito con el fin de determinar la dosis optima y las dosis absorbidas en órganos blanco cercanos al tumor para un adecuado estudio-diagnóstico y es prioridad del hospital realizar este estudio por la alta demanda de pacientes que se atiende diariamente en este centro.

1.3 Justificación

- **Justificación teórica**

Determinar la dosis absorbida en órganos de riesgo en pacientes, ocasionado por Tc99m, permitirá contribuir en una obtención apropiada en función riesgo-beneficio para el tratamiento del cáncer en cabeza y cuello, estudio importante para proteger al paciente de efectos adversos y complicaciones indeseables.

- **Justificación práctica**

El presente trabajo permite determinar la distribución de dosis en las zonas de interés y evaluar la dosis a órganos radiosensibles encontrados en cabeza y cuello y así evitar la mayor exposición de radiación a órganos cercanos, esto se logrará mediante una simulación de un fantoma antropomorfo.

1.4 Objetivos

- **Objetivo General**

- ✓ Determinar la dosimetría con fantoma antropomorfo para el diagnóstico en tumores de cabeza y cuello.

- **Objetivos Específicos**

- ✓ Revisar fuentes bibliográficas acerca del objeto de investigación.
- ✓ Elaborar un procedimiento para la determinación de la dosis absorbida en órganos blanco con Tc 99m en cabeza y cuello usando el fantoma antropomorfo.
- ✓ Determinar la curva de isodosis o distribución de dosis utilizando el método de los Coeficientes de Atenuación con fuente distribuida en fantoma antropomorfo.
- ✓ Evaluar dosis de Tc-99m para estudios en tumores de cabeza y cuello.

CAPITULO II

2. MARCO REFERENCIAL

2.1 Medicina Nuclear

La Medicina Nuclear es la rama de la medicina que emplea los isótopos radiactivos, las radiaciones nucleares, las variaciones electromagnéticas de los componentes del núcleo y técnicas biofísicas afines para la prevención, diagnóstico, terapéutica e investigación médica.

La medicina nuclear utiliza cantidades muy pequeñas de material radioactivo para diagnosticar y determinar la gravedad de enfermedades, incluyendo varios tipos de cánceres, al igual que enfermedades cardíacas, gastrointestinales, endocrinas, desórdenes neurológicos, y otras anomalías dentro del cuerpo. Debido a que los procedimientos de medicina nuclear pueden detectar actividades moleculares dentro del cuerpo, ofrecen la posibilidad de identificar enfermedades en sus etapas tempranas. (Milvia, A, 2015)

Las ventajas y beneficios de la medicina nuclear son: no es invasiva, es funcional, no se conocen efectos adversos de largo plazo y prácticamente no tiene limitaciones de aplicación.

Los médicos utilizan procedimientos de diagnóstico por imágenes de radionúclidos para visualizar la estructura y función de un órgano, tejido, hueso o sistema dentro del cuerpo.

Dentro de la medicina nuclear se usa diagnóstico para:

Corazón: este estudio permite visualizar el flujo sanguíneo y funcionamiento del corazón, detecta enfermedades coronarias, evalúa el daño en el corazón luego de un ataque cardíaco además de la función del corazón trasplantado. Y estudia la función del corazón antes y después de la quimioterapia

Pulmones: en este estudio se explora posibles problemas respiratorios o circulación sanguínea, analiza la función pulmonar diferencial para la reducción de pulmón y detecta el rechazo de un trasplante pulmonar.

Cerebro: estudia anomalías en el cerebro en pacientes con síntomas y trastornos como convulsiones, pérdida de memoria y anomalías del flujo sanguíneo, detecta la aparición

temprana de desórdenes neurológicos como es la enfermedad de Alzheimer y evalúa la sospecha de recurrencia de tumores del cerebro producto de la radioterapia o cirugía. (Delgado, 1982)

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. 12)

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, pp. 2-3)

Fantoma Antropomorfo: 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. 12)

Fantoma antropomorfo = paciente simulado / parte del cuerpo simulada

Ejemplos de fantomas contruidos para la medición de la dosis absorbida en distintos tratamientos.



Figura 1-2. Fantoma de agua de 1.80 m de largo, utilizado para mediciones a grandes distancias fuente superficie, sin considerar la forma del paciente.

Fuente: (Singer , 1999, p. 12)



Figura 2-2. Fantoma de cera para la irradiación corporal total, tiene en cuenta la forma del paciente y su posicionamiento.

Fuente: (Singer , 1999, p. 13)



Figura 3-2. Vista interior de la construcción de los fantomas con el pulmón incorporado con las densidades correspondientes.

Fuente: (Singer , 1999, p. 13)



Figura 4-2. Vista interior de mediciones con cámaras de ionización y placas radiográficas, fantoma utilizado en la medición de campos supradiafragmáticos.
Fuente: (Singer , 1999, p. 14)

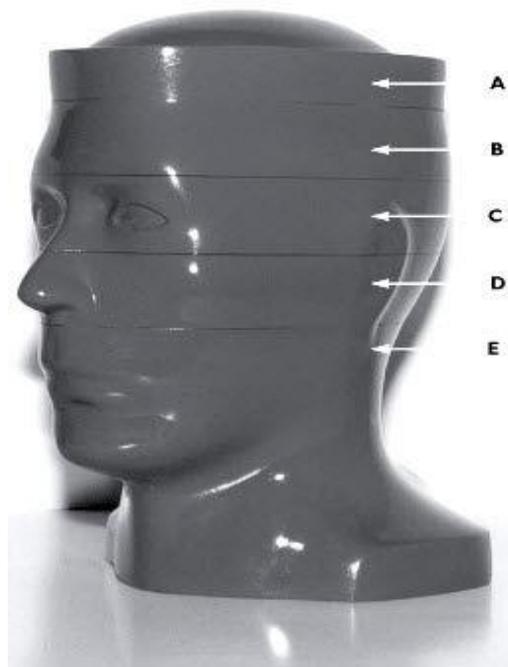


Figura 5-2. Fantoma antropomorfo cabeza y cuello, utilizado con fines diagnósticos.
Fuente: (Venencia, D., 2002, p. 20)

2.3 Dosimetría en Pacientes

Es la cuantificación de la exposición enfocada a la optimización de la relación calidad de imagen dosis absorbida. Ayuda estimar las dosis absorbidas en tejido u órganos para la evaluación del detrimento, necesaria para justificar la exploración y la posibilidad de investigar casos de sobreexposición.

En los pacientes con cáncer que son sometidos a diferentes terapias con radiofármacos se debe considerar el riesgo posible de depresión aguda de la médula ósea como consecuencia de la intolerancia a la cantidad de actividad administrada. (Leborgne, et al., 2004, pp. 2-4)

De acuerdo con el Comité Científico de las Naciones Unidas sobre el efecto de las radiaciones atómicas (UNSCEAR), las aplicaciones médicas representan la principal fuente de exposición artificial de la población mundial a las radiaciones ionizantes, destacando dentro de éstas los procedimientos de radiodiagnóstico como por ejemplo tomografía computarizada, fluoroscopia, radiología general, mamografía y radiología dental. Es importante tener en cuenta que las radiaciones ionizantes tienen el potencial de generar efectos adversos en la salud humana, los cuales pueden agruparse en dos categorías: los efectos deterministas (reacciones tisulares nocivas) y efectos estocásticos, es decir, cáncer y efectos heredables. (Nocetti, et al., 2015, p. 6)

Los primeros, se caracterizan por presentar un umbral de dosis absorbida (dosis absorbida se define como una medida de la energía depositada por la radiación ionizante en un blanco y la medición de la misma se conoce como dosimetría por encima del cual la gravedad de la lesión, incluyendo el deterioro de la capacidad de recuperación del tejido, aumenta con la dosis. En el caso de los efectos estocásticos, se presentan con un modelo lineal sin umbral, es decir, desarrollar un cáncer o efecto heredable atribuible a la radiación se puede presentar con cualquier valor de dosis y su probabilidad se incrementa con la misma. (Nocetti, et al., 2015, p. 6)

Es prioritario la evaluación y cuantificación de los niveles de radiación ionizante que son expuestos a los pacientes durante los procedimientos de radiodiagnóstico e intervencionismo. Esta tarea fundamental de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU), es realizada junto a otras organizaciones como la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA), el UNSCEAR, la Organización Internacional para la Estandarización (ISO) y el Consejo Nacional de Protección Radiológica y Medidas de Estados Unidos (NCRP) que definen y conceptualizan estos fenómenos físicos, químicos y biológicos. (Nocetti, et al., 2015, p. 6)

2.4 Magnitudes Dosimétricas

Exposición: X

Se define como exposición a la magnitud dosimétrica para la radiación electromagnética ionizante, basada en su capacidad para producir ionización en aire. Dicha magnitud se define para la radiación electromagnética en su interacción con el aire.

La exposición es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones por unidad de masa de aire son completamente parados en aire. (IAEA, 2012)

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [1]$$

La unidad de exposición en el SI es el culombio por kilogramo [C kg⁻¹]

Tasa de exposición: X/t

La tasa de exposición (y más tarde, la tasa de dosis) es la exposición producida por unidad de tiempo.

La unidad del SI de tasa de exposición es el [C/kg] por segundo o (en unidades antiguas) el [R/s]. En protección radiológica es usual indicar estos valores de tasa “por hora”. (IAEA, 2012)

Kerma (kinetic energy released in a material)

$$K = dE_{Trans}/dm \quad [2]$$

donde dE_{Trans} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas ionizantes liberadas por partículas ionizantes sin carga en un material de masa dm

La unidad del SI de kerma es el julio por kilogramo (J/kg), llamado gray (Gy). En radiodiagnóstico, Kerma y D son iguales. (IAEA, 2012)

Factor de ponderación de la radiación: wR

Para la mayoría de las radiaciones usadas en medicina (rayos X, γ , e⁻) $w_R = 1$, por lo que la dosis absorbida y la dosis equivalente son numéricamente iguales. (IAEA, 2012)

Las excepciones son: Partículas alfa ($w_R = 20$) y Neutrones ($w_R = 5 - 20$).

Se utilizan para describir los efectos de la radiación en los tejidos y órganos del cuerpo humano. Estas magnitudes son:

Dosis absorbida: D

Cuando la radiación ionizante interactúa con el material, la energía se transfiere de la fuente a la materia y es absorbida. Teniendo esto en cuenta, la magnitud dosimétrica fundamental en protección radiológica es la dosis absorbida. Esta es la energía absorbida por unidad de masa ponderada para un tejido u órgano. La unidad de dosis absorbida es el Gray (GY). (Anon., 2012, p. 2)

Dosis equivalente: H

Expresa el riesgo (probabilidad de efecto nocivo) producido por uno u otro tipo de radiación y está representado por la dosis absorbida multiplicada por el factor de ponderación o factor de peso de la radiación (w_R). Su unidad es el Sievert (Sv). (Anon., 2012, p. 2)

Dosis efectiva: E

Expresa el riesgo global que las radiaciones ocasionan en el organismo debido a una dosis de radiación del cuerpo entero. Varía según el tejido y su radiosensibilidad. Está representado como la suma de los productos de dosis equivalente por un factor de ponderación o riesgo del tejido (w_T). (Anon., 2012, p. 2)

Dosis en la superficie de entrada (ESD)

La dosis absorbida es una propiedad del medio absorbente, así como del campo de radiación, y la composición exacta del medio debe establecerse claramente. Normalmente la ESD se refiere a tejido blando (músculo) o agua

La dosis absorbida en músculo guarda con la dosis absorbida en aire la misma relación que la de los respectivos coeficientes másicos de atenuación en energía. (Anon., 2012, p. 2)

2.5 Coeficientes de Atenuación

Al hablar sobre blindaje se debe considerar unidades para medir la cantidad de radiación que es absorbida (atenuada) por un medio absorbente; estas unidades miden parámetros como el coeficiente de atenuación lineal y el coeficiente de atenuación másico. La diferencia entre ellos es que éste último considera la densidad del medio de atenuación. (Nuñez, 2008, p. 2)

El coeficiente de atenuación lineal (μ) se define como la fracción del número de fotones que es eliminada del campo de radiación por centímetro de medio absorbente. Se expresa como una

constante del porcentaje de fotones absorbido, similar a la constante de decaimiento λ en la fórmula de vida media física. El valor de μ es específico para la energía del fotón y el tipo de absorbente, si cualquiera de ellos se modifica, el coeficiente de atenuación lineal también cambiará. (Núñez, 2008)

Las ecuaciones utilizadas para obtener el coeficiente de atenuación y el factor de corrección son en el fantoma antropomorfo son las siguientes:

$$D = \check{A}e^{-ux} \quad [3]$$

$$\dot{D} = \dot{D}_0 e^{-ux} \quad [4]$$

$$D_0 = \gamma \frac{A_0}{d^2} \quad [5]$$

$$\dot{D} = \gamma \frac{A}{d^2} \quad [6]$$

Igualando y reemplazando

$$A = A_0 e^{-ux} \quad [7]$$

En función del número de cuentas:

$$C = C_0 e^{-ux} \quad [8]$$

Despejando μ = coeficiente de atenuación

$$\mu = \frac{1}{x} \ln \frac{C_0}{C} \quad [9]$$

Ecuación para calcular el factor de corrección:

$$f = e^{-\frac{\ln 2}{t_{1/2}}t} \quad [10]$$

donde:

\dot{D} = tasa de dosis

\dot{D}_0 = tasa de dosis inicial

A = actividad

A_0 = actividad inicial

C = cuentas

C_0 = cuentas iniciales

μ = coeficiente de atenuación

x = espesor

f = factor de corrección

2.6 Dosis Absorbida utilizando el Método MIRD.

Para encontrar dosis absorbidas en órganos cercanos de cabeza y cuello usando el método MIRD debemos hallar la sensibilidad del fantoma en órganos de estudio, la actividad integrada y sacar los valores tabulados energía absorbida en el órgano blanco por emisión de radiación en el órgano fuente establecidos por la ICRP 60. (Rojo & Gómez Parada, 1977, pp. 7-9)

$$DT = \tilde{A} S(T \leftarrow S) \quad [11]$$

donde:

D_T = dosis absorbida en órganos

\tilde{A} = actividad integrada

$S(T \leftarrow S)$ = factor S (energía absorbida en el órgano blanco por emisión de radiación en el órgano fuente).

Fórmula para hallar la actividad integrada:

$$\tilde{A} = \int_0^{\infty} A(t) dt = \frac{A_0}{\lambda_b + \lambda_f} \quad [12]$$

Actividad integrada para estudio de tiroides

$$\text{Sensibilidad} = \frac{\text{Actividad}}{\text{cuentas}} \quad [13]$$

$$A = 10 \text{ mCi} = 370 \text{ MBq}$$

$$\text{Sensibilidad del fantoma} = \frac{370 \text{ MBq}}{250004 \frac{\text{cuentas}}{\text{seg}} (300 \text{ seg})} = 4,933 * 10^{-8} \frac{\text{MBq}}{\text{cts}}$$

Mi actividad va a ser igual a mi actividad inicial siempre y cuando el tiempo de adquisición sea menor a 10 min, caso contrario se obtendría calculando la actividad por decaimiento radiactivo.

$$A = A_0 = \text{Sensibilidad} * \text{cuentas del ROI(imagen)} \quad [14]$$

$$A_0 = (4,933 * 10^{-8} \frac{\text{MBq}}{\text{cts}}) (184839 \text{ cts})$$

$$A_0 = 0,9118 \text{ MBq}$$

Aplicando fórmula de la actividad integrada, tenemos:

$$\tilde{A} = \frac{0,9118 \text{ MBq}}{\left(\frac{\ln(2)}{3,99 \text{ h}}\right) + \left(\frac{\ln(2)}{6,02}\right)}$$

$$\tilde{A} = 11364 \text{ MBq} * \text{seg}$$

Finalmente aplicamos la fórmula de la dosis absorbida con el factor S:

Donde mi órgano fuente es la tiroides y el órgano blanco es el cerebro

Dosis absorbida en cerebro = $\tilde{A} S(\text{Cerebro} \leftarrow \text{tiroides})$

$$D_H = (11364,21 \text{ MB} * \text{seg}) (1,35 * 10^{-7} \frac{\text{mGy}}{\text{MBq} * \text{seg}})$$

$$D_H = 1,53 * 10^{-3} \text{ mGy}$$

2.7 Dosis Absorbida utilizando el Método de los Coeficientes de Atenuación.

Para hallar la dosis absorbida en órganos que no se obtuvieron usando método MIRD, utilizamos la siguiente fórmula:

$$D_H = D_S e^{-\mu x} \quad [15]$$

$$D_S = 1,6 * 10^{-10} \frac{Gy}{MeV} (A \frac{desintegraciones}{g * seg}) (EMeV) (Af) \quad [16]$$

donde:

A=actividad

E MeV=energía del isótopo radiactivo.

Af=fracción de dosis absorbida

$$Af = 1 - e^{-\mu r} \quad [17]$$

donde:

r= 1,1310*a donde a= radio del órgano fuente.

Dosis absorbida en cerebro con fuente distribuida de tiroides.

A= 10 mCi=370 MBq

$$A = \frac{370 MBq}{30g} = 12,33 \frac{MBq}{seg} = 12,33 * 10^6 Bq/g = 12,33 * 10^6 \frac{desintegraciones}{g * seg}$$

Para hallar Af sacamos el promedio de los coeficientes de atenuación anteriormente calculados.

$$\mu_T = \mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4 + \mu_5 + \mu_6 = \frac{0,0015 + 0,05 + 0,028 + 0,023 + 0,022 + 0,001}{6} = 0,0209$$

$$D_S = (1,6 * 10^{-10} Gy * \frac{g}{MeV}) (12,33 * \frac{10^6 desintegraciones}{g * seg}) (0,14 MeV) (0,069)$$

$$D_S = 1,905 * 10^{-5} Gy = \mathbf{0,019 mGy}$$

Aplicando la fórmula de dosis absorbida (ecuación 15) en cerebro en función a la tiroides como fuente distribuida tenemos:

x=distancia

μ =coeficiente de cerebro

$$D_H = D_S e^{-\mu x} = (0,019 \text{ mGy})(e^{-((0,21)(22))}) = 1,87 * 10^{-4} \text{ mGy}$$

2.8 Detectores

Las radiaciones ionizantes permiten transformar la energía de radiación en corriente eléctrica, donde la detección de partículas ionizantes pasa por la interacción de la radiación con la materia, sean estos en fase (líquida, sólida o gaseosa).

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

El detector de centelleo: se compone de: cristal de centelleo, contacto óptico, tubo fotomultiplicador, fotocátodo, dinodos y una señal de salida. Dicho contador se basa en la ionización producida por partículas cargadas, empleadas para la detección de fotones centelleadores. (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).

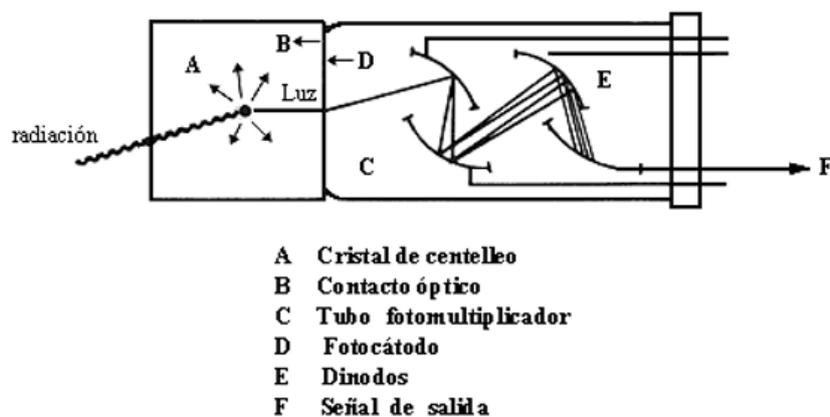


Figura 6-2. Esquema de un detector de centelleo fotomultiplicador
Fuente: (Altamirano Novillo, 2006, p. 30)

Detector Geiger Müller: es una pequeña cámara de ionización cilíndrica, donde el electrodo es un alambre de tungsteno muy fino que está aislado del resto de la cámara. Su contador se encuentra lleno de una mezcla de gases a baja presión, principalmente de argón y pequeñas cantidades de vapor de alcohol o un halógeno. El argón aumenta la movilidad de los electrones y el vapor permite cortar la descarga (del orden de los microsegundos), es decir permite cortar impulsos cercanos. El filamento de tungsteno unido a un amplificador permite proporcionar el número total de impulsos. Finalmente, el contador Geiger 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).

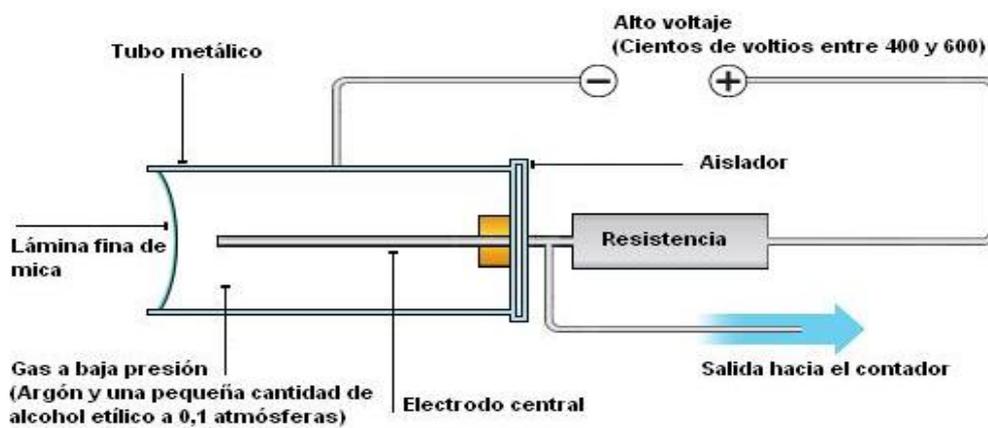


Figura 7-2. Esquema detector Geiger Müller
Fuente: (Burcham, 2003, pp. 173-175)

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.

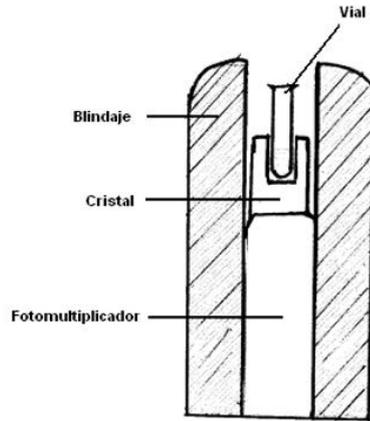


Figura 8-2. Esquema contador tipo pozo

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

Tabla 1-2. Tipos de detectores

	Inmediatos		Retardados	
	Por ionización	Por excitación	Por ionización	Por excitación
TIPO DE DETECTOR	Gaseosos y semiconductores	De centelleo	De película fotográfica	Termoluminiscentes

Fuente: (Gonzales, 2015, p. 3)

2.9 Gammacámara y sus componentes

Una Gammacámara permite detectar emisión gamma. Esto puede ser a modo de una imagen planar como una fotografía en 2D, que es la técnica más utilizada, o por medio de la Tomografía de Emisión de Fotón Único, SPECT, que permite la obtención de imágenes en reconstrucción topográfica con cortes de un órgano en sus planos sagital, coronal, y la reconstrucción de imágenes de tipo 3D. (Lovera , 2014, pp. 2-4)

La imagen realizada se llama gammagrafía, un procedimiento de diagnóstico que se basa en la detección de la captación de un determinado radiofármaco en un órgano o tejido concreto. Aporta información morfológica y funcional. (Lovera , 2014)

La gamma cámara es una maquina computarizada que captura imágenes, comúnmente utilizadas en medicina nuclear como instrumento para el estudio de enfermedades. Consta de un equipo de detección de radiación gamma, esta radiación procede del propio paciente a quien se le inyecta, generalmente por vías intravenosa, un trazador radiactivo. (Quesada, 2012, p. 5)

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.

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 Na (Tl) cubriendo la totalidad de su cara exterior. Su función principal es la de seleccionar y permitir el paso de aquellos fotones que no son absorbidos por las paredes de plomo. Y su importancia es que determinan la calidad de la imagen final obtenida en la gammacámara.

