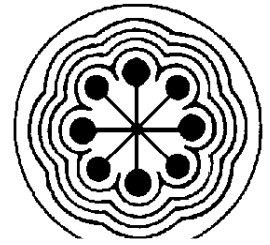




UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO

INSTITUTO NACIONAL DE
INVESTIGACIONES NUCLEARES



ININ

FACULTAD DE MEDICINA

MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

*Implementación de un sistema económico
para vigilancia radiológica para el Personal
Ocupacionalmente Expuesto en Servicios de
Medicina Nuclear*

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN FÍSICA MÉDICA

PRESENTA

José Valle Rojas

Comité de Tutores: Dr. En C. Arturo Ángeles Carranza
Dra. Keila Isaac Olivé
Dr. Miguel Camacho López



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO Septiembre 12 2017



Universidad Autónoma del Estado de México

FACULTAD DE MEDICINA

Toluca, México; 25 de octubre de 2017

DR. EN C. ALBERTO ERNESTO HARDY PÉREZ
COORDINADOR DEL CIEACS
P R E S E N T E

Por este conducto informo a usted, que después de haber revisado el trabajo de TESIS titulado:

**"IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ECONÓMICO PARA VIGILANCIA RADIOLÓGICA PARA EL
PERSONAL OCUPACIONALMENTE EXPUESTO EN SERVICIOS DE MEDICINA NUCLEAR"**

A cargo del **ING. IND. JOSÉ VALLE ROJAS**, de la Maestría en Física Médica, de la Facultad de Medicina, UAEMéx.

No se encontró ninguna corrección, por lo tanto se APRUEBA el mencionado trabajo de TESIS.

ATENTAMENTE
PATRIA, CIENCIA Y TRABAJO

"2017, Año del Centenario de la Promulgación de la Constitución Política de los Estado Unidos Mexicanos"

LA COMISIÓN DE REVISORES

DR. EN C. ARTURO ÁNGELES CARRANZA (ININ) _____

DRA. EN C. KEILA ISAAC OLIVÉ (UAEMéx) _____

DR. EN C. MIGUEL ÁNGEL CAMACHO LÓPEZ (UAEMéx) _____

CONTENIDO

Resumen.....	7
Abstract	8
CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.....	9
1.1 Introducción.....	9
1.2 Objetivos	11
1.2.1 Objetivo General	11
1.2.2 Objetivos Específicos.....	11
CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO.....	13
2.1 Radiaciones Ionizantes.....	13
2.2 Radiactividad	14
2.3 Interacción de la radiación con la materia	15
2.3.1 Partículas Cargadas.....	15
2.3.2 Radiación electromagnética	17
2.4 Detección de la radiación ionizante	21
2.4.1 Modelo simplificado de un detector	21
2.4.2 Modos de operación de un detector	23
2.5 Espectrometría Gamma	24
2.5.1 Instrumentación del sistema de espectrometría gamma	24
2.5.2 Sistema de Espectrometría gamma	29
2.5.3 Espectro Gamma.....	30
2.5.4. Resolución.....	31
2.5.5 Calibraciones	33
2.5.6 Tiempo Muerto	35
2.5.7 Cálculo de actividad.....	35
2.5.8 Cálculo de Incertidumbres	36
2.5.9 Límites de Detección.....	37
2.6 El Método Montecarlo.....	39
2.6.1 Descripción	39

2.6.2 Simulación con el Método Montecarlo para el transporte de fotones	40
2.6.3 Código de simulación mediante MCNP	41
2.7 Magnitudes y Unidades Radiológicas	42
2.7.1 Magnitudes dosimétricas	43
2.7.2 Magnitudes de Protección Radiológica	47
2.8 Modelos dosimétricos	51
2.8.1. Sistema ICRP	51
2.8.2. Esquema MIRD	52
2.8.3 Modelos Radiofarmacocinéticos por Incorporación.....	53
2.8.4 Modelos Empíricos.....	54
2.8.5 Modelos Analíticos.....	54
2.8.6 Modelos Compartimentales.....	55
2.9 Modelo biocinético del ¹³¹ I	56
2.10 Evaluación de la exposición ocupacional debido a la incorporación de radionúclidos.....	56
2.11 Normatividad de posesión y uso de material radiactivo en servicios de medicina nuclear.....	58
2.12 Monitoreos Radiológicos.....	58
2.13 Monitoreo Rutinario.....	58
CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO.....	59
3.1 Equipos y Materiales.....	59
3.2 Condiciones de operación	63
3.2.1 Calibración en energía	63
3.3 Deconvolución	64
3.4 Calibración en Eficiencia	64
3.5 Estabilidad del sistema de medición	66
3.6 Calibración en eficiencia mediante MCNP	67
3.6.1 Estructura del Archivo de entrada.....	67
3.6.2. MCNP Editor Visual	67
3.6.3. Definición del problema	69

3.6.4. Geometría del sistema de detección.....	69
3.6.5. Definición del término Fuente	71
3.6.6. Definición de los materiales	72
3.6.7. Simulación por Altura de Pulsos.....	74
3.6.8. Ampliación de “Energía Gaussiana”	76
3.7 Límite Inferior de Detección	77
CAPÍTULO 4: RESULTADOS.....	79
4.1 Calibración en energía	79
4.2 Deconvolución del Espectro de ¹³³ Ba.....	80
4.3 Calibración en Eficiencia	81
4.4 Estabilidad del Sistema de Medición	86
4.5 Límite Inferior de Detección	89
4.6 Caso Practico.....	90
CAPÍTULO 5: DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES	96
5.1 Discusión de los Resultados.....	96
5.2 Conclusiones	96
BIBLIOGRAFÍA	98
ANEXOS	103
1. VALORES NUMERICOS DE LA DECONVOLUCION DE ¹³³ Ba.....	103
2. COMPARACIÓN DEL ESPECTRO DE ¹³³ Ba EXPERIMENTAL VS ESPECTRO SIMULADO EN MCNP5.....	105
3. ARTICULO	107
4. CONGRESO.....	109

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 2.1 Naturaleza y penetración de la radiación.....	16
Fig. 2.2 Las tres principales interacciones de la radiación electromagnética con la materia.....	17
Fig. 2.3 Interacción por efecto Fotoeléctrico.....	18
Fig. 2.4 Cinemática del efecto Compton.....	20
Fig. 2.5 Producción de pares	21
Fig. 2.6 tiempo de dependencia de la corriente al detector, donde t_c representa el tiempo de la carga colectada	22
Fig. 2.7 Proceso de centelleo de un cristal activado.....	26
Fig. 2.8 Principio de operación de un cristal centellador acoplado a un tubo fotomultiplicador.....	28
Fig. 2.9 Esquema de un sistema típico de espectrometría gamma.	30
Fig. 2.10 Mecanismos de interacción que constituyen un espectro	31
Fig. 2.11 Espectro Teórico vs Espectro experimental.	32
Fig. 2.12 Espectro de ^{60}Co	32
Fig. 2.13 Representación de un fotón gamma interactuando por efecto Compton en un tejido.	44
Fig. 2.14 Irradiación a tejidos debido a material radiactivo incorporado.....	49
Fig. 2.15 Modelo compartimental.....	55
Fig. 3.1 Sistema de Radiación Monocanal modelo SRM-200 (<i>Smart Radiation Monitor, Eberline Thermo instrument systems Inc</i>).	60
Fig. 3.2 Maniquí de tiroides con Fuente de ^{133}Ba	62
Fig. 3.3 Estructura del archivo de entrada en MCNP.....	68
Fig. 3.4 Tomografía de un detector de NaI(Tl)	70
Fig. 3.5 Modelado 3D de la fuente-detector en MCNP5.	70
Fig. 3.6 Geometría basada en la publicación N°23 de la ICRP que simula la glándula tiroides creada en MCNP5.....	71
Fig. 3.7 Geometría simulada del detector de NaI en MCNP5.	74
Fig. 4.1 Espectro de ^{133}Ba obtenido con el sistema monocanal (SMR-200) y un detector centellador de NaI(Tl) de 2 x 2 pulgadas.....	79

Fig. 4.2 Deconvolución del espectro de ^{133}Ba , obtenido en el sistema monocanal...	81
Fig.4.3 Espectro de ^{133}Ba experimental vs simulado.....	82
Fig. 4.4 Valores experimentales para determinar la eficiencia del fótópico en 356 KeV del ^{133}Ba	83
Fig. 4.5 Energías principales de los radionúclidos del ^{133}Ba y ^{137}Cs	85
Fig. 4.6 Energía vs FWHM.....	85
Fig. 4.7 Comparación de eficiencia experimental vs eficiencia simulada	86
4.4 Estabilidad del Sistema de Medición	86
Fig. 4.8 Prueba de χ^2	87
Fig. 4.9 Prueba de repetibilidad del sistema de medición.	88
Fig. 4.10 Monitoreo Individual por Incorporación de Radionúclidos	89
Fig. 4.11 Reporte del Contador de Cuerpo Entero.....	92
Fig. 4.12 Fracciones de Retención en Tiroides, para ^{131}I clase D	94
Fig.4.13 Geometría fuente-detector del sistema de detección.	95
Fig. 4.14 Medición de ^{131}I en tiroides en pacientes que se les aplico ^{131}I para diagnóstico.....	95

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Valores de K para distintos niveles de probabilidad.....	39
Tabla 2.2 Vida media física, biológica y efectiva de algunos radionúclidos.....	52
Tabla 2.3 Clasificación de los materiales incorporados establecidos por la ICRP.....	56
Tabla 3.1 Energía de emisión gamma para el ^{131}I y ^{133}Ba	65
Tabla 4.1 Valores numéricos obtenidos con una fuente de ^{133}Ba certificada y un detector de centelleo de 2 x 2" acoplado a un monocanal.....	80
Tabla 4.2 Actividad Mínima Detectable para NaI(Tl) de 2 x 2"	89
Tabla 4.3 Actividades obtenidas para la medición de ^{131}I con el sistema propuesto.....	91
Tabla 4.4 Factores de Ponderación a órgano W_T	94

ABREVIATURAS

NaI(Tl)	Yoduro de Sodio Activado con Talio
KeV	Kiloelectronvolt
MeV	Megaelectronvolt
CNSNS	Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias
POE	Personal Ocupacionalmente Expuesto
MIRD	Medical Internal Radiation Dose
AMD	Actividad Mínima Detectable
ICRP	Comisión Internacional de Protección Radiológica
PHA	Analizador por Altura de Pulsos
FWHM	Ancho a la mitad de la altura máxima
LLD	Discriminador de bajo nivel
ULD	Discriminador de alto nivel
Y_{Ei}	Porcentaje de emisión gamma
tc	Tiempo de conteo
Ac	Actividad
NIM	Nuclear Instrumentation Module
GeHp	Germanio Hiperpuro
ϵ_{int}	Eficiencia Intrínseca
ϵ_{abs}	Eficiencia Absoluta
E_{fEi}	Eficiencia del Fotopico de Energía E_i
^{131}I	Yodo-131
^{133}Ba	Bario-133

MCNP

A_n

Monte Carlo N-Particle

Área Neta del fopico

Este trabajo se desarrolló en las instalaciones del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ), bajo la dirección del Dr. en C. Arturo Ángeles Carranza y en la colaboración de la QFB María de las Mercedes Alfaro, encargada del laboratorio de dosimetría interna.

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo financiero al proyecto con número de registro. MAFIME-1416

Al Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares por todo el apoyo brindado.

A la Universidad Autónoma del Estado de México por darme la oportunidad de realizar la maestría en esta área tan interesante y útil como es la física médica.

Al departamento de Protección Radiológica y al laboratorio de dosimetría interna por su apoyo para la realización de este trabajo.

En especial a los integrantes del departamento de Protección Radiológica del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares por su incontable apoyo y dirección.

Incondicionalmente al Dr. Arturo Ángeles Carranza por sus conocimientos transmitidos, por su valiosas lecciones en la realización de este trabajo y la capacitación en instrumentación nuclear.

Resumen

Debido a que la naturaleza de las actividades rutinarias llevadas a cabo en los servicios de medicina nuclear, donde se utilizan varias fuentes radiactivas no selladas, el Personal Ocupacionalmente Expuesto(POE), se ve directamente involucrado tanto a la contaminación radiactiva interna como externa. El radioisótopo de mayor importancia desde el punto de vista de riesgo radiológico en Servicios de Medicina Nuclear (NMS) es el ^{131}I . El órgano regulador oficial para la seguridad radiológica y nuclear en México: Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias (CNSNS) expide, una licencia de operación en Servicios de Medicina Nuclear, como requisito para la supervisión de dosimetría interna y externa al POE. La supervisión de dosimetría externa normalmente se lleva a cabo sin embargo la dosimetría interna no es tan fácil de evaluarse, puesto los sistemas de dosimetría interna son demasiado costosos y en México solo hay tres Instituciones (CFE-CLV, ININ, CNSNS) donde se tienen este tipo de sistemas, por lo que en los Servicios de Medicina Nuclear no es tan fácil su acceso. Debido a que antes mencionado, proponemos un sistema de bajo costo (SLCS) para evaluar la dosimetría interna de POE. Este sistema está basado en un detector de centelleo de NaI(Tl) de 2 x 2 pulgadas y un monitor de radiación típicamente usado en mediciones de rutinarias de radiación y contaminación, con una inversión mínima en la infraestructura. Este sistema está calibrado numéricamente con el método Montecarlo, y se ha comparado con un sistema comercial del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ) ya validado con una buena función de respuesta. Este sistema es fácil de implementar en cualquier servicio de medicina nuclear para así cumplir con el requisito en la licencia de operación en la supervisión de dosimetría interna al POE.

Abstract

The nature of the routine activities carried on in nuclear medicine services, where several not sealed radioactive sources are used, the occupational personal exposed (POE, to ionization radiation) is exposed to both, internal and external radioactive contamination and direct radiation also. The radiological most important radioisotope in such Nuclear Medicine Services (NMS) is the ^{131}I . The Mexican official organization in nuclear safety: Comisión de Seguridad Nuclear y Salvaguardias (CNSNS) stipulate, as a requirement in the operation license of Nuclear Medicine Services the mandatory of internal and external dosimetry survey of Exposed Workers. The external dosimetry survey is normally carried out but the internal dosimetry survey is not easy to do, because internal dosimetry systems are too expensive and in Mexico there are only 3 organizations (CFE-CLV, ININ, CNSNS) where count with this kind of systems but they are´nt easily available for the Nuclear Medicine Services. Because that before fact, we propose a single, and low cost system to survey (SLCS) of internal dosimetry of Exposed Worker. This system is based in a scintillation NaI(Tl) detector of 2 x 2" and a radiation monitor that is used in a routine radiation and contamination measures, with a minimal infrastructure investment. This system is numerical calibrated with Montecarlo method, and its function is compared with an well established commercial validated System of the Instituto Nacional de Investigaciones nucleares (ININ) being a good function corresponding. This system is easy to implement in any nuclear medicine to complain the requirement of operation license in this internal dosimetry workers survey.

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1 Introducción

La evaluación y control de riesgos relacionados a la exposición excesiva a la radiación nos lleva a tomar medidas para prevenir la ingestión de materiales y medidas para proteger el cuerpo debido a la contaminación externa. Cuando se trata de tener un control contra la ingestión en una instalación nuclear, las medidas tomadas incluyen: la ventilación, ropa protectora e higiene personal, así como limitar el tiempo de exposición.

El daño que se produce en la materia viva debida a la radiación ionizante, es el resultado de la transferencia de energía en las moléculas del tejido provocando un daño en el ADN. La célula tiene mecanismo de reparación, sin embargo si la célula es incapaz de reparar el daño, la célula puede morir o en su defecto sufrir una mutación convirtiéndose posteriormente en una célula cancerosa.

Para evitar que los efectos producidos se desarrollen, la ICRP ha establecido límites derivados de datos epidemiológicos y de laboratorio. Los efectos producidos debido a las radiaciones ionizantes no solo dependen de la cantidad de energía impartida, sino de la región del cuerpo donde se localizan, el alcance de las partículas y el intervalo de tiempo de irradiación.

Debido a que el cuerpo humano no puede sentir la exposición a la radiación, es esencial analizar la forma como cuantificarla mediante el uso de instrumentos de radiación para monitorear las emisiones de las fuentes de radiación dentro del cuerpo.

El monitoreo individual por incorporación de radionúclidos normalmente está basado en mediciones directas (cuerpo entero, órganos específicos o regiones del cuerpo) y en mediciones indirectas en excretas. Para una valoración cuantitativa de exposición interna, las mediciones pueden ser interpretadas en términos de incorporación de radionúclidos, equivalente de dosis comprometida en un órgano específico o el equivalente de dosis efectiva comprometida mediante el diseño e implementación de programas de monitoreo (1).

El ^{131}I es uno de los radionúclidos radiológicamente más importante por contaminación interna durante su fraccionamiento y administración en servicios de medicina nuclear debido a su radio-toxicidad y volatilidad. El principal papel de la glándula tiroidea es la absorción de Yodo inorgánico en la sangre para la producción de hormonas (2). Durante los servicios que implican la manipulación de fuentes abiertas el personal se ve expuesto a exposición externa e interna.

La norma oficial mexicana NOM-041-NUCL-2013 de “los límites anuales de incorporación y concentraciones en liberaciones”, establece los límites de actividad incorporada, los límites para la concentración del radionúclido en el ambiente laboral y los límites derivados para la incorporación del material radiactivo por individuos del público.

Para cumplir con la normativa mexicana se tiene que evaluar la “dosis” en el POE debido a la exposición externa e interna por fuentes radiactivas. Para evaluar la dosis interna debido al radionúclido principal en los servicios de medicina nuclear que es el ^{131}I , se propone un sistema de evaluación de la “dosis” consistente en:

- a) Un sistema de medición de actividad de ^{131}I en tiroides el cual consiste de:
- Un detector sensible a la radiación gamma del ^{131}I , calibrado en la región de energía de 364.5 keV.
 - Un monitor de radiación asociado al detector que tenga funciones de “monocanal” para determinar el intervalo de energía requerido.
 - El sistema deberá de ser calibrado en eficiencia, con una fuente de referencia para garantizar un cálculo adecuado de la actividad radiactiva de ^{131}I .
 - Un método de calibración numérica que se compare a la calibración con una fuente de referencia.
 - Un procedimiento para el cálculo del equivalente de dosis efectivo a partir de la actividad de ^{131}I en tiroides y a partir de éste el cálculo del equivalente de dosis con la contribución de la componente de la “dosis” externa.

- Un sistema informático para el cálculo de la “dosis comprometida” del POE y el registro de la misma durante su vida laboral.
- El procedimiento para la calibración del sistema propuesto, comprende desde la calibración del sistema de detección, la estimación por contaminación interna y la determinación de actividad presente en la tiroides, por su parte la calibración consta de etapas como: calibración en energía, calibración en eficiencia, actividad mínima detectable (AMD), la calibración en eficiencia consta de eficiencia numérica o seminumérica mediante el método Montecarlo y un procedimiento de operación.

La elección de los diferentes detectores y la infraestructura adecuada nos proporcionan una importante valoración para costo beneficio del sistema propuesto, teniendo como principal objetivo el cumplimiento de la normatividad establecida por la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias (CNSNS). La estimación de la actividad de ^{131}I por incorporación se puede realizar en los sistemas como la Gamma cámara, sin embargo el costo por este servicio es muy elevado para el monitoreo periódico al Personal Ocupacionalmente Expuesto dando como consecuencia el incumplimiento a la licencia otorgada por el órgano regulador.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Implementar un sistema económico y confiable para medir el equivalente de dosis efectivo por ^{131}I en tiroides para ser aplicado en servicios de medicina nuclear.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Implementar un sistema para la medición de actividad de ^{131}I en tiroides basado en la integración de monitores y detectores de radiación típicos en una instalación de medicina nuclear.

- Calibrar el sistema en energía para considerar la energía de la gamma principal del ^{131}I .
- Desarrollar un método para realizar la calibración en eficiencia numérica o semi numérica, para 364.5 keV.
- Desarrollar los procedimientos de calibración, medición de actividad de ^{131}I en Tiroides y cálculo del equivalente de dosis efectivo usando los métodos MIRD y/o ICRP.
- Desarrollar un procedimiento para el cálculo y registro del equivalente de dosis del POE en el servicio de medicina nuclear, además de la “dosis” comprometida durante su vida laboral.

CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO

2.1 Radiaciones Ionizantes

El descubrimiento de la radiación electromagnética inicio en Alemania en 1895 con el descubrimiento de los rayos X por el físico Wilhelm Roentgen al observar que el sulfuro de zinc emitía una luz fluorescente cuando estaba cerca de un tubo de descarga de alto voltaje a pesar que éste se encontraba dentro de una caja de cartón negro, en ocasiones repetidas observó el mismo fenómeno. Roentgen hizo investigaciones adicionales que lo llevaron a la conclusión de que la causante de dicho fenómeno era la radiación y que podía penetrar materia densa en comparación con la radiación ultravioleta. Posteriormente a este tipo de radiación le llamo "rayos X" por su naturaleza desconocida, los rayos X también fueron denominados "rayos Roentgen" en su honor.

A finales de Diciembre de ese año, Roentgen publicó su trabajo titulado "*Über eine neue Art von Strahlen*" (Sobre una nueva clase de rayos), demostró su poder de penetración escogiendo la mano de su esposa como primera radiografía y al mismo tiempo sugiriendo el uso de los rayos X para aplicaciones en medicina.

Henri Becquerel por su parte descubrió la radiactividad natural en 1896 en Francia casi de forma ocasional al realizar investigaciones sobre la fluorescencia del sulfato de Uranio y Potasio. Descubrió que el Uranio emitía espontáneamente una "radiación" misteriosa. Esta propiedad del Uranio, posteriormente sería analizada, determinando que hay otros elementos que la poseen, al emitir radiaciones, sin ser excitado previamente, dicho fenómeno mismo recibió el nombre de radiactividad, posteriormente a la caracterización de otras sustancias radiactivas fueron las realizadas por el matrimonio francés, Pierre y Marie Curie, quienes descubrieron el Polonio y el Radio, ambos en 1898.

Para el año de 1899 los trabajos experimentales de Ernest Rutherford lo llevaron a la conclusión de que una gran proporción de las radiaciones eran frenadas por tan solo 0.02 mm de Aluminio llamando esta componente de la radiación "partículas alfa (α)" y una proporción menor de las radiaciones eran frenadas por 5 mm de Aluminio o 1.5 mm de Cobre debidas a "partículas Beta (β)" y que a su vez eran

más penetrantes que las partículas alfa, sin embargo ambos tipos de partículas tenían algo en común al imponer campos eléctricos y magnéticos presentaron un desvío de su trayectoria concluyendo que tienen cargas eléctricas opuestas al observar sus direcciones. En 1900 Paul Villard y Henri Becquerel notaron que algunos materiales radiactivos ennegrecían placas fotográficas aun blindando la placa con Hierro y Plomo, además este tipo de radiación no presentaba las mismas características que las partículas alfa y beta al imponer un campo eléctrico, no fue hasta 1903 cuando Rutherford llamó a este tipo de radiación “gamma (γ)”, hasta ese momento ya eran conocidos tres tipos de emisiones, conocidos como núcleos de ^4He , electrones y radiación electromagnética y para identificarlos se les asignaron letras del alfabeto griego: α , β y γ .

2.2 Radiactividad

Algunos núcleos en estados excitados tienden a la estabilidad mediante la emisión de un fotón con una energía igual a la diferencia entre las energías de los estados iniciales y finales, los fotones emitidos de esta manera son llamados rayos gamma (γ). Un núcleo en estado excitado puede llegar a desexcitarse por conversión interna, en este proceso la energía de excitación del núcleo se transfiere por energía cinética a uno de los electrones atómicos más internos y posteriormente será expulsado del átomo con una energía igual a la energía de excitación nuclear menos la energía de ligadura del electrón de su capa orbital original ($E_{e^-} = E_{ex} - E_b$), la conversión interna por lo tanto compite con la emisión de rayos gamma en el decaimiento de estados excitados. En algunos casos en los que existe un hueco en alguna de las capas electrónicas internas un electrón de las capas externas llenará la vacante, esta transición es acompañada por la emisión de un rayo gamma o por la expulsión de otro electrón en el proceso similar a la conversión interna, el fotón puede ser absorbido por un electrón del mismo átomo; el electrón emitido como consecuencia de un efecto fotoeléctrico interno y los electrones originados de esta forma recibirán el nombre de “electrones Auger”.

El fenómeno de desintegración radiactiva es estocástico y tiene una probabilidad descrita por la constante de decaimiento λ particular de cada radionúclido. Un conjunto de núcleos radiactivos se transforman emitiendo radiación y el tiempo necesario para que la mitad de núcleos se transforme se denomina vida media $T_{1/2}$ y se relaciona de la siguiente manera con la constante de decaimiento:

$$T_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\lambda} \quad [2.1]$$

En la naturaleza existen elementos cuya vida media es comparable con la edad de la tierra como: ^{238}U ($T_{1/2} = 4.46 \times 10^9$ años), ^{232}Th ($T_{1/2} = 1.40 \times 10^{10}$ años) y el ^{40}K ($T_{1/2} = 1.27 \times 10^9$ años), están presentes en rocas, estos núcleos tienen productos de decaimiento emisores α , β y γ .

2.3 Interacción de la radiación con la materia

2.3.1 Partículas Cargadas

La operación de cualquier detector básicamente depende en la manera en que la radiación detectada interactúa con el material de detector (3). Las emisiones emitidas por los núcleos atómicos pueden atravesar un cierto espesor de materia antes de perder toda su energía (4). Los diferentes tipos de emisiones pueden dividirse en dos categorías; partículas cargadas y radiación electromagnética.

Las partículas ionizantes cargadas tienen suficiente energía cinética para producir ionización por colisión impartiendo energía en el medio en el que penetran perdiendo su energía cinética hasta frenarse, generalmente unos pocos milímetros en el cuerpo.

a) Partículas alfa (α)

Las partículas alfa (α) interactúan en la materia principalmente a través de las fuerzas de Coulomb entre las cargas positivas y negativas de los electrones orbitales del material absorbedor. Están constituidas por los 2 protones y 2 neutrones formando núcleos de Helio ($^2\text{He}^4$) y por lo tanto tienen un número de masa de 4 y una carga de +2 (5). Debido a la gran masa que caracteriza este tipo de emisión son considerados como “partículas cargadas pesadas” monoenergéticas y asocian velocidades relativamente bajas por lo que la distancia que recorren está referida como “rango”.

Radiación	Naturaleza	Carga	Penetración en aire	Penetración en sólidos
α	núcleo de helio (2 protones y 2 neutrones)	+2e	≈ centímetros	≈ micrómetros
β	electrón	-1e	≈ metros	≈ milímetros
γ	radiación electromagnética	0	≈ 100 metros	≈ centímetros/ metros

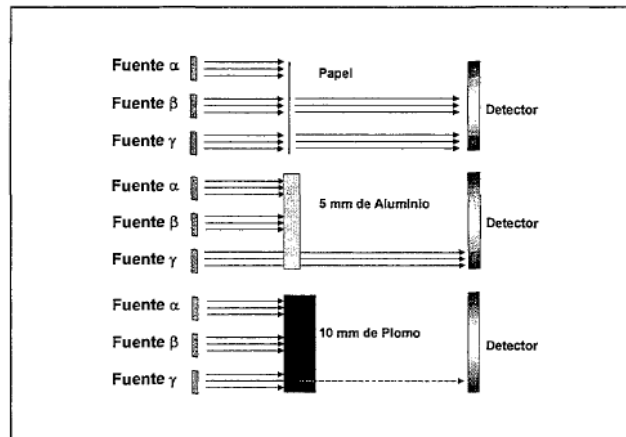


Fig. 2.1 Naturaleza y penetración de la radiación (6).

b) Partículas Beta.

Las partículas Beta pueden dividirse en: B^- (electrones) y B^+ (positrón). La partícula Beta tiene la misma masa que el electrón en reposo, por lo tanto una partícula B^- es un electrón de alta velocidad. En el caso de B^+ (positrón) tiene la misma masa del electrón y la misma carga pero de signo opuesto. A diferencia de las partículas alfa (α) la distancia que recorren es mayor (de algunos cuantos metros en aire) además tienen un mayor poder de penetración y para atenuarlas se necesitan algunos pocos milímetros de aluminio.

Las partículas Beta que son emitidos por los núcleos de los átomos como el resultado de la energía liberada e un proceso de desintegración radiactiva (7).

2.3.2 Radiación electromagnética

De las diferentes maneras que la radiación electromagnética interacciona con la materia, solo tres mecanismos son importantes para la medición de la misma (3): la absorción fotoeléctrica, la dispersión Compton y la producción de pares. En estos procesos el fotón gamma puede transferir toda o parte de su energía. Las probabilidades de interacción dependen de la energía de los fotones ($E_\gamma = h\nu$) y del número atómico (Z) de los átomos en el medio (7). A bajas energías la probabilidad de presentar efecto fotoeléctrico es dominante, el efecto Compton toma lugar a energías medias y la producción de pares es dominante a altas energías, la figura 2.2 indica las regiones de Z y E_γ en la cual cada interacción es predominante.

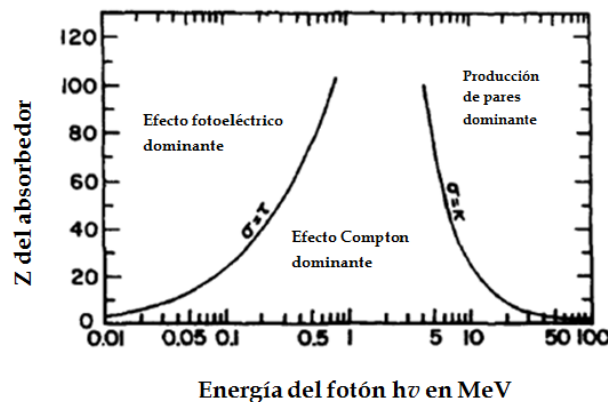


Fig. 2.2 Las tres principales interacciones de la radiación electromagnética con la materia, las curvas muestran los valores de Z y E_γ para cada efecto dominante.

a) Efecto fotoeléctrico

En la absorción fotoeléctrica un fotón experimenta una interacción con un electrón de un átomo y como consecuencia desaparece completamente, un fotón puede ser absorbido completamente por el electrón y este es expulsado (el electrón expulsado es llamado fotoelectrón) del átomo dejando una vacante en su capa de origen y caracterizado con una energía dada por:

$$E_{e^-} = h\nu - E_b \quad [2.2]$$

donde E_b es la energía de ligadura del electrón expulsado de la capa K, L, M o N. La energía del fotón incidente está dada por $E_\gamma = h\nu$, el 80% de los procesos por efecto fotoeléctrico suceden en la capa K del átomo. Los niveles energéticos de los electrones expulsados dependen de la energía de los rayos gamma. Si la energía del fotón gamma no tiene la suficiente energía para expulsar un electrón de la capa K, entonces uno de los electrones de la capa L o M pueden ser expulsados (8), la probabilidad de presentar el efecto fotoeléctrico depende del número atómico del material absorbedor y la energía, esta es la razón principal de usar materiales de alto Z en detectores y blindajes de los rayos gamma.

La interacción por efecto fotoeléctrico crea ionización en el átomo, el fotón expulsa un electrón de su capa orbital como se muestra en la figura 2.3a, la vacante rápidamente es llenada por la captura de un electrón libre del medio o por un electrón de otras capas superiores. Por lo tanto uno o más rayos X característicos serán creados (figura 2.3b), aunque en la mayoría de los casos estos rayos X son reabsorbidos cercanos al sitio original a través de absorción fotoeléctrica, para eventos cercanos a la superficie de un detector existe alguna probabilidad de que algunos rayos X fluorescentes escapen del detector (3).

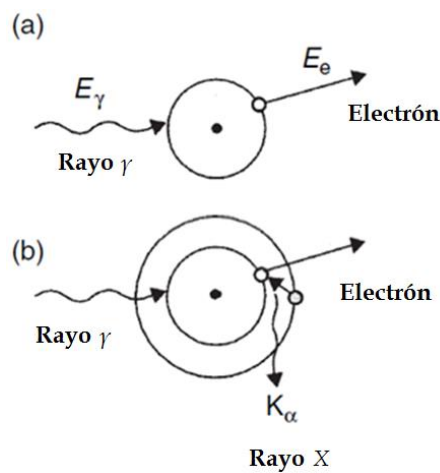


Fig. 2.3 Interacción por efecto Fotoeléctrico.

La probabilidad de que un fotón experimente una absorción fotoeléctrica está en función de la sección eficaz τ , esta medida del grado de absorción y grado de absorción varía con el número atómico, Z , del absorbedor y la energía del rayo gamma, E_γ que se puede expresar como:

$$\tau \propto \frac{Z^n}{E_\gamma^m} \quad [2.3]$$

donde m y n están en un intervalo de 3 a 5 dependiendo de la energía, la ecuación anterior expresa como los átomos más pesados tienen una probabilidad mayor para absorber radiación gamma en cuanto al efecto fotoeléctrico se refiere a los átomos más ligeros¹.

La atenuación por efecto fotoeléctrico, μ_{PE} , puede derivarse de la sección eficaz como:

$$\mu_{PE} = \frac{\tau \cdot \rho \cdot N_A}{A} \quad [2.4]$$

donde ρ es la densidad del material absorbedor, A es la masa atómica promedio, N_A es el número de Avogadro.

b) Efecto Compton

La interacción por proceso de dispersión Compton toma lugar entre un fotón de rayos gamma que incide con un electrón en el material absorbedor, el fotón gamma es desviado de su dirección original a través de un ángulo θ , de esta manera el fotón solo transfiere una fracción de su energía al electrón (suponiendo que el electrón está en reposo), el electrón será expulsado del átomo y es conocido como "electrón de retroceso" (fig. 2.4), por lo tanto el efecto Compton causará ionización en el átomo, la energía de transferencia cedida por el fotón puede variar de cero a

¹ Se deduce que los materiales ideales de un detector serían de alta Z puesto sus características de recolección son satisfactorias.

una gran fracción en función al ángulo de dispersión. La energía impartida está dada por la siguiente ecuación que relaciona la energía de transferencia y el ángulo de dispersión.

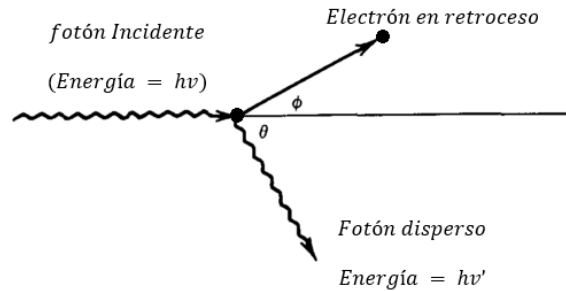


Fig. 2.4 Cinemática del efecto Compton. Un fotón de energía $h\nu$ golpea a un electrón y es expulsado con un ángulo ϕ con una energía cinética T mientras que el Fotón disperso sale en un ángulo θ .

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)} \quad [2.5]$$

donde m_0c^2 es la energía del electrón en reposo (0.511 MeV). La probabilidad de presentar el efecto Compton por el átomo absorbedor depende del número de electrones como blancos de dispersión y con la Z del material absorbedor (3).

El efecto Compton puede dividirse desde dos puntos de vista; a) Cinemática y b) La Sección Eficaz. La primera relaciona las energías y los ángulos de las partículas, mientras que el segundo predice la probabilidad de la interacción por efecto Compton (9). La probabilidad de interacción por colisión por efecto Compton es predecible por la ecuación de Klein-Nishina.

b) Producción de pares

Cuando la energía de un fotón incidente supera la energía de 1.022 MeV, el fotón puede ser absorbido en un mecanismo llamado "Producción de Pares", en la

práctica la probabilidad de presentar este suceso está en función de la energía y solo será posible si $E > 2m_e c^2 \approx 1.022 \text{ MeV}$. La producción de pares toma lugar en el campo de Coulomb de un átomo, cuando un fotón pasa cerca del núcleo de un átomo, estará sujeto a los fuertes campos de su núcleo, por lo tanto el fotón desaparecerá y será remplazado por un par electrón-positrón como se muestra en la figura 2.5. La relación de conservación de energía está dado por:

$$h\nu = 2m_0c^2 + T^+ + T^- \quad [2.6]$$

donde T^+ es la energía cinética del positrón y T^- es la energía cinética del electrón.

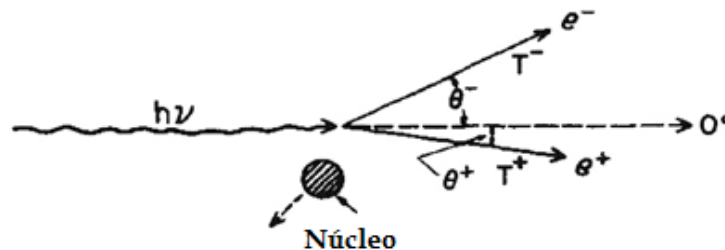


Fig. 2.5 Producción de pares

La energía del fotón $h\nu$ crea un par electrón-positrón con energías cinéticas T^+ y T^- , la creación de pares está relacionada con la aniquilación del positrón con un electrón del medio. Cuando se crea el par electrón-positrón, el positrón comienza a perder velocidad debido a las colisiones con átomos hasta quedar en reposo, durante este proceso el positrón puede interactuar con un electrón del medio dando lugar a dos fotones creados en direcciones opuestas cada uno con una energía de 0.511 MeV.

2.4 Detección de la radiación ionizante

2.4.1 Modelo simplificado de un detector

Debido a que la radiación ionizante no impresiona nuestros sentidos, para percatarnos de su presencia es necesario recurrir a dispositivos desarrollados con

este fin, los cuales se basan en los fenómenos de interacción de la radiación con la materia, estos dispositivos son llamados detectores de radiación ionizante y existen de varios tipos. La interacción de la radiación con la materia tiene como resultado una amplia categoría de detectores de radiación, muchos de los cuales se basan en la generación y la colección de la aparición de cargas eléctricas dentro del llamado volumen activo del detector, la diferencia entre un detector y otro se basa en la forma en la que se recoge la información.

El modelo simplificado de un detector supone que una carga Q es creada en un tiempo dado como resultado de la interacción de una sola partícula o un fotón de radiación, posteriormente la carga da lugar a una corriente de intensidad $i(t)$ que cesa después de un determinado intervalo de tiempo. El tiempo requerido para coleccionar completamente la carga varia de un detector a otro; en una cámara de ionización el tiempo de colección está en el orden de los milisegundos, mientras que para el caso de los detectores de diodos semiconductores el tiempo está en el orden de los nanosegundos. El tiempo de colección refleja la movilidad de los portadores de carga dentro del volumen activo del detector y la distancia promedio que viajan a su llegada a los electrodos de colección.