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. (Quesada, 2012)

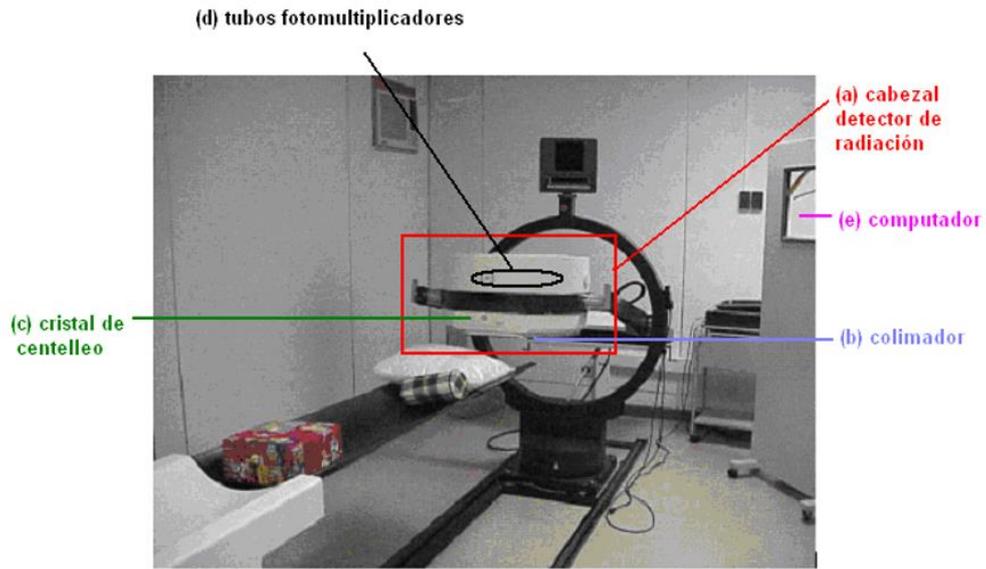


Figura 9-2. Gammacámara y sus componentes
Fuente: (Altamirano Novillo, 2006, p. 30)

2.10 Aplicaciones Gammacámara

Tabla 2-2. Estudios realizados en Medicina Nuclear

Órgano a estudiar	Nombre del estudio	¿Qué evalúa?	Fármaco	Presentación del fármaco	Mecanismo de acción	Dosis (mCi)	Técnicas de captación de imágenes
Riñón	Renograma isotópico	Filtración glomerular.	MAG ₃ DTPA	Polvo, disolución acuosa	Transporte activo Bloqueo capilar	5	Dinámicos Estáticos
Cerebro	Gammagrafía de perfusión cerebral	Para determinar muerte cerebral.	ECD HMPAO	Polvo liofilizado	Bloqueo capilar	Niños: 0,2 a 5. Adultos: 15 a 30	Dinámicos Estáticos
Corazón	Perfusión miocárdica	Estudiar el flujo sanguíneo en el miocardio y la integridad de sus células.	MIBI	Polvo	Transporte activo	Niños: 0.2 a 0.5/Kg Adultos: 10 a 30	Estáticos
Pulmón	Gammagrafía pulmonar	Para observar y diagnosticar ciertos problemas de los pulmones. Para comprobar un tratamiento.	MAA	Polvo	Bloqueo capilar	8 a 10	Estáticos
Hígado	Gammagrafía hepática	Detección de tumores ocupantes de espacio, tumores, quistes y abscesos.	IDA	Liofilizado	Fagocitosis	2 – 5	Estáticos
Vesícula Biliar	Gammagrafía de vías biliares	Obstrucción de vías biliares, pérdida de bilis.	DISOFENIN	Liofilizado	Fagocitosis	2 – 7	Dinámicos Estáticos

Huesos	Gammagrafía ósea	Metástasis ósea	HMDP	Polvo liofilizado	Difusión y adsorción en cristales de hidroxiapatita. Se fijan sobre una superficie mineral y porosa de los huesos por atracciones electrostáticas entre los cristales de hidroxiapatita del hueso	N: 0.2 a 0.3/Kg A: 20 a 30	Scan Estáticos
Sistema digestivo	Gammagrafía de Meckel	Presencia del divertículo de Meckel	Solo Tc	Líquido	Transporte activo	N: 5 a 10	Estáticos
Tiroides	Cáncer de toroides	Tratamiento	Solo ¹³¹ I	Líquido	Transporte activo	Hasta 300	Rastreo Estáticos

Fuente: (Altamirano , 2016, p. 32)

2.11 Métodos Específicos de Radiomarcación

Radiofármaco: es un compuesto radiactivo que se utiliza para diagnóstico y tratamiento de enfermedades. El 95 % de radiofármacos utilizados en medicina nuclear son de diagnóstico y el 5% se usan con fines terapéuticos. Estos radiofármacos se pueden clasificar, según su estructura química (radionucleídos primarios y compuesto marcados). (Chain & Illanes, 2015, pp. 7-51)

Los radionucleídos primarios son soluciones de compuestos inorgánicos del radioisótopo, mientras que los compuestos marcados son principalmente una asociación entre ellos, es decir, una molécula funciona como vehículo, ya que dirige al radiofármaco a un tejido específico en respuesta a condiciones fisiológicas. (Chain & Illanes, 2015, pp. 7-51)

Formas de administración: pueden ser administrados por diversas vías esto va a depender de la función del órgano en estudio.

- Administración oral, se lo realiza cuando el radiofármaco puede absorberse a nivel intestinal y llegar al órgano blanco, principalmente se administra por esta vía I-131 o Tc99m-pertecniato.
- Administración parenteral, permite atravesar una o más capas del cuerpo mediante una inyección y es el más frecuente en los radiofármacos.
- Mediante inhalación: se lo realiza mediante, gases o aerosoles.

Métodos de radiomarcación: son reacciones de intercambio isotópico, se utiliza agentes quelantes y biosíntesis. Los factores importantes son:

- Métodos de radioiodinación: el cual permite la utilización de oxidantes suaves, electrólisis, enzimas, cloramina T.
- Marcación con Tc 99m: estudia la química del tecnecio, permitiendo la reducción del pertecniato, formación de complejos de tecnecio por intercambio de ligandos.
- Complejos de Tc99m: evalúa el estado de oxidación del tecnecio y su estructura.

Este método de radiomarcación es un proceso que consigue la unión de átomos o estructuras a una molécula confiriendo propiedades específicas llamada “marcación”. Se utiliza principalmente en radiomarcación de moléculas para uso clínico. (Chain & Illanes, 2015, pp. 7-51)

Radiomarcación: Factores a considerar

Los radiofármacos pueden ser preparados a partir de kits comerciales. Lo más frecuente dentro de medicina nuclear es la utilización de fármacos liofilizados, estériles y apirógenos, los cuales pueden ser marcados con Tc99m. (Chain & Illanes, 2015, pp. 7-51)

Almacenamiento: hay que tener en cuenta que no se descompongan o degraden al radiofármaco para ello se lo debe colocar en refrigeración para el caso de las proteínas y condiciones de oscuridad para compuestos sensibles a la luz.

Actividad específica: se define como la radiactividad por gramo de material, es importante tener en cuenta que dicha condición atenta con la integridad de ciertas moléculas marcadas por su fenómeno denominado Radiólisis.

Radiólisis: hace referencia a la descomposición del radiofármaco debido a las radiaciones emitidas por los radionucleídos.

Vida útil o tiempo de caducidad: la vida útil va de uno a tres periodos de semidesintegración alcanzando hasta seis meses para algunos radiofármacos, en el caso del Tc99m su vida útil se considera de seis horas, pero en casos particulares va de 0.5 a 18 horas.

Purificación y análisis: las impurezas químicas y radioquímicas se lleva a cabo mediante métodos analíticos como cromatografías o extracciones con solventes. (Chain & Illanes, 2015, pp. 7-51)

Marcación con Tc99m

El Tc99m es el radioisótopo más utilizado en Medicina Nuclear, sus características a tener en cuenta son:

- Su periodo de semidesintegración de 6 horas permite administrar actividades del orden de los mCi sin que signifique mucha dosis al paciente.
- Tiene baja emisión de electrones.
- Emite radiación gamma monocromática, su energía es de 140 KeV.
- Se obtiene a partir de un generador. (Chain & Illanes, 2015, pp. 7-51)

2.12 Gammagrafías Realizados en Órganos Radiosensibles de Cabeza y Cuello

Gammagrafía de cerebro: este estudio ayuda a prolongar el coma artificial incluso en aquellos casos en los que existe una lesión cerebral irreversible. Esta valoración puede realizarse por arteriografía de cuatro troncos o por angiogammagrafía. La angiogammagrafía se realiza administrando Tc99m-HMPAO por vía intravenosa a la dosis ya señalada por la SPECT de perfusión, este estudio es dinámico en proyección anterior, tomando imágenes cada 2 s durante el primer minuto, la exploración ocupa unos 20 a 30 minutos con un acumulado de 500 Kc por imagen. (Díaz Gracia & de Haro del Moral , 2004, pp. 212-265)

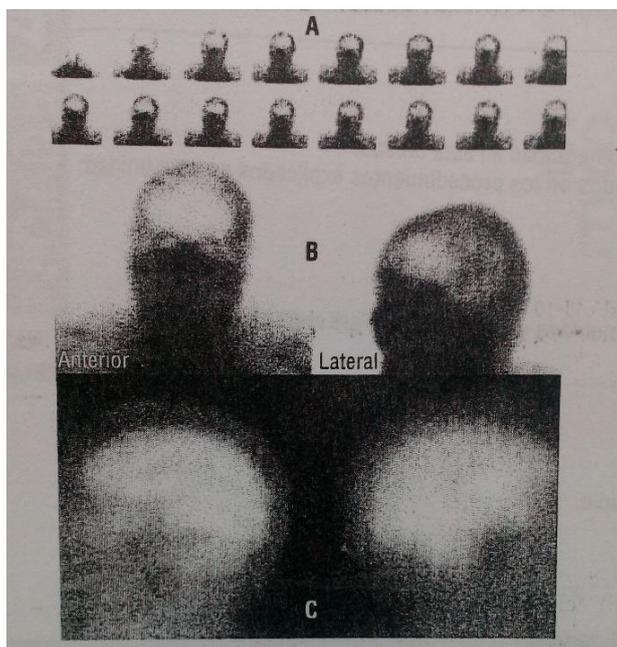


Figura 10-2. Angiogram. (estudio de muerte cerebral)

Fuente: (Díaz Gracia & de Haro del Moral , 2004, pp. 212-265)

Rastreo gammagráfico del cáncer de tiroides: el cáncer de tiroides suele manifestarse por la aparición de un nódulo tiroideo asintomático. En la gammagrafía, la gran mayoría de carcinomas aparecen como nódulos aproximadamente de 15 a un 20% de histología maligna.

1.- La emisión beta (β -, 0,61MeV), altamente ionizante y con baja capacidad de penetración, permite la destrucción del tejido tumoral con una mínima irradiación del resto del organismo.

2.- La emisión gamma (γ , 364 KeV) de menor poder de ionización, pero muy penetrante, permite la detección de metástasis a través del estudio gammagráfico. (Díaz Gracia & de Haro del Moral , 2004, pp. 212-265)

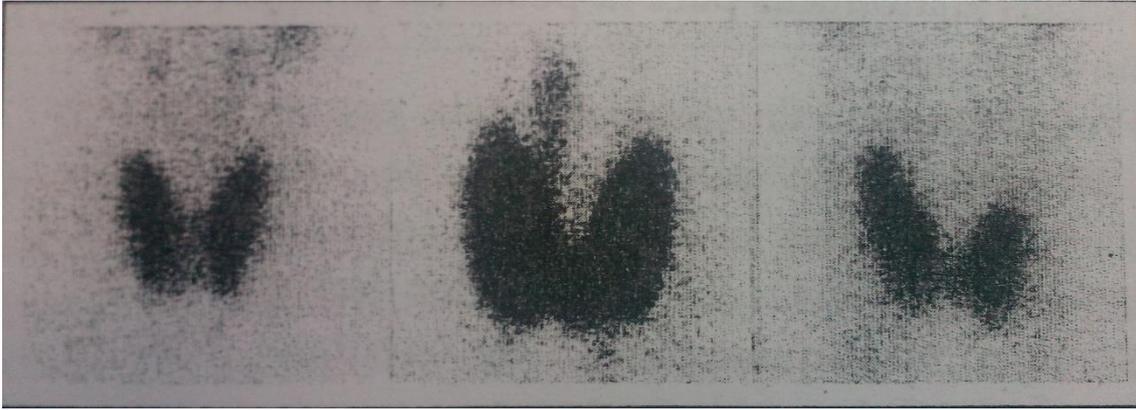


Figura 11-2. Gammagrafía tiroidea normal

Fuente: (Díaz Gracia & de Haro del Moral , 2004, pp. 212-265)

Estudios isotópicos de las glándulas paratiroides: las glándulas paratiroides son 4 pequeñas glándulas situadas en la cara posterior de la tiroides. La presencia de glándulas ectópicas es frecuente y va en un 15-20% y su localización habitual es el mediastino. La indicación para realizar un estudio isotópico de paratiroides es la existencia de un hiperparatiroidismo primario provocado por un adenoma. Los estudios se realizan para localizar la glándula afectada antes de la intervención quirúrgica.

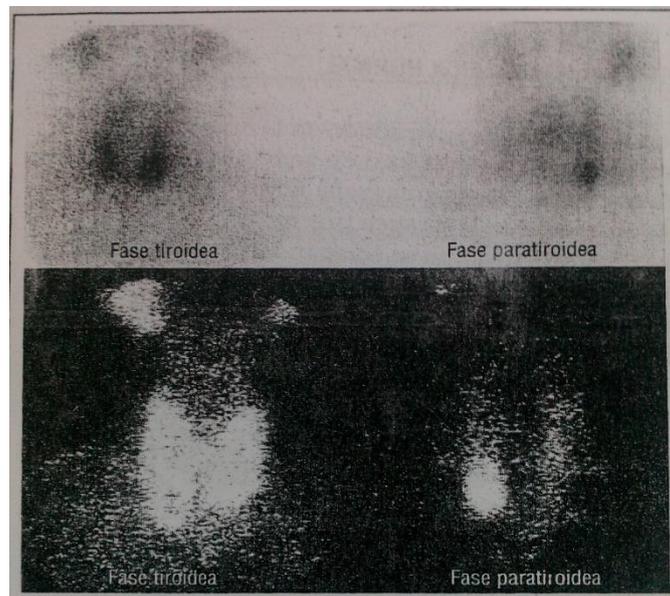


Figura 12-2. Gammagrafía de paratiroides

Fuente: (Díaz Gracia & de Haro del Moral , 2004, pp. 212-265)

Gammagrafía de glándulas salivales: la saliva es un líquido hipotónico compuesto de más de un 99% por agua, permite la lubricación de la mucosa oral y restringe la colonización bacteriana. En la gammagrafía son visibles 5 zonas de fijación que corresponden a las glándulas parótidas, submaxilares y región nasobucal. (Díaz Gracia & de Haro del Moral , 2004, pp. 212-265)

En las enfermedades inflamatorias de las glándulas salivales, el estudio gammagráfico permite hallazgos agudos o crónicos. Para este estudio se efectúa un estímulo sobre la secreción salival, primeramente, se administra un fármaco y posterior se instalará zumo de limón en la cavidad bucal. (Díaz Gracia & de Haro del Moral , 2004, pp. 212-265).

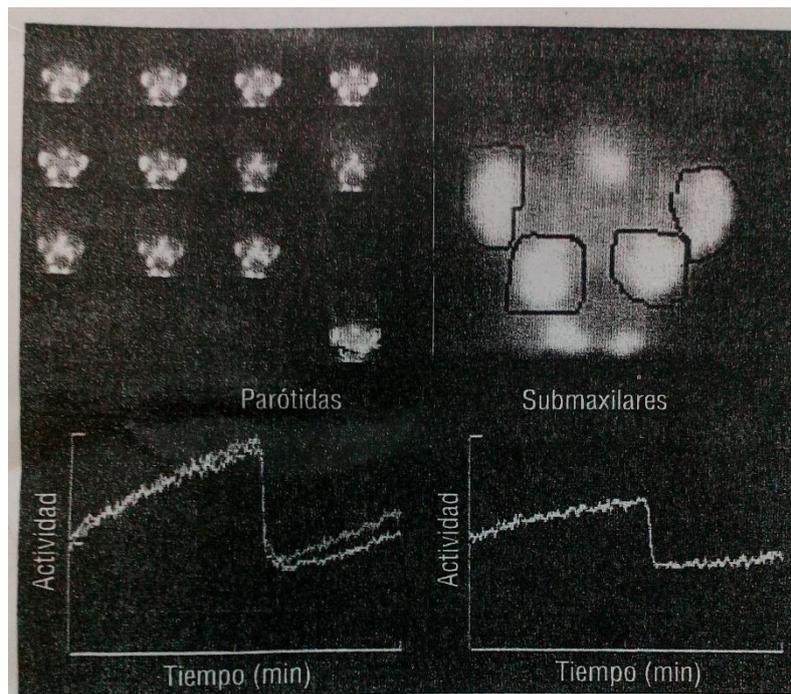


Figura 13-2. Gammagrafía de glándulas salivales (estudio normal)
Fuente: (Díaz Gracia & de Haro del Moral , 2004, pp. 212-265)

2.13 Elementos de Radiactividad

2.13.1 Periodo de Semi-desintegración.

El período T es el tiempo que debe transcurrir para que el número de núcleos de una sustancia radiactiva en una muestra se reduzca a la mitad de su valor inicial, es decir:

$$N(T) = \frac{N_0}{2} \quad [18]$$

Si se reemplaza en la ley general de la desintegración $t=T$, se hallará la relación entre T y λ :

$$N(T) = N_0 e^{-\lambda T} \Rightarrow \frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\lambda T}$$

Operando:

$$\frac{1}{2} = e^{-\lambda T} \Rightarrow -\ln 2 = -\lambda T$$

$$T = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0,693}{\lambda} \quad [19]$$

Tabla 3-2. Valores indicativos del periodo de semidesintegración.

RADIONÚCLIDO	VIDA MEDIA	TIPO DE EMISIÓN	ENERGIA (KeV)
Tc99m	6,02 horas	Gamma	140,5
Cs 137	30,17 años	Gamma	662
F 18	109,7 minutos	Positrón	511
I 131	8,04 días	Gamma	364
Mo 99	2,75 días	Beta	436
P 32	14,28 días	Beta	1710
Sm 153	1,95 días	Beta y Gamma	70-103

Fuente: (SCAN, 2007, pp. 133-134)

2.13.2 Tipos de Desintegración Radiactiva

2.13.2.1 Desintegración Alfa

Este tipo de desintegración se las denomina flujo de partículas cargadas positivamente, compuesto por dos neutrones y dos protones (núcleo de helio). Son desviadas por campos eléctricos y magnéticos, viajan a una velocidad menor que las radiaciones beta o gamma, por lo que tienen un poder de penetración bajo. (SCAN, 2007, pp. 133-134)

2.13.2.2 Desintegración Beta

Este tipo de desintegración se las denomina flujo de electrones o positrones resultado de la desintegración de los neutrones o protones del núcleo cuando éste se encuentra en un estado excitado, es más penetrante pero su poder de ionización no es elevado como el de las partículas alfa. (SCAN, 2007, pp. 133-134)

2.13.2.3 Desintegración Gamma

Son ondas electromagnéticas y las más penetrantes debido a que son ondas electromagnéticas de longitud de onda corta. Son el tipo de radiación más peligroso de radiación. Este tipo de radiación electromagnética, constituida por fotones, es producida generalmente por elementos radiactivos o por procesos subatómicos como la aniquilación de un par positrón-electrón.

Los rayos gamma se producen por desexcitación de un núcleo de un nivel o estado de excitado a otro de menor energía y por una desintegración de isótopos radiactivos. (SCAN, 2007, pp. 133-134)

2.14 Limitación de Dosis

Los límites de dosis individuales para el personal ocupacionalmente expuesto según el reglamento de Seguridad Radiológica vigente en el Ecuador son:

- Una dosis efectiva de 20 mSv anuales promedio durante cinco años consecutivos (100 mSv en 5 años), y de 50 mSv en un año cualquiera.
- Una dosis equivalente en el cristalino de 20 mSv anuales promediada durante años consecutivos (100 mSv en cinco años), y de 50 mSv en un año cualquiera.
- Una dosis equivalente en las extremidades (manos y pies) o en la piel de 500 mSv en un año.

Para la exposición del público, los límites de dosis son:

- Una dosis efectiva de 1 mSv en un año.
- En circunstancias especiales, podría aplicarse un valor más elevado de dosis efectiva en un solo año, siempre que el promedio de la dosis efectiva durante cinco años consecutivos no exceda de 1 mSv por año.
- Una dosis equivalente en el cristalino de 15 mSv en un año.
- Una dosis equivalente en la piel de 50 mSv en un año.
- La dosis equivalente en una mujer embarazada de 2 mSv en el periodo de gestación.

En 1990 la Comisión Internacional de Protección Radiológica emitió sus nuevas recomendaciones para los límites de dosis ocupacional y para el público.

Tabla 4-2. Límites de dosis

APLICACIÓN	OCUPACIÓN	PUBLICO
Dosis Efectiva	20 mSv/año	1 mSv/año
Dosis Equivalente anual		
Cristalino	150 mSv	
Piel	500 mSv	15 mSv
Manos y pies	500 mSv	50 mSv
Mujer embarazada	2 mSv/periodo de embarazo	

Fuente: (SCAN, 2007, p. 134)

CAPITULO III

3. DISEÑO Y EXPERIMENTACIÓN

3.1 Características de los equipos experimentales

En esta investigación se utilizaron, una gammacámara MILLENNIUM, un activímetro y detectores Geiger Müller.

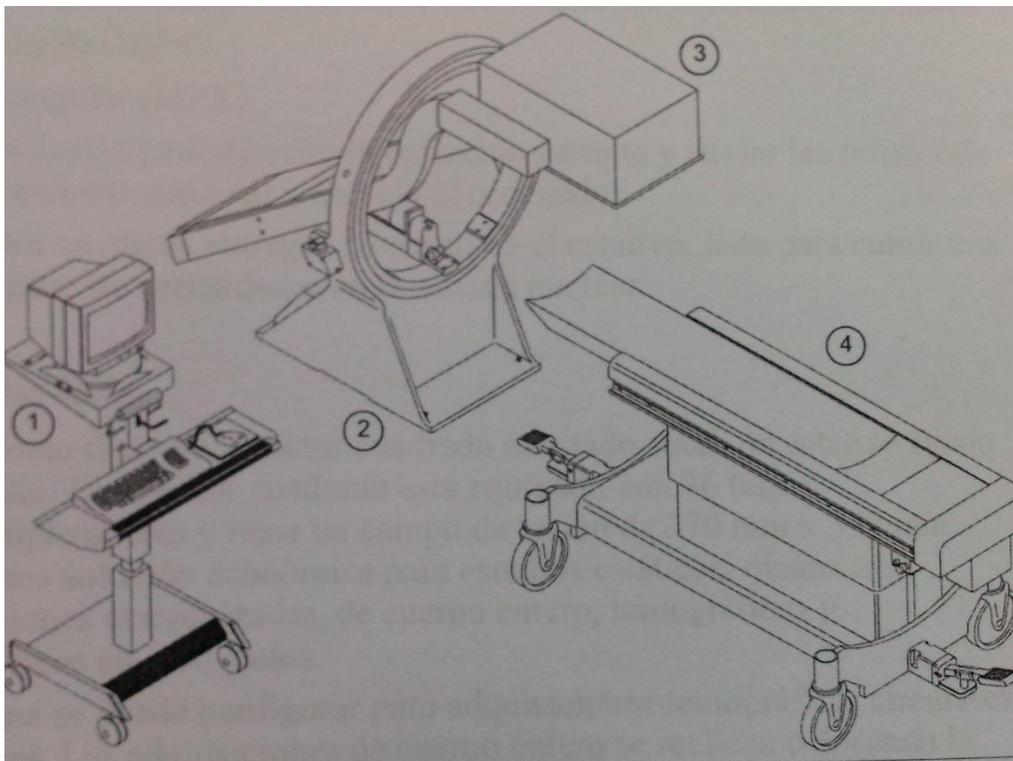
3.1.1 Gammacámara Millennium MPR/MPS

La Gammacámara Millennium MPR y MPS ofrece una gama de sistemas totalmente integrados para la adquisición y presentación de imágenes en medicina nuclear. Los sistemas Millennium MPR y MPS son equipos de diagnóstico por la imagen medicina nuclear. Usados con los radiofármacos adecuados, generan imágenes que representan la distribución interna de la radiactividad en el cuerpo humano.