Un detector prototipo cuya respuesta a una sola partícula o a un fotón de radiación dará lugar a una corriente que fluye durante un tiempo igual al tiempo de colección de la carga (3) como se muestra en la figura 2.6

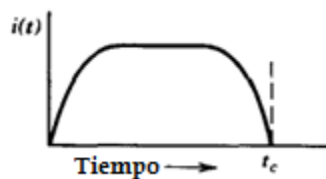


Fig. 2.6 tiempo de dependencia de la corriente al detector, donde t_c representa el tiempo de la carga colectada

$$\int_0^{t_c} i(t) dt = Q \quad [2.7]$$

Si suponemos que la tasa de irradiación es lo suficientemente baja se espera que cada interacción individual de lugar a un pulso de corriente que podrá distinguirse de las otras y su magnitud y duración estén sujetas a variaciones en función al tipo

de interacción, sin embargo en situaciones reales, más de uno interactúa con el detector durante un periodo de tiempo debido a altas tasas de irradiación, dando como resultado flujos de corriente en el detector en un intervalo de tiempo².



2.4.2 Modos de operación de un detector

a) Modo corriente

Un detector funciona en modo corriente cuando la señal de salida es promediada durante un intervalo de tiempo muy grande comparada con la duración de un pulso individual. El valor obtenido es un promedio de corriente producida en un detector después de la radiación incidente. Una aplicación para este tipo de detectores son los *dosímetros*, las ventajas de este modo de operación es su rapidez de funcionamiento y sencillez, sin embargo en este no se obtiene una información individual sobre cada uno de los sucesos que han originado la ionización.

b) Modo pulso

Para conocer la información detallada de una señal producida por cada evento dependerá de las características del circuito al que el detector esté conectado (usualmente un amplificador), la corriente de salida es instantánea y de ella se deriva un pulso de voltaje que será proporcional a la intensidad de corriente, el modo pulso tiene la ventaja de tener una mayor sensibilidad y cada evento registrado muestra una información detallada sobre la distribución energética de la radiación incidente.

²La llegada de las partículas de radiación al detector siguen un proceso estadístico aleatorio de Poisson.

Al analizar la amplitud de cada pulso es de esperarse que no todos tengan la misma amplitud debido a la variación de energías de la radiación incidente, sin embargo se obtiene un histograma de amplitud de pulsos que contiene el número de eventos en función de un intervalo de energía.

2.5 Espectrometría Gamma

La espectrometría gamma es un método analítico que consiste en la identificación y cuantificación de radionúclidos emisores gamma. Se basa en el hecho de que los emisores gamma emiten radiación electromagnética con una o varias energías características, esas energías son como sus huellas digitales.

La radiación gamma de energía E_i de un radionúclido se emite con cierta probabilidad, llamada porcentaje de emisión o constante gamma y se denota por la letra Y , es decir por cada 100 desintegraciones se tiene una cierta probabilidad específica de emisión de fotones:

$$Y_{Ei} = \frac{\gamma}{des} (\%) \quad [2.8]$$

La base de esta técnica es que en un sistema instrumentado electrónicamente se producen pulsos de voltaje los cuales tienen diferente amplitud en función de la energía depositada por el fotón en el volumen sensible del detector.

2.5.1 Instrumentación del sistema de espectrometría gamma

a) Detectores de Centelleo

Un detector de centelleo está compuesto por un material centellador y un tubo fotomultiplicador. El principio de detección de este tipo de detector está basado en la producción de destellos de luz que se producen cuando una partícula o fotón

ionizante interactúa con el material centellador para posteriormente ser convertida en carga que será amplificada por el tubo fotomultiplicador y finalmente convertir esa carga en una señal lógica para su lectura.

Un material centellador debe tener las siguientes características

- Convertir la energía cinética de las partículas cargadas en luz detectable
- La conversión debe ser proporcional a la energía depositada
- El tiempo de decaimiento de los pulsos luminosos deben ser cortos de manera que la salida de señal sea lo más rápida posible.
- Tener buena calidad óptica y poderse fabricar en diversos tamaños
- Un índice de refracción cercana a la del vidrio para permitir un acoplamiento eficiente de la luz de centello y poderse acoplar a un tubo fotomultiplicador cuya función es transformar la luz de centello en señales eléctricas.

Sin embargo es muy poco probable que un material tenga todas estas características antes mencionadas y debido a ello la elección de un detector de centelleo debe tomarse en cuenta dependiendo al tipo de aplicación.

b) Detectores de NaI(Tl)

En 1948 Robert Hofstadter fue el primero en demostrar que si al cristal de yoduro de sodio se le añadía una pequeña cantidad de Talio produciría una gran cantidad de luz en comparación con los centelladores orgánicos, de esta manera la propiedad principal de un cristal de NaI(Tl) es su excelente rendimiento para producir luz.

Los detectores de NaI(Tl) están clasificados como centelladores inorgánicos, el centelleo en estos materiales dependen de los estados energéticos por lo que son considerados aislantes o semiconductores puesto sus electrones tienen disponibles

solo bandas discretas de energía (3). En un estado estable los electrones se encuentran en la llamada banda de valencia y una vez que estos adquieren suficiente energía (debido a la interacción de la radiación ionizante) pueden viajar de la banda de valencia a la banda de conducción (estados excitados), posteriormente el electrón se des excita y regresa a su estado estable emitiendo un fotón de baja energía con una longitud de onda perteneciente a la luz visible, es poco probable que el fotón de luz emitido sea reabsorbido por el cristal puesto su energía está muy por debajo de la requerida para producir un par electrón-hueco.

Cuando un electrón pasa de la banda de valencia a la banda de conducción deja un déficit de carga negativa en la banda de valencia denominada hueco. El espacio entre la banda de valencia y la banda de conducción es llamada banda prohibida y para el caso de un cristal de NaI la banda prohibida tiene un ancho aproximado de 8 eV, por lo tanto existe una pérdida de eficiencia para que un electrón pase de la banda de valencia a la banda de conducción, sin embargo esto no es una limitante y tal suceso puede lograrse dopando el cristal con estados energéticos intermedios entre ambas bandas mediante la incorporación de impurezas llamadas activadores. Los activadores mejoran la probabilidad de la emisión de un fotón visible durante el proceso de des excitación como se muestra en la figura 2.7. El cristal de NaI tiene una gran eficiencia de absorción de radiación gamma debido a su alto número atómico ($Z=53$), este hecho hace que a bajas energías el efecto predominante sea la absorción fotoeléctrica (tal como se ha discutido en el tema 2.3.2), esta propiedad demuestra que un detector de NaI(Tl) presente una gran eficiencia de detección pero también tiene una baja resolución.

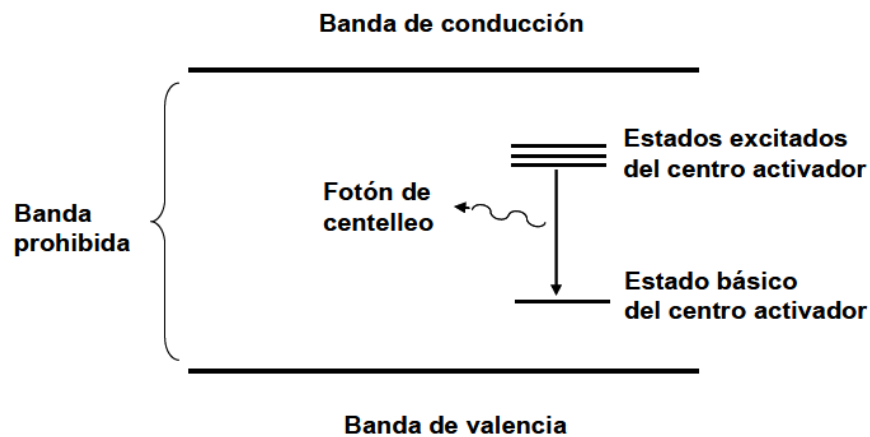


Fig. 2.7 Proceso de centelleo de un cristal activado.

Un cristal de NaI(Tl) tiene una eficiencia mayor al 60%, es decir dos órdenes de magnitud superior a la de un contador Geiger, sin embargo este tiene la característica de ser muy higroscópico y puede perder su transparencia con la humedad por lo cual se recomienda encapsularlo herméticamente, cuando se acopla a un fotomultiplicador el encapsulado debe tener una de sus paredes desnudas de todo encapsulado para dar salida a la luz hacia el cátodo del fotomultiplicador.

La forma de un cristal de NaI(Tl) es generalmente cilíndrico y su tamaño se suele expresar por dos longitudes que, en el orden en que se dan, expresan respectivamente el diámetro y la altura del cilindro (4).

c) Tubo Fotomultiplicador

Los tubos fotomultiplicadores son dispositivos que convierten la luz a una corriente eléctrica medible (10). Una vez que la radiación interacciona con el material centellador se crean fotones con energías similares a la luz visible, estos fotones son guiados hacia el fotocátodo que está compuesto por un material fotosensible provocando con éxito la absorción fotoeléctrica, los electrones expulsados (fotoelectrones) son atraídos por un arreglo de dinodos contra los que van chocando sucesivamente los electrones que se han desprendido del fotocátodo, después son acelerados y aumentados en número mediante un diferencial de potencial cada vez más intensos, todo este proceso se da encerrando los dinodos en un alto vacío dentro de un tubo. La figura 2.8 esquematiza el proceso para obtención de la señal colectada de un detector de centelleo.

El fotocátodo y los dinodos están sucesivamente conectados a potenciales crecientes, aumentando el potencial de los dinodos, cada electrón que choca contra un dinodo arrancará de tres a cuatro electrones secundarios, estos electrones también son acelerados y nuevamente chocan contra el siguiente dinodo, formando así una avalancha de electrones, que después de chocar en el último dinodo incidirán en un ánodo colector donde se originará el pulso eléctrico.

Comúnmente el número de dinodos es próximo a diez, sin embargo este número puede variar dependiendo al fabricante. El número promedio de electrones desprendidos en un dinodo por cada electrón incidente variará ligeramente con la energía del electrón y el valor de la diferencia de potencial que existe entre el

dinodo en el cual el electrón incidió y el dinodo anterior. Una de las características indeseables que presentan los fotomultiplicadores y que limita su sensibilidad la constituyen los pulsos parásitos o de fondo que se producen aun estando el fotomultiplicador en completa oscuridad y aislados de toda radiación. El origen de este fenómeno no se puede anular completamente puesto su origen radica en la emisión de electrones del fotocátodo por efecto termoeléctrico que aumenta notablemente con la temperatura del sistema electrónico y para reducir los pulsos parásitos se recurre a enfriar el fotomultiplicador o en todo caso mantener el sistema lejos de toda fuente de calor.

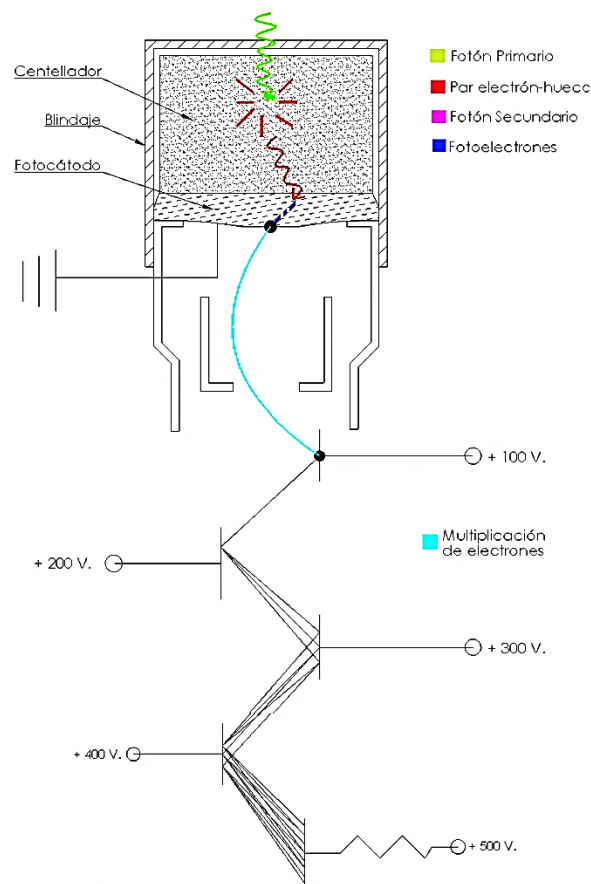


Fig. 2.8 Principio de operación de un cristal centellador acoplado a un tubo fotomultiplicador.

2.5.2 Sistema de Espectrometría gamma

Los elementos que constituyen un sistema de espectrometría gamma son:

- a) Detector.- Típicamente pueden ser de centelleo o semiconductor.
- b) Fuente de alto voltaje.- Proporciona la diferencia de potencial entre dinodos del tubo fotomultiplicador en un detector de centelleo o establece el campo eléctrico para coleccionar cargas en un detector semiconductor.
- c) Preamplificador.- Acondiciona la salida convirtiendo las cargas eléctricas en un pulso de voltaje, cuya amplitud es proporcional a la energía depositada en el volumen sensible del detector, además es un acoplador de impedancias.
- d) Amplificador.- Amplifica y da forma a la señal de salida del preamplificador para ser procesada por un sistema analizador de altura de pulsos (PHA).
- e) Analizador de altura de Pulsos Monocanal.- El más sencillo es el monocanal, es un dispositivo que acepta pulsos de hasta 10 volts de amplitud (estándar NIM), tiene un discriminador de línea base y una ventana de entrada para aceptar pulsos que correspondan a esta combinación (la amplitud del pulso por lo menos debe ser del valor de la línea base y máximo este valor más el tamaño de la ventana). El pulso que tenga las condiciones de entrada generará una señal lógica (pulso cuadrado) a la salida del monocanal el cual puede ser registrado con un dispositivo llamado escalador.
- f) Analizador de altura de Pulsos Multicanal.- Es un dispositivo que acepta pulsos de hasta 10 volts de amplitud (estándar NIM), tiene dos discriminadores de entrada, LLD (discriminador de nivel bajo) y ULD (discriminador de nivel alto), un convertidor analógico digital el cual convierte las señales analógicas provenientes del amplificador a una señal digital función de la amplitud del pulso. Contiene también localidades de memoria llamados canales (hasta de 16 K), donde se acumulan los eventos de acuerdo a la amplitud del pulso de entrada. El multicanal finalmente posee una pantalla donde se despliegan la colección de pulsos acumulados

llamado espectro. El esquema básico de un sistema de espectrometría gamma se muestra en la figura 2.9.

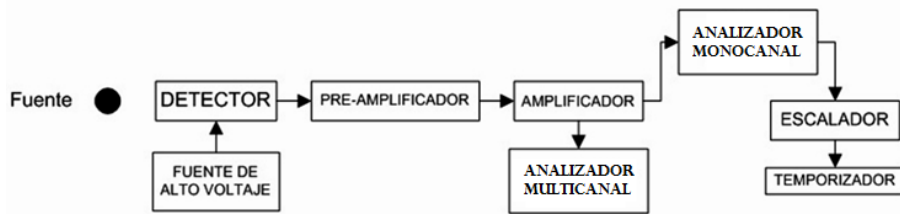


Fig. 2.9 Esquema de un sistema típico de espectrometría gamma.

2.5.3 Espectro Gamma

- a) Efecto fotoeléctrico.- Cuando un fotón de energía E_i interacciona con el detector por efecto fotoeléctrico se produce en principio un pulso con una amplitud máxima en función de la energía E_i , el cual va a ser igual siempre que la interacción sea por dicho efecto. En el multicanal a dicho pulso le corresponderá un cierto número de canal que en principio es el mismo para cada interacción, sin embargo las cargas eléctricas producidas en el detector centellador pasan por varias etapas ya mencionadas anteriormente las cuales producen pulsos con una cierta dispersión lo cual se refleja en una distribución "gaussiana" alrededor de un valor promedio, esta distribución recibe el nombre de fotopico.
- b) Efecto Compton.- Cuando un fotón de energía E_i interacciona con el detector por efecto Compton se produce un pulso de amplitud máxima proporcional a la energía impartida por el fotón y el ángulo de dispersión de dicho fotón ecuación (2.5) como todos los ángulos son posibles en el multicanal se refleja como una meseta "continua" hasta el valor máximo para el ángulo de dispersión del fotón de 180° .
- c) Producción de Pares.- Si la energía del fotón incidente es mayor a 1022 keV existe la probabilidad de que se produzca un par electrón-positrón. El electrón deposita su energía en el detector produciendo un pulso de cierta altura que se registra en el multicanal. Por otro lado el positrón deposita su energía en el detector y cuando casi pierde totalmente su energía cinética y se encuentra con un electrón del medio y se aniquila produciéndose dos

fotones de 511 KeV los cuales pueden interactuar por efecto fotoeléctrico o por efecto Compton.

Un espectro gamma es una colección de efecto fotoeléctrico “montado” en el continuo Compton más fotopicos de 511 KeV cuando existe producción de pares además de otros fenómenos producidos en el detector. Un espectro gamma típico se muestra en la siguiente figura.

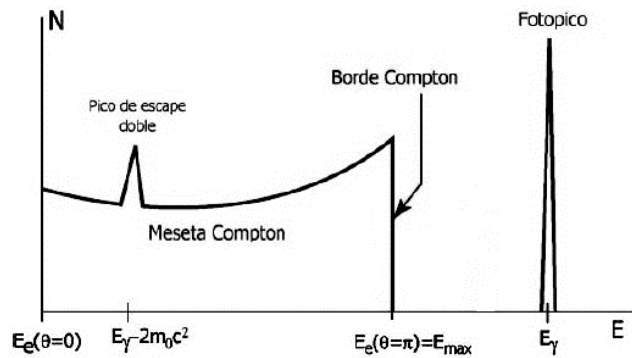


Fig. 2.10 Mecanismos de interacción que constituyen un espectro

2.5.4. Resolución

La resolución de un sistema detector es la capacidad para distinguir energías cercanas, es decir, cuanto mejor sea la resolución de un detector, mejor será la separación de fotopicos en un espectro de energía y por lo tanto permitirá la identificación de diferentes energías pertenecientes a los radionúclidos presentes.

La resolución R se expresa en porcentaje y se mide como el ancho a la mitad de la altura máxima (FWHM) en un fotopico y se calcula como:

$$R = \frac{FWHM}{E} \% \quad [2.9]$$

donde, E , es la energía correspondiente a ese pico.

La resolución de un detector de NaI(Tl) se suele calcular para la energía de 661.66 KeV del ^{137}Cs y es del orden del 7% por lo cual este tipo de detectores no son muy adecuados para la identificación en espectros complejos.

Los detectores de volumen pequeño muestran una mejor resolución en comparación con detectores de gran tamaño; esto se debe a que los detectores pequeños tienen una capacitancia más baja y el ruido electrónico aumenta con la capacitancia del detector, en las siguientes figuras se muestra un espectro ideal y uno real así como la comparación entre un detector semiconductor y un centellador.

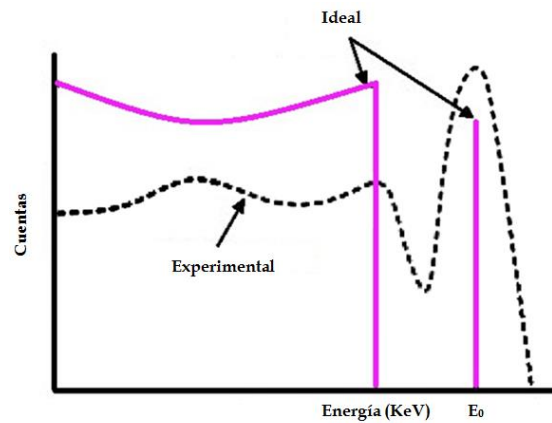


Fig. 2.11 Espectro Teórico vs Espectro experimental.

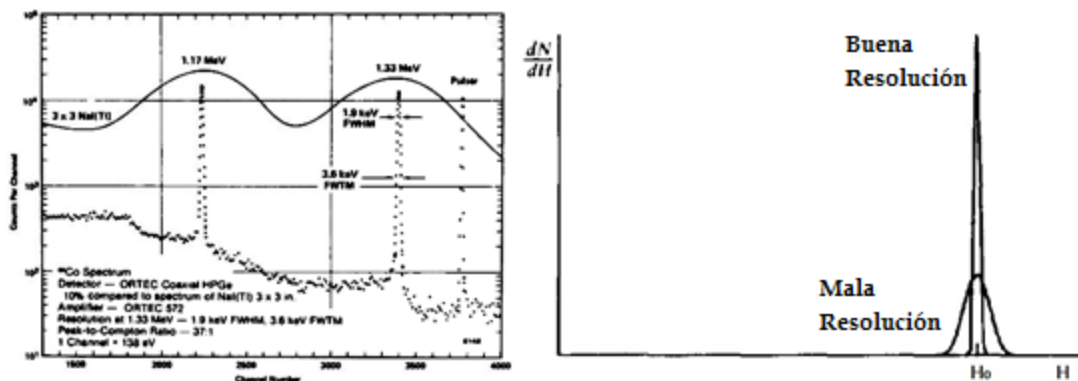


Fig. 2.12 Espectro de ^{60}Co muestra la resolución de un detector de GeHP en relación a un detector de NaI(Tl) de 3 X 3". Para un detector de GeHP la relación pico-Compton es mucho mejor. Cortesía de ORTEC Instrumentation.

2.5.5 Calibraciones

a) Calibración en Energía

Consiste en asignar un valor de energía para cada canal del multicanal, el intervalo de energía depende del problema particular. Se realiza usando dos o más energías abarcando entre el 20 y el 80% del intervalo de energía seleccionado, se exponen al detector una o más fuentes con dichas energías por ejemplo ^{57}Co (122 KeV) y ^{60}Co (1173.24 y 1332.5 KeV), se calcula el centroide en canales (que es el centro de masa del fotopico) para cada fotopico de las energías anteriores y se hace una regresión lineal donde la variable independiente son los canales (centroides) y la variable dependiente corresponde a la energía. El sistema es lineal.

La calibración en energía permite identificar energías de radionúclidos desconocidos asociando los valores de energía contenidas en tablas publicadas en información técnica como por ejemplo la IAEA (*International Atomic Energy Agency*).

b) Calibración en FWHM

El FWHM es proporcional a la energía del fotopico y su importancia radica en que un valor de FWHM mayor al esperado para una cierta energía podría representar que hay dos o más fotopicos unidos formando los llamados dobletes o multipletes, o bien podría resultar un fotopico espurio cuando el FWHM es mucho menor al esperado.

c) Calibración en Eficiencia

Existen varias definiciones de eficiencia las cuales se listan a continuación:

Eficiencia Intrínseca

La eficiencia intrínseca está definida como la relación entre el número total de eventos que han sido registrados y el número de eventos que han incidido en el detector, puede escribirse como:

$$\epsilon_{int} = \frac{\text{Numero de eventos registrados}}{\text{Numero de fotones incidentes en el detector}} \quad [2.10]$$

Esta eficiencia depende principalmente del material del detector, la energía de radiación y el espesor mismo del detector en dirección de la radiación incidente.

Eficiencia Absoluta

La eficiencia absoluta está definida como la proporción de eventos que han sido registrados y el número de eventos emitidos por la fuente. La eficiencia absoluta en otras palabras es la eficiencia intrínseca por un factor geométrico, el factor geométrico representa la fracción de la radiación emitida que ha incidido en el área del detector.

La eficiencia absoluta están definidas como:

$$\epsilon_{abs} = \frac{\text{Numero de eventos registrados}}{\text{Numero de gammas emitidas por la fuente}} \quad [2.11]$$

Eficiencia del Fotopico

El área neta de un fotopico de energía E_i consiste en la suma de eventos registrados en dicho fotopico restando la parte del continuo Compton.

La eficiencia de fotopico ϵ_{fE_i} para la energía E_i se define como:

$$E_{fEi} = \frac{A_n}{A_c \cdot Y \cdot T_c} \quad [2.12]$$

donde A_n es el área neta bajo el fotopico, A_c es la actividad de la fuente Y es la probabilidad de emisión gamma y T_c es el tiempo de conteo para la formación del fotopico.

La calibración de eficiencia para una cierta geometría se hace exponiendo al detector una fuente radiactiva de referencia la cual tiene radionúclidos de energía conocida y certificada, se cuenta durante un tiempo T_c suficiente para tener por menos 20,000 en el área neta del fotopico.

La calibración en eficiencia tiene la forma de la probabilidad de interacción de los fotones de energía E_i tomando en consideración el material de la ventana del detector.

2.5.6 Tiempo Muerto

En cualquier detector existe un intervalo de tiempo mínimo para separar dos eventos consecutivos, y posteriormente ser registrados por el detector, en algunos casos el límite de tiempo puede ser fijado por los procesos en el propio detector y en otros casos el límite surge en la electrónica asociada. El tiempo mínimo de separación es llamado el tiempo muerto del sistema de conteo, debido a que el decaimiento radiactivo en la naturaleza sigue un proceso aleatorio siempre habrá una probabilidad de que un evento se perdiera después de un evento precedente puesto ocurren tan rápido. Es importante que el tiempo muerto durante el conteo de una fuente estándar o de una muestra se mantenga por debajo del 8%.

2.5.7 Cálculo de actividad

Para medir la actividad radiactiva de una muestra se cuenta un cierto tiempo T_c en la misma geometría correspondiente a la calibración en eficiencia. De la expresión

para la eficiencia se despeja la actividad de tal manera que la actividad medida será:

$$Ac = \frac{A_n}{E_{fEi} \cdot Y \cdot T_c} \quad [2.13]$$

2.5.8 Cálculo de Incertidumbres

Durante la utilización de un instrumento de medición, la expresión “incertidumbre” está asociada con la medición, es decir, es un parámetro que se caracteriza por conocer la dispersión de los valores, que podrían razonablemente estar atribuidos a la medición (11).

La dispersión se puede estimar mediante la desviación estándar. Una incertidumbre puede estimarse con algún método estadístico conocido, los errores pueden ser: tipo A y tipo B.

- a) Incertidumbre tipo A: Se obtienen de un análisis estadístico habitual de mediciones aleatorias, donde la medición de una cantidad en principio se puede reducir aumentando el número n de lecturas o el tiempo de conteo y se expresan como desviaciones estándar de las medias.

En una serie de n mediciones con valores observados x_i , la mejor estimación de la cantidad x esta dado mediante el valor de la media aritmética:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad [2.14]$$

La dispersión de los valores medidos alrededor de la media \bar{x} puede estar caracterizada para resultados individuales x_i :

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad [2.15]$$

- b) Incertidumbre tipo B: Este tipo de incertidumbres no pueden estimarse mediante mediciones repetitivas y se derivan mediante una estimación de límites, este tipo de incertidumbre es establecido por el laboratorio de calibración primario.

2.5.9 Límites de Detección

En la práctica el establecimiento de límites de detección es necesario para normalizar un método y llevar a cabo medidas de aquellas muestras en las que no se haya detectado actividad.

Debido a la radiación natural (fondo), las fluctuaciones son significativas cuando se trata de medir una muestra y su actividad neta es muy próxima a cero, es decir su contaje total se aproxima a los niveles del fondo natural. Si bien se sabe con certeza que al repetir una serie de medidas se obtendría una distribución normal alrededor de un cierto valor, el problema surge cuando se interpreta una distribución debida al fondo donde se superpone otro valor que se obtiene de la medición de una muestra radiactiva.

Partenack y Haley han definido el límite de detección (LD) como la cantidad más pequeña de actividad de la muestra que produce un contaje neto para el cual existe la confianza a un nivel de probabilidad determinado de que haya actividad presente.

El límite de detección puede expresarse como:

$$LD \cong (k_\alpha + k_\beta) s_{net} \quad [2.16]$$

donde:

s_{net} es el error estándar estimado de la actividad neta de la muestra

k_α es el valor de la variable estándar de la distribución normal, α , que corresponde al porcentaje de probabilidad de riesgo de equivocarse de que existe actividad presente cuando no la hay (error de primera especie).

k_β es el valor de la probabilidad del máximo riesgo aceptable (1- β) de no detectar la existencia de actividad cuando está presente (error de segunda especie).

El límite de detección LD está expresado en cuentas totales y debe ser expresado en cuentas por minuto (C.P.M) y corregido por la eficiencia del sistema de detección y/o peso de la muestra para así obtener el límite de detección en términos de actividad (μCi).

Cuando los niveles de probabilidad del error de primera y segunda especie ($\alpha = \beta$) y los niveles de actividad total y de fondo son muy parecidos se puede utilizar la siguiente expresión:

$$LD \cong 2k\sigma_0 \quad [2.17]$$

donde:

$$\sigma_0 = \sqrt{2}\sigma_b \quad [2.18]$$

Entonces LD se puede expresar como:

$$LD \cong 2\sqrt{2} k \sigma_b \quad [2.19]$$

Los valores de $2\sqrt{2} k$ para los niveles de probabilidad se encuentran en la siguiente tabla:

α	$1-\beta$	Valor de K	Valor de $2\sqrt{2} \sigma_b$
0.01	0.99	2.327	6.59
0.02	0.98	2.054	5.81
0.05	0.95	1.645	4.66
0.1	0.9	1.282	3.63
0.2	0.8	0.842	2.38
0.5	0.5	0	0

Tabla 2.1 Valores de K para distintos niveles de probabilidad

2.6 El Método Montecarlo

2.6.1 Descripción

El Método Montecarlo es un método numérico que permite resolver problemas matemáticos mediante la simulación de variables aleatorias (12).

Este método nació en el año de 1949 en un artículo titulado <<*The Monte Carlo Method*>>, en un inicio el método Montecarlo no encontraba aplicaciones lo suficientemente amplias debido a que resolver este tipo de problemas resultaban ser bastantes extensos, no fue, sino hasta la aparición de las primeras máquinas calculadoras, la base teórica era tan conocida mucho tiempo atrás cuando los problemas estadísticos se resolvían empleando muestras aleatorias. El nombre Montecarlo fue elegido debido a una población de un principado de Mónaco, vinculado a la casa de juegos principalmente relacionada con una ruleta rusa.

El método Montecarlo consiste en realizar un algoritmo, una de las reglas principales es diseñar un programa para realizar pruebas aleatorias, posteriormente repetir las pruebas N veces de modo que cada experimento sea independiente de los restantes y tomar un valor medio en los resultados de los experimentos. Otra de las características es que el error arrojado es proporcional a la magnitud, es decir $\sqrt{D/N}$, donde D es una constante y N es el número de pruebas, de esta manera se establece que para obtener un error cada vez menor es preciso aumentar el número de pruebas. Posteriormente se permitía simular cualquier proceso cuya distribución dependía de factores aleatorios, de modo que

hoy en día se puede decir que es un método universal en la solución de problemas matemáticos. Durante el transcurso del tiempo primero se extendió en la mecánica estadística y posteriormente en otras ramas de la física, actualmente se ha incorporado en diversa ramas como el transporte de la radiación, evaluación de integrales, interacción de moléculas del ADN, economía entre otros.

Uno de los ejemplos más sencillos donde se puede aplicar el Método Montecarlo es el lanzamiento de N dardos a un blanco cuya figura S está delimitada y se encuentra dentro de un área de dimensión 1, durante los lanzamientos es obvio que no todos los dardos impacten en el blanco, los dardos lanzados generan números aleatorios experimentalmente y el método tendrá validez solo si los puntos están distribuidos uniformemente sobre el área.

2.6.2 Simulación con el Método Montecarlo para el transporte de fotones

Los procesos físicos están basados en probabilidades, tales como la interacción de la radiación con los materiales, para replicar estos procesos se puede hacer uso del Método Montecarlo mediante el seguimiento de un proceso estocástico, es decir se describe una distribución de probabilidad que se rige por las interacciones individuales de fotones. En cuanto al transporte de radiación, la simulación de partículas individuales se describe por trayectorias aleatorias utilizando números pseudo -aleatorios generados por una máquina para muestrear las distribuciones de probabilidad por los procesos físicos involucrados. Esto se logra siguiendo un gran número partículas asignándoles el nombre de historias³ y se puede obtener información sobre los valores promedio de cantidades macroscópicas tales como el depósito de energía (13). En situaciones de transporte de electrones el tiempo de simulación es mayor puesto que en el algoritmo de simulación se considera cada interacción individual que sufre el electrón mediante un cierto número de dispersiones elásticas de los núcleos durante su historia.

³ Se entiende por historia el seguimiento de una partícula creando un registro de interacción desde su nacimiento hasta su muerte.

2.6.3 Código de simulación mediante MCNP

Hoy en día existe una gran variedad de códigos utilizados para el transporte de radiación basados en el Método Monte Carlo, en este trabajo se ha utilizado el MCNP versión 5.

MCNP describe un proceso para el transporte de fotones basado en cálculos que han sido solicitados por el usuario desde un archivo de entrada a través de una especificación para su conteo. La simulación de un fotón inicia desde la generación de números aleatorios secuenciales con valores entre 0 y 1. La fuente simulada requiere información acerca del fotón tal como su energía, posición y dirección de vuelo desde el mismo archivo de entrada. El fotón tiene un seguimiento continuo considerando un cierto número de eventos registrados que han sido calculados desde el “nacimiento” de la partícula hasta su “muerte”, posteriormente se crea una lista del tipo de evento calculado basado en las librerías disponibles con las que cuenta el código.

La simulación de la partícula inicia cuando un número aleatorio ξ es tomado para calcular la distancia l que han recorrido los fotones hasta un punto en el que han colisionado expresado por:

$$1 = - \frac{l}{\mu_{TOTAL}} \ln(\xi) = - \frac{l}{N\sigma_{TOTAL}} \ln(\xi) \quad [2.20]$$

donde:

σ_{TOTAL} , es la sección eficaz microscópica, estos valores son obtenidos en la librería “cross section data library” incluida en el programa MCNP.

N , es la densidad atómica del material y es definida por el usuario desde el archivo de entrada.

2.7 Magnitudes y Unidades Radiológicas

La normativa internacional que inicia la normalización de las magnitudes y unidades en el campo de la Metrología comenzó en 1875, cuando 17 países firmaron la "Convención del Metro" y se creó la Oficina Internacional de Pesos y Medidas (BIPM), que en sus reglamentos estableció la necesidad de mantener reuniones con periodicidad no inferior a seis años.

Los comienzos del BIPM no fueron alentadores, ya que fue imposible armonizar los sistemas de magnitudes y unidades, hasta las reuniones de los años 1954 y 1960 en los que el llamado Sistema Internacional de Unidades (SI) tomó existencia legal y adquirió paulatinamente ámbito mundial en especial en la comunidad científica.

Independientemente, en 1925 se creó la Comisión Internacional de Medidas y Unidades Radiológicas (ICRU), cuya misión más importante es hacer recomendaciones respecto a:

- Magnitudes y unidades de radiación y radiactividad.
- Métodos de medida y campos de aplicación en Radiobiología y Radiología Clínica.
- Datos y constantes físicas requeridas para la aplicación de estos procedimientos.

Entre 1953 y 1962 la ICRU estableció las definiciones de las magnitudes de dosis absorbida, exposición, actividad, dosis equivalente y sus correspondientes unidades especiales el rad, el Roentgen, el Curie y el rem. En 1975 a propuesta de la ICRU, la BIPM adoptó como unidades en el SI el Becquerel y el Gray. Finalmente, la unidad SI de dosis equivalente fue propuesta por la ICRU y ICRP en 1977 y aprobada por la BIPM en 1979.

Se describen las definiciones de magnitudes y sus unidades, así como los conceptos y términos de aplicación en protección radiológica. Estas definiciones corresponden a las publicadas por la Comisión Internacional sobre Unidades y

Mediciones, ICRU, en las publicaciones números 33, 39, 43 y 47 y de la Comisión Internacional de Protección Radiológica, ICRP.

2.7.1 Magnitudes dosimétricas

Los efectos producidos por la radiación son dependientes de un campo de radiación y su interacción en la materia. Las cantidades dosimétricas son ideadas para proporcionar una medición física. Cuando la radiación interactúa con la materia se presenta una serie de procesos en la que la energía de las partículas es convertida y finalmente depositada, para describir estos procesos se han establecido cantidades dosimétricas (14).

a) Kerma

La transferencia de energía de la radiación ionizante al tejido puede involucrar eventos directos como la ionización y la excitación, así como formas indirectas mediante la transferencia de energía cinética tanto para fotones y neutrones (15), una de las primeras etapas en este proceso para el caso de fotones y neutrones está definida por la cantidad de Kerma "K". La cantidad Kerma está relacionada por la energía cinética de las partículas cargadas que han sido liberadas por las partículas no cargadas, está relacionada por:

$$K = \frac{dE_{KE}}{dm} \left[\frac{J}{Kg} \right] \quad [2.21]$$

donde dE_{KE} es la energía cinética de todas las partículas cargadas liberadas por las partículas sin carga al tejido de masa dm , su unidad especial es el gray.

La energía transferida y absorbida en el tejido tanto para ionización y excitación contribuyen a la dosis absorbida, si consideramos que un fotón gamma que incide en un punto A de una masa esférica m , este produce un electrón energético con trayectoria ABC y un fotón disperso (Efecto Compton debido a su probabilidad de interacción como ya se ha discutido). Las contribuciones serán; la exposición (X)

producto de la generación de carga (Q_{AC}) por ionización del electrón energético, Kerma (K) por la energía cinética (ϵ_{AC}) del electrón en un punto A y la energía impartida en la masa m por el electrón (fig.2.13).

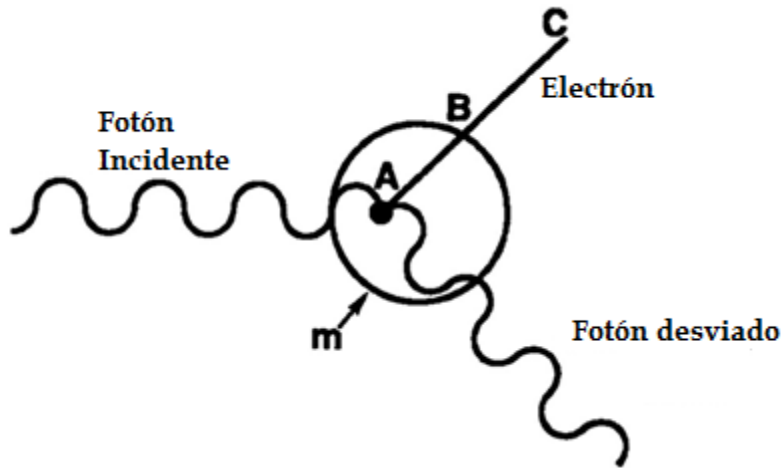


Fig. 2.13 Representación de un fotón gamma interactuando por efecto Compton en un tejido.

b) Tasa de Kerma \dot{K}

El kerma también se puede expresar como variación temporal por el cociente;

$$\dot{K} = \frac{dk}{dt} \quad [2.22]$$

unidad: $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$

c) Exposición X

La magnitud exposición X , se define como el cociente dQ/dm donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por fotones, en un volumen elemental de aire cuya masa es dm , son completamente frenados en aire.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [2.23]$$

unidad: $C \cdot kg^{-1}$

La unidad práctica adoptada originalmente para esta magnitud, posee el nombre especial de roentgen (R), con una equivalencia: $1 R = 2.58 \cdot 10^{-4} C kg^{-1}$.