Permite la adquisición de imágenes para todo tipo de estudios en Medicina nuclear, estáticos, dinámicos, adquisiciones sincronizadas, cuerpo entero, tomográficos y tomográficos sincronizados. Además, permite visualizar imágenes para revisarlas, y transferirlas a la estación de trabajo de procesamiento GENIE o al ordenador Star para otros procesamientos, grabación de cinta y archivado. (General Electric, 1997, p. 13)

Tabla 1-3. Componentes del sistema Millennium MPR y MPS

NÚMERO	DESCRIPCIÓN	FUNCIÓN
1	GENIE	Configurar las adquisiciones
2	Estativo de anillo	Sujeción del detector permitiendo una completa gama de exploraciones
3	Detector	Cuadrado o rectangular, detecta la radiación gamma
4	Mesa	Permite la exploración de pacientes con un peso máximo de 181 Kg



Fuente: (General Electric, 1997, p. 13)

3.1.2 Activímetro

El calibrador de dosis es uno de los instrumentos indispensables en una unidad de Medicina Nuclear, fundamental para proporcionar lecturas exactas. El activímetro Atomlab 500 ofrece una gran velocidad y precisión para medir y preparar unas dosis, con la fiabilidad y el rendimiento que caracteriza a Atomlab. Cuenta con un diseño único, la cámara de iones es de alta precisión capaz de medir una dosis de hasta 6Ci (250 GBq). Permite comunicación con PC mediante USB, conexión a impresora, pantalla táctil, almacenamiento de fuentes de referencia almacenadas con fecha y hora. (Biodex, 2009, p. 8)

Tabla 2-3. Características Calibrador de dosis

DESCRIPCIÓN	FUNCIÓN
Pantalla	Panel táctil LCD 6,5 "x 5", se muestran las teclas de función para la operación que se está realizando
Dimensiones	9,5 "x 12" de profundidad x 12 "h (24,1 x 30,5 x 30,5 cm)
Peso	6,3 libras (2,9 kg)
Voltaje de línea	100 a 240 VCA, auto seleccionable por la fuente de alimentación
Puerto auxiliar	Dos puertos USB, un puerto RS-232
Claves de selección de isótopos	Doce T-99, Tl-201, I-123, I-131, Cs-137, Co-57, Xe-133, Ga-67, In-111, F-18, Y -90s, Ba-133, 25 isótopos definidos por el usuario y una lista alfabética completa de 89 isótopos.
Rango de energía	Fotones de 25 keV a 3 MeV
Detector	Cámara de ionización presurizada de tipo bien con gas de llenado de argón. Hasta siete cámaras pueden ser conectadas en serie a una pantalla.



Fuente: (Biodex, 2009, p. 8)

3.1.3 Detector Geiger Müller

Este equipo se utiliza para para el Programa de Vigilancia Radiológica de Zonas para el monitoreo de radiación, permite cuantificar niveles de tasa de dosis y contaminación. Este instrumento de seguridad ha sido optimizado para detectar radiación ionizante de baja energía, permite captar lecturas de radiación alfa, beta, rayos X y gamma. Los usos que brinda este equipo son: detección y medición de contaminación superficial, vigilancia de contaminación ambiental, detección de gases nobles.

Tabla 3-3. Especificaciones técnicas del equipo de medición.

DESCRIPCIÓN	FUNCIÓN
Detector	Tubo Geiger – Müller con halógeno. Diámetro efectivo de 45 mm Densidad de ventanilla de mica de 1.5 a 2 mg/cm ² .
Gamma Operacional	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
Dimensiones	150 * 80 * 30 mm
Anti saturación	La lectura se mantiene en plena escala en campos de hasta 100 veces la lectura máxima.
Gamma-Temperaturas	-10° a +50° C, 14 a 122°F
	

Fuente: (International, 1998, p. 3)

3.2 Pruebas realizadas en la Gammacámara Millenium

3.2.1 Sensibilidad

La sensibilidad Planar determina el número de cuentas que es capaz de detectar el equipo por unidad de actividad. Está relacionado con la eficiencia del mismo. Para este procedimiento se utiliza una fuente de actividad bien determinada, dentro de una caja Petri con un diámetro no superior a los 15 cm. (Puchal Añe, 2015, pp. 120-126)

La actividad debe estar bien determinada, del orden de 74 MBq (2mCi), que irá depositado sobre un fondo de papel absorbente en el interior de la placa. Se debe conocer con exactitud la actividad de la fuente. Para ello se debe tener en cuenta la actividad del residuo que queda en la jeringa después de rellenar el maniquí.

Los parámetros de adquisición que se utilizaron son los siguientes:

- Radionucleído: Tc-99m (baja energía)
- Tamaño matriz: 512*512
- Número de cuentas: 2500 Kc
- Ventana de adquisición: la usada clínicamente

Las sensibilidades de detección se obtienen dividiendo el valor de contaje entre la actividad de la fuente y se analiza el promedio y variación entre ellas para cada detector, tiempo estimado del cabezal 30 min por cada cabezal. (Puchal Añe, 2015, pp. 120-126)

$$Si \left(\frac{cps}{Bq} \right) = \frac{\text{cuentas } i}{\frac{\text{tiempo adquisición}}{\text{Actividad } i}}$$

Tabla 4-3. Sensibilidad Gammacámara

SENSIBILIDAD PLANAR-GAMMACÁMARA MILENIUM				
DETECTOR	A(mCi)	TIEMPO ADQUISICIÓN (s)	TASA CUENTAS (cps)	SENSIBILIDAD (cps/uCi)
Posición 1	2,60	295,00	8366,1	3,22
Posición 2	2,57	303,00	8151,8	3,17
Posición 3	2,55	307,00	8048,9	3,16
Posición 4	2,52	306,00	8065,4	3,21
Posición 5	2,49	309,00	7987,1	3,21
				3,19

Realizado por: Mauro cofre, 2017

3.2.2 Coeficiente de atenuación

El coeficiente de atenuación lineal es una cantidad característica de cada material y se puede entender como la pérdida de intensidad de la radiación con la distancia que recorre el mismo.

El coeficiente de atenuación en una gammagrafía se define como la reducción relativa de la intensidad de la radiación por unidad de recorrido cuando un haz de fotones atraviesa un material absorbente. (Ortega Giron , 2009, p. 5)

Tabla 5-3. Datos tomados en la gammacámara Millennium

ESFERAS CON AGUA TIEMPO ADQUISICIÓN 5 MIN					
POSICIÓN		CUENTAS	HORAS		T TRANSCURRIDO
CENTRO	10,7	31539	17:17		
P1	20,7	17249	17:25	0:08	8
P2	16,5	19943	17:45	0:20	28
P3	8	38309	18:03	0:18	46
P4	5,1	49148	18:19	0:16	62
P5	2,4	59730	18:35	0:16	78

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 6-3. Coeficiente de atenuación en función de la distancia

POSICIÓN	DISTANCIA	CUENTAS	Ln de las cuentas
P5	2,4	70231	11,15954509
P4	5,1	55777	10,92911688
P3	8	42014	10,64575818
CENTRO	10,7	31539	10,35898015
P2	16,5	21074	9,955795332
P1	20,7	17518	9,770984203

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

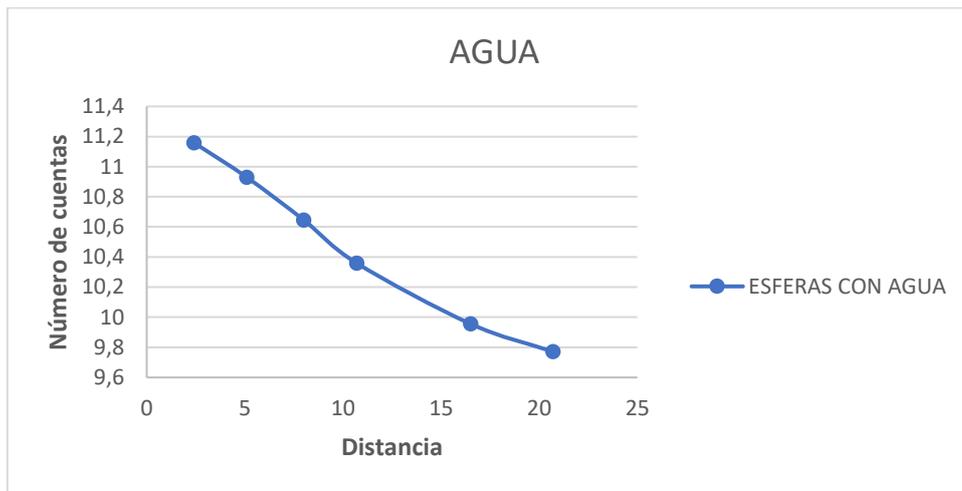


Gráfico 1-3. Coeficiente de atenuación en función de la distancia
Realizado por: Mauro Cofre, 2017

3.2.3 Reproducibilidad con el tiempo

Esta prueba nos permite obtener la linealidad de la gammacámara en función del tiempo.

Tabla 7-3. Reproducibilidad con el tiempo

REPRODUCIBILIDAD CON EL TIEMPO		
Tiempo	Cuentas	%
1	1068000	11,42410016
5	5312000	10,83985394
10	10470000	9,233176839
15	15340000	6,694487915
20	19170000	0
25	22970000	-4,141888367
30	26180000	-8,954964354

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

3.2.4 Repetibilidad con una dosis conocida

Esta prueba permite determinar la precisión que tiene la gammacámara, el rango aceptable es del 10 %.

Tabla 8-3. Repetibilidad a una dosis conocida

REPETIBILIDAD	
Tiempo (min)	Cuentas
10	3646000
10	3570000
10	3505000
10	3406000
10	3335000
10	3274000
10	3211000
10	3136000
10	3079000
10	3019000
	33181000
	3318100
	212686,7545
	0,064098959
	6,40989586 %

Realizado por: Mauro cofre, 2017

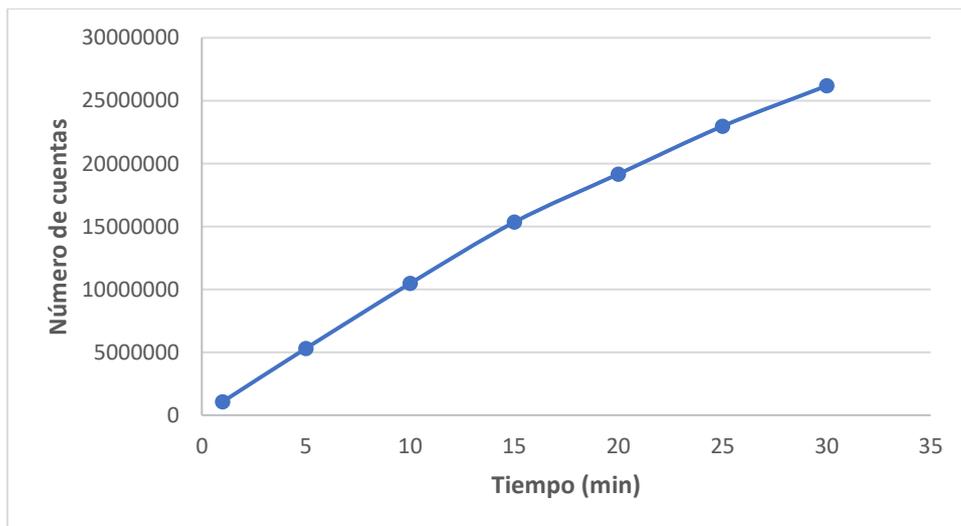


Gráfico 1-3. Reproducibilidad de la gammacámara Millennium

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

3.2.5 Tasa de cuentas

La prueba de la tasa de cuentas permite determinar el número máximo de cuentas por segundos que puede llegar la gammacámara hasta que exista una saturación en función de la actividad.

Tabla 95-3. Tasa De Cuentas en función de la actividad

Tasa De Cuentas		
Actividad	volumen	Cuentas
0,68	0,2	17,61
1,36	0,4	25,05
2,04	0,6	31,95
2,72	0,8	39,73
3,4	1	46,83
4,08	1,2	53,82
4,76	1,4	61,27
5,44	1,6	67,73
6,12	1,8	73,43

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

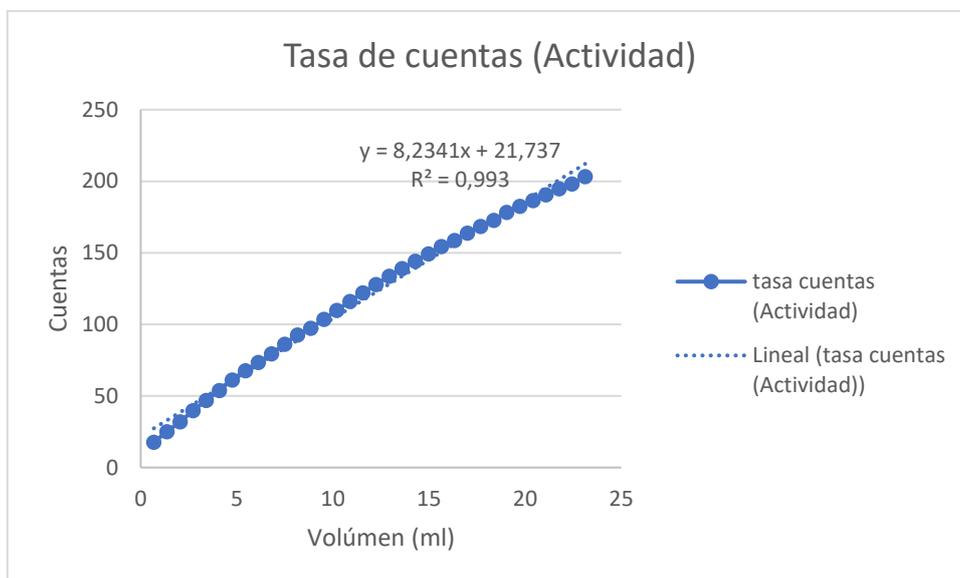


Gráfico 2-3. Tasa de Cuentas de la gammacámara Millennium

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

3.3 Fantoma Antropomorfo

El fantoma antropomorfo es una simulación de un paciente, donde los estudios que se realizados se considera que el agua o material del fantoma tiene la misma densidad másica que el tejido muscular, permitiendo estudiar planificaciones de diagnóstico y tratamiento.

El uso del fantoma en Medicina Nuclear permitirá realizar una simulación de diagnóstico en tumores de cabeza y cuello permite evaluar la dosis a pacientes.

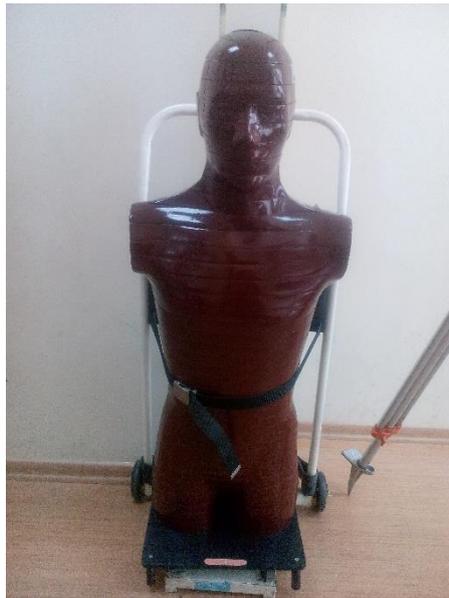


Figura 14-3. Fantoma Antropomorfo.
Fuente: (SCAN, 2017)

3.4 Radiofármacos Usados para Diagnóstico de Cabeza y Cuello

3.4.1 Evaluación Sistema Nervioso Central

Para realizar este estudio el radiofármaco debe tener la capacidad para atravesar la barrera hematocefálica y su permanencia en el encéfalo para adquirir una buena imagen diagnóstica. El radiofármaco más utilizado en nuestro país es el T99m-ECD.

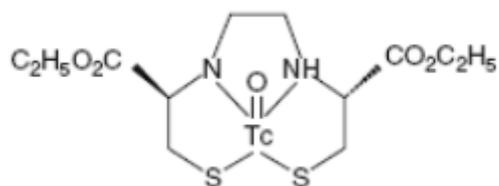


Gráfico 3-3. Estructura química Tc99m-ECD

Fuente: (Chain & Illanes, 2015)

Este radiofármaco es menos estable que muchos radiocompuestos, considerándose su tiempo de expiración de 6 horas luego de su preparación a partir de polvo liofilizado.

Su administración es por vía intravenosa, es necesario que al momento de administración del radiocompuesto el paciente este con los ojos tapados por lo menos 10 minutos. El radiofármaco se fija a nivel de los somas neuronales siendo su captación en la sustancia gris. (Chain & Illanes, 2015, pp. 7-51).

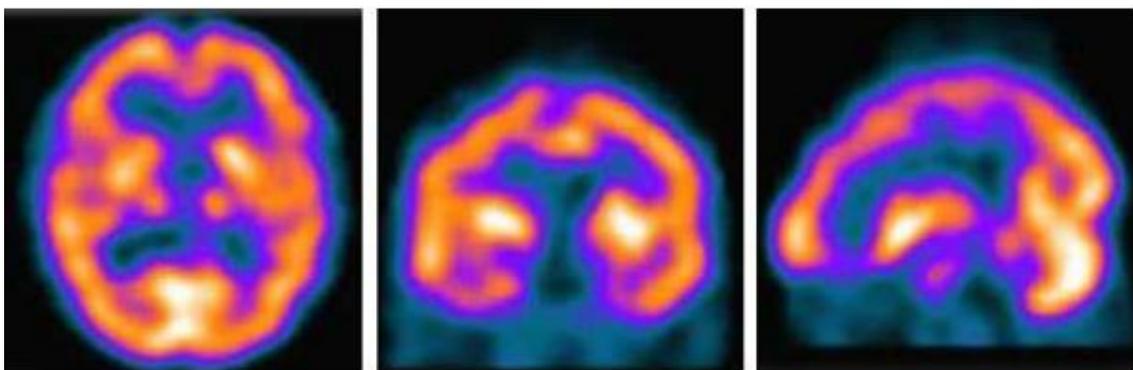


Figura 1-3. Imagen Tc99m ECD-SPECT obtenida del cerebro en cortes transversal, coronal y sagital

Fuente: (HCAM, 2017)

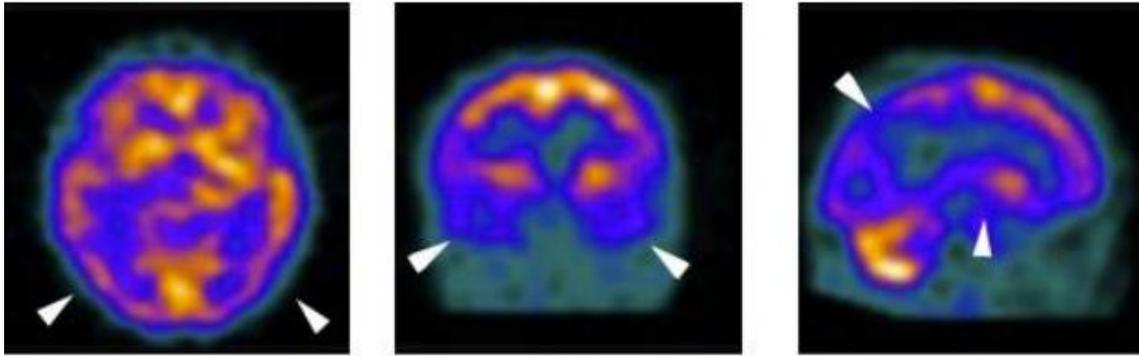


Figura 2-3. Imagen Tc99m-ECD obtenida del cerebro de un paciente con enfermedad de Alzheimer en cortes transversal, coronal y sagital.

Fuente: (HCAM, 2017)

3.4.2 Evaluación de la Glándula Tiroides

Existen diversos radiofármacos que sirven para evaluar tejidos tiroideos, tal es el caso del I-124, que es un emisor de positrones y se lo usa en estudios PET para su detección.

Entre los más comunes tenemos I131-INa, I123-INa, Tc99m-NaTcO₄. Donde las dos variantes isotópicas (I123 Y I131) se utilizan en forma de yoduro de sodio, mientras que el Tc99m-NaTcO₄ (pertechnetato de sodio) se eluye del generador de Mo99-Tc99m.

La biodistribución de estos radiofármacos se localiza principalmente en la glándula tiroides y en menor medida en las glándulas salivales y mucosa gástrica.

La imagen llamada centellograma de tiroides permite determinar patologías tumorales tiroideas que son reveladas a partir de defectos hipercaptantes o hipocaptantes. (Chain & Illanes, 2015, pp. 7-51)

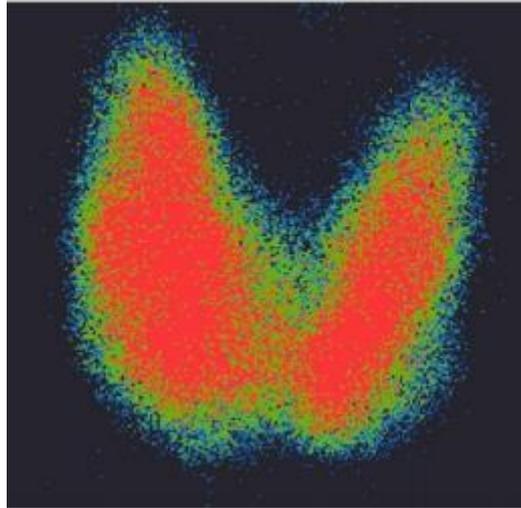


Figura 3-3. Centellograma de hipertiroidismo
Fuente: (HCAM, 2017)

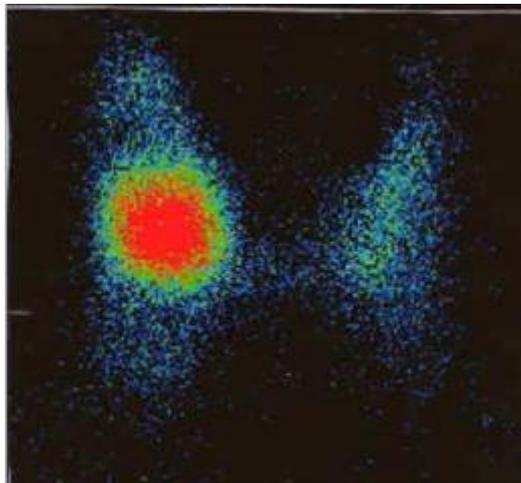


Figura 4-3. Centellograma de Hipotiroidismo.
Fuente: (HCAM, 2017)

3.4.3 Evaluación del tejido óseo

Los pirofosfatos y difosfatos son sales de ácidos que contienen fósforo. Los difosfatos utilizados actualmente en la práctica clínica son el MDP (metilendifosfonato), el HDP (hidroximetilendifosfonato) y el EDP (etilendifosfonato). (Chain & Illanes, 2015, pp. 7-51)

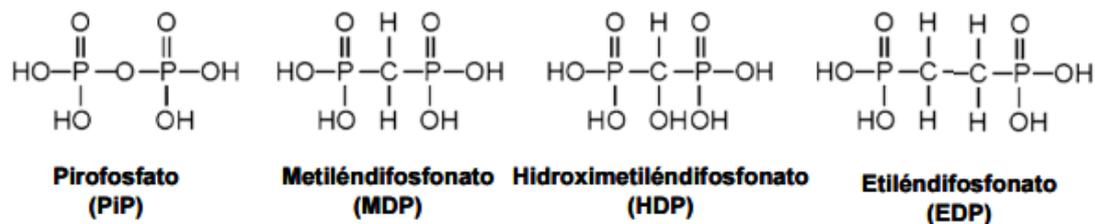


Gráfico 4-3. Estructuras químicas fosfatos.