En la actualidad, la magnitud exposición dada en unidades de R o $C kg^{-1}$, se la reemplaza por la magnitud kerma en aire y su correspondiente unidad, el Gy.

d) Dosis absorbida

La dosis absorbida, D , es una magnitud física básica de interés en dosimetría interna, se utiliza para todos los tipos de radiación ionizante, en un órgano blanco o en un tejido donde se ha depositado un radionúclido y se puede calcular mediante la siguiente expresión:

$$D = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D(m) dm \quad [2.24]$$

donde D es la dosis media absorbida, $D(m)$ es la dosis de referencia absorbida en un pequeño elemento de masa de tejido. Una definición práctica de dosis absorbida está dada por:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad [2.25]$$

donde D es la dosis absorbida expresada en unidades de J/kg y su nombre especial es el Gray (Gy), $d\bar{\varepsilon}$ es la energía media impartida al tejido de masa dm . La dosis absorbida se deriva del valor medio de la magnitud estocástica de energía impartida, ε , y no refleja las fluctuaciones aleatorias de los sucesos de interacción en el tejido. La dosis absorbida se define en cualquier punto de la materia, sin embargo su valor es el promedio en un elemento de masa dm , siendo la dosis promedio igual a la energía total impartida en el volumen de masa dm .

e) Tasa de Dosis Absorbida \dot{D}

Al ser la dosis absorbida una magnitud macroscópica, admite variación espacial o gradiente y variación temporal o tasa. La tasa de dosis es el cociente entre dD y dt , donde dD es el incremento de la dosis absorbida en el intervalo de tiempo dt .

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad [2.26]$$

unidad: $\text{j} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ ($\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$)

f) Energía Impartida

La energía ε impartida por la radiación ionizante a la materia contenida en un volumen dado se define como:

$$\varepsilon = \sum \varepsilon_{in} - \sum \varepsilon_{out} + \sum Q \quad [2.27]$$

unidad: J

Donde,

$\Sigma \varepsilon_{in}$ es la suma de las energías, excluyendo energías de masas en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan entrado al volumen considerado.

$\Sigma \varepsilon_{out}$ es la suma de las energías, excluyendo energías de masas en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan abandonado el volumen considerado.

ΣQ , es la suma de las energías equivalentes a las masas en reposo generadas o destruidas durante las transformaciones de núcleos y de partículas elementales que hayan ocurrido dentro del volumen considerado.

2.7.2 Magnitudes de Protección Radiológica

a) Dosis equivalente

La dosis absorbida es una magnitud insuficiente para predecir la gravedad o la probabilidad de los posibles efectos a la salud debido a la irradiación. Aunque el daño producido por algún tipo de radiación ionizante dependa de la cantidad de la energía impartida, algunos tipos de partículas producen grandes efectos diferentes considerando la misma cantidad de energía impartida (7), entonces la efectividad de una partícula ionizante a otra puede variar considerablemente dependiendo del material biológico que se ha irradiado. La magnitud que ha relacionado la probabilidad de presentar efectos biológicos estocásticos retardados es la dosis equivalente o equivalente de dosis, su unidad especial es el Sievert [Sv] y se expresa como:

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R} \quad [2.28]$$

donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida promedio en el volumen de un órgano o tejido específico T, debido a la radiación R, R especifica el tipo y energía de radiación ya sea que haya incidido en el cuerpo o depositada internamente, w_R es el factor de

ponderación y no tiene dimensiones, refleja la eficacia biológica de las radiaciones de alta LET comparadas con las de baja LET.

En la publicación 26 de la ICRP la dosis equivalente se expresaba como el producto que relacionaba a la dosis (D) y un factor de calidad (Q), éste fue remplazado por un factor de ponderación w_R , puesto el factor de calidad implicaba un nivel de precisión no justificado derivado de los diferentes daños causados por la radiación debido a las diferencias micro dosimétricas en la distribución del depósito de energía.

b) Dosis efectiva

La dosis efectiva E , fue introducida por la ICRP en su publicación 60 y al igual que el equivalente de dosis su unidad es el Sievert, sin embargo a diferencia del equivalente de dosis que relaciona daños producidos en un órgano específico, la dosis efectiva se establece para cuerpo entero usando factores de ponderación para diversos tejidos w_T . Por lo tanto la dosis efectiva a cuerpo entero se obtiene por el producto de dosis equivalente y el factor de ponderación para tejidos que integran todos los órganos, es decir la dosis efectiva es la suma ponderada de las dosis equivalentes a los tejidos y se expresa como:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \sum_R W_R \cdot D_{T,R} \quad [2.29]$$

donde w_T es el factor de ponderación para el tejido T y $\sum w_T = 1$. La suma se realiza sobre todos los órganos y tejidos del cuerpo humano considerados sensibles a la inducción de efectos estocásticos (16). Los valores asignados a w_T representan las contribuciones de los órganos individuales y tejidos al detrimento total para efectos estocásticos. Las dosis debidas a la incorporación de radionúclidos se estiman a partir de modelos biocinéticos, datos fisiológicos y maniqués computacionales. La ICRP en su publicación 23 ha propuesto un hombre de referencia que se basa en modelos antropomórficos con el objetivo de evaluar la dosis equivalente, actualmente se han empleado varios modelos matemáticos también adoptados por la *Medical Internal Radiation Dosimetry* (MIRD).

c) Dosis equivalente comprometida

La evaluación de dosis por exposición interna debida a la incorporación de material radiactivo se considera como una magnitud operacional⁴ y una evaluación se realiza por mediciones directas e indirectas, la primera comprende mediciones consecutivas de los radionúclidos en todo el cuerpo o en órganos específicos aplicando modelos biocinéticos, mientras que las indirectas se llevan a cabo mediante muestras biológicas (excretas o aire con filtros muestreadores personales o fijos).

Como los radionúclidos depositados internamente irradian a los tejidos del cuerpo durante un tiempo t , determinados por el tiempo de decaimiento físico y la retención biológica, dan como resultado una posible dosis a los tejidos durante años o meses después de la incorporación (figura 2.14) y para regular estas exposiciones se ha establecido la definición de magnitud de dosis comprometida.

La siguiente imagen muestra como el material radiactivo incorporado puede alojarse a un órgano blanco de preferencia debido a su forma química, una vez depositado el material, el órgano blanco se vuelve una fuente interna (órgano fuente) capaz de irradiar otros órganos.

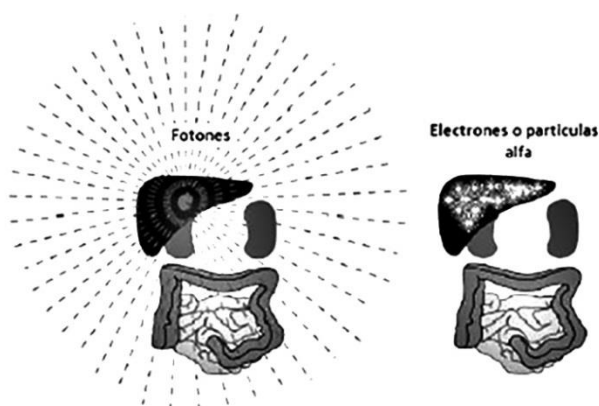


Fig. 2.14 Irradiación a tejidos debido a material radiactivo incorporado. Como puede observarse es muy probable que las partículas cargadas no lleguen a salir del tejido, pues depositan toda su energía debido a su alta LET, por el contrario los fotones son muy penetrantes y pueden irradiar a otros órganos adyacentes.

La dosis comprometida debido a la incorporación, es la dosis total que se esperaría en un lapso de tiempo y se define como:

⁴ Magnitud de Protección Radiológica usada para demostrar el cumplimiento con los requisitos de limitación de dosis.

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} H_T(t) dt \quad [2.30]$$

donde τ es el tiempo de integración a partir de la incorporación. La dosis comprometida se evalúa en un periodo de 50 años después de la incorporación, este periodo es un valor considerado para los años laborables de una persona joven.

d) Dosis efectiva comprometida

Las mediciones tanto directas como indirectas tienen el objetivo de estimar la dosis efectiva comprometida recibida por un individuo como resultado de la exposición ocupacional debido a los radionúclidos incorporados, la evaluación se hace en base a la cantidad de material incorporado y un coeficiente de dosis de referencia, estos últimos se calculan utilizando modelos dosimétricos y biocinéticos, así como el cálculo de una fracción de energía que se emite desde una región de la fuente S y que es absorbida en la región del tejido blanco T . La magnitud de dosis efectiva comprometida es:

$$E(\tau) = \sum_T w_T \cdot H_T(\tau) \quad [2.31]$$

donde $E(\tau)$ es la dosis efectiva comprometida, $\sum_T w_T \cdot H_T(\tau)$, es la suma de los productos de las dosis equivalentes en órganos y tejidos, donde, w_T , son los factores de ponderación y τ es el tiempo de integración en años después de la incorporación.

2.8 Modelos dosimétricos

2.8.1. Sistema ICRP

La ICRP ha establecido directrices de protección para trabajadores y miembros del público expuestos a radiaciones ionizantes mediante la estimación de dosis a los tejidos del órgano en riesgo. Cuando se produce una exposición existe un supuesto efecto a la salud aun cuando la probabilidad de este efecto sea menor.

La metodología ICRP estima la dosis a órganos o tejidos mediante la exposición que a su vez permite la evaluación, es decir se reúne información a partir de estudios anteriores sobre los posibles efectos presentados en la salud. Para los radionúclidos que son depositados internamente se considera que la dosis puede variar grandemente de un tejido a otro debido a la radiosensibilidad que presenta cada órgano o tejido. En el caso de exposiciones por radiaciones penetrantes emitidos por radionúclidos fuera del cuerpo (fuentes externas), la distribución de dosis absorbida a los órganos y tejidos se puede considerar que presentan un comportamiento uniforme (17). Aunque el objetivo sobre exposiciones internas y externas sea muy similares, los riesgos asociados son muy diferentes. La exposición interna surge por la ingesta y deposición de material radiactivo dentro del cuerpo, el material puede ser retenido por un periodo de tiempo dependiente de la vida media efectiva⁵ y las dosis pueden ser recibidas durante muchos años. La tabla 2.2 muestra la vida media física, biológica y efectiva de algunos radionúclidos considerados por exposición interna.

Para fines de protección radiológica, la dosis absorbida D está acompañada de otras magnitudes que se derivan de esta y están sujetas a la calidad de radiación que ha irradiado al tejido u órgano relacionándolo con los posibles efectos biológicos. La principal cantidad considerada en protección radiológica es el equivalente de dosis y que se ha definido con el objetivo de situar todas las radiaciones ionizantes en una escala de daño biológico.

⁵ Periodo en el cual la cantidad de un radionúclido presente en un sistema biológico se reduzca a la mitad, en otras palabras es la combinación de la desintegración física y el tiempo de excreción debido a los procesos biológicos.

Núclido	Vida media física	Vida media biológica	Vida media efectiva
Tritio	12.3 a	10 d	10 d
Yodo-131	8 d	80 d	7.2 d
Cesio-134	2.1 a	110 d	96 d
Cesio-137	30.2 a	110 d	109 d
Plutonio-239	24,100 a	50 a	49.9 a

Tabla 2.2 Vida media física, biológica y efectiva de algunos radionúclidos.

2.8.2. Esquema MIRD

La técnica para el cálculo de dosis de radiación ha sido desarrollada y recomendada por la *Medical Internal Radiation Dosimetry* (MIRD). En este esquema la información de la distribución biológica y las propiedades físicas de los radionúclidos son los principales elementos para la estimación de la dosis absorbida a órganos y a tejidos debido al material radiactivo que se ha alojado dentro del cuerpo humano.

La definición de dosis absorbida a un órgano blanco r_k debido a una actividad contenida en una región fuente r_h a un tiempo dado t está dada como:

$$D_{rk} = \sum_h \tilde{A}_h S(r_k \leftarrow r_h) \quad [2.32]$$

donde:

\tilde{A}_k es la actividad acumulada (número de desintegraciones) en un tiempo t

$S(r_k \leftarrow r_h)$ es la energía absorbida (factor S) en la región del órgano blanco r_k por unidad de actividad acumulada en la región fuente r_h .

El factor “S” por su parte se define como:

$$S(r_k \leftarrow r_h) = \sum_i \frac{\Delta_i \Phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k} \quad [2.33]$$

donde:

m_k es la masa de la región blanco, Δ_i la energía promedio emitida por la desintegración y Φ_i es la fracción absorbida. La fracción absorbida representa aquella fracción de energía proveniente de la región fuente y que es absorbida por la región blanco por la i-esima componente.

Los valores “S” están tabulados para diferentes radionúclidos y para diferentes combinaciones de órganos fuente y blancos. Se pueden obtener mediante software tales como el MIRDose y OLINDA/EXM, por otra parte la actividad acumulada se puede estimar mediante modelos biocinéticos o radiofarmacocinéticos los cuales describen el movimiento de una fuente radiactiva de un órgano a otro, de esta manera se puede conocer su tiempo de residencia y relacionarlo con la actividad acumulada.

2.8.3 Modelos Radiofarmacocinéticos por Incorporación

Los modelos biocinéticos son modelos matemáticos de primer orden usados para describir la distribución biológica de algún radiofármaco en función del tiempo (18), desde su introducción en el cuerpo hasta su eliminación (biológica o física), son simples compartimientos representadas por figuras que describen la concentración de un radiofármaco, matemáticamente son ecuaciones diferenciales usadas para resolver el modelo. Se pueden dividir en tres tipos: a) Modelos empíricos o de integración directa, b) Analíticos o análisis de regresión por mínimos cuadrados, c) Compartimentales.

2.8.4 Modelos Empíricos

Cuando se administra un radiofármaco se puede conocer su comportamiento a distintos tiempos en distintos tejidos debido a su forma físico-química, entonces si se grafica actividad versus tiempo y posteriormente se integra, se tendría por lo tanto un área bajo la curva que representa la actividad acumulada en el órgano o tejido.

2.8.5 Modelos Analíticos

Un modelo empírico consiste en ajustar los datos obtenidos al graficar la actividad versus tiempo a una función analítica (suma de exponenciales) quedando explícita la curva como en el caso del modelo empírico, la ecuación a la cual puede ser ajustada es como la que se muestra a continuación:

$$q_h(t) = \sum_j A_{h(j)} e^{\lambda_{h(j)} t} \quad [2.34]$$

donde:

$q_h(t)$ es la función de distribución de la fuente r_h (actividad corregida por decaimiento en Bq en la región fuente r_h) a un tiempo t después de su administración.

$A_{h(j)}$ es la actividad (Bq) del j -ésimo componente exponencial en la región fuente a un tiempo $t=0$

$\lambda_{h(j)}$ es la constante de eliminación efectiva (fracción de eliminación por unidad de tiempo).

2.8.6 Modelos Compartimentales

Un modelo compartimental consiste en representar un cierto número de bloques interconectados por conexiones estrechas como se muestra en la figura 2.15. Cada bloque representa a un conjunto de tejidos (órgano).

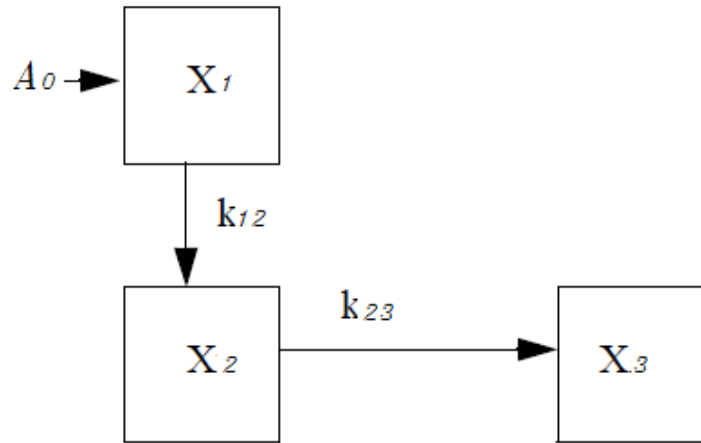


Fig. 2.15 Modelo compartimental

Un compartimento describe la transición o la tasa de cambio en función del tiempo mediante ecuaciones diferenciales de primer orden.

Del esquema anterior se puede concluir que:

$$\frac{dX_1}{dt} = -K_{12}X_1 \quad X_1(t) = A_0 e^{-K_{12}t} \quad [2.35]$$

$$\frac{dX_2}{dt} = K_{12}X_1 - K_{23}X_2 \quad X_2(t) = \frac{K_{12} \cdot X_0}{K_{12} - K_{23}} (e^{-K_{23}t} - e^{-K_{12}t}) \quad [2.36]$$

$$\frac{dX_3}{dt} = K_{23}X_2 \quad X_3(t) = \frac{K_{23} \cdot K_{12} \cdot A_0}{K_{23} - K_{12}} [(e^{-K_{23}t}) - (e^{-K_{12}t})] \quad [2.37]$$

2.9 Modelo biocinético del ^{131}I

La Comisión Internacional de Protección Radiológica ha propuesto modelos biocinéticos que describen la distribución de radionúclidos depositados internamente, así como un esquema de clasificación denominado “clase” para cada material inhalado de acuerdo con su tasa de depuración. La siguiente tabla muestra la clasificación de estos materiales.

Clase	Tiempo de Eliminación
D	Días
W	Semanas
Y	Años

Tabla 2.3 Clasificación de los materiales incorporados establecidos por la ICRP

La ICRP en su publicación 78 ha propuesto el modelo biocinético para el ^{131}I , donde la primer fase considera que el Yodo es absorbido en la sangre, un 30% del material incorporado se concentra en la tiroides, mientras que el 70% se excreta directamente en la orina a través de la vejiga urinaria. El tiempo biológico que permanece en la sangre es de tan solo 0.25 días. Una vez que el yodo se incorpora a la tiroides se acumula dentro de los folículos y el tiempo para su eliminación biológica es de 80 días aproximadamente, mientras es absorbido en otros tejidos con un tiempo de vida media biológica de 12 días.

2.10 Evaluación de la exposición ocupacional debido a la incorporación de radionúclidos

La OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica) ha reconocido que algunas exposiciones no son controlables y se han excluido de evaluaciones por incorporación, tal es el caso del ^{40}K en el cuerpo y la exposición a los rayos cósmicos, la “exposición ocupacional” ha ganado atención en los últimos años y como consecuencia se ha desarrollado un Plan de Acción Internacional para la Protección Radiológica Ocupacional (*International Action Plan for Occupational*

Radiation Protection), el cual solicita información acerca de los niveles de radiactividad, condiciones de exposición y características físicas y químicas de los radionúclidos contaminantes de aire en lugares de trabajo.

La guía de Protección Ocupacional propone que existen 4 categorías de exposiciones según sus características ante cada situación además incluyen las acciones indicadas para cada una de ellas.

Exposiciones normales

Generalmente son originadas por el hombre, son predecibles y controlables.

Exposiciones potenciales

Ocurren dependiendo de las condiciones en el lugar de trabajo, pero son o pueden ser controladas.

Exposiciones de emergencia

No son planeadas y, debido a la situación, requieren intervención, para prevenir o minimizar la sobre exposición. Estas son exposiciones accidentales.

Exposiciones crónicas

Radiación ambiental elevada (radón, etc.) para las que puede necesitarse acción reparadora.

El objetivo general de los programas de monitoreo ocupacional se centra en la evaluación de las condiciones en el lugar de trabajo y de las exposiciones individuales, dicha evaluación requiere de la estimación por exposición interna y externa.