Fuente: (Chain & Illanes, 2015)

La dosis trazadora es alrededor de 20 mCi y el tiempo de espera de la adquisición para la imagen es de 2 horas. Los radiofármacos se administran en forma endovenosa. En este estudio se puede observar procesos inflamatorios o infecciosos del tejido óseo. Los radiofármacos marcados con MDP se acumulan en áreas de osteogénesis activa, apto para el estudio centellográfico de los huesos. (Chain & Illanes, 2015, pp. 7-51)

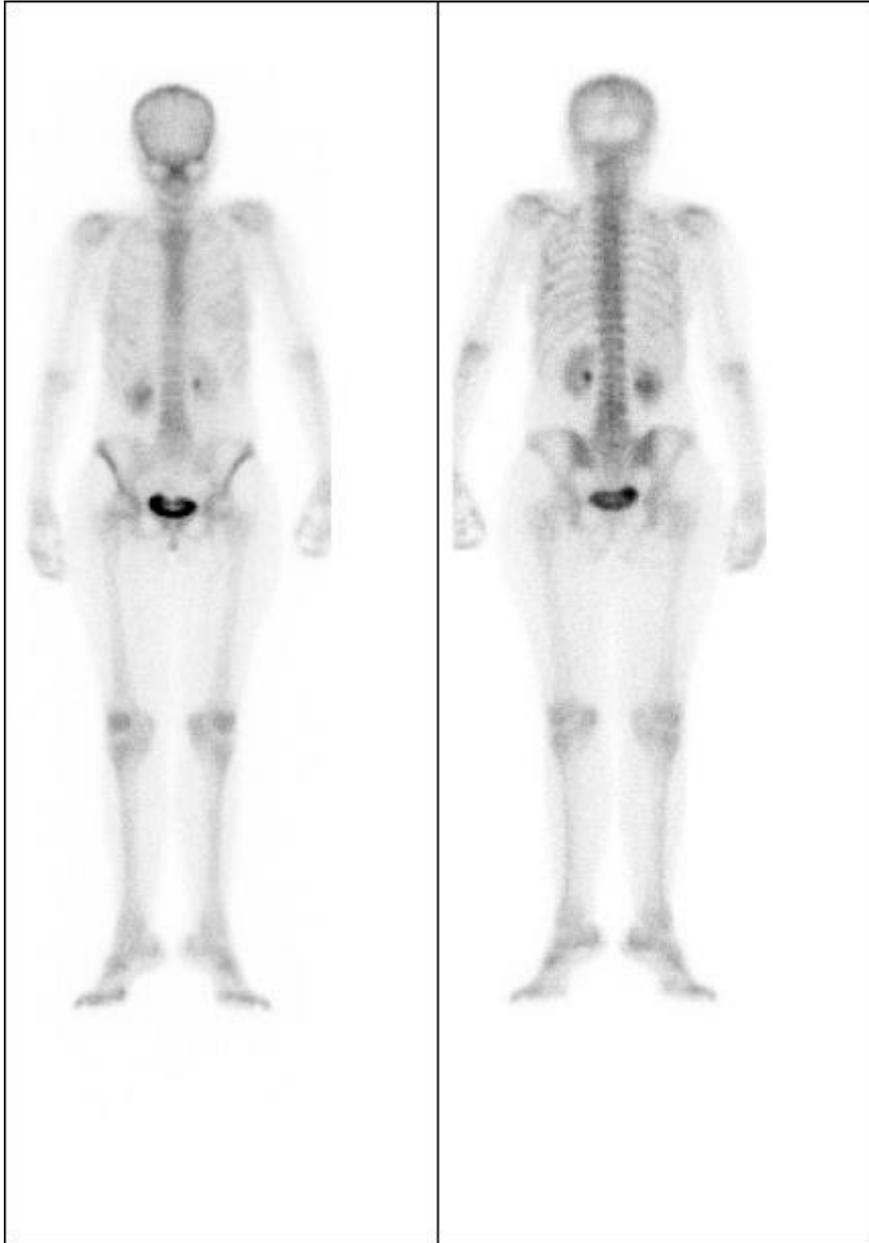


Figura 5-3. Gammagrafía ósea normal
Fuente: (HCAM, 2017)

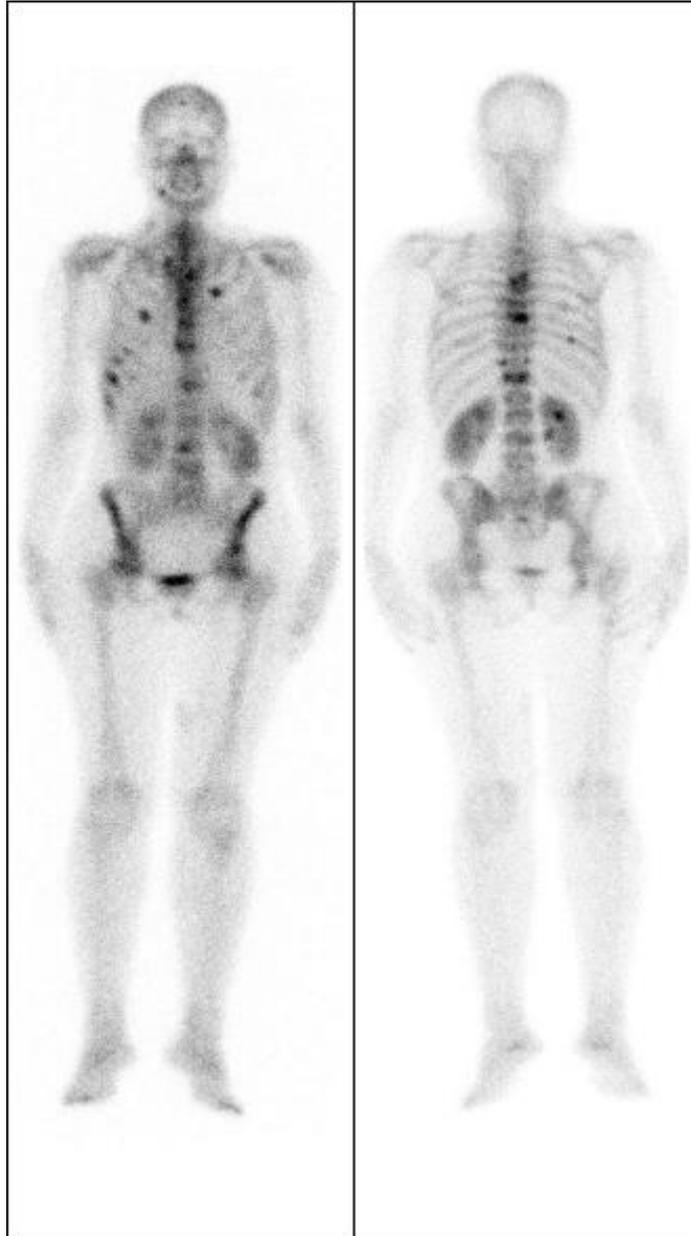


Figura 6-3. Gammagrafía ósea con múltiples focos hipercaptantes, (metástasis).
Fuente: (HCAM, 2017)

3.4.4 Evaluación de pulmones

Existen dos radiofármacos para este estudio:

El Tc99m-DTPA, su lugar de localización es en los alveolos capilares del pulmón, en la vía aérea (tráquea/bronquios) y permite realizar un estudio ventilatorio, la vida media de este radiofármaco en el pulmón es de 1h.

El Tc99m-MAA, se dirige al corazón y llega a la aurícula derecha, de allí pasa al ventrículo derecho pasando a la arteria pulmonar, las partículas marcadas quedan atrapadas en el sistema de arteriolas y capilares pulmonares, localizándose por bloqueo capilar, permitiendo realizar un estudio de perfusión. (Chain & Illanes, 2015, pp. 7-51)



Figura 7-3. Gammaografía Pulmonar marcado con Tc99m.DTPA(ventilación), mostrando una distribución uniforme de los campos pulmonares.

Fuente: (HCAM, 2017)

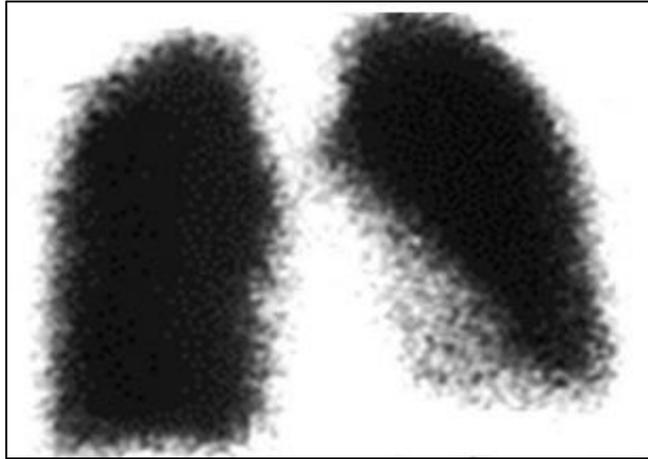


Figura 8-3. Gammagrafía pulmonar marcado con Tc99m-MAA (perfusión), mostrando una distribución uniforme del radiotrazador en ambos campos pulmonares.
Fuente: (HCAM, 2017)

3.4.5 Evaluación de glándulas salivales

El radiofármaco utilizado para este estudio es el Tc99m, consiste en un método simple y no invasivo que permite realizar una valoración de la función glandular, el radiofármaco se canaliza por vía venosa y se realiza una adquisición estática ayudando a la valoración del flujo vascular. (Casas Vallejo, J.A, 1998, p. 6)



Figura 9-3. Gammagrafía de glándulas salivales marcado con Tc99m.

Fuente: (HCAM, 2017)

Tabla 10-3. Radiofármacos usados para diagnóstico en cabeza y cuello

RADIOFÁRMACOS RADIACTIVOS		
ESTUDIO	FÁRMACO	DOSIS NOMINAL (mCi)
CEREBRO	ECD ò HMPAO	20-30
PULMONES	MAA ò DTPA	3-5 ò 40
HUESOS	MDP	20-30
TIROIDES	I-131 ó Tc-99m	1-5
GLÁNDULAS SALIVALES	Tc-99m	5-10

Fuente: (HCAM, 2017)

CAPITULO IV

4. ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

4.1 Técnica de Adquisición de Imagen para Gammagrafía Tiroidea en Fantoma Antropomorfo.

El Tecnecio se administra en forma de pertecnetato por vía intravenosa y sigue una ruta similar al yoduro por tener un radio molecular similar. A diferencia del yodo, el tecnecio no se organifica. El tecnecio únicamente valora la vascularización y captación celular. (Garcia Diaz & Haro del Moral, 2004, pp. 205-207)

Ventajas:

- Su emisión γ de 140 KeV es la ideal para la detección en gammacámara.
- Su disponibilidad, cómoda y económica a partir del generador Tc99m/Mo
- Su administración por vía intravenosa, lo que permite que en solo 20-30 min se concentre en la tiroides en cantidad suficiente para que se pueda obtener la imagen.

Preparación previa del paciente. Suprimir la medicación que pueda interferir en la captación del radionúclido por la tiroides. No es necesario el ayuno previo

Radionúclido. Se administra por vía intravenosa hasta 8 mCi (296 MBq) de pertecnetato de sodio, ajustando la dosis al peso del paciente.

Instrumentación:

- Colimador: LEHR (baja energía y alta resolución).
- Ventana: al menos 20 % o inferior, centrada en 140 Kev.
- Matriz: 256x256.
- Zoom: 2

Posición del paciente. En decúbito supino, con el cuello en hiperextensión.

Tiempo de adquisición. Al menos 200-250 Kc por imagen.



Figura 14 Inyección de Tc99m en la Glándula Tiroides para el fantoma antropomorfo
Fuente: Mauro Cofre, 2017



Figura 2-4 Inserción de la Glándula Tiroides en el fantoma antropomorfo.
Fuente: Mauro Cofre, 2017



Figura 3-4 Posicionamiento del fantoma en la Gammacámara.

Fuente: Mauro Cofre, 2017



Patient Name: FANTOMA TIROIDES

Patient Id: 04/10/2017

HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN
Servicio de Medicina Nuclear

Study Name: GENERAL

Date & Time: 10/4/2017

Manufacturer Model: MILLENNIUM MPR

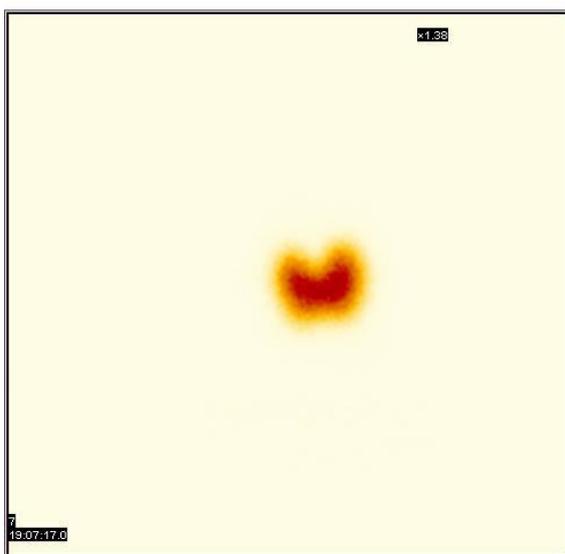


Figura 4-4. Gammagrafía de la Glándula Tiroides en el fantoma antropomorfo.

Fuente: Mauro Cofre, 2017.

4.2 Técnica de Adquisición de Imagen para Gammagrafía Paratiroidea en Fantoma Antropomorfo.

Las glándulas paratiroideas son cuatro pequeñas glándulas situadas, generalmente, en la cara posterior del tiroides, del que se diferencian con dificultad. Un 6 % de las personas poseen glándulas supernumerarias. La presencia de glándulas ectópicas es relativamente frecuente (15-20% del total) y su localización es el mediastino. (Garcia Diaz & Haro del Moral , 2004, pp. 217-219)

Preparación previa del paciente. No precisa preparación alguna.

Radiofármaco. Se administra 20 mCi (740 MBq) de Tc-MIBI por vía intravenosa.

Instrumentación:

- Colimador: LEHR (baja energía y alta resolución).
- Ventana: al menos 20 %, centrada en 140 Kev.
- Matriz: 256x256.

Posición del paciente: En cúbito supino, preferentemente con el cuello en hiperextensión.

Tiempo de captación: alrededor de 10 min por imagen.

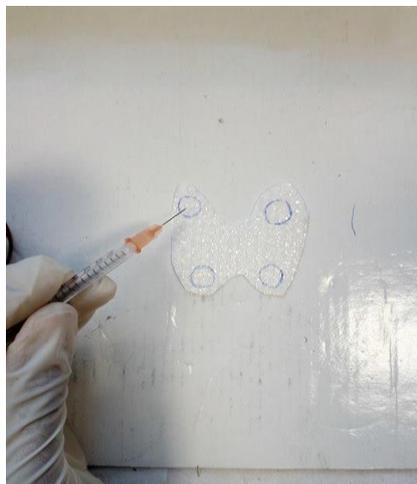


Figura 5-4. Inyección de Tc99m en la Glándula Paratiroides para el fantoma antropomorfo.

Fuente: Mauro Cofre, 2017



Figura 6-4. Inserción de la Glándula Paratiroides en el fantoma antropomorfo.
Fuente: Mauro Cofre, 2017



Figura 7-4. Posicionamiento del fantoma en la gammacámara.
Fuente: Mauro Cofre, 2017



Patient Name: FANTOMA PARATIROIDES

Patient Id: 05/10/2017

HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN
Servicio de Medicina Nuclear

Study Name: GENERAL

Date & Time: 10/5/2017

Manufacturer Model: MILLENNIUM MPR

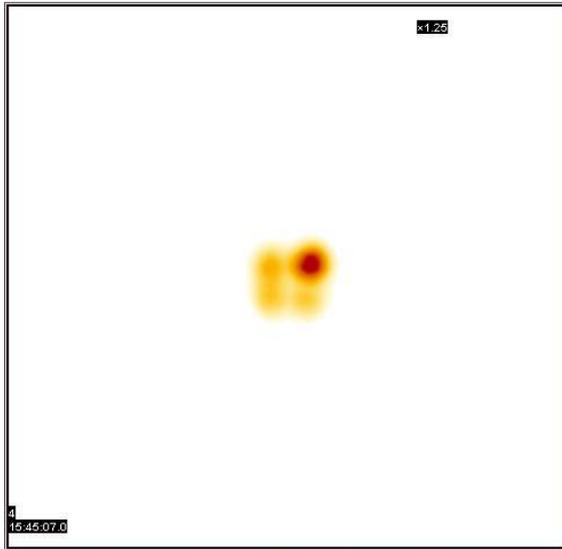


Figura 8-4. Gammagrafía de la Glándula Paratiroides en el fantoma Antropomorfo.

Fuente: Mauro Cofre, 2017.

4.3 Técnica de Adquisición de Imagen para Gammagrafía de Glándulas Salivales en el Fantoma Antropomorfo.

La saliva es un líquido hipotónico compuesto en más de un 99% por agua.

Las glándulas parótidas están situadas a ambos lados de la cara, por detrás de la rama ascendente de la mandíbula. Esta glándula elimina la saliva hacia la boca a través del conducto de Stenon, que desemboca en la cara interna de la mejilla.

Las glándulas submaxilares se sitúan en la región supratiroidea, por detrás de la mandíbula, eliminando la saliva hacia la boca a través del conducto de Wharton, cerca del frenillo lingual. Proporcionan el 70% de la secreción total de la saliva. (Diaz Garcia & Haro del Moral, 2004, pp. 263-265)

Preparación previa del paciente. La exploración se hace con el paciente en ayunas para evitar posibles interferencias por el efecto de la comida.

Radiofármaco. Administración por vía intravenosa de 5 a 15 mCi (185-555MBq) de pertecnetato sódico de Tc99m.

Instrumentación:

- Colimador: LEHR (baja energía y alta resolución).
- Ventana: 20 % o inferior, centrada en 140 Kev.
- Matriz: 64x64 para el estudio dinámico y 256x256 para el estudio estático.

Posición del paciente: En cúbito supino y en proyección anterior o de Water, con el paciente colocado delante del detector.

Tiempo de Adquisición. Alrededor de 15 min en fase dinámica y 15 minutos para la estimulación con el limón (excreción saliva).

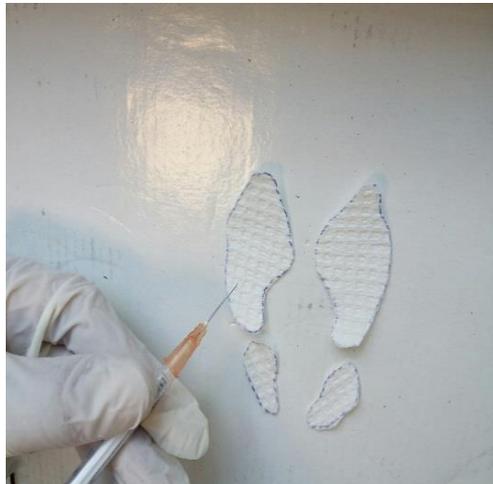


Figura 9-4. Inyección de Tc99m en las Glándulas Salivales para el fantoma antropomorfo.

Fuente: Mauro Cofre, 2017



Figura 10-4. Inserción de las Glándulas Salivales en el fantoma.
Fuente: Mauro Cofre, 2017



Figura 11-4. Posicionamiento del fantoma en la Gammacámara.
Fuente: Mauro Cofre, 2017



Patient Name: FANTOMA GLANDULAS SALIVALES

Study Name: GENERAL

Patient Id: 06/10/2017

Date & Time: 10/6/2017

HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN
Servicio de Medicina Nuclear

Manufacturer Model: MILLENNIUM MPR



Figura 12-4. Gammagrafía de Glándulas Salivales en el fantoma antropomorfo.

Fuente: Mauro Cofre, 2017.

4.4 Técnica de Adquisición de Imagen para Dacriogammagrafía en el Fantoma Antropomorfo.

La dacriogammagrafía es en la actualidad una técnica útil en el estudio de la patología obstructiva de la vía lacrimonasal descartando la presencia de trastornos funcionales y localizando el nivel de la obstrucción.

Preparación previa del paciente. No precisa preparación alguna.

Radiofármaco. Aplicación de gotas en el saco conjuntival de 500 μ Ci distribuido en cada ojo de pertecnetato sódico de Tc99m.

Instrumentación:

- Colimador: LEHR (baja energía y alta resolución).
- Ventana: 20 % centrada en 140 Kev.
- Matriz: 64x64 para el estudio dinámico y 256x256 para el estudio estático.

Posición del paciente: En cúbito supino y en proyección anterior o de Water, con el paciente colocado delante del detector en contacto y luego colocamos al paciente de manera sentado al pasar los primeros 15 minutos de la primera adquisición de la imagen.

Tiempo de Adquisición. Alrededor de 15 min en cada adquisición por imagen la primera es dinámica y la última adquisición estática.



Figura 13-4. Inyección de Tc 99m en ojos para el fantoma antropomorfo.

Fuente: Mauro Cofre, 2017.



Figura 14-4. Inserción de los ojos en el fantoma antropomorfo.

Fuente: Mauro Cofre, 2017



Figura 15-4. Posicionamiento del fantoma en la gammacámara.
Fuente: Mauro Cofre, 2017



Patient Name: FANTOMA DACRIOGAMAGRAFIA

Study Name: GENERAL

Patient Id: 10/10/2017

Date & Time: 10/10/2017

HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN
Servicio de Medicina Nuclear

Manufacturer Model: MILLENNIUM MPR

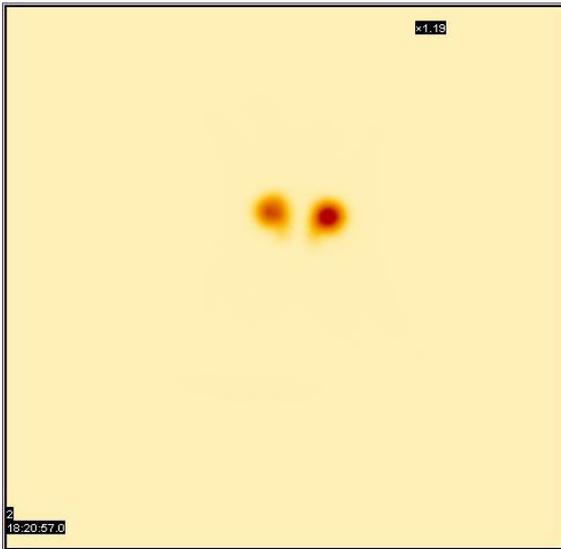


Figura 16-4. Dacriogammagrafía del fantoma antropomorfo.
Fuente: Mauro Cofre, 2017.

4.5 Técnica de Adquisición de Imagen para Gammagrafía Cerebral en el Fantoma Antropomorfo.

El diagnóstico precoz como la enfermedad de Parkinson requiere de imagenología funcional de características específicas, diferente a la clásica relacionada con flujo sanguíneo cerebral. El transportador de Dopamina humano (DAT) es un miembro de la familia de los transportadores dependientes de NA^+ y CL^- y modula la captación sináptica de la Dopamina en la neurona dopaminérgica, a través de un mecanismo electrogénico acoplado a las variantes de NA^+ y CL^- . (Diaz Garcia & Haro del Moral , 2004, pp. 335-337)

Preparación previa del paciente. No precisa preparación alguna.

Radiofármaco. Administración por vía intravenosa de 20-25 mCi de pertecnetato marcado con Tropano (Trodar-1).

Instrumentación:

- Colimador: LEHR (baja energía y alta resolución).
- Ventana: 20 % centrada en 140 KeV.
- Matriz: 64x64

Posición del paciente: En cúbito supino y en proyección anterior, con el paciente colocado delante del detector para obtener imágenes transaxiales, coronales y sagitales

Tiempo de Adquisición. 35 minutos.



Figura 17-4. Inyección de Tc99m en el cerebro para el fantoma antropomorfo.

Fuente: Mauro Cofre, 2017.



Figura 18-4. Inserción del cerebro en el fantoma antropomorfo.
Fuente: Mauro Cofre, 2017



Figura 19-4. Posicionamiento del fantoma en la gammacámara.
Fuente: Mauro Cofre, 2017



Patient Name: FANTOMA CEREBRO

Patient Id: 10/10/2017

HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN
Servicio de Medicina Nuclear

Study Name: GENERAL

Date & Time: 10/10/2017

Manufacturer Model: MILLENNIUM MPR

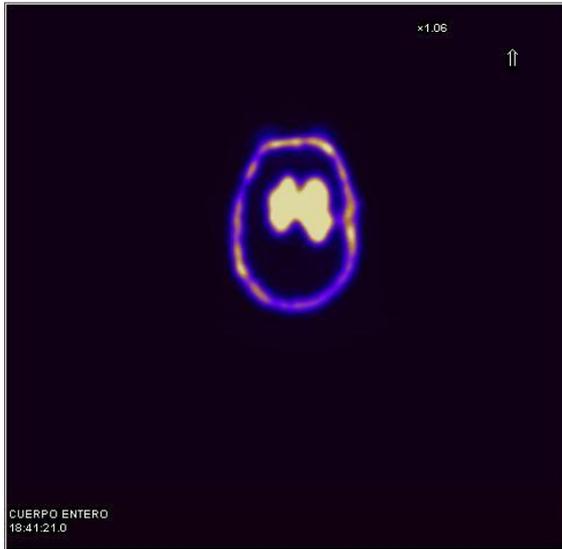


Figura 20-4. Gammagrafía cerebral en el fantoma antropomorfo.
Fuente: Mauro Cofre, 2017.

4.6 Curvas de Isodosis en función de los Coeficientes de Atenuación de Cabeza y Cuello en el Fantoma Antropomorfo

Las curvas de isodosis son un conjunto de líneas que unen puntos de igual dosis en una región de interés, dichas líneas se crean para representar como varía la dosis absorbida en un volumen y nos ayudan a realizar perfiles de dosis en diferentes puntos.

A continuación, se presentan los gráficos obtenidos en todos los espesores del fantoma antropomorfo, para los puntos 1x, 2x, 3x, 4x, 5x, 1y, 2y, 3y, 4y, 5y.

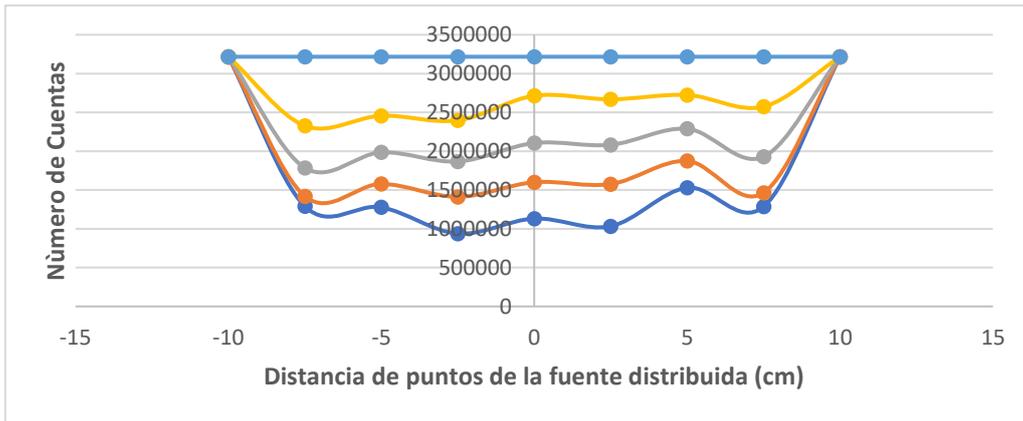


Gráfico 1-4. Curva de isodosis en el punto 1x ($x_0, x_1, x_2, x_3, -x_1, -x_2, -x_3$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

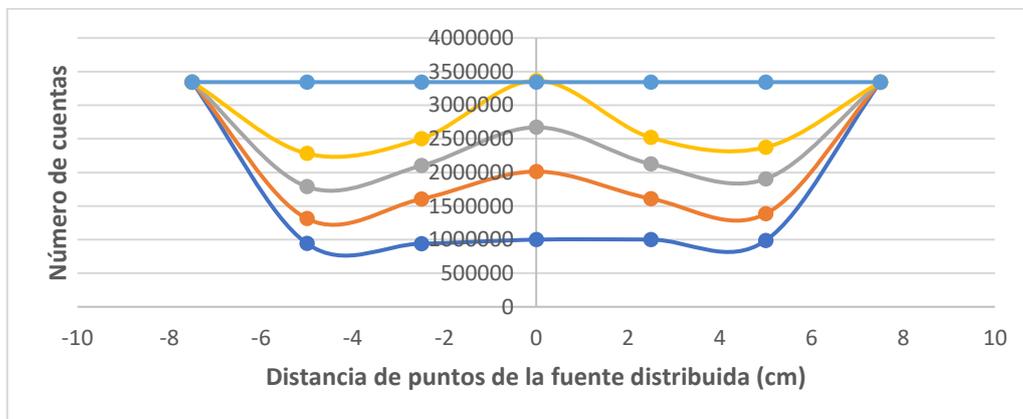


Gráfico 2-4. Curva de isodosis en el punto 2x ($x_0', x_1', x_2', -x_1', -x_2'$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

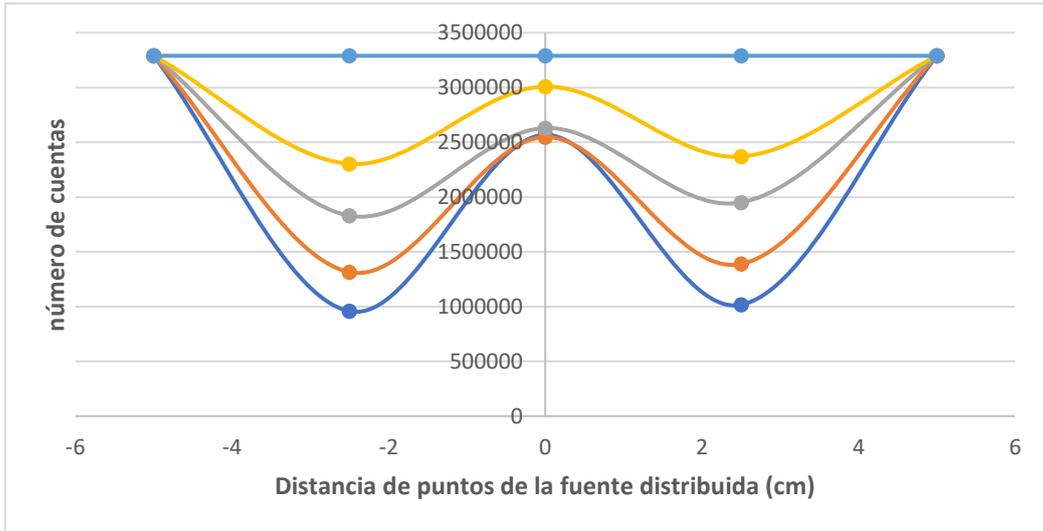


Gráfico 3-4. Curva de isodosis en el punto 3x (x_0 , x_1 , x_2 , $-x_1$, $-x_2$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

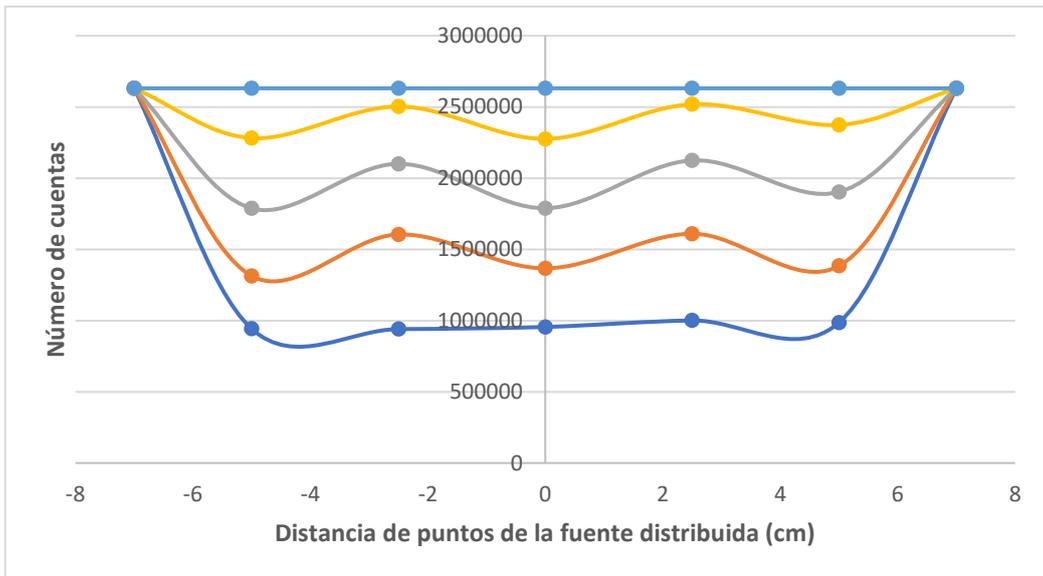


Gráfico 4-4. Curva de isodosis en el punto 4x (x_0 , x_1 , x_2 , $-x_1$, $-x_2$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

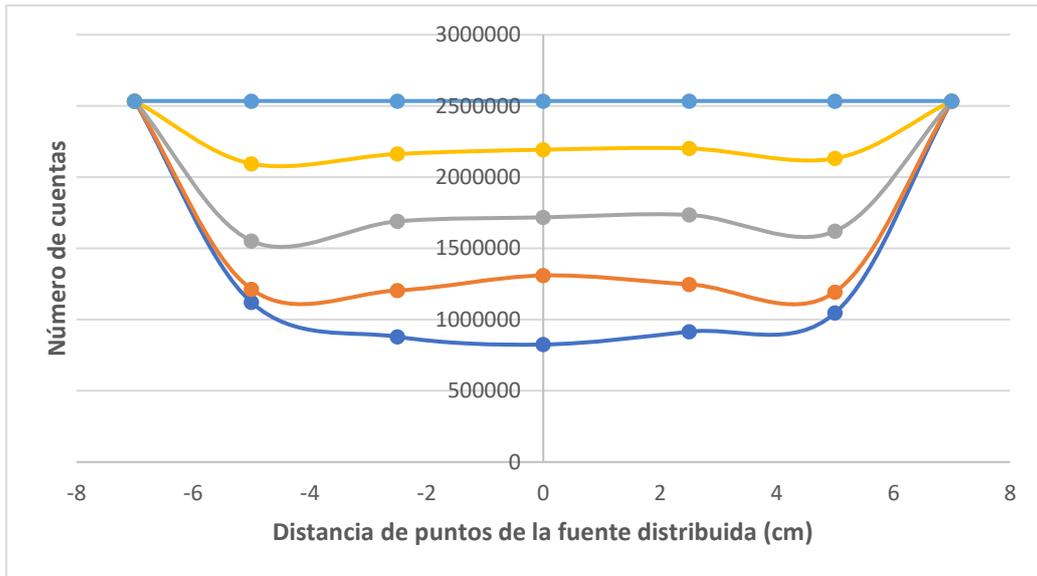


Gráfico 5-4. Curva de isodosis en el punto 5x (x_{00} , x_{11} , x_{22} , $-x_{11}$, $-x_{22}$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.
Realizado por: Mauro Cofre, 2017.

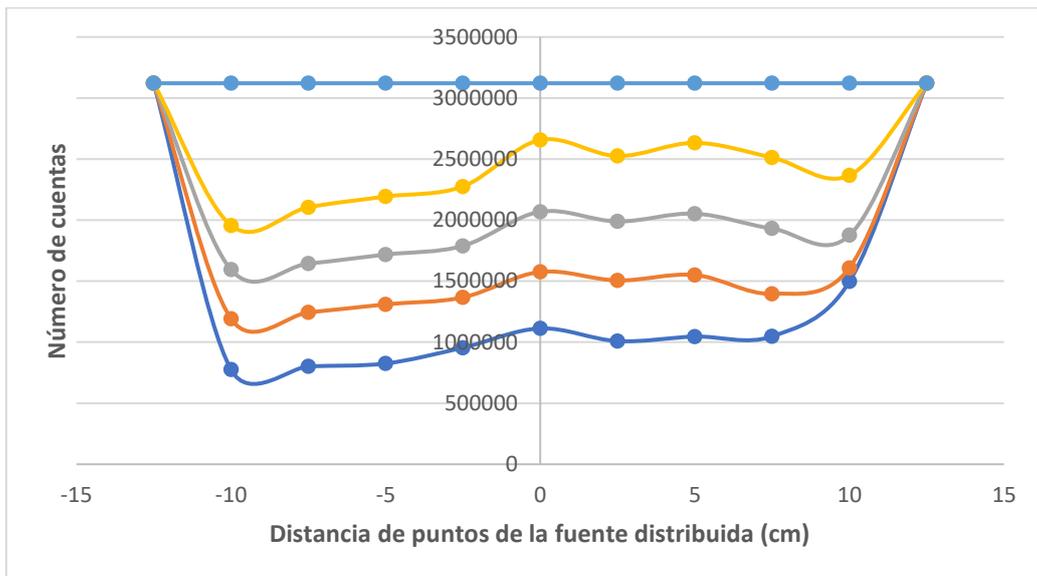


Gráfico 6-4. Curva de isodosis en el punto 1y (y_0 , y_1 , y_2 , y_3 , y_4 , $-y_1$, $-y_2$, $-y_3$, $-y_4$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.
Realizado por: Mauro Cofre, 2017

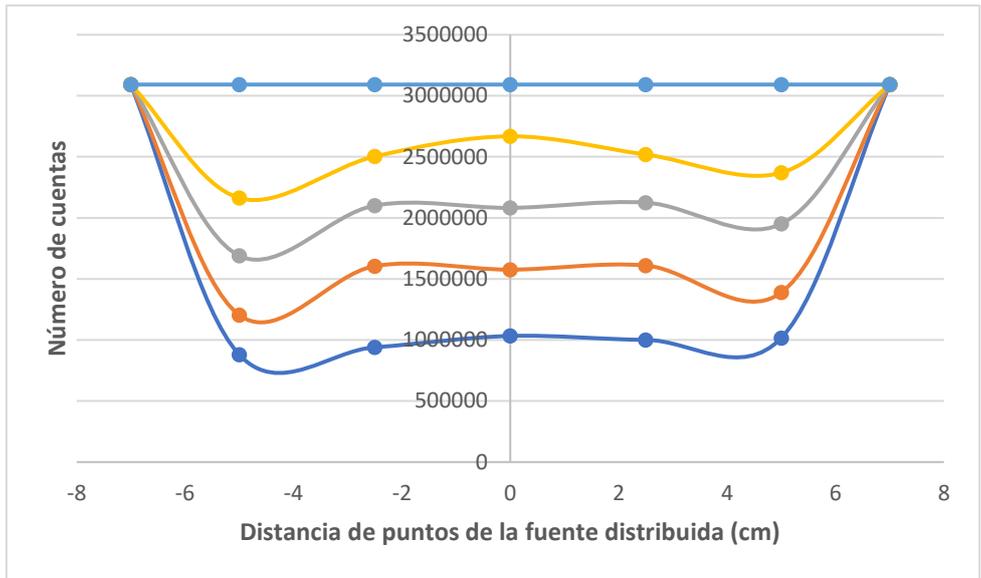


Gráfico 7-4. Curva de isodosis en el punto 2y ($y_0^`$, $y_1^`$, $y_2^`$, $-y_1^`$, $-y_2^`$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.
Realizado por: Mauro Cofre, 2017

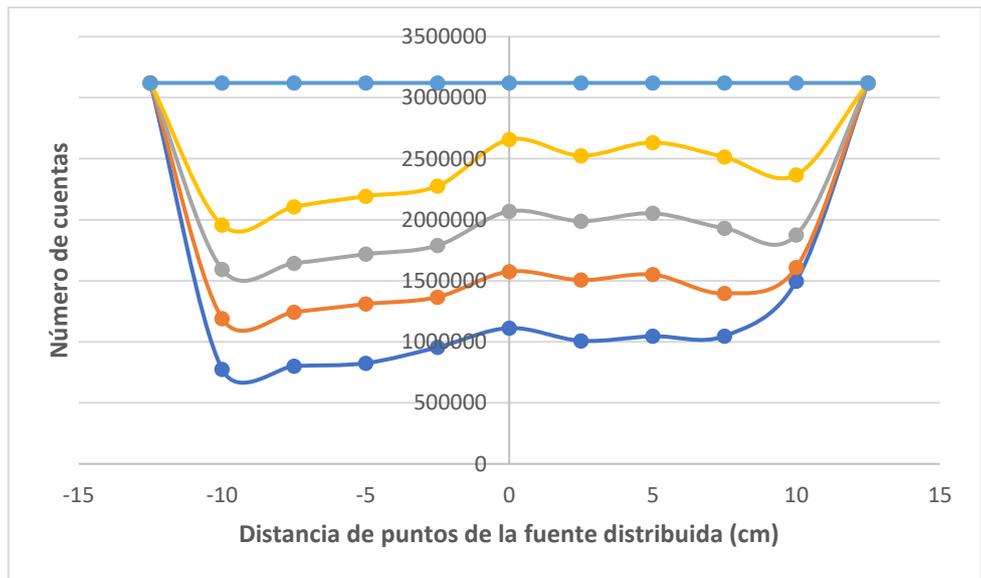


Gráfico 8-4. Curva de isodosis en el punto 3y ($y_0^`$, $y_1^`$, $y_2^`$, $-y_1^`$, $-y_2^`$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.
Realizado por: Mauro Cofre, 2017

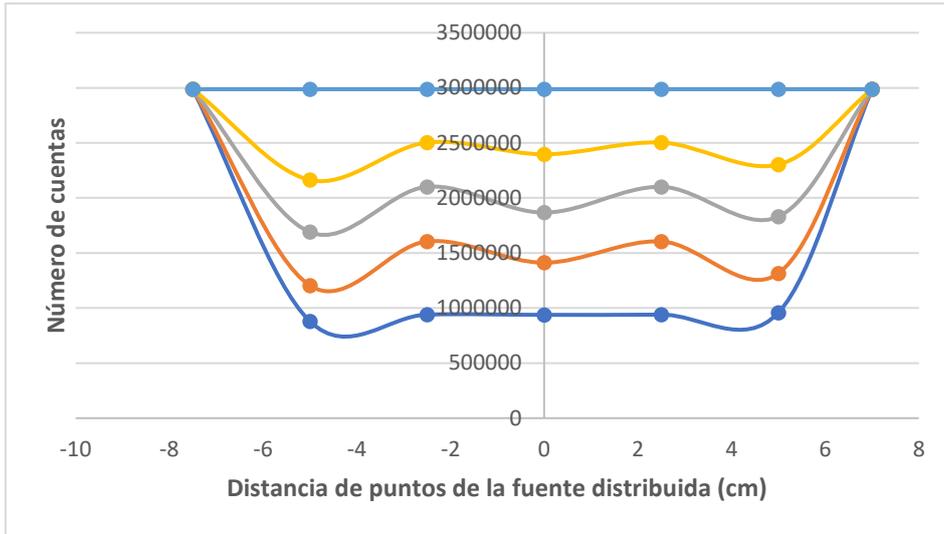


Gráfico 9-4. Curva de isodosis en el punto 4y (y_{00} , y_{11} , y_{22} , $-y_{11}$, $-y_{22}$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.
Realizado por: Mauro Cofre, 2017

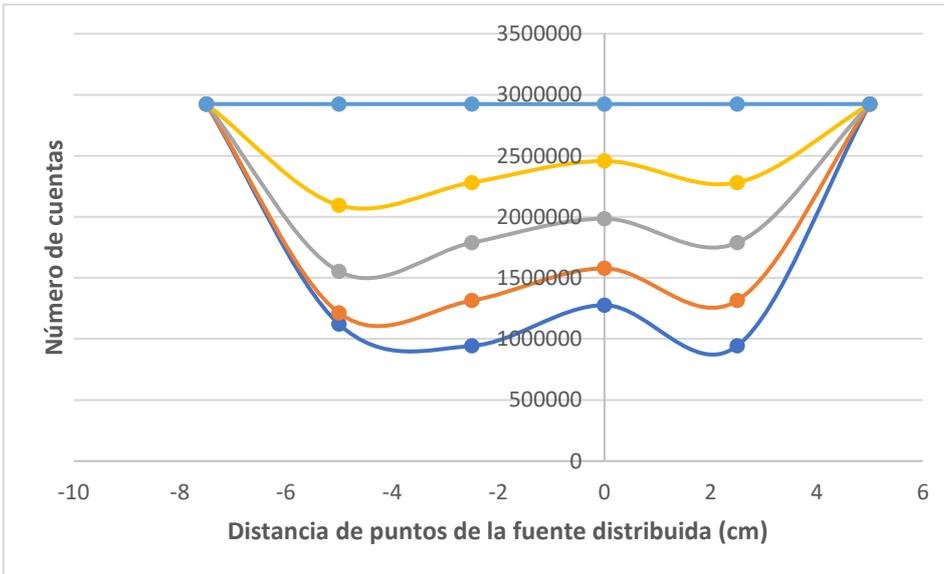


Gráfico 10-4. Curva de isodosis en el punto 5y (y_{00} , y_{11} , y_{22} , $-y_{11}$, $-y_{22}$) de la posición anterior del detector en función del número de cuentas.
Realizado por: Mauro Cofre, 2017

4.7 Tiempo de Vida Efectiva de Tc-99m realizado en pacientes

El tiempo de vida media efectiva es el tiempo que debe transcurrir para que la mitad del radiofármaco desaparezca del organismo.

Se obtuvo datos en un promedio de 15 pacientes y se midió la tasa de dosis a una distancia de un metro, en un tiempo de 5 minutos, 2 horas y 3 horas.

Hallado el tiempo de vida efectivo, calculamos el tiempo de vida biológico y poder obtener la actividad integrada, necesario para el cálculo de dosis absorbida con el método MIRD.

$$t_{\frac{1}{2}efectivo} = \frac{(t_{\frac{1}{2}fisico} * t_{\frac{1}{2}biológico})}{(t_{\frac{1}{2}fisico} + t_{\frac{1}{2}biológico})} \quad [20]$$

despejando $t_{\frac{1}{2}biológico}$ tenemos:

$$t_{\frac{1}{2}biológico} = \frac{t_{\frac{1}{2}efectivo} * t_{\frac{1}{2}fisico}}{t_{\frac{1}{2}fisico} - t_{\frac{1}{2}efectivo}} \quad [21]$$

$$t_{\frac{1}{2}biológico} = \frac{(2,40)(6,02)}{(6,02 - 2,40)} = 3,99 \text{ h}$$

4.8 Cálculo de dosis absorbida en órganos de cabeza y cuello usando el método MIRD.

Utilizando las ecuaciones [11] y [12] se obtuvo las dosis absorbidas en órganos establecidos por el Método MIRD propuesto por la ICRP (International Commission on Radiological Protection)

Tabla 6-4. Dosis Absorbidas en diferentes órganos blanco usando el método MIRD, órgano fuente tiroides.

MÉTODO MIRD	
DOSIS ABSORBIDA	mGy
Glándulas Suprarrenales	9,21E-05
Cerebro	1,53E-03
Vesícula biliar	2,78E-05
Intestino grueso	2,81E-06
Intestino delgado	5,53E-06
Estómago	2,97E-05
Pared del corazón	5,87E-04
Riñones	3,35E-05
Hígado	9,82E-05
Pulmón	1,00E-03
Páncreas	8,27E-05
Timo	1,84E-03
Cuerpo completo	1,64E-03

Realizado por: Mauro Cofre, 2017.

Tabla 2-4. Dosis Absorbidas en diferentes órganos blanco usando el método MIRD, órgano fuente cerebro.

MÉTODO MIRD	
DOSIS ABSORBIDA	mGy
Glándulas Suprarrenales	1,24E-05
Tiroides	4,02E-03
Vesícula biliar	1,33E-05
Intestino grueso	4,67E-07
Estómago	1,27E-05
Pared del corazón	9,35E-05
Riñones	4,70E-06
Hígado	2,43E-05
Pulmón	2,27E-04
Timo	2,04E-04
Cuerpo completo	3,60E-03

Realizado por: Mauro Cofre, 2017.