2.11 Normatividad de posesión y uso de material radiactivo en servicios de medicina nuclear

El reglamento general de seguridad radiológica en su “título quinto de las instalaciones radiactivas” clasifica las instalaciones en tipo I y tipo II, el tipo I tiene la característica de hacer uso de fuentes selladas y/o dispositivos generadores de radiación ionizante, en el tipo II son aquellas instalaciones que producen, fabrican, almacenan o usan fuentes abiertas. Para el cumplimiento establecido en el Reglamento General de Seguridad Radiológica se otorga a los hospitales una licencia para la posesión y uso de material radiactivo, los puntos requeridos consta de un informe anual de actividades en protección radiológica, acompañados de rubros, requisitos y formatos requeridos por la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias (CNSNS), uno de los requisitos que aplican para el Personal Ocupacionalmente Expuesto a radiaciones ionizantes es el examen médico anual como lo estipula la Norma Oficial Mexicana NOM-026-NUCL-2011, por otra parte el control de la dosimetría interna en la mayoría de los servicios que ofrecen el servicio de medicina nuclear llevan a cabo un reporte anual y no de manera mensual.

2.12 Monitoreos Radiológicos

Un programa de monitoreo depende de los niveles de dosis expuestos y de las concentraciones de actividad, se han considerado dos componentes en un monitoreo, uno individual que tiene el propósito de obtener datos relevantes principalmente para la persona y el monitoreo en el lugar de trabajo para la evaluación de la exposición de los individuos que tienen acceso en esa área de trabajo.

2.13 Monitoreo Rutinario

Está asociado a operaciones continuas, debe ser planeado para demostrar que las condiciones de trabajo, que incluyen los niveles de dosis individual siguen siendo satisfactorias así como cumplir los requisitos regulatorios

CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO

3.1 Equipos y Materiales

I. Smart Radiation Monitor Eberline (Fig. 3.1)

Es un instrumento diseñado con tarjeta mono canal para la medición rutinaria de radiación, gracias a su tamaño se puede trasladar de un lugar a otro, una ventaja es que este equipo puede operar con múltiples detectores tales como: contadores proporcionales, Geiger Müller, detectores de centelleo alfa, beta, gamma y neutrones. Algunas de sus propiedades de operación son:

- a) Trabaja a una Temperatura de Operación de -20°C a $+50^{\circ}\text{C}$
- b) Voltaje de operación ; 5 V hasta 2450 Vcd
- c) Lectura de Salida; 2 líneas de 16 características alfanuméricas observadas en su pantalla de cristal líquido (LCD)
- d) Bocina de Alarma para modo escalador o Ratemeter con tono de 2000 Hz
- e) Controles Externos
- f) Potenciómetro de *Threshold*
- g) Usa una Batería de 6 Volts
- h) Conector de entrada BNC
- i) Modos de operación: Ratemeter o Escalador
- j) Tarjeta instalada para la opción de Análisis por Altura de Pulsos (PHA)



Fig. 3.1 Sistema de Radiación Monocanal modelo SRM-200 (*Smart Radiation Monitor, Eberline Thermo instrument systems Inc.*).

- II. Detector centellador gamma de Yoduro de Sodio (NaI) Marca LUDLUM *measurement Inc.* modelo 44-10 usado para detectar radiación gamma en un intervalo de 60 KeV a 2 MeV, consiste de un cristal acoplado a un tubo fotomultiplicador que se encuentran contenidos dentro de un blindaje de aluminio de 16mm (0.062 in).

Se ha elegido este detector para usarse para el monitoreo personal debido a su alta eficiencia para radiación gamma y respuesta adecuada en la energía de interés en conjunto con un mono canal o un analizador multicanal.

Especificaciones:

- a) El Cristal Centellador NaI(Tl) es de 5.1 cm de diámetro x 5.1 cm de espesor (2 x 2 in).
- b) Tiene una sensibilidad de 900 cpm/ μ R/h para una fuente de ^{137}Cs

- c) Puede asociarse con otros instrumentos compatibles tal como: *ratemeters* y escaladores
- d) El tubo fotomultiplicador es de 5.1 cm (2in) de diámetro y está blindado magnéticamente
- e) Opera en un intervalo de voltaje de 500 a 1200 Volts
- f) Resistencia del Dinodo de 60 MΩ
- g) Conector tipo C
- h) Blindaje principal de aluminio de 2 mm de espesor
- i) Temperatura de operación de -20 a 50 °C
- j) Pesa 1.04 Kg (2.3 lb)

III. MCNP 5

Para determinar la eficiencia del sistema de detección se ha simulado la fuente-detector con el software Monte Carlo Neutral-Particle eXtended (MCNP5) usando el *tally* F8 (Análisis por altura de pulsos), dicho software ha sido desarrollado por la universidad de california en el Laboratorio Nacional de los Alamos validado internacionalmente y escrito en FORTRAN 77.

IV. Laptop Hp ZBook 15

Características:

- a) Procesador Intel(R) core (TM) i7-4700Q CPU sexta generación @ 2.49GHz a 3.4GHz
- b) Memoria RAM 32 GB
- c) Windows 8.1 Pro

d) Número de núcleos 8 Hyper-Threading

Se ha ejecutado el código escrito en MCNP5 desde una interfaz en el símbolo del sistema Windows.

V. Osciloscopio marca Tektronix modelo 2245a a 100 Mhz con 2 canales

VI. Fuente de Referencia Calibrada (Patrón)

La fuente utilizada para la calibración del sistema comprende de una fuente de ^{133}Ba proporcionada por el Laboratorio de Patrones Radiactivos con una geometría muy próxima a la tiroides con las siguientes características:

- a) Actividad: 10.26 KBq \pm 2.3%
- b) Fecha de Referencia: 2009-10-14 12:00 U.T.C
- c) Número de Certificado: LPR/16/09
- d) Número de Serie: 133T627
- e) Material: Recipiente de Resina con densidad equivalente a tejido



Fig. 3.2 Maniquí de tiroides con Fuente de ^{133}Ba

3.2 Condiciones de operación

3.2.1 Calibración en energía

Para establecer la calibración en energía en el SMR-200 en modo “monocanal”, se define un intervalo de aceptación de amplitudes de pulsos, el intervalo representa la ventana de energía.

Los pulsos generados producto de la interacción de los fotones gamma con el detector se deberán ajustar de manera manual por un discriminador de bajo y alto nivel (LLD y ULD). Como la amplitud de un pulso está en función a la energía cedida por el fotón, los discriminadores definen si se acepta o no el pulso. Aquellos pulsos que caen dentro de esta ventana son aceptados y posteriormente el sistema los convierte a una señal lógica.

Para poder establecerlos límites de los umbrales, primero se hizo una calibración en términos de energía mediante el uso de fuentes con emisiones de energías conocidas tal como el ^{133}Ba y ^{137}Cs , para ello se toma en cuenta lo siguiente:

- a) Se estableció el voltaje de operación recomendado en el manual (900 Volts).
- b) Se define una ventana de energía, $\Delta E = \text{ULD} - \text{LLD}$ (10) en pasos de 50 mV (barrido grueso).
- c) Se grafican los resultados obtenidos, tomando al eje de las abscisas los valores de LLD y ULD y los pulsos generados en el eje de la ordenada.
- d) Ubicar el intervalo de los valores aproximados del LLD y ULD donde se inicia del fotopico y posteriormente se define el valor inicial para el barrido fino.
- e) Se repite el paso b estableciendo incrementos de 10 mV (barrido fino) al inicio del fotopico ya identificado, se hacen conteos para esas condiciones a modo de obtener al menos 20,000 cuentas netas para reducir el error estadístico.

3.3 Deconvolución

Debido a la baja resolución que presenta un detector de NaI(Tl), en casos donde las energías están muy próximas es necesario llevar a cabo un método para la separación de fotopicos y obtener el área de cada uno de ellos.

Para obtener el área de cada fotopico se lleva a cabo una sustracción de datos canal por canal mediante un ajuste analítico. La mayoría de los fotopicos formados en un espectro de energías tiene una forma gaussiana y para representar cada uno de los componentes con sus respectivas colas causados por la recolección de carga en conjunto con el fondo continuo se ha llevado a cabo mediante un ajuste de mínimos cuadrados, de esta manera se puede considerar el área de cada uno de ellos partir de los valores ajustados.

La sustracción de datos en el espectro se ajusta a una función gaussiana siempre y cuando el fondo continuo y la cola del fotopico no sean significativos mediante la siguiente expresión:

$$y(x) = y_0 e^{\left[-\frac{(x-x_0)^2}{2\sigma^2}\right]} \quad [3.1]$$

donde y es la amplitud de la gaussiana en el canal x , x_0 es el valor medio de la gaussiana, σ es el ancho y y_0 es su valor máximo.

3.4 Calibración en Eficiencia

- a) Para la calibración en eficiencia se utiliza un maniquí de cuello y una fuente de ^{133}Ba con una geometría muy próxima a la tiroides, la fuente presenta una distribución uniforme y se usa como sustituto del ^{131}I , la elección se hace gracias a que el ^{133}Ba tiene una energía muy cercana a la del ^{131}I y su tiempo de vida media es mucho mayor, las características de ambos radionúclidos se describen en la siguiente tabla.

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

Tabla 3.1 Energía de emisión gamma para el ^{131}I y ^{133}Ba (19).

- b) Se hace un conteo para medir el fondo durante 1 hora
- c) Se hacen conteos con la misma geometría para obtener la repetitividad más cercana posible en cada medición
- d) Se coloca la fuente que simula tiroides a distintas distancias (en la misma geometría) y se hacen varios conteos con un tiempo suficiente para obtener al menos 20,000 cuentas, esta cifra es estadísticamente significativa con un error menor al 1%.
- e) Se determina la eficiencia del fotopico $Ef(E_i)$ en el intervalo de energía previamente establecido (LLD y ULD) mediante la siguiente expresión:

$$Ef(E_i) = \frac{An_{E_i}}{Ac[\gamma/s]Tc[s]} \quad [3.2]$$

donde Ac es la actividad corregida a la fecha de colección actualizada mediante la siguiente expresión:

$$Ac = A_0 e^{-\left[\frac{\ln 2}{T_{1/2}}\right]t} \quad [3.3]$$

donde

$T_{1/2}$ es la vida media del radionúclido en cuestión.

3.5 Estabilidad del sistema de medición

Para probar que el sistema es estable y su respuesta es confiable, se hace una prueba de estabilidad usando la distribución χ^2 , se realizan una serie de conteos (usualmente de 20 a 25) y se observa que la dispersión de los resultados solo se deban a los factores estadísticos propios del fenómeno de decaimiento y colección de la información.

- a) Se realiza una serie de 25 conteos con un tiempo necesario para obtener al menos 10,000 cuentas en la región de interés.
- b) Se registra el área neta para cada conteo y se calcula χ^2 mediante la siguientes expresiones:

$$\chi^2 = \frac{(n - 1)S^2}{\bar{x}} \quad [3.4]$$

$$S = \sqrt{\frac{(\bar{x} - x_i)^2}{n - 1}} \quad [3.5]$$

donde:

n =Número de conteos

S^2 =Varianza para los n conteos

\bar{x} = Promedio para n número de conteos

x_i = Número de cuentas

S = desviación estándar

El valor obtenido para 25 conteos debe estar en el intervalo de 13.8 a 36.4

3.6 Calibración en eficiencia mediante MCNP

3.6.1 Estructura del Archivo de entrada

El archivo de entrada contiene la información que describe el problema, de manera general:

- a) se define en la tarjeta de celdas la geometría, materiales, tipo de fuente, coordenadas de localización y la técnica de reducción de varianza.

- b) El archivo de salida consiste de un máximo de 80 caracteres de longitud por cada línea de entrada (todas las líneas de entrada son limitadas a 80 columnas), los caracteres alfabéticos pueden ser mayúsculas o minúsculas o en dado caso pueden combinarse. El símbolo § determina el dato de entrada en una línea o simplemente para describir un comentario al final de cada entrada, las líneas en blanco son usadas como un simple delimitador y los datos de entrada están separados por uno o más espacios en blanco. La estructura del archivo de entrada se muestra a en la figura 3.3.

3.6.2. MCNP Editor Visual

Se emplea un editor visual Vised (opcional) desarrollado por A.L Schwarz, R.A Schwarz y L.L Carter Versión 24E mediante su interface para visualizar la geometría del código desde el archivo de entrada de MCNP y la simulación de las trayectorias de las partículas.

Se pueden emplear herramientas preestablecidas y de consulta como: planos, geometrías en 3D, Tallies, Fuentes y la optimización de parámetros.

Los archivos de entrada se establecen en un documento de texto con extensión .txt (bloc de notas) y posteriormente se visualizan en el editor visual "Vised" con el propósito de modificar los códigos de salida y hacerlos menos tediosos.

Se grafican los valores obtenidos en el visual Vised solo para corroborar el espectro generado desde el archivo de salida generado por MCNP al finalizar la simulación.

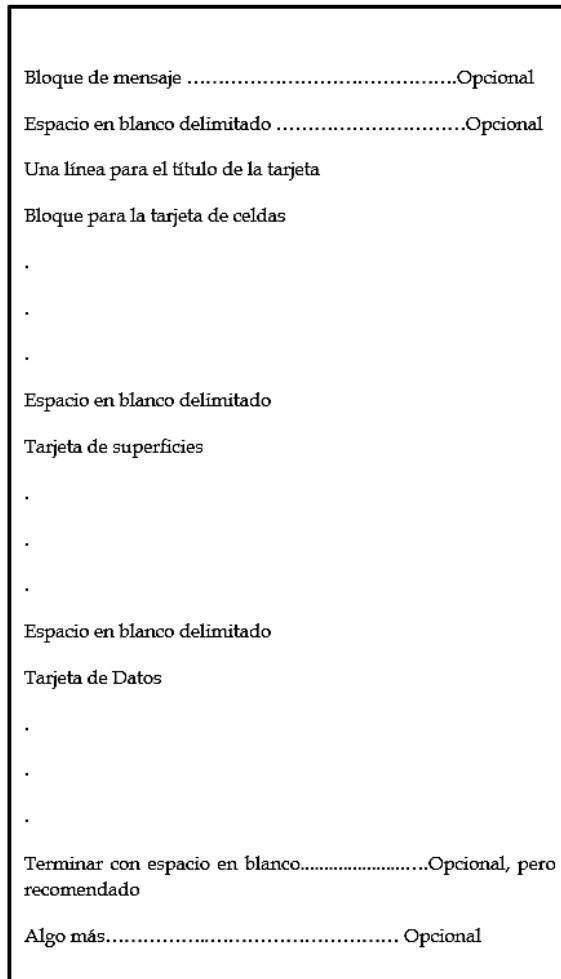


Fig. 3.3 Estructura del archivo de entrada en MCNP

Se hace una simulación con la generación de partículas creadas por la fuente y sus trayectorias con la herramienta *Particle Display* con el objetivo de corroborar que no existan errores de geometría desde en el código creado.

Una de las ventajas al usar el editor Visual es el fácil despliegue de las geometrías que a menudo el usuario va estableciendo en el archivo de salida, además permite al usuario la fácil modificación y sus dos ventanas con planos de referencia hacen más dinámico el modelo, desde el punto de vista técnico, tiene la ventaja de editar el archivo desde la interface sin necesidad de cambiar datos o tarjetas establecidas en el archivo original que se escribe en el bloc de notas, permitiendo trabajar de manera conjunta.

3.6.3. Definición del problema

Para el cálculo de eficiencia del sistema de detección propuesto en este trabajo se utiliza la simulación en MCNP con una tarjeta del problema (`mode`) sólo para el transporte de fotones (`mode p`).

Se ha definido el problema dividiéndolo en dos partes

- a) geometría
- b) fuente simulada.

3.6.4. Geometría del sistema de detección

El detector usado en este trabajo es un NaI(Tl) de 2 x 2 pulgadas, para modelar su estructura a detalle se hizo una tomografía (Fig. 3.4) realizada en el Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ) con un tomógrafo Somatom Sensations 16 marca Siemens del departamento de aplicaciones a la salud donde se corroboraron las dimensiones especificadas en el manual detector con ayuda del software DICOM.

El primer dato de entrada establecido en el código fue el número de cada superficie:

- a) Se asigna un número a cada superficie en orden ascendente y con números enteros sin exceder 8 dígitos
- b) La geometría del problema para este caso específico se crea con 20 superficies que constituyen 2 elipsoides que representan el lóbulo derecho e izquierdo de la glándula tiroides, 1 cilindro que representa el istmo que conecta a los dos lóbulos, 1 cilindro que representa el maniquí que contiene la fuente, 1 esfera que simula el medio ambiente (aire), 10 planos normales en el eje x y 5 cilindros paralelos en el mismo eje que representan la estructura del detector y a su vez son los cortes por cada uno de ellos. La figura 3.5 muestra el resultado del modelo.

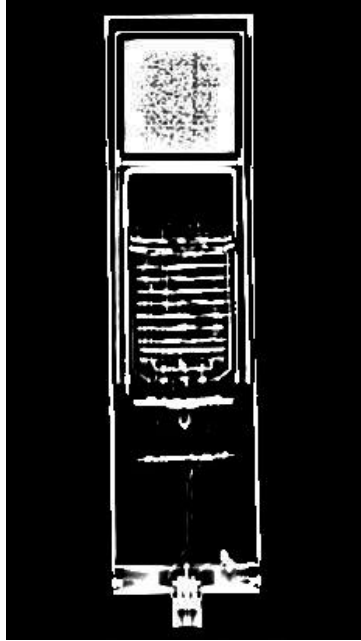


Fig. 3.4 Tomografía de un detector de NaI(Tl) marca LUDLUM modelo 44-10. Cortesía del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares y el departamento de rayos X.

- c) Se modeló el detector de NaI(Tl) con 2 blindajes de 25.5 y 14.5 cm de longitud y 0.2 y 0.15 cm del espesor de pared de aluminio respectivamente, para este trabajo no se consideró el porcentaje de Talio presente en el cristal centellador.

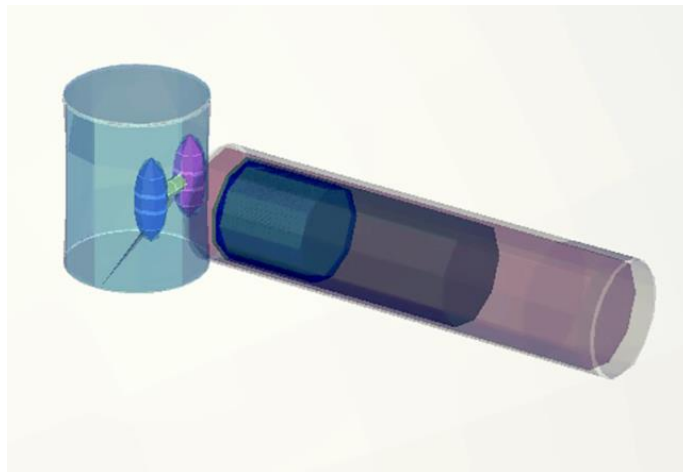


Fig. 3.5 Modelado 3D de la fuente-detector en MCNP5.

3.6.5. Definición del término Fuente

La fuente fue representada por dos elipsoides de 2.5 cm de radio mayor y 0.95 de radio menor y un cilindro de 1.8 cm la altura por 0.45 cm de radio (fig.3.5). Se establecieron dichas dimensiones en base a la ICRP publicación 23 (*Reference Man*). Se considera una fuente por cada elipsoide con una distribución homogénea.