Tabla 3-4. Límites de dosis según la ICRP

LIMITE DE DOSIS ICRP	
ÓRGANO	mGy
Gónadas	0,08
Médula ósea	0,12
Colon	0,12
Pulmón	0,12
Estómago	0,12
Hígado	0,05
Vesícula Biliar	0,05
Intestino	0,12
Páncreas	0,05
Tiroides	0,04
Cerebro	0,04
Glándulas Salivales	0,01
Resto del Organismo	0,05

Fuente: (ICRP, 1991)

Tabla 4-4. Valores del factor S para el cálculo de dosis absorbida en diferentes órganos con Tc-99m, unidades mGy/MBq*seg

Target Organs	Source Organs													
	Adrenals	Brain	Breasts	Gallbladder Contents	Lower Large Intestine	Small Intestine	Stomach	Upper Large Intestine	Heart Contents	Heart Wall	Kidneys	Liver	Lungs	Muscle
Adrenals	1.80E-04	4.18E-10	5.05E-08	3.13E-07	2.25E-08	7.46E-08	2.73E-07	9.58E-08	2.53E-07	2.85E-07	7.24E-07	4.35E-07	2.33E-07	1.12E-07
Brain	4.18E-10	4.23E-06	3.17E-09	1.49E-10	1.57E-11	3.91E-11	4.27E-10	4.68E-11	3.14E-09	2.54E-09	1.58E-10	8.16E-10	7.63E-09	2.21E-08
Breasts	5.05E-08	3.17E-09	1.14E-05	3.33E-08	2.28E-09	7.35E-09	5.73E-08	8.00E-09	2.41E-07	2.61E-07	1.99E-08	6.82E-08	2.33E-07	4.25E-08
Gallbladder wall	3.57E-07	1.54E-10	3.41E-08	3.37E-05	6.49E-08	4.38E-07	3.05E-07	7.53E-07	1.03E-07	1.22E-07	4.09E-07	8.70E-07	7.46E-08	1.19E-07
Lower large intestine wall	1.98E-08	1.32E-11	2.42E-09	5.93E-08	1.23E-05	5.92E-07	9.10E-08	2.14E-07	4.06E-09	4.90E-09	5.50E-08	1.44E-08	3.29E-09	1.34E-07
Small intestine	7.46E-08	3.91E-11	7.35E-09	4.58E-07	7.16E-07	4.22E-06	2.08E-07	1.25E-06	1.57E-08	2.06E-08	2.13E-07	1.16E-07	1.35E-08	1.12E-07
Stomach wall	2.85E-07	2.52E-10	5.93E-08	2.93E-07	1.24E-07	2.13E-07	8.53E-06	2.86E-07	1.66E-07	2.65E-07	2.53E-07	1.48E-07	1.19E-07	1.09E-07
Upper large intestine wall	9.41E-08	4.76E-11	7.51E-09	7.78E-07	3.10E-07	1.36E-06	2.65E-07	8.37E-06	2.12E-08	2.65E-08	2.12E-07	1.88E-07	1.81E-08	1.10E-07
Heart wall	2.85E-07	2.54E-09	2.61E-07	1.04E-07	5.42E-09	2.06E-08	2.33E-07	2.97E-08	5.48E-06	1.19E-05	8.22E-08	2.33E-07	4.40E-07	9.20E-08
Kidneys	7.24E-07	1.58E-10	1.99E-08	3.89E-07	7.10E-08	2.13E-07	2.73E-07	2.12E-07	6.45E-08	8.22E-08	1.32E-05	2.93E-07	6.66E-08	9.79E-08
Liver	4.35E-07	8.16E-10	6.82E-08	8.20E-07	1.80E-08	1.16E-07	1.47E-07	1.87E-07	2.13E-07	2.33E-07	2.93E-07	3.16E-06	1.97E-07	7.52E-08
Lungs	2.33E-07	7.63E-09	2.33E-07	7.09E-08	4.50E-09	1.35E-08	1.10E-07	1.77E-08	4.59E-07	4.40E-07	6.66E-08	2.09E-07	3.57E-06	9.36E-08
Muscle	1.12E-07	2.21E-08	4.25E-08	1.14E-07	1.23E-07	1.12E-07	9.96E-08	1.07E-07	8.83E-08	9.20E-08	9.79E-08	7.52E-08	9.34E-08	1.93E-07
Ovaries	3.14E-08	1.52E-11	2.61E-09	1.11E-07	1.26E-06	9.23E-07	5.85E-08	7.71E-07	4.55E-09	6.15E-09	7.02E-08	3.81E-08	5.39E-09	1.44E-07
Pancreas	1.09E-06	4.15E-10	6.22E-08	6.75E-07	5.21E-08	1.42E-07	1.23E-06	1.62E-07	2.65E-07	3.57E-07	4.97E-07	3.86E-07	1.74E-07	1.24E-07
Red marrow	2.53E-07	1.01E-07	5.52E-08	1.02E-07	2.01E-07	1.79E-07	7.50E-08	1.43E-07	1.11E-07	1.11E-07	1.71E-07	8.32E-08	1.11E-07	9.07E-08
Bone surfaces	2.67E-07	2.99E-07	7.76E-08	1.14E-07	1.82E-07	1.49E-07	1.03E-07	1.27E-07	1.60E-07	1.60E-07	1.62E-07	1.24E-07	1.66E-07	1.84E-07
Skin	3.41E-08	3.97E-08	7.63E-08	3.09E-08	3.62E-08	3.01E-08	3.41E-08	3.09E-08	3.41E-08	3.70E-08	3.79E-08	3.62E-08	4.02E-08	5.72E-08
Spleen	4.58E-07	5.19E-10	4.37E-08	1.33E-07	6.53E-08	1.01E-07	7.83E-07	1.05E-07	1.24E-07	1.67E-07	6.63E-07	7.22E-08	1.64E-07	1.03E-07
Testes	1.54E-09	1.46E-12	0.00E+00	6.91E-09	1.40E-07	2.61E-08	2.90E-09	1.92E-08	5.16E-10	6.16E-10	3.10E-09	1.57E-09	3.67E-10	9.89E-08
Thymus	5.66E-08	6.88E-09	2.29E-07	1.43E-08	2.04E-09	4.66E-09	3.65E-08	5.43E-09	8.87E-07	7.35E-07	1.73E-08	5.93E-08	2.85E-07	1.06E-07
Thyroid	8.11E-09	1.35E-07	3.01E-08	2.45E-09	2.48E-10	4.87E-10	2.62E-09	7.69E-10	5.17E-08	4.33E-08	2.95E-09	8.64E-09	8.82E-08	1.16E-07
Urinary bladder wall	7.55E-09	6.02E-12	1.33E-09	4.22E-08	4.98E-07	2.12E-07	1.73E-08	1.61E-07	2.22E-09	2.17E-09	1.87E-08	1.16E-08	1.33E-09	1.40E-07
Uterus	1.89E-08	1.31E-11	2.62E-09	1.16E-07	5.17E-07	8.37E-07	5.05E-08	3.97E-07	4.87E-09	5.47E-09	6.42E-08	3.29E-08	4.10E-09	1.43E-07
Total body	1.72E-07	1.25E-07	1.03E-07	1.36E-07	1.49E-07	1.59E-07	1.17E-07	1.41E-07	1.17E-07	1.65E-07	1.58E-07	1.59E-07	1.44E-07	1.33E-07

Fuente: (Sorenson, et al., 2003)

4.9 Cálculo de Dosis Absorbida utilizando el Método del Coeficiente de Atenuación y fuente distribuida.

Usando la ecuación [15] y [16] obtenemos la dosis absorbida en cerebro, cristalino, tiroides, glándulas salivales como órganos blancos, a partir del tiroides y cerebro como órganos fuente.

Tabla 5-4. Dosis absorbida en órganos blancos a partir de tiroides como fuente distribuida.

MÉTODO DEL COEFICIENTE DE ATENUACIÓN Y FUENTE DISTRIBUIDA	
ÓRGANO	mGy
Cerebro	1,87E-04
Cristalino	1,25E-03
Glándulas Salivales	4,78E-03

Realizado por: Mauro Cofre, 2017.

Tabla 6-4. Dosis absorbida en órganos blancos a partir de cerebro como fuente distribuida.

MÉTODO DEL COEFICIENTE DE ATENUACIÓN Y FUENTE DISTRIBUIDA	
ÓRGANO	mGy
Tiroides	2,32E-04
Cristalino	2,67E-02
Glándulas Salivales	3,20E-03

Realizado por: Mauro Cofre, 2017.

4.10 Dosis marcada con Tc-99m en estudios de tumores de cabeza y cuello.

Patient Id: 0600604185

Date & Time: 12/13/2016

HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN
Servicio de Medicina Nuclear

Manufacturer Model: MILLENNIUM MPR



Figura 21-4. Paciente estudio de Paratiroides con una actividad de 10 mCi.
Fuente: (HCAM, 2017)



Figura 22-4. Paciente estudio de Paratiroides con una actividad de 20 mCi.

Fuente: HCAM, 2017

La dosis óptima en pacientes marcados con Tc-99 m está dada por los siguientes aspectos:

1. Tiempo de adquisición: este tiempo está en función de la actividad inyectada, es decir a mayor dosis menor será el tiempo de adquisición, pero mayor el impacto al paciente al recibir dosis innecesaria.
2. Parámetros de la gammacámara: estos parámetros consisten en un correcto control de calidad diario de la gammacámara, además de pruebas realizadas como la sensibilidad y saturación, los mismo que nos permiten conocer valores estimados que se pueden utilizar al momento de realizar un estudio gammagráfico.

CONCLUSIONES

Se determinó la dosimetría con fantoma antropomorfo para el diagnóstico en tumores de cabeza y cuello usando el método MIRD y el método de los coeficientes de atenuación con fuente distribuida, previo a una serie de pruebas realizadas en la gammacámara Millenium (sensibilidad, reproducibilidad en el tiempo, Repetibilidad con una dosis conocida, tasa de cuentas), las mismas que se usaron para la verificación de datos al momento de la adquisición en imágenes gammagráficas.

Se elaboró un procedimiento para determinar la dosis absorbida en órganos blancos de cabeza y cuello usando el fantoma antropomorfo, donde los valores obtenidos de dosis absorbidas se compararon con los límites establecidos por la ICRP. Los resultados muestran que las dosis absorbidas en órganos blancos fueron de 0,0015 mGy para cerebro y 0,0040 mGy para tiroides, los cuales se encuentran dentro de los límites reportados por la ICRP.

Se estableció la distribución de isodosis con datos de las cuentas totales sacadas de cada corte axial en cabeza y cuello del fantoma antropomorfo mediante una fuente conocida, con el detector en la posición anterior y lateral de la gammacámara Millenium, permitiendo hallar perfiles de dosis mediante la unión de puntos.

Se evaluó la dosis optima de Tc-99m en tumores de cabeza y cuello comparando imágenes de estudios de paratiroides con una dosis inyectada de 10 mCi y una dosis de 20 mCi, concluyendo que se puede obtener el mismo contraste en la imagen, pero su tiempo de adquisición en la gammacámara será menor a mayor dosis, esto se lo puede aplicar siempre y cuando la dosis este dentro del límite preestablecido para cada estudio.

RECOMENDACIONES

Al hallar los coeficientes de atenuación en cada corte axial en cabeza y cuello del fantoma antropomorfo tener en cuenta que la fuente sea puntual y su distribución en cada punto de todos los ejes se encuentre a la misma distancia.

Asegurar que los controles de calidad de la gammacámara Millenium sean realizados diariamente y su mantenimiento sea el adecuado para obtener resultados confiables.

Tener precaución al inyectar dosis al fantoma antropomorfo debido a que existe el riesgo de contaminación, el cual dificulta la toma de datos.

Monitorear todos los puntos de la gammacámara después de realizar las pruebas experimentales con el fantoma antropomorfo para descartar una posible contaminación radiactiva.

Generalizar la dosimetría usando el fantoma antropomorfo para diagnóstico en tórax y abdomen para estudio clínico, requerimiento necesario e importante para la Unidad de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín por la gran cantidad de pacientes que recurren a dicha unidad.

BIBLIOGRAFÍA

ALTAMIRANO NOVILLO, La gammagrafía como técnica de diagnóstico en Medicina Nuclear. (Trabajo de titulación) (pregrado). Escuela Superior Politécnica De Chimborazo, Facultad Ciencias, Escuela de Física y Matemáticas Riobamba-Ecuador. 2006.pp. 26-35.

ANON., Magnitudes dosimétricas. WordPress,[En línea], 2012. p. 2.[Consulta: 20 Abril 2017]. Disponible en: <https://grupo2rbrp5.wordpress.com/2012/07/25/magnitudes-dosimetricas/>

BENINSON, D., Curso Dosimetria Interna. [En línea], (2004) pp. 3-7. [Consulta: 18 Mayo 2017] Disponible en: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/35/103/35103649.pdf

BIODEX, A., Calibrador de dosis, [En línea], 2009. p.9. [Consulta: 05 Junio 2017]. Disponible en:<http://www.biodes.com/nuclear-medicine/products/radiopharmacy/dose-calibration/atomlab-500-dose-calibrator>

BURCHAM, W., "Física Nuclear". *REVERTE S.A*, vol 6, nº 9 (2003), (United State of America) pp. 173-175.

CASAS VALLEJO, J.A., Estudio gammagráfico de glándulas salivales.[en línea], 1998 p.6 [Consulta: 20 Junio 2017]. Disponible en: <http://www.elsevier.es/medicina-nuclear-e-125-articulo-estudio-gammagrafico-las-glandulas-salivares-13006294>

CHAIN, Y. & ILLANES, L., "Radiofármacos en Medicina Nuclear. Fundamentos y aplicación clínica"[En línea], 2015 pp 7-51 [Consulta: 8 Septiembre 2017] Disponible en: http://sedici.unlp.edu.ar/bitstream/handle/10915/46740/Documento_completo.pdf?sequence=1.

CRUZ, T., "Medicina Nuclear e Imagen Molecular" *Revista Española*. [en línea] vol 4 nº11, 2004 pp. 5-7 [Consulta: 17 Febrero 2017]. Disponible en: <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-medicina-nuclear-e-125-articulo-radioinmunolocalizacion-tumores-cabeza-cuello-con-13063070>

DIAZ GARCIA , C. & HARO DEL MORAL, F. J., *Técnicas de exploración en Medicina Nuclear*. Barcelona España MASSON, S.A, 2004. pp. 212-265.

GENERAL ELECTRIC, Technical Publications. *Copyright S.A*, (1997),(United of America) p.13

GONZALES, G., 2015. Detectores de radiación. [En línea], 2015 p.9 [Consulta: 7 Noviembre 2017]. Disponible en: http://www.divnuclear.fisica.edu.uy/libro/Para_entender_las_radiaciones.pdf

IAEA, PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.[En línea], 2012. p.53 [Consulta: 15 Marzo 2017], Disponible en: <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/.../RPDIR-L02-Radiation-units-es-WEB.ppt>

ITURBE, G., Radioquímica. *Copyright, S.A.* México, vol 2 nº4 (2001), p. 120.

LEBORGNE, J., ZUBIZARRETA, E. & ORTEGA, B., Cáncer localizado de próstata. *Medica* [En línea], 2004, pp. 2-4 [Consulta: 01 Julio 2017]. Disponible en: https://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=3&ved=0ahUKEwj_jIaX3YjUAhXCeCYKHTBxBRIQFghNMAI&url=http%3A%2F%2Fsedici.unlp.edu.ar%2Fbitstream%2Fhandle%2F10915%2F46740%2FDocumento_completo.pdf%3Fsequence%3D1&usq=AFQjCNGpDyYfNylAU8yRJTMDgz

LIVI, L., DETTI, B. & BITI, G., Cáncer de próstata órgano confinado. *SCIELO*, vol 2, nº12,(2007),(España) pp. 1-6.

LOVERA, C., Gammacámaras. *Medicina Nuclear.*[En línea], 2014, pp 2-4 [Consulta: 28 Agosto 2017]. Disponible en: <http://www.medicinanuclear.cl/generalidades.htm>

MUSCIO, J. A., Fantoma. Congreso Internacional De Ingeniería Clínica.[En línea],2015. pp2-3 [Consulta: 9 Abril 2017]. Disponible en: <http://www.significadode.org/otros-significados.asp?ID=24784>

NOCETTI, D., UBEDA, C., ALARCÓN, R. & INZULZA, A.,Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes [En línea],2015. p. 6.[Consulta: 5 Octubre 2017]. Disponible en: <http://www.scielo.cl/pdf/rchradiol/v21n3/art04.pdf>

NÚÑEZ, M., Protección radiológica. [En línea], 2008. p 6 [Consulta: 16 Febrero 2017]. Disponible en: http://www.alasbimn.net/comites/tecnologos/material/Proteccion_radiologica.pdf

ORTEGA GIRON, M.,Radiaciones Ionizantes. [En línea], 2009, p 5. [Consulta: 20 Mayo 2017]. Disponible en: <http://glosarios.servidor-alicante.com/tomografia-computarizada/coeficiente-de-atenuacion-lineal>

PUCHAL AÑE, R., Control de calidad de la instrumentación de Medicina Nuclear.[En línea], 2015, pp 120-126 [Consulta: 06 Febrero 2017]. Disponible en: <http://www.control-calidad/sensibilidad-pruebas>.

QUESADA, B., Medicina Nuclear. [En línea], 2012, p 5. [Consulta: 14 Septiembre 2017]. Disponible en: <https://modulogrupos5.wordpress.com/2012/02/15/la-gamma-camara-y-sus-componentes/>

ROJO, A. M. & GÓMEZ PARADA, I., Método MIRD, *Copyright.S.A*, (1977),(United of America) pp 7-9.

SCAN, Curso Básico de Protección Radiológica., *Senda S.A*,(2007),(Ecuador), pp. 133-134.

SINGER , E.,Análisis de técnicas de radioterapia conformada para irradiación de superficies geométricas de poca profundidad. [En línea], 1999, p 71.[Consulta: 18 Marzo 2017]. Disponible en: http://cybertesis.unmsm.edu.pe/bitstream/cybertesis/1467/1/Ubillus_mf.pdf

SOLCA,Cáncer de tiroides. El cáncer de tiroides crece en el país. [En línea], 2015, p 2.[Consulta: 11 Julio 2017]. Disponible en: <http://lahora.com.ec/index.php/noticias/fotoReportaje/1101875181#.WQIdHjvhC00>

TAMAYO , A. P., PEREZ, R. R. & HERRERA, A. M.,PARAGANGLIOMAS CERVICOCEFÁLICOS. [En línea], 2009. p.3 [Consulta: 13 Marzo 2017]. Disponible en: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/35/103/35103649.pdf

ANEXOS

Tiempo de Vida Efectivo para el cálculo del método MIRD

Tabla 7-4. Pacientes en estudios de paratiroides con mediciones de tasa de dosis en diferentes tiempos.

GAMMAGRAFIA PARATIROIDEA				
Numero de Paciente	Dosis Recibida	uSV/h- 5 min	uSV/h- 2H	uSV/h- 3H
1	17,2	18,04	6,5	3,12
2	22	25,7	13,9	10,9
3	23,6	25,9	14,5	8,6
4	20	24,2	12,6	10,35
5	29	33	17,5	12,4
6	23,6	26,2	14,42	8,05
7	12,5	14,2	6,9	2,57
8	13	15,3	4,8	2,45
9	22	24,2	12,78	7,9
10	16,8	17,5	6,5	4,2
11	22,4	26,2	14,5	10,2
12	23,4	24,2	11,9	5,7
13	22,5	25	13,4	8,2
14	25,6	28	15,4	9,12
15	23,5	24,8	11,6	6,3

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 8-4. Pacientes en estudios de paratiroides con mediciones de tasa de dosis logarítmicamente.

GAMMAGRAFÍA PARATIROIDEA				
Numero de Paciente	LN-Dosis Recibida	LN- 5 min	LN- 2H	LN- 3H
1	2,844909384	2,89259151	1,87180218	1,137833
2	3,091042453	3,24649099	2,63188884	2,38876279
3	3,161246712	3,25424297	2,67414865	2,1517622
4	2,995732274	3,18635263	2,53369681	2,33698652
5	3,36729583	3,49650756	2,86220088	2,51769647
6	3,161246712	3,26575941	2,66861613	2,08567209
7	2,525728644	2,65324196	1,93152141	0,9439059
8	2,564949357	2,72785283	1,56861592	0,89608802
9	3,091042453	3,18635263	2,54788145	2,06686276
10	2,821378886	2,86220088	1,87180218	1,43508453
11	3,109060959	3,26575941	2,67414865	2,32238772
12	3,152736022	3,18635263	2,4765384	1,74046617
13	3,113515309	3,21887582	2,59525471	2,10413415
14	3,242592351	3,33220451	2,73436751	2,2104698
15	3,157000421	3,21084365	2,4510051	1,84054963

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

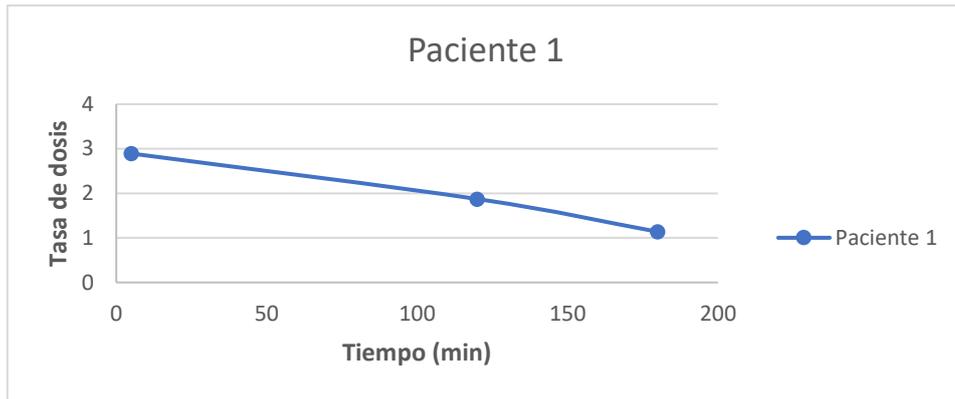


Gráfico 11-4. Pendiente ecuación de la gráfica respecto al tiempo vs tasa de dosis, paciente 1.

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

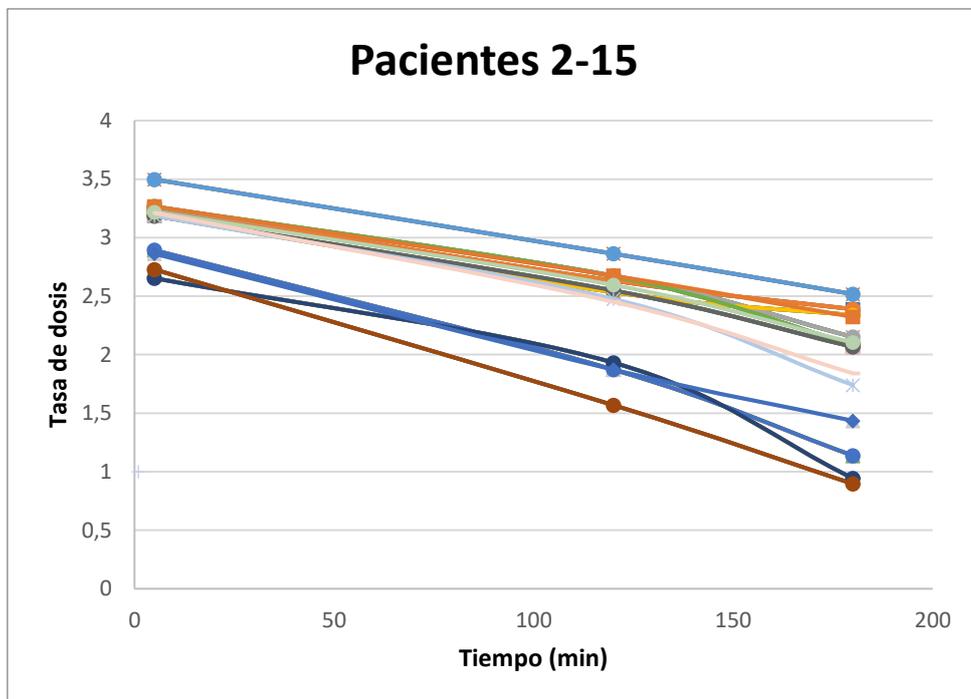


Gráfico 12-4. Pendiente- ecuaciones de las gráficas respecto tiempo vs tasa de dosis, pacientes del 1 al 15.

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Fórmula para sacar el tiempo de vida media efectivo en función de la pendiente de la ecuación de la recta.

$$t_{\frac{1}{2}efectivo} = \left(\frac{\ln 2}{m}\right)$$

[22]

Tabla 9-4. Tiempo de vida media efectivo de 15 pacientes en estudios de paratiroides.

Tiempo de vida media Efectivo	
Paciente 1	2,45 h
Paciente 2	2,68 h
Paciente 3	3,39 h
Paciente 4	2,4 h
Paciente 5	2,56 h
Paciente 6	0,1 h
Paciente 7	1,89 h
Paciente 8	1,89 h
Paciente 9	2,46 h
Paciente 10	3,21 h
Paciente 11	2,45 h
Paciente 12	2,44 h
Paciente 13	2,86 h
Paciente 14	2,86 h
Paciente 15	2,5 h
Promedio	2,40 h

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Procedimiento para hallar los Coeficientes de Atenuación de cabeza y cuello en el fantoma antropomorfo

Los coeficientes se obtuvieron inyectando una actividad específica en cada rodaja del fantoma en cabeza y cuello, posteriormente se realizó una imagen gammagráfica con un tiempo de adquisición de 5 minutos para una actividad de 20 mCi, en posiciones; anterior, posterior y laterales.



Figura 23-4. Delimitación de puntos de cada rodaja en los todos los ejes (x, y) de cabeza y cuello en el fantoma antropomorfo.

Fuente: Mauro Cofre, 2017.

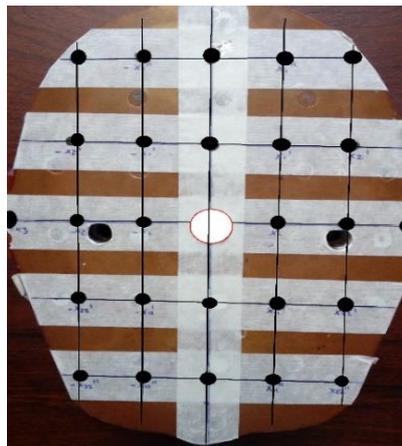


Figura 24-4. Inserción de la fuente radiactiva en todos los puntos de la rodaja en cabeza y cuello del fantoma antropomorfo.

Fuente: Mauro Cofre, 2017



Figura 25-4. Posicionamiento anterior del fantoma antropomorfo en la gammacámara en diferentes puntos de las rodajas de cabeza y cuello.

Fuente: Mauro Cofre, 2017



Figura 26-4. Posicionamiento lateral del fantoma antropomorfo en la gammacámara en diferentes puntos de las rodajas de cabeza y cuello.

Fuente: Mauro Cofre, 2017



Patient Name: COEF TAJA 4

Study Name: GENERAL

Patient Id: TAJA 4

Date & Time: 10/25/2017

HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN
Servicio de Medicina Nuclear

Manufacturer Model: MILLENNIUM MPR



Figura 27-4. Resultado de la adquisición en diferentes puntos de la rodaja en el fantoma antropomorfo.

Fuente: Mauro Cofre, 2017

El fantoma antropomorfo presenta cortes axiales distribuido en 9 rodajas en cabeza y cuello empezando en la tiroides y terminado en la cabeza, donde cada rodaja tiene un espesor de 2,6 cm.

Una vez adquirido todos los puntos en los ejes (x, y, z) de cada rodaja, se obtuvo el número de cuentas totales, valor que nos da la gammacámara en unidades de cuentas/segundo y kilocuentas/ segundos.

Finalmente se realizó el factor de corrección en función al tiempo que dura la adquisición en cada punto, en este caso fue de 5 minutos.

Tabla 10-4. Numero de cuentas y factor de corrección en el punto centro (x0).

Posición	Distancia (cm)	Total cuentas	Espesor	Lectura corregida (f)	Ln (cuentas)
X- TOTAL	0	1132000	10,4	1132000	13,9394965
X0-1	0	1600000	7,8	1600000	14,2855142
X0-2	0	2105000	5,2	2126262,626	14,5698764
X0-3	0	2714000	2,6	2769387,755	14,8341368
X0-4	0	3217000	0	3316494,845	15,014419

Realizado por: Mauro Cofre, 2017.

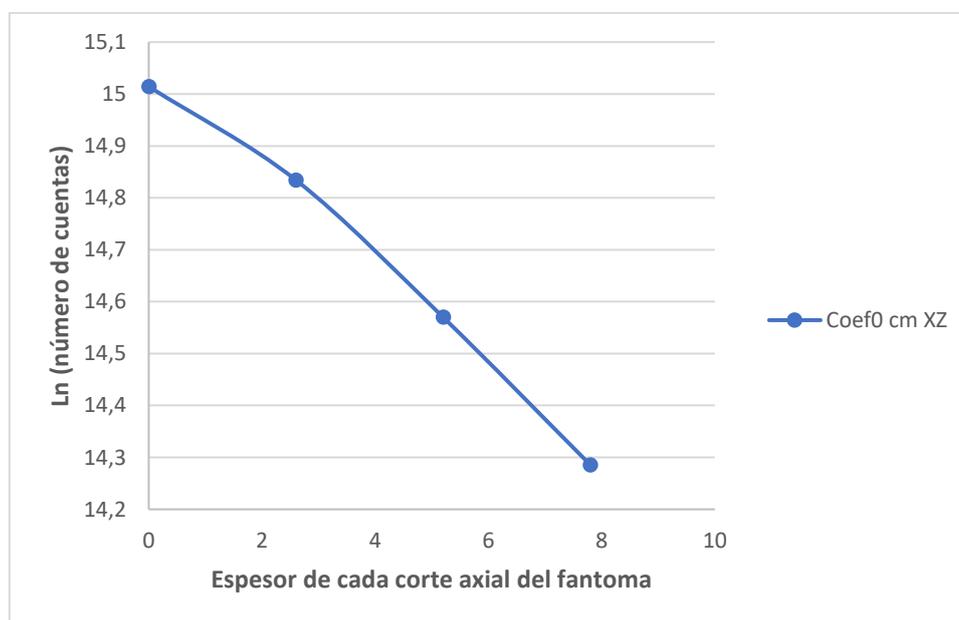


Gráfico 13-4. Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al ln (cuentas) en el eje x0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 11-4. Numero de cuentas y factor de corrección en el eje (x1).

Posición	Distancia (cm)	Total cuentas	Espesor	lectura corregida(f)	Ln (cuentas)
X1- TOTAL	2,5	1033000	10,4	1033000	13,8479777
X1-1	2,5	1576000	7,8	1576000	14,2704005
X1-2	2,5	2082000	5,2	2103030,303	14,5588899
X1-3	2,5	2668000	2,6	2722448,98	14,8170424
X1-4	2,5	3092000	0	3187628,866	14,9747879

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

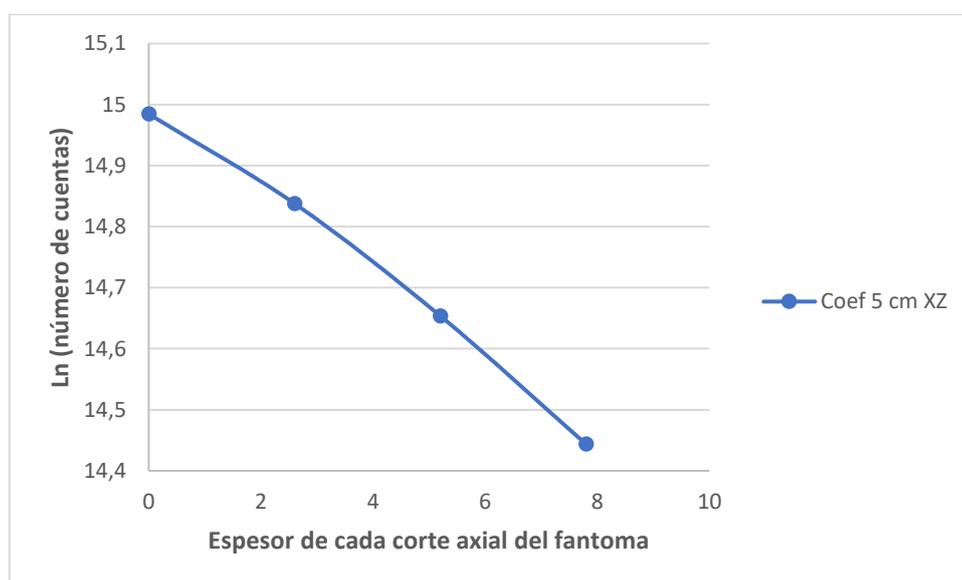


Gráfico 14-4. Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al Ln (cuentas) en el eje x1.

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 12-4. Numero de cuentas y factor de corrección en el eje (x2).

Posición	Distancia (cm)	Total cuentas	Espesor	lectura corregida (f)	Ln (cuentas)
X2- TOTAL	5	1530000	10,4	1530000	14,2407783
X2-1	5	1874000	7,8	1874000	14,4435857
X2-2	5	2289000	5,2	2312121,212	14,6536759
X2-3	5	2724000	2,6	2779591,837	14,8378147
X2-4	5	3122000	0	3218556,701	14,9844436

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

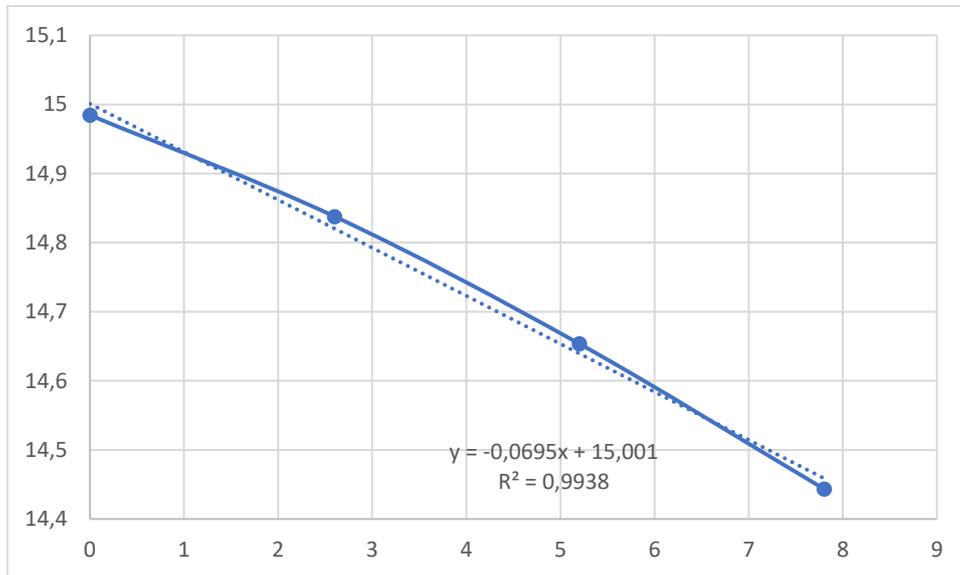


Gráfico 15-4. Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al ln (cuentas) en el eje x2.

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 13-4. Numero de cuentas y factor de corrección en el eje (x3).

Posición	Distancia (cm)	Total cuentas	Espesor	lectura corregida (f)	Ln (cuentas)
X3- TOTAL	7,5	1286000	10,4	1286000	14,0670472
X3-1	7,5	1465000	7,8	1465000	14,1973658
X3-2	7,5	1929000	5,2	1948484,848	14,4825626
X3-3	7,5	2574000	2,6	2626530,612	14,7811744
X3-4	7,5	3042000	0	3136082,474	14,958485

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

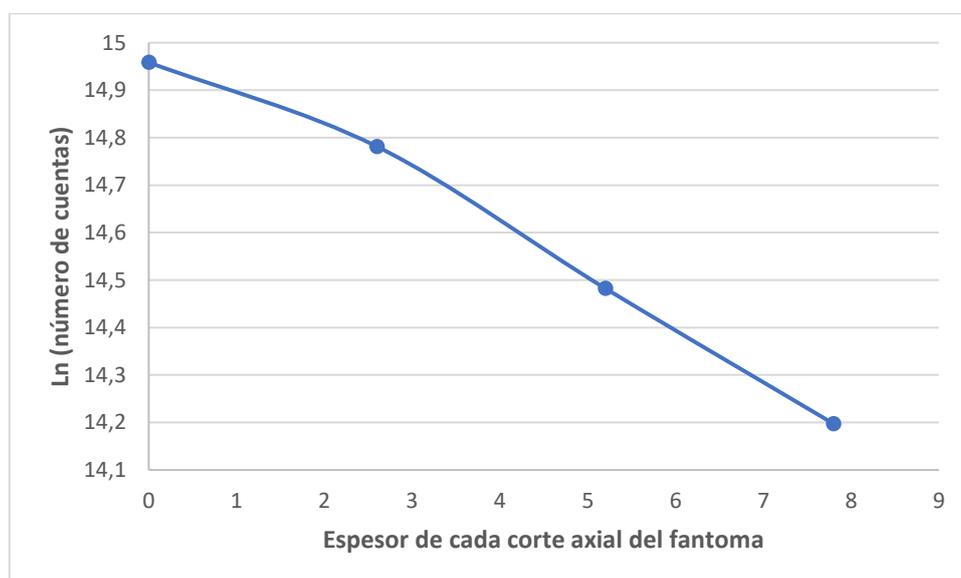


Gráfico 16-4. Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al ln (cuentas) en el eje x3.

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 14-4. Numero de cuentas y factor de corrección en el eje (-x1).

Posición	Distancia (cm)	Total cuentas	Espesor	lectura corregida (f)	Ln (cuentas)
X1-TOTAL	2,5	938223	10,4	938223	13,7517429
X1-1	2,5	1412000	7,8	1412000	14,1605177
X1-2	2,5	1867000	5,2	1885858,586	14,4498938
X1-3	2,5	2396000	2,6	2444897,959	14,7095139
X1-4	2,5	2987000	0	3079381,443	14,9402393

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

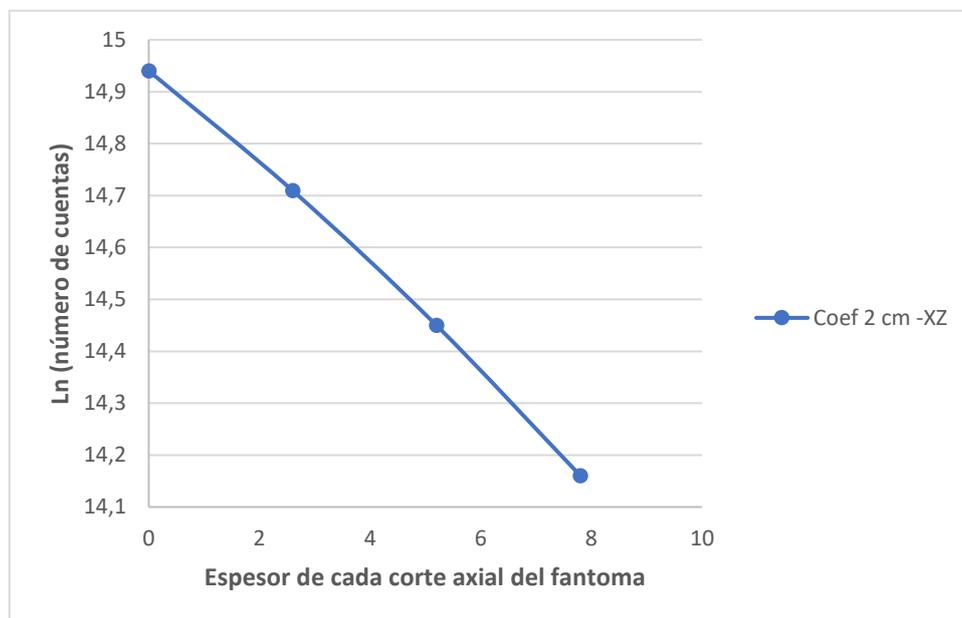


Gráfico 17-4. Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al ln (cuentas) en el eje (-x1).

Realizado por: Mauro Cofre

Tabla 15-4. Numero de cuentas y factor de corrección en el eje (-x2).

Posición	Distancia (cm)	Total cuentas	Espesor	lectura corregida (f)	Ln (cuentas)
X2- TOTAL	5	1277000	10,4	1277000	14,0600241
X2-1	5	1578000	7,8	1578000	14,2716688
X2-2	5	1985000	5,2	2005050,505	14,5111798
X2-3	5	2457000	2,6	2507142,857	14,7346544
X2-4	5	2924000	0	3014432,99	14,9189223

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

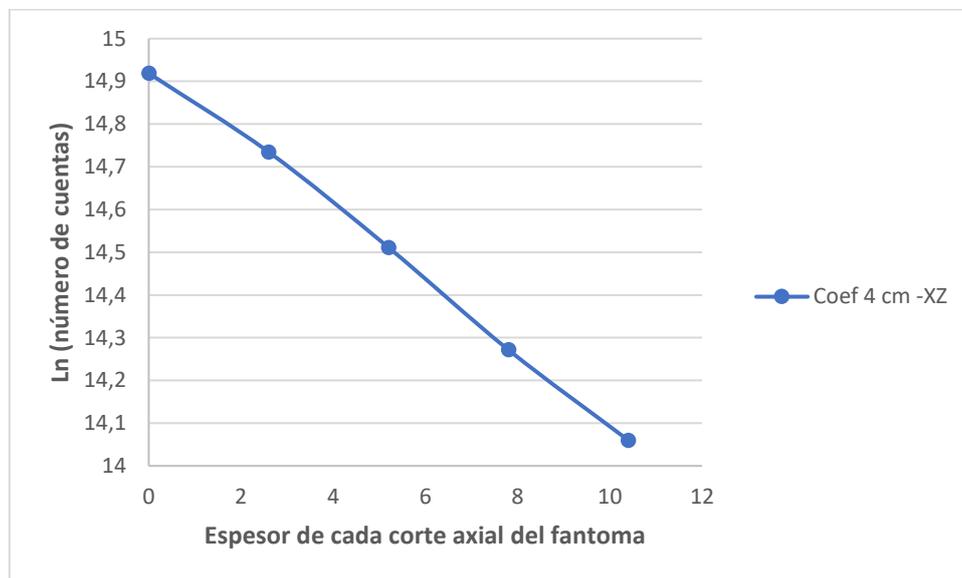


Gráfico 18-4. Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al Ln (cuentas) en el eje (-x2).

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 16-4. Numero de cuentas y factor de corrección en el eje (-x3).

Posición	Distancia (cm)	Total cuentas	Espesor	lectura corregida (f)	Ln (cuentas)
X3- TOTAL	7,5	1291000	10,4	1291000	14,0709277
X3-1	7,5	1420000	7,8	1420000	14,1661674
X3-2	7,5	1786000	5,2	1804040,404	14,4055394
X3-3	7,5	2327000	2,6	2374489,796	14,6802931
X3-4	7,5	2842000	0	2929896,907	14,8904778

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

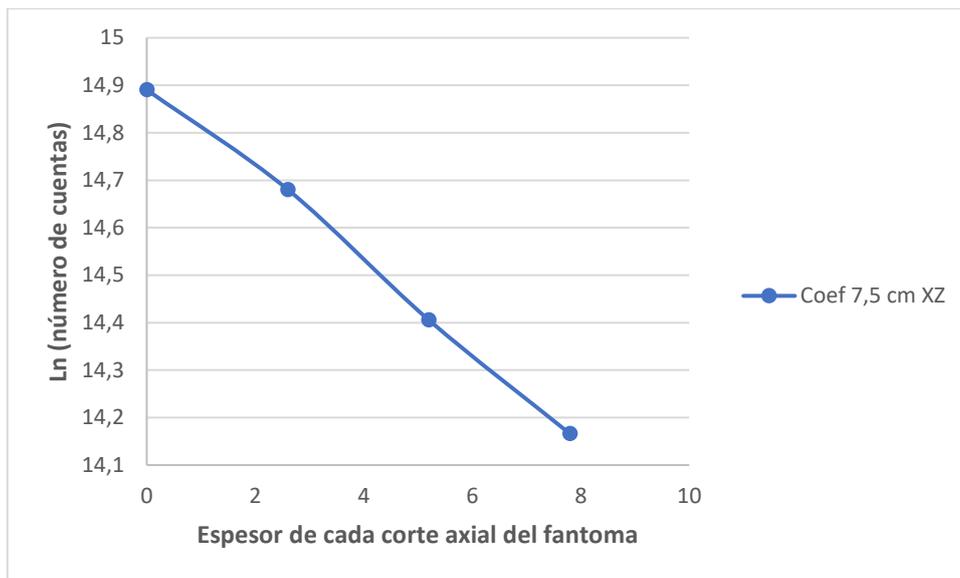


Gráfico 19-4. Linealidad en función del espesor de cada rodaja con respecto al Ln (cuentas) en el eje (-x3).

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 17-4. Numero de cuentas totales en el punto 1x (x0, x1, x2, x3, -x1, -x2, -x3) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
10	3217000	3217000	3217000	3217000	3217000
7,5	1286000	1465000	1929000	2574000	3217000
5	1530000	1874000	2289000	2724000	3217000
2,5	1033000	1576000	2082000	2668000	3217000
0	1132000	1600000	2105000	2714000	3217000
-2,5	938223	1412000	1867000	2396000	3217000
-5	1277000	1578000	1985000	2457000	3217000
-7,5	1291000	1420000	1786000	2327000	3217000
-10	3217000	3217000	3217000	3217000	3217000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 18-4. Coeficientes de atenuación en el punto 1x (x0, x1, x2, x3, -x1, -x2, -x3) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
10	0	0	0	0	0
7,5	0,05012254	0,10582557	0,11094591	0,08576467	0
5	0,07800286	0,07693841	0,06691783	0,06397995	0
2,5	0,16247031	0,10709191	0,09538468	0,07196928	0
0	0,13308371	0,10550455	0,09773388	0,06539449	0
-2,5	0,15722106	0,10743297	0,09594916	0,11332637	0
-5	0,08140179	0,08825411	0,08204699	0,10365698	0
-7,5	0,03663068	0,08820062	0,10176977	0,12456514	0
-10	0	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Coefficientes de atenuación detector en la posición anterior en el punto 2x, 3x, 4x, 5x, 1y, 2y, 3y, 4y, 5y, en las tajás 1, 2, 3, 4.

Tabla 19-4. Numero de cuentas totales en el punto 2x (x0`, x1`, x2`, -x1`, -x2`) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
7,5	3344000	3344000	3344000	3344000	3344000
5	986074	1384000	1903000	2374000	3344000
2,5	1001000	1610000	2125000	2519000	3344000
0	1000000	2013000	2671000	3367000	3344000
-2,5	940425	1605000	2101000	2503000	3344000
-5	942729	1314000	1788000	2281000	3344000
-7,5	3344000	3344000	3344000	3344000	3344000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 20-4. Coeficientes de atenuación en el punto 2x (x0`, x1`, x2`, -x1`, -x2`) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
7,5	0	0	0	0	0
5	0,13038528	0,1224822	0,08505566	0,13176592	0
2,5	0,18278257	0,10674524	0,06541931	0,10896373	0
0	0,26908698	0,10877953	0,08906508	-0,00263632	0
-2,5	0,20559505	0,10357295	0,06733715	0,11141449	0
-5	0,12771244	0,11846991	0,0936601	0,14713606	0
-7,5	0	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017.