Los fotones del termino fuente fueron considerados isotrópicos desde tarjeta de especificación de la fuente SDEF

La distribución de cada fuente fue definida desde la tarjeta "si1 y sp1" como una variable discreta con la misma probabilidad de emisión para cada lóbulo.

Los fotones de energía gamma del término fuente fueron definidos con variables discretas en la tarjeta "si2"

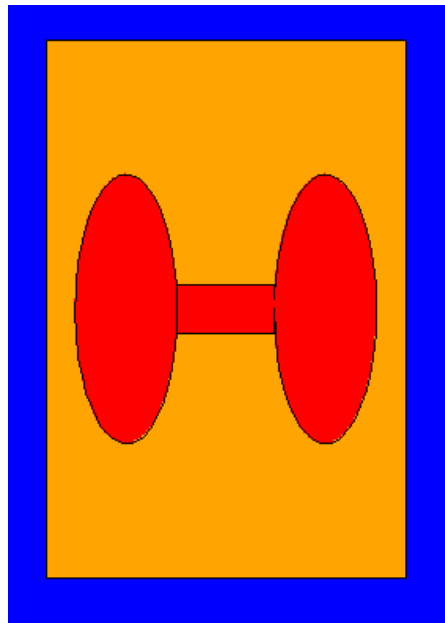


Fig. 3.6 Geometría basada en la publicación N°23 de la ICRP que simula la glándula tiroides creada en MCNP5.

Para este caso se determinó la energía del ^{133}Ba y ^{131}I ambos considerando la energía conjunta del ^{137}Cs .

La probabilidad de emisión del término fuente se determina desde la tarjeta "sp2" con los siguientes valores:

Gamma-Ray Energy		
si2	sp2	Radionuclide
KeV	Int(%)	
79.6142	2.65	¹³³ Ba
80.185	2.62	¹³¹ I
80.9979	32.9	¹³³ Ba
276.3989	7.16	¹³³ Ba
284.305	6.12	¹³¹ I
302.8508	18.34	¹³³ Ba
356.0129	62.05	¹³³ Ba
364.489	81.5	¹³¹ I
383.8485	8.94	¹³³ Ba
503.004	0.359	¹³¹ I
636.989	7.16	¹³¹ I
722.911	1.77	¹³¹ I

3.6.6. Definición de los materiales

Los materiales que componen la estructura de la fuente-detector se establecen desde la tarjeta del material Mn.

Se especifica el material que compone cada una de las celdas con la siguiente estructura:

Mn ZAI_{D1} Fracción₁ ZAI_{D2} Fracción₂ ...

donde m corresponde al número de material asignado, ZAID es el número de identificación del elemento o material contenidas en la librería del MCNP seguido por la fracción atómica o fracción en peso y se estructura de la siguiente manera:

ZZZAAA.id

donde:

ZZZ es el número atómico del elemento o núclido

AAA es el número de masa

id es la librería de identificación (opcional)

Los materiales que componen a la fuente (fig.3.6) se configuraron de la siguiente manera:

```
M1 1000 1 8000 2 $ Agua
M7 1000 0.666662 6000 0.333338 $ Polietileno
```

Se asigna la estructura para la especificación de los materiales que componen al detector de NaI, donde no se incluyó la concentración del activador (TI) puesto su concentración se desconoce para este caso se configuró de la siguiente manera:

```
M3 13000 1 $ Aluminio
M4 6000 -0.0643 $ Esponja
    1000 -0.0900
    7000 -0.060
    8000 -0.0206
M5 12000 -0.602 $ Oxido de Magnesio
    8000 -0.397
M6 53000 1 $ Cristal de NaI
    11000 1
```

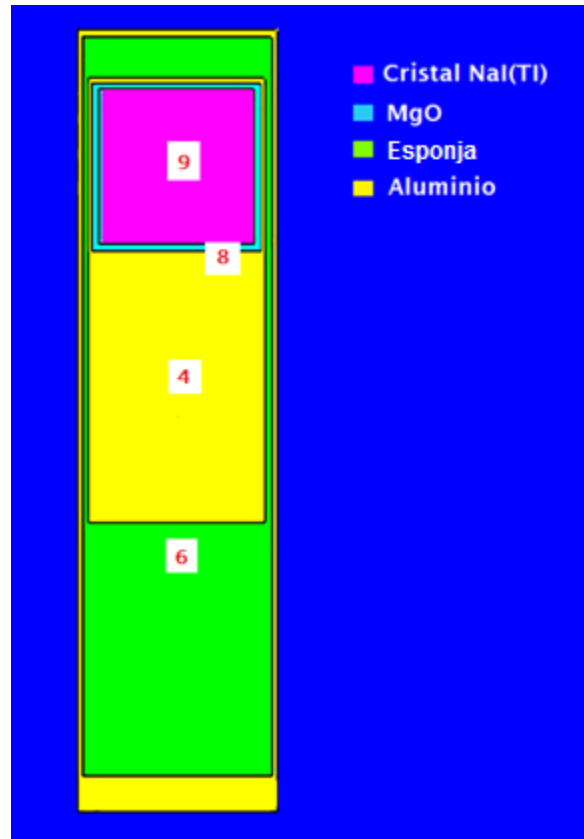


Fig. 3.7 Geometría simulada del detector de NaI en MCNP5.

Esponja

La fracción en peso numérica especificada de cada material que componen al detector se han especificado con signos negativos, puesto se han considerado como fracciones en peso.

3.6.7. Simulación por Altura de Pulsos

Para reproducir la misma respuesta que el detector real se hace uso del tally F8 (*Pulse Height*) que proporciona una distribución de energía de los pulsos creados en el cristal del detector.

a) Se especifican los parámetros de acuerdo a la siguiente estructura:

Forma Simple Fn:pl S₁ ... S_k
 Forma General Fn:pl S₁ (S₂ ...S₃) (S₄ ...S₅) S₆S_T ...

donde:

n es el número de Tally

p_l es el tipo de partícula: P=photon E=Electron, N=Neutron

S_i es el número del problema en la celda para el Tally especificado

b) Se determinan los compartimentos de energía de acuerdo a la siguiente estructura:

E8 0 1E-5 1E-3 1E-1...

donde:

se ha considerado el valor 0 para un registro de electrones negativos no analógicos.

1E-5 es el registro de aquellas partículas que viajan a través de la celda sin depositar su energía.

El depósito de energía se registrada mediante el tally F8 para la celda 9 donde se definió el cristal centellador (fig. 3.7) y se han creado los pulsos.

c) Se establecen los cortes de energía, para reproducir el espectro de manera manual se han designado 140 y 190 para cada fotopico del ¹³³Ba y ¹³⁷Cs para posteriormente extraer los valores calculados en un archivo de salida generado por MCNP y graficarlos en cualquier programa de computo que tenga la opción de graficar, para nuestro caso los valores se pasan a una hoja de cálculo de Excel y se grafican.

En la tarjeta de datos se especifica el número de tally definiéndolo con la siguiente estructura:

F8:P 9

E8 0 1E-5 0.257 140i 0.401 0.535 190i 0.725

3.6.8. Ampliación de “Energía Gaussiana”

Para una simulación más real de los fotopicos obtenidos se utiliza un tratamiento especial para el tally F8 mediante la tarjeta llamada GEB (*Gaussian Energy Broadening*) que está disponible en la versión de MCNP5 de la siguiente manera:

- a) Se considera en el archivo de entrada la tarjeta GEB y se obtienen picos con una distribución en forma gaussiana representando la resolución del detector, sin la declaración de esta tarjeta los pulsos generados solo se verían acumulados en un solo canal como una simple línea (fig. 2.11, caso ideal).
- b) Se ajustan los valores para la tarjeta GEB mediante un ajuste no lineal gaussiana con la siguiente ecuación:

$$f(E) = C e^{-\left(\frac{E-E_0}{A}\right)^2} \quad [3.6]$$

donde:

E es la energía ampliada

E_0 es la energía no ampliada del tally

C es una constante de normalización

A es el ancho de la gaussiana

- c) Se determinó el FWHM con la siguiente expresión:

$$A = \frac{FWHM}{2\sqrt{\ln 2}} \quad [3.7]$$

- d) Se determina el FWHM para cada fotopico y se grafican los valores del FWHM contra la energía (MeV), posteriormente se hace un ajuste para poder sustituirlos en la siguiente expresión.

$$FWHM = a + b\sqrt{E + cE^2} \quad [3.8]$$

donde a, b y c son valores constantes que especifican el ancho a la mitad de cada fotopico.

- e) Se asignan los valores obtenidos en la tarjeta GEB con la siguiente estructura:

ft8 geb a b c

3.7 Límite Inferior de Detección

El límite de detección es la cantidad más pequeña que puede ser medida por un sistema de medición, en el caso del conteo de muestras radiactivas, éste es función del conteo del fondo y del tiempo de conteo, posteriormente para expresarlo en términos de actividad se involucra la eficiencia. La expresión usada es la siguiente:

$$LID = \frac{4.66\sqrt{T_{cf} \cdot T_c}}{\varepsilon_f \cdot \gamma \cdot T_c} \quad [3.9]$$

donde T_{cf} es la tasa de conteo de fondo, T_c es el tiempo de conteo de la muestra, ϵ_f es la eficiencia, γ es la probabilidad de emisión para la energía i del radionúclido.

CAPÍTULO 4: RESULTADOS

4.1 Calibración en energía

- La calibración en energía fue realizada usando una fuente de ^{133}Ba , mediante un barrido grueso a pasos de 50 mV para identificar el fotopico de interés, posteriormente se hizo un barrido fino en pasos de 10 mV.
- Se estableció el intervalo para determinar la ventana de energía en la región del fotopico de 356 KeV con la siguiente relación:

$$\begin{aligned}\Delta E &= ULD - LLD \text{ (mV)} \\ &= 334 - 394 \text{ (KeV)}\end{aligned}$$

La figura 4.1 muestra el espectro de ^{133}Ba obtenido en el monocanal y el detector de NaI(Tl) de 2 x 2" mediante la calibración en energía.

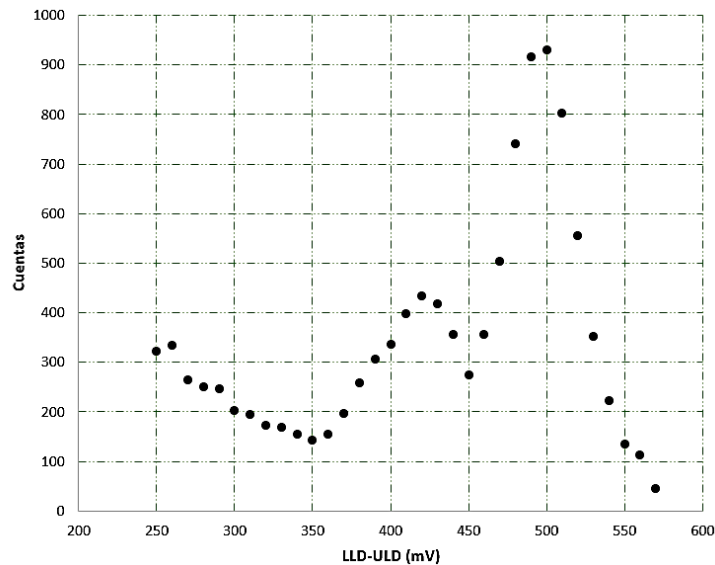


Fig. 4.1 Espectro de ^{133}Ba obtenido con el sistema monocanal (SMR-200) y un detector centellador de NaI(Tl) de 2 x 2 pulgadas.

4.2 Deconvolución del Espectro de ^{133}Ba

Para establecer la ventana de energía en 356 KeV se llevó a cabo un ajuste no lineal usando la función de la ecuación 3.1.

Los valores obtenidos en el monocanal se presentan en tabla 4.1. El ajuste se hizo en una hoja de cálculo mediante el uso de la función solver disponible en la paquetería de office Excel®.

xi	Cuentas	xi	Cuentas
250	322	430	418
260	334	440	356
270	264	450	275
280	250	460	357
290	247	470	503
300	203	480	741
310	195	490	916
320	172	500	931
330	170	510	802
340	155	520	555
350	143	530	352
360	155	540	223
370	197	550	136
380	258	560	114
390	307	570	46
400	336		
410	399		
420	435		

Tabla 4.1 Valores numéricos obtenidos con una fuente de ^{133}Ba certificada y un detector de centelleo de 2 x 2" acoplado al SMR-200 en modo monocanal.

Para obtener el máximo de los puntos ajustados determinó utilizando la siguiente fórmula en la hoja de cálculo de Excel®. Los valores numéricos se presentan en el anexo 1.

{=ESTIMACION.LINEAL(conocido_y,[conocido_x],[constante],[estadística])(falso,verdadero)}

donde los valores de "conocido_y" representan el número de cuentas y los valores de "conocido_x" son cada uno de valores de x_i elevados a la exponencial (ver ecuación 3.1). La figura 4.2 muestra la sustracción de los picos de energía de 302 y 356 keV, mediante el método de Deconvolución gaussiana.

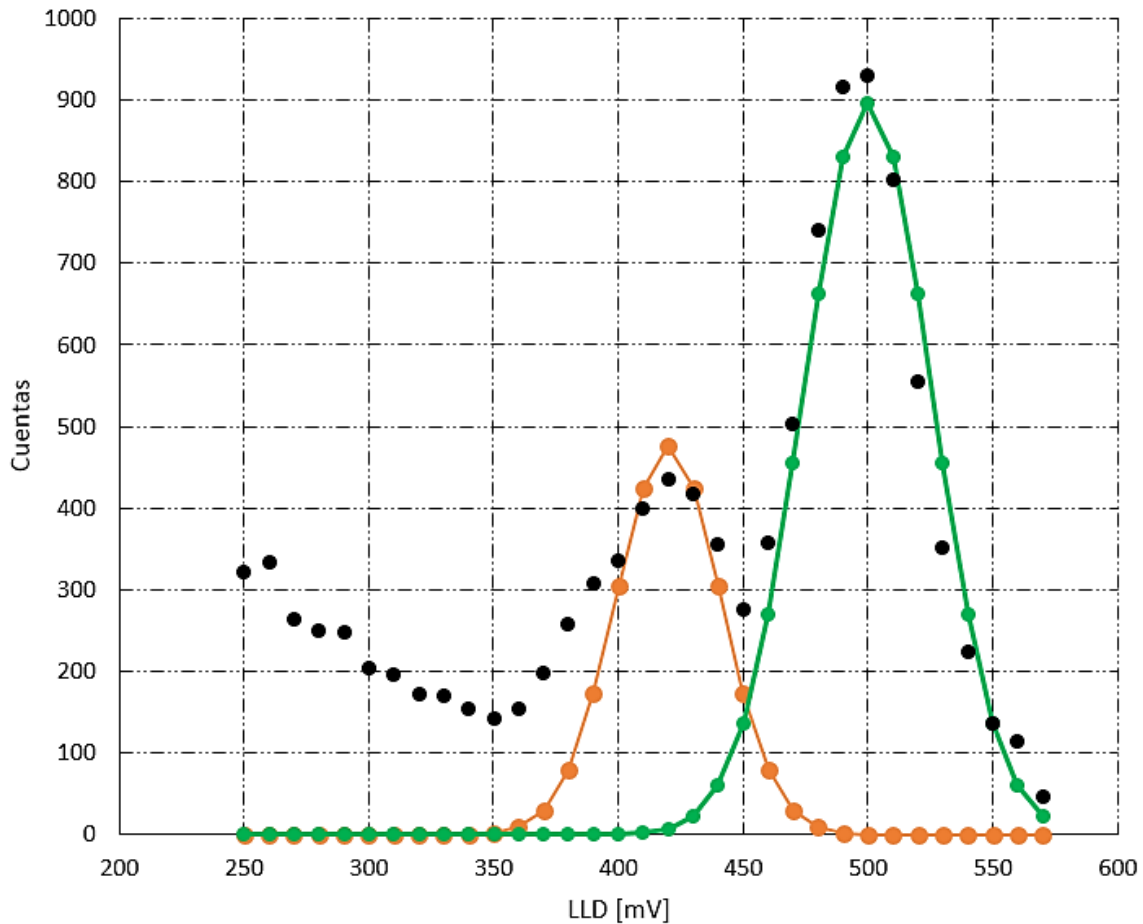


Fig. 4.2 Deconvolución del espectro de ^{133}Ba , obtenido en el sistema monocanal

4.3 Calibración en Eficiencia

- Se hicieron mediciones con un arreglo "fuente-detector" a 3, 6, 7, 10 y 18 centímetros, los espectros obtenidos de manera experimental se compararon

con los espectros obtenidos en el código de simulación en MCNP5 tomando en cuenta las mismas condiciones experimentales (ver anexos).

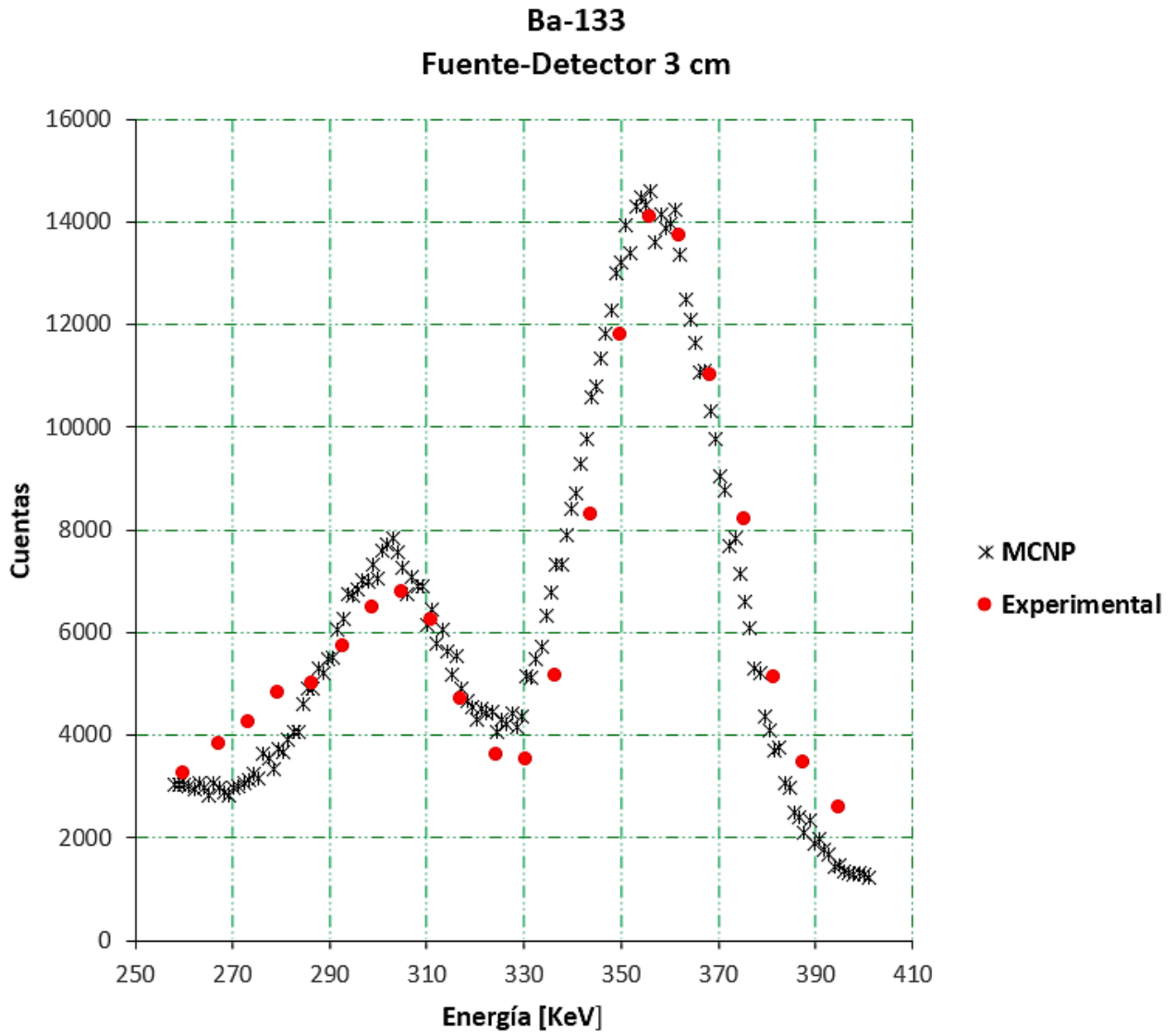


Fig.4.3 Espectro de ¹³³Ba experimental vs simulado.

- b) Se hizo un conteo de fondo de 10 minutos
- c) Mediante el método de Deconvolución se estableció la ventana de energía en el pico de interés con un intervalo de 320 a 385 KeV y se hicieron 100 mediciones con un tiempo de conteo de 5 min, para observar la repetitividad de los valores.
- d) Se determinó la eficiencia experimental del fotopico $E_{f(E)}$ en el intervalo de energía (LLD y ULD) mediante la ecuación 3.2. En la tabla 4.2 se muestran los valores para determinar la eficiencia del fotopico.

Isotopo:	Ba-133	Energía	356 KeV
	Fecha de referencia de la fuente:		14-oct-09
$T_{1/2}$ (días)	Vida media :		3832.5
	Fecha de medición:		08-ago-17
t (días)	Tiempo transcurrido:		2855
% Emisión	62.05%		
Ao (Bq)	Actividad inicial de la fuente:		10260
Ac (Bq)	Actividad a la fecha de medición:		6122

Fig. 4.4 Valores experimentales para determinar la eficiencia del fotopico en 356 KeV del ^{133}Ba

- e) Nuevamente se hicieron conteos a distancias fuente-detector de 3, 6, 7, 10 y 18 centímetros considerando solo el intervalo en la ventana de energía previamente establecida y se determinaron sus respectivas eficiencias.

- f) Con la siguiente estructura en la tarjeta de datos para la distribución de la fuente del archivo de entrada en el código desarrollado en MCNP5 se hicieron corridas a distancias fuente-detector bajo la misma geometría del inciso e), el número de historias considerado fue de 1E+9 arrojando un error <1%.

```
sdef par=2 sur=d1 erg=d2

si1 L 1 2

sp1 1 1

si2 L 0.356

sp2 0.6205
```

- g) Se calculó la eficiencia con los valores obtenidos en MCNP5 mediante la siguiente expresión.

$$E_f = \frac{N_e}{N_r} \quad [4.1]$$

donde, N_e es el número de historias simuladas, N_r es el número de eventos registrados en el intervalo de energía establecidos mediante la siguiente estructura en la tarjeta de datos, donde se consideran 150 cortes de energía.

```
e8 0 1e-5 0.313 150i 0.386
```

- h) Se determinaron los valores del FWHM considerando las energías de 302 y 356 KeV pertenecientes al ^{133}Ba , además se consideró la energía de 662 KeV del ^{137}Cs , para tener al menos 3 puntos en la gráfica, los valores obtenidos experimentalmente se muestran en la tabla 4.3, posteriormente la gráfica se

ajustó a una función. La función del ajuste se introdujo en la tarjeta GEB del código en el tratamiento para el tally F8 (*Heigh Pulses*) con la estructura de la ecuación 3.9.

Energía [MeV]	FWHM [MeV]
0.302	0.02002
0.356	0.03064
0.662	0.04729

Fig. 4.5 Energías principales de los radionúclidos del ^{133}Ba y ^{137}Cs

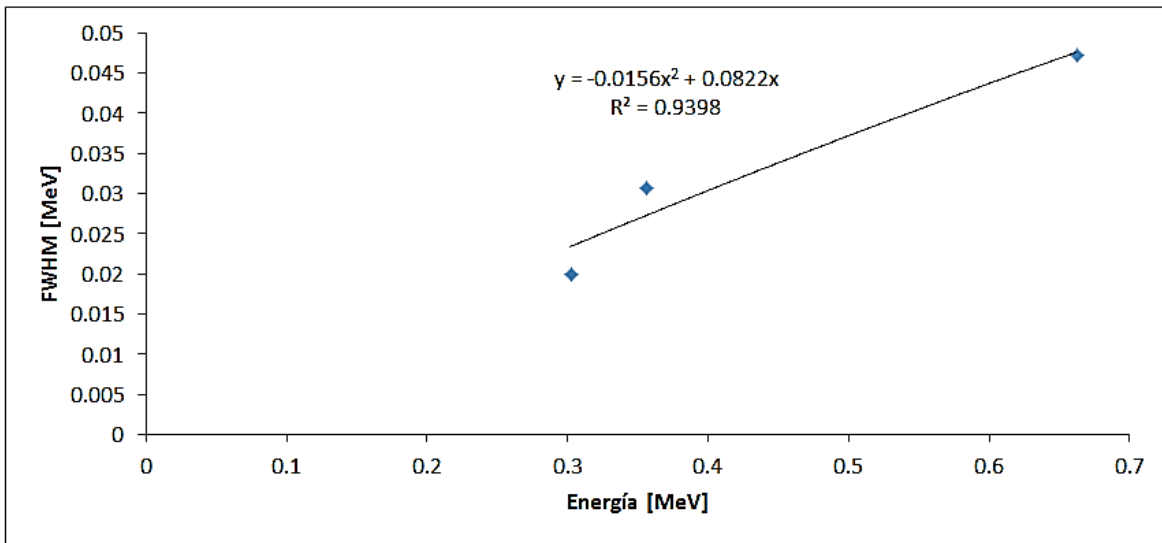


Fig. 4.6 Energía vs FWHM

- i) Las eficiencias obtenidas experimentalmente se compararon con las eficiencias calculadas en MCNP5 como se muestra en la figura 4.7.

**Comparación de Eficiencias
Experimental vs MCNP**

SDD (cm)	Experimental	MCNP	Diferencias
	Eficiencia	Eficiencia	
3	2.0632E-02	2.0597E-02	0.17%
6	1.0510E-02	1.0579E-02	-0.66%
7	8.5805E-03	8.8325E-03	-2.94%
10	5.3804E-03	5.5271E-03	-2.73%
18	2.2427E-03	2.3180E-03	-3.36%

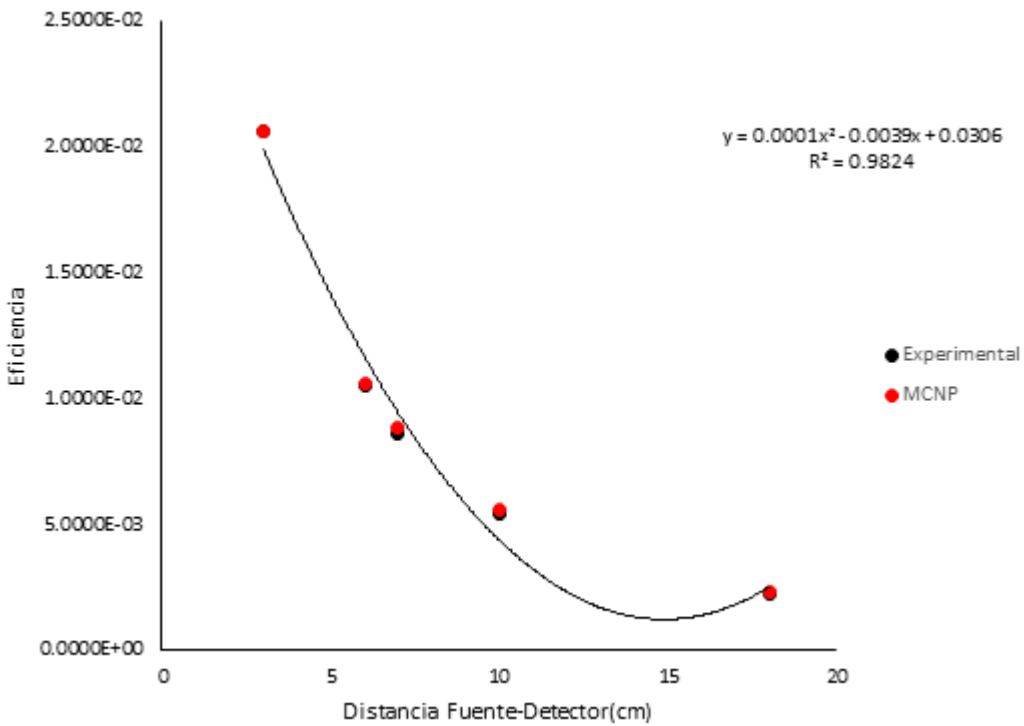


Fig. 4.7 Comparación de eficiencia experimental vs eficiencia simulada en MCNP5

4.4 Estabilidad del Sistema de Medición

- a) Se hizo una prueba de χ^2 , una vez hecha la calibración en energía en ventana de energía para 356KeV.

- b) Se hicieron 25 conteos de tiempo necesario para obtener un mínimo de 10000 cuentas. El área neta para cada conteo se presenta en la figura 4.8.
- c) Se calculó la χ^2 de acuerdo a la ecuación [3.3]

Cuentas	\bar{x}	x^2
12157	12163.48	0.00345217
12332	12163.48	2.334775114
12324	12163.48	2.118363363
12179	12163.48	0.019802754
12055	12163.48	0.967478912
12122	12163.48	0.141455439
12361	12163.48	3.207482595
12006	12163.48	2.038886108
12308	12163.48	1.717109775
12313	12163.48	1.837979789
12028	12163.48	1.509011434
12343	12163.48	2.649523853
12221	12163.48	0.272006893
12073	12163.48	0.673050015
12072	12163.48	0.68800955
12007	12163.48	2.013074416
12234	12163.48	0.408852598
12118	12163.48	0.170052518
12100	12163.48	0.331295846
12090	12163.48	0.443895201
12116	12163.48	0.185337617
12034	12163.48	1.378311996
12144	12163.48	0.031197519
12193	12163.48	0.071643181
12157	12163.48	0.00345217
		25.2155008

Fig. 4.8 Prueba de χ^2 .

Si el valor de χ^2 se encuentra en un intervalo entre 13.848 y 36.415, el sistema es estable, en caso contrario se deberá hacer nuevamente el barrido grueso y fino para nuevamente establecer la ventana de energía.

- d) Una vez realizada la prueba de estabilidad del Sistema monocanal, se hicieron 42 conteos con un tiempo de 10 minutos para observar la repetitividad de medición en la misma geometría, se consideró un fondo

promedio mediante un conteo largo de 420 minutos. Las eficiencias observadas para cada conteo se representan de la siguiente manera.

Cuentas	Fondo	Eficiencia	Error %
12157	562	8.48E-03	0.973%
12332	562	8.61E-03	0.965%
12324	562	8.60E-03	0.965%
12179	562	8.49E-03	0.972%
12055	562	8.40E-03	0.977%
12122	562	8.45E-03	0.974%
12361	562	8.63E-03	0.963%
12006	562	8.37E-03	0.980%
12308	562	8.59E-03	0.966%
12313	562	8.59E-03	0.966%
12028	562	8.38E-03	0.979%
12343	562	8.61E-03	0.964%
12221	562	8.53E-03	0.970%
12073	562	8.42E-03	0.977%
12072	562	8.42E-03	0.977%
12007	562	8.37E-03	0.980%
12234	562	8.54E-03	0.969%
12118	562	8.45E-03	0.974%
12100	562	8.44E-03	0.975%
12090	562	8.43E-03	0.976%
12116	562	8.45E-03	0.975%
12034	562	8.39E-03	0.978%
12144	562	8.47E-03	0.973%
12193	562	8.51E-03	0.971%
12157	562	8.48E-03	0.973%
11977	562	8.35E-03	0.981%
11959	562	8.33E-03	0.982%
11832	562	8.24E-03	0.988%
12081	562	8.42E-03	0.976%
11940	562	8.32E-03	0.983%
11900	562	8.29E-03	0.985%
11882	562	8.28E-03	0.985%
11981	562	8.35E-03	0.981%
12116	562	8.45E-03	0.975%
11939	562	8.32E-03	0.983%
11944	562	8.32E-03	0.983%
12088	562	8.43E-03	0.976%
11999	562	8.36E-03	0.980%
11872	562	8.27E-03	0.986%
12037	562	8.39E-03	0.978%
11826	562	8.24E-03	0.988%
12005	562	8.37E-03	0.980%

Eff prom	Error Prom
8.42E-03	0.976%

Fig. 4.9 Prueba de repetibilidad del sistema de medición.

4.5 Límite Inferior de Detección

- a) Se determinó el límite de detección (*Activity Minimum Detectable AMD*) del Sistema propuesto mediante la expresión 3.10, con un tiempo de conteo de 10 minutos.

Tf (cpm)	Tc (min)	Eff	Y	LLD (Bq)
93.62	10	1.058E-03	81.5%	27.56

Tabla 4.2 Actividad Mínima Detectable para NaI(Tl) de 2 x 2”.

- a) La actividad mínima recomendada en la publicación 54 de ICRP es de 100 Bq, por lo que con un conteo de 10 minutos se alcanza el 33 % de este valor recomendado.

ANALS OF THE ICRP PUBLICATION 54

INDIVIDUAL MONITORING FOR INTAKES OF RADIONUCLIDES BY WORKERS: DESING AND INTERPRETATION

¹³¹I

Half-life **8 dias**

Mode Decay ¹³¹I → ¹³¹Xe (stable)

Radiation	Energy (MeV)	Intensity %
B ⁻	0.19	89
Y	0.36	81

Method of Measurement		Detection Limit
<i>In Vivo</i>	Thyroid	100 Bq
<i>Y-Ray spectrometry on Biological Samples</i>	Urine	4 Bq

Fig. 4.10 Monitoreo Individual por Incorporación de Radionúclidos para Trabajadores: Diseño e Interpretación. Publicado por la Comisión Internacional de Protección Radiológica en la publicación 54.

4.6 Caso Practico

Para la determinación por incorporación de radionúclidos se utilizan varias técnicas que estiman la actividad dentro del cuerpo, la elección de uno u otro depende de los elementos que van a ser analizados.

El método de medición de ^{131}I en tiroides es el método "in vivo" y se midieron 2 personas a las cuales, les aplicaron ^{131}I para diagnóstico, para efectos de verificar los resultados con el método oficial utilizado en el LDI del ININ.

Se realizaron las siguientes actividades para realizar dicha medición.

- a) Se instaló el sistema monocanal acoplando a un detector de Centelleo con cristal de NaI(Tl) de 2 x 2 pulgadas marca LUDLUM.
- b) Se hizo la calibración en energía con una geometría a 6 cm donde se estableció una ventana de aceptación de pulsos con la fuente de ^{133}Ba certificada con un LLD y ULD en un intervalo de 440 a 540 mV correspondientes a la energía de 356 keV.
- c) Se hizo un conteo de fondo con un tiempo de 10 min para calcular el límite inferior de detección que resulta 254 Bq para ^{131}I para una geometría fuente-detector de 6 cm
- d) Se hicieron pruebas pre operacionales para la estabilización electrónica y control de calidad del sistema de medición.
- e) Se llevó a cabo la medición de las 2 personas con un tiempo de conteo de 10 minutos y una geometría con arreglo fuente-detector a 6 cm, los resultados obtenidos se muestra en la siguiente tabla:

Detector	DFD (cm)	Area Neta (cps)	Fondo (cps)	T.C.(seg)	Actividad (Bq)
Nal(Tl)	6	56040	936	600	1.06E+04
Nal(Tl)	6	68460	936	600	1.30E+04

Tabla 4.3 Actividades obtenidas para la medición de ¹³¹I con el sistema propuesto.

- f) La medición realizada a las mismas personas en el LDI, dieron como resultado los mostrados en los siguientes informes en el formato de resultados de dicho sistema.

```

ININ          Routine Count Report          Operator:JOSE VALLE ROJAS
-----
Subject
  Name:          XXXXXXX XXXXXXXX, XXXXXXX          SSN:
  Badge:
  Company:       ININ/DPRI                          Height: 162.00 cm
  Comments:
  Analysis
  Library:       C:\User\Library\ININ_RadionuclidesCorregido.Lib
  Start Chan:    200          ( 36.824 keV)
  End Chan:      8144         (1490.733 keV)
Detectors
  Live Time:     598 s
  Real Time:     600 s
  Acq Date:      10/27/2017 12:56:28 PM
  Det Name:      15313102
  Spectrum:      C:\User\Spectra\XXXXXX XXXXXXXXXX, XXXXXXXXXX XXXXXX 15313102 Ren00001310.An1
  Weight:        1.00
  Cal File:      C:\User\Calibrations\ININ_IniCal_Rev.clb
  Energy Date:   10/08/2017 8:16:48 AM
  Eff Date:      10/08/2017 8:31:49 AM
Detector        PBC File
15313102        C:\User\Library\15313102 Pbc00000000.Pbc
-----
                          Peak Analysis
-----
                          Summary Report
-----
Nuclide  Activity  % Uncert  Alarm Limit  warning Limit  MDA  Comments
      Bq          2 Sigma          Bq          Bq          Bq
-----
I-131    1.07e+004    4.09          Bq          Bq          4.46e+002
-----
Total Activity:          1.074109e+004 Bq

Performed by: _____
                JOSE VALLE ROJAS

Verified by:  _____
                MARIA DE LAS MERCEDES ALFARO

```

Subject

Name: XXXXXX XXXXXX, XXXXX SSN:
 Badge: Height: 160.00 cm
 weight: 70.00 kg
 Company: ININ/DPRI CWT: XXXXX cm
 Comments:

Analysis

Library: C:\User\Library\ININ_RadionuclidesCorregido.Lib
 Start Chan: 200 (36.824 keV)
 End Chan: 8144 (1490.733 keV)

Detectors

Live Time: 598 s
 Real Time: 600 s
 Acq Date: 10/27/2017 13:20:40 PM

Det Name: 15313102
 Spectrum: C:\User\Spectra\XXXXXX XXXXXXXXXX, XXXXXXXXXX XXXXXX 15313102 Ren00001310.An1
 Weight: 1.00
 Cal File: C:\User\Calibrations\ININ_IniCal_Rev.Clb
 Energy Date: 10/08/2017 8:16:48 AM
 Eff Date: 10/08/2017 8:31:49 AM

Detector

PBC File

15313102

C:\user\Library\15313102 Pbc00000000.Pbc

Peak Analysis

Summary Report

Nuclide	Activity Bq	% Uncert 2 Sigma	Alarm Limit	Warning Limit	MDA Bq	Comments
I-131	1.29e+004	3.59			3.50e+002	

Total Activity: 1.292218e+004 Bq

Performed by: _____
 JOSE VALLE ROJAS

verified by: _____
 MARIA DE LAS MERCEDES ALFARO

Fig. 4.11 Reporte del Contador de Cuerpo Entero marca ORTEC modelo IDM-200-V™. Cortesía del Laboratorio de Dosimetría Interna del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ)

- a) Se calcula la dosis recibida mediante el método descrito por la ICRP en su publicación 30.

Primero se calcula la actividad inicial incorporada:

$$A_{in} = \frac{A_n}{fr_n} \quad [4.2]$$

donde A_{in} es la actividad enésima incorporada, A_n es la actividad retenida en órgano o tejido en la enésima medición y fr_n es la fracción de retención a órgano desde el tiempo de la incorporación inicial a la medición enésima