Tabla 21-4. Numero de cuentas totales en el punto 3x (x0`, x1`, -x1`) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
5	3290000	3290000	3290000	3290000	3290000
2,5	1017000	1389000	1951000	2370000	3290000
0	2568000	2548000	2630000	3009000	3290000
-2,5	957908	1315000	1830000	2303000	3290000
-5	3290000	3290000	3290000	3290000	3290000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 22-4. Coeficientes de atenuación en el punto 3x (x0`, x1`, -x1`) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
5	0	0	0	0	0
2,5	0,11989498	0,13067615	0,07482611	0,12615293	0
0	-0,00300717	0,01218273	0,05177844	0,03433837	0
-2,5	0,12186162	0,12710742	0,08842179	0,13718267	0
-5	0	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 23-4. Numero de cuentas totales en el punto 4x (x00`, x11`, x22`, -x11`, -x22`) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
7	2631000	2631000	2631000	2631000	2631000
5	986074	1384000	1903000	2374000	2631000
2,5	1001000	1610000	2125000	2519000	2631000
0	955270	1367000	1789000	2276000	2631000
-2,5	940425	1605000	2101000	2503000	2631000
-5	942729	1314000	1788000	2281000	2631000
-7	2631000	2631000	2631000	2631000	2631000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 24-4. Coeficientes de atenuación en el punto 4x (x00`, x11`, x22`, -x11`, -x22`) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
7	0	0	0	0	0
5	0,13038528	0,1224822	0,08505566	0,03953373	0
2,5	0,18278257	0,10674524	0,06541931	0,01673154	0
0	0,13783839	0,10347625	0,09260104	0,05574788	0
-2,5	0,20559505	0,10357295	0,06733715	0,0191823	0
-5	0,12771244	0,11846991	0,0936601	0,05490387	0
-7	0	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 25-4. Numero de cuentas totales en el punto 5x (x00``, x11``, x22``, -x11``, -x22``) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
7	2535000	2535000	2535000	2535000	2535000
5	1047000	1194000	1621000	2132000	2535000
2,5	915649	1248000	1735000	2202000	2535000
0	825213	1310000	1718000	2193000	2535000
-2,5	879351	1205000	1690000	2163000	2535000
-5	1121000	1213000	1553000	2095000	2535000
-7	2535000	2535000	2535000	2535000	2535000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 26-4. Coeficientes de atenuación en el punto 5x (x00``, x11``, x22``, -x11``, -x22``) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
7	0	0	0	0	0
5	0,0505308	0,11759009	0,10539126	0,06658967	0
2,5	0,11910171	0,12671736	0,09167639	0,05416446	0
0	0,17774649	0,10428219	0,09388833	0,05573968	0
-2,5	0,12117335	0,13009575	0,09491062	0,0610375	0
-5	0,03033673	0,09503535	0,11514039	0,07332311	0
-7	0	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 27-4. Numero de cuentas totales en el punto 1y (y0, y1, y2, y3, y4, -y1, -y2, -y3, -y4) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
12,5	3121000	3121000	3121000	3121000	3121000
10	1497000	1609000	1876000	2367000	3121000
7,5	1048000	1397000	1931000	2513000	3121000
5	1046000	1551000	2053000	2633000	3121000
2,5	1009000	1506000	1989000	2525000	3121000
0	1113000	1576000	2069000	2657000	3121000
-2,5	955270	1367000	1789000	2276000	3121000
-5	825817	1310000	1718000	2193000	3121000
-7,5	802175	1244000	1644000	2105000	3121000
-10	775371	1192000	1594000	1957000	3121000
-12,5	3121000	3121000	3121000	3121000	3121000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 28-4. Coeficientes de atenuación en el punto 1y (y0, y1, y2, y3, y4, -y1, -y2, -y3, -y4) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
12,5	0	0	0	0	0
10	0,02774991	0,05904961	0,08941595	0,10635774	0
7,5	0,11055519	0,1245042	0,10132279	0,083337	0
5	0,1515102	0,10784702	0,09570067	0,06539599	0
2,5	0,15403746	0,10699033	0,09177272	0,08150477	0
0	0,13378112	0,10468285	0,09620472	0,06190608	0
-2,5	0,13783839	0,10347625	0,09260104	0,12143613	0
-5	0,17746508	0,10428219	0,09388833	0,13572423	0
-7,5	0,16875403	0,10723089	0,09507045	0,15147615	0
-10	0,16540239	0,11177462	0,07891004	0,17951568	0
-12,5	0	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017.

Tabla 29-4. Numero de cuentas totales en el punto 2y (y_0 , y_1 , y_2 , $-y_1$, $-y_2$) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
7	3092000	3092000	3092000	3092000	3092000
5	1017000	1389000	1951000	2370000	3092000
2,5	1001000	1610000	2125000	2519000	3092000
0	1033000	1576000	2082000	2668000	3092000
-2,5	940425	1605000	2101000	2503000	3092000
-5	879351	1205000	1690000	2163000	3092000
-7	3092000	3092000	3092000	3092000	3092000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017.

Tabla 30-4. Coeficientes de atenuación en el punto 2y (y_0 , y_1 , y_2 , $-y_1$, $-y_2$) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
7	0	0	0	0	0
5	0,11989498	0,13067615	0,07482611	0,10228007	0
2,5	0,18278257	0,10674524	0,06541931	0,07882928	0
0	0,16247031	0,10709191	0,09538468	0,05672654	0
-2,5	0,20559505	0,10357295	0,06733715	0,08128005	0
-5	0,12117335	0,13009575	0,09491062	0,13743153	0
-7	0	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017.

Tabla 31-4. Numero de cuentas totales en el punto 4y (y_{00} , y_{11} , y_{22} , $-y_{11}$, $-y_{22}$) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
7	2987000	2987000	2987000	2987000	2987000
5	957908	1315000	1830000	2303000	2987000
2,5	940425	1605000	2101000	2503000	2987000
0	938223	1412000	1867000	2396000	2987000
-2,5	940425	1605000	2101000	2503000	2987000
-5	879351	1205000	1690000	2163000	2987000
-7,5	2987000	2987000	2987000	2987000	2987000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017.

Tabla 32-4. Coeficientes de atenuación en el punto 4y (y00`, y11`, y22`, -y11`, -y22`) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
7	0	0	0	0	0
5	0,12186162	0,12710742	0,08842179	0,10002189	0
2,5	0,20559505	0,10357295	0,06733715	0,06799213	0
0	0,15722106	0,10743297	0,09594916	0,08479571	0
-2,5	0,20559505	0,10357295	0,06733715	0,06799213	0
-5	0,12117335	0,13009575	0,09491062	0,12414361	0
-7,5	0	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017.

Tabla 33-4. Numero de cuentas totales en el punto 5y (y00`y11``, y22``, -y11``, -y22``) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA				
	TAJA 0	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	10,8	8,1	5,4	2,7	0
5	2924000	2924000	2924000	2924000	2924000
2,5	942729	1314000	1788000	2281000	2924000
0	1277000	1578000	1985000	2457000	2924000
-2,5	942729	1314000	1788000	2281000	2924000
-5	1121000	1213000	1553000	2095000	2924000
-7,5	2924000	2924000	2924000	2924000	2924000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017.

Coeficientes de atenuación detector en posición lateral en el punto 1x, 2x, 3x, 4x, 5x, 1y, 2y, 3y, 4y, 5y, en las tajadas 1, 2, 3, 4.

Tabla 34-4. Numero de cuentas totales en el punto 1x (x0, x1, x2, x3, -x1, -x2, -x3) en la posición lateral.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
10	2389000	2389000	2389000	2389000
7,5			830944	2389000
5	830417	833423	1020000	2389000
2,5	1080000	1098000	1324000	2389000
0	1406000	1357000	1996000	2389000
-2,5	1648000	1732000	2118000	2389000
-5	1417000	1571000	1946000	2389000
-7,5			1737000	2389000
-10	2389000	2389000	2389000	2389000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 35-4. Coeficientes de atenuación en el punto 1x (x0, x1, x2, x3, -x1, -x2, -x3) en la posición lateral.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
10	0	0	0	0
7,5			0,4061799	0
5	0,00138974	0,07769869	0,32733548	0
2,5	0,00635742	0,07198735	0,2270067	0
0	-0,01364324	0,14841108	0,0691268	0
-2,5	0,01912091	0,07738286	0,0463087	0
-5	0,03968092	0,08233216	0,07888419	0
-7,5			0,12258284	0
-10	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 36-4. Numero de cuentas totales en el punto 2x (x0`, x1`, x2`, -x1`, -x2`) en la posición lateral.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	2389000	2389000	2389000	2389000
5	763369	724945	922033	2389000
2,5	985036	1040000	1228000	2389000
0	1365000	1367000	1734000	2389000
-2,5	1627000	1654000	2106000	2389000
-5	1442000	1583000	1941000	2389000
-7,5	2389000	2389000	2389000	2389000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 37-4. Coeficientes de atenuación en el punto 2x (x0`, x1`, x2`, -x1`, -x2`) en la posición lateral.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	0	0	0	0
5	-0,01986375	0,09249432	0,36617274	0
2,5	0,02088377	0,06391004	0,25595694	0
0	0,00056313	0,09146628	0,12324769	0
-2,5	0,0063303	0,0929207	0,04849402	0
-5	0,03588105	0,07841597	0,07987368	0
-7,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 38-4. Numero de cuentas totales en el punto 3x (x0`, x1`, x2`, -x1`, -x2`) en la posición lateral.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	2389000	2389000	2389000	2389000
5	861368	841566		2389000
2,5	1231000	1190000	1415000	2389000
0	1564000	1523000	1933000	2389000
-2,5	1593000	1656000	2047000	2389000
-5	1438000	1476000		2389000
-7,5	2389000	2389000	2389000	2389000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 39-4. Coeficientes de atenuación en el punto 3x (x0`, x1`, x2`, -x1`, -x2`) en la posición lateral.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	0	0	0	0
5	-0,00894515			0
2,5	-0,01302828	0,06660624	0,20144051	0
0	-0,01021714	0,09168889	0,08146218	0
-2,5	0,0149177	0,08152702	0,05942291	0
-5	0,01003172			0
-7,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 40-4. Numero de cuentas totales en el punto 4x (x00`, x11`, x22`, -x11`, -x22`) en la posición lateral.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	2389000	2389000	2389000	2389000
5	853615	776115	828584	2389000
2,5	1205000	1056000	1184000	2389000
0	1595000	1491000	1796000	2389000
-2,5	1615000	1710000	2064000	2389000
-5	1346000	1586000	1892000	2389000
-7,5	2389000	2389000	2389000	2389000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 41-4. Coeficientes de atenuación en el punto 4x (x00`, x11`, x22`, -x11`, -x22`) en la posición lateral.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	0	0	0	0
5	-0,03660753	0,02516058	0,40727382	0
2,5	-0,05076592	0,04400398	0,2699909	0
0	-0,02593335	0,07158267	0,10973573	0
-2,5	0,02198401	0,07236634	0,05624193	0
-5	0,06310688	0,0678536	0,08970785	0
-7,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 42-4. Numero de cuentas totales en el punto 5x (x00``, x11``, x22``, -x11``, -x222``) en la posición lateral.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	2389000	2389000	2389000	2389000
5			1053000	2389000
2,5	1457000	1410000	1433000	2389000
0	1524000	1667000	1825000	2389000
-2,5	1514000	1635000	1951000	2389000
-5			1773000	2389000
-7,5	2389000	2389000	2389000	2389000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 43-4. Coeficientes de atenuación en el punto 5x (x00``, x11``, x22``, -x11``, -x222``) en la posición lateral.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	0	0	0	0
5			0,31508909	0
2,5	-0,01261147	0,00622325	0,19657874	0
0	0,03449506	0,03482861	0,10357495	0
-2,5	0,02957217	0,06796125	0,07789723	0
-5			0,11469302	0
-7,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 44-4. Numero de cuentas totales en el punto 1y (y0, y1, y2, -y1, -y2) en la posición lateral.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	2389000	2389000	2389000	2389000
7	1564000	1523000	1933000	2389000
3,5	1365000	1367000	1754000	2389000
0	1406000	1357000	1996000	2389000
-3,5	1595000	1491000	1796000	2389000
-7	1524000	1667000	1825000	2389000
-10,5	2389000	2389000	2389000	2389000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 45-4. Coeficientes de atenuación en el punto 1y (y0, y1, y2, -y1, -y2) en la posición lateral.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	0	0	0	0
7	-0,01021714	0,09168889	0,08146218	0
3,5	0,00056313	0,09587705	0,11883691	0
0	-0,01364324	0,14841108	0,0691268	0
-3,5	-0,02593335	0,07158267	0,10973573	0
-7	0,03449506	0,03482861	0,10357495	0
-10,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 46-4. Numero de cuentas totales en el punto 2y (y0`, y1`, y2`, -y1`, -y2`) en la posición lateral.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	2389000	2389000	2389000	2389000
7	1231000	1190000	1415000	2389000
3,5	985036	1040000	1228000	2389000
0	1080000	1098000	1324000	2389000
-3,5	1205000	1056000	1184000	2389000
-7	1457000	1410000	1433000	2389000
-10,5	2389000	2389000	2389000	2389000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 47-4. Coeficientes de atenuación en el punto 2y (y_0 , y_1 , y_2 , $-y_1$, $-y_2$) en la posición lateral.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	0	0	0	0
7	-0,01302828	0,06660624	0,20144051	0
3,5	0,02088377	0,06391004	0,25595694	0
0	0,00635742	0,07198735	0,2270067	0
-3,5	-0,05076592	0,04400398	0,2699909	0
-7	-0,01261147	0,00622325	0,19657874	0
-10,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 48-4. Numero de cuentas totales en el punto 3y (y_0 , y_1 , y_2 , $-y_1$, $-y_2$) en la posición lateral.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	2389000	2389000	2389000	2389000
7	861368	841566	0	2389000
3,5	763369	724945	922033	2389000
0	830417	833423	1020000	2389000
-3,5	853615	776115	828584	2389000
-7	0	0	1053000	2389000
-10,5	2389000	2389000	2389000	2389000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 49-4. Coeficientes de atenuación en el punto 3y (y_0 , y_1 , y_2 , $-y_1$, $-y_2$) en la posición lateral.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	0	0	0	0
7	-0,00894515			0
3,5	-0,01986375	0,09249432	0,36617274	0
0	0,00138974	0,07769869	0,32733548	0
-3,5	-0,03660753	0,02516058	0,40727382	0
-7				0
-10,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 50-4. Numero de cuentas totales en el punto 4y (y00`, y11`, y22`, -y11`, -y22`) en la posición lateral.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	2389000	2389000	2389000	2389000
7	1543000	1654000	2047000	2389000
3,5	1627000	1654000	2106000	2389000
0	1648000	1732000	2118000	2389000
-3,5	1615000	1710000	2064000	2389000
-7	1514000	1635000	1951000	2389000
-10,5	2389000	2389000	2389000	2389000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 51-4. Coeficientes de atenuación en el punto 4y (y00`, y11`, y22`, -y11`, -y22`) en la posición lateral.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	0	0	0	0
7	0,02671847	0,08199181	0,05942291	0
3,5	0,0063303	0,0929207	0,04849402	0
0	0,01912091	0,07738286	0,0463087	0
-3,5	0,02198401	0,07236634	0,05624193	0
-7	0,02957217	0,06796125	0,07789723	0
-10,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Numero de cuentas totales en el punto 5y (y00``, y11``, y22``, -y11``, -y22``) en la posición lateral.

Tabla 52-4. Coeficientes de atenuación en el punto 5y (y00`, y11`, y22`, -y11`, -y22`) en la posición lateral.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	0	0	0	0
7	0,01003172			0
3,5	0,03588105	0,07841597	0,07987368	0
0	0,03968092	0,08233216	0,07888419	0
-3,5	0,06310688	0,06805683	0,08950461	0
-7			0,11469302	0
-10,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Coefficiente de atenuación detector en posición anterior en los puntos 1x, 2x, 3x, 4x, 5x, 1y, 2y, 3y, 4y, 5y, en las tajás 5, 6, 7, 8.

Tabla 53-4. Numero de cuentas totales en el punto 1x (x0, x1, x2, -x1, -x2) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	2512000	2512000	2512000	2512000
5	2381000	2266000	1782000	2512000
2,5	2382000	2646000	2513000	2512000
0	2445000	2747000	2627000	2512000
-2,5	2247000	2363000	1942000	2512000
-5	2290000	2323000	1828000	2512000
-7,5	2512000	2512000	2512000	2512000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 54-4. Coeficientes de atenuación en el punto 1x (x0, x1, x2, -x1, -x2) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	0	0	0	0
5	-0,01904016	-0,09241532	0,13205497	0
2,5	0,04042638	-0,01983531	-0,00015308	0
0	0,04479396	-0,01717958	-0,01721664	0
-2,5	0,01936	-0,07546678	0,09898495	0
-5	0,00550294	-0,09216807	0,12225261	0
-7,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 55-4. Numero de cuentas totales en el punto 2x (x0`, x1`, x2`, -x1`, -x2`) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	1452000	1452000	1452000	1452000
5	2064000	2401000	2014000	1452000
2,5	2201000	2297000	1841000	1452000
0	2322000	2321000	1839000	1452000
-2,5	2146000	2304000	1869000	1452000
-5	2294000	2437000	2061000	1452000
-7,5	1452000	1452000	1452000	1452000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 56-4. Coeficientes de atenuación en el punto 2x (x_0 , x_1 , x_2 , $-x_1$, $-x_2$) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	0	0	0	0
5	0,05816903	-0,06760097	-0,1258388	0
2,5	0,01642005	-0,08511347	-0,09129499	0
0	-0,00016568	-0,0895293	-0,09087693	0
-2,5	0,0273235	-0,08047816	-0,09710062	0
-5	0,02325798	-0,06445249	-0,1347113	0
-7,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 57-4. Numero de cuentas totales en el punto 3x (x_0 , x_1 , x_2 , $-x_1$, $-x_2$) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	1474000	1474000	1474000	1474000
5				1474000
2,5	2161000	2375000	1917000	1474000
0	2181000	2376000	1903000	1474000
-2,5	2159000	2329000	1870000	1474000
-5				1474000
-7,5	1474000	1474000	1474000	1474000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 58-4. Coeficientes de atenuación en el punto 3x (x_0 , x_1 , x_2 , $-x_1$, $-x_2$) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	0	0	0	0
5	-0,00894515			0
2,5	-0,01302828	0,06660624	0,20144051	0
0	-0,01021714	0,09168889	0,08146218	0
-2,5	0,0149177	0,08152702	0,05942291	0
-5	0,01003172			0
-7,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 59-4. Numero de cuentas totales en el punto 4x (x00`, x11`, x22`, -x11`, -x22`) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	2389000	2389000	2389000	2389000
5	853615	776115	828584	2389000
2,5	1205000	1056000	1184000	2389000
0	1595000	1491000	1796000	2389000
-2,5	1615000	1710000	2064000	2389000
-5	1346000	1586000	1892000	2389000
-7,5	2389000	2389000	2389000	2389000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 60-4. Coeficientes de atenuación en el punto 4x (x00`, x11`, x22`, -x11`, -x22`) en la posición anterior

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	0	0	0	0
5	-0,03660753	0,02516058	0,40727382	0
2,5	-0,05076592	0,04400398	0,2699909	0
0	-0,02593335	0,07158267	0,10973573	0
-2,5	0,02198401	0,07236634	0,05624193	0
-5	0,06310688	0,0678536	0,08970785	0
-7,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 61-4. Numero de cuentas totales en el punto 5x (x00``, x11``, x22``, -x11``, -x22``) en la posición anterior

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	2389000	2389000	2389000	2389000
5			1053000	2389000
2,5	1457000	1410000	1433000	2389000
0	1524000	1667000	1825000	2389000
-2,5	1514000	1635000	1951000	2389000
-5			1773000	2389000
-7,5	2389000	2389000	2389000	2389000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 62-4. Coeficientes de atenuación en el punto 5x (x00``, x11``, x22``, -x11``, -x22``) en la posición anterior

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 1	TAJA 2	TAJA 3	TAJA 4
	7,8	5,2	2,6	0
7,5	0	0	0	0
5			0,31508909	0
2,5	-0,01261147	0,00622325	0,19657874	0
0	0,03449506	0,03482861	0,10357495	0
-2,5	0,02957217	0,06796125	0,07789723	0
-5			0,11469302	0
-7,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 63-4. Numero de cuentas totales en el punto 1y (y0, y1, y2, -y1, -y2) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	2512000	2512000	2512000	2512000
7	2181000	2376000	1903000	2512000
3,5	2322000	2321000	1839000	2512000
0	2445000	2747000	2627000	2512000
-3,5	2427000	2493000	2160000	2512000
-7	2264000	2247000		2512000
-10,5	2512000	2512000	2512000	2512000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 64-4. Coeficiente de atenuación en el punto 1y (y0, y1, y2, -y1, -y2) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	0	0	0	0
7	0,03293651	-0,08537954	0,10678756	0
3,5	-0,00016568	-0,0895293	0,11994512	0
0	0,04479396	-0,01717958	-0,01721664	0
-3,5	0,01031957	-0,05514561	0,05806578	0
-7	-0,00289891			0
-10,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 65-4. Numero de cuentas totales en el punto 2y (y0`, y1`, y2`, -y1`, -y2`) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	2165000	2165000	2165000	2165000
7	2161000	2375000	1917000	2165000
3,5	2201000	2297000	1841000	2165000
0	2382000	2646000	2513000	2165000
-3,5	2172000	2225000	1794000	2165000
-7	2192000			2165000
-10,5	2165000	2165000	2165000	2165000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 66-4. Coeficientes de atenuación en el punto 2y (y0`, y1`, y2`, -y1`, -y2`) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	0	0	0	0
7	0,03631783	-0,08239845	0,04679188	0
3,5	0,01642005	-0,08511347	0,06235056	0
0	0,04042638	-0,01983531	-0,05732958	0
-3,5	0,00927251	-0,08281121	0,07229715	0
-7				0
-10,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 67-4. Numero de cuentas totales en el punto 3y (y0``, y1``, y2``, -y1``, -y2``) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	1512000	1512000	1512000	1512000
7				1512000
3,5	2064000	2401000	2014000	1512000
0	2381000	2266000	1782000	1512000
-3,5	2197000			1512000
-7				1512000
-10,5	1512000	1512000	1512000	1512000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 68-4. Coeficientes de atenuación en el punto 3y ($y0''$, $y1''$, $y2''$, $-y1''$, $-y2''$) en la posición anterior.

POSICIÓN	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	0	0	0	0
7				0
3,5	0,05816903	-0,06760097	-0,1102652	0
0	-0,01904016	-0,09241532	-0,06319348	0
-3,5				0
-7				0
-10,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 69-4. Numero de cuentas totales en el punto 4y ($y00'$, $y11'$, $y22'$, $-y11'$, $-y22'$) en la posición anterior.

POSICIÓN	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	1549000	1549000	1549000	1549000
7	2159000	2329000	1870000	1549000
3,5	2146000	2304000	1869000	1549000
0	2247000	2363000	1942000	1549000
-3,5	2166000	2269000	1724000	1549000
-7	2197000			1549000
-10,5	1549000	1549000	1549000	1549000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 70-4. Coeficientes de atenuación en el punto 4y ($y00'$, $y11'$, $y22'$, $-y11'$, $-y22'$) en la posición anterior.

POSICION	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	0	0	0	0
7	0,02915148	-0,08442329	-0,07243418	0
3,5	0,0273235	-0,08047816	-0,07222845	0
0	0,01936	-0,07546678	-0,08696493	0
-3,5	0,0178681	-0,10565078	-0,04116831	0
-7				0
-10,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 71-4. Numero de cuentas totales en el punto 5y (y00``, y11``, y22``, -y11``, -y22``) en la posición anterior.

POSICION	NÚMERO DE TAJA			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	1503000	1503000	1503000	1503000
7				1503000
3,5	2294000	2437000	2061000	1503000
0	2290000	2323000	1828000	1503000
-3,5	2183000			1503000
-7				1503000
-10,5	1503000	1503000	1503000	1503000

Realizado por: Mauro Cofre, 2017

Tabla 72-4. Coeficientes de atenuación en el punto 5y (y00``, y11``, y22``, -y11``, -y22``) en la posición anterior.

POSICION	COEFICIENTES DE ATENUACIÓN			
	TAJA 5	TAJA 6	TAJA 7	TAJA 8
	7,8	5,2	2,6	0
10,5	0	0	0	0
7				0
3,5	0,02325798	-0,06445249	-0,12143392	0
0	0,00550294	-0,09216807	-0,07529206	0
-3,5				0
-7				0
-10,5	0	0	0	0

Realizado por: Mauro Cofre, 2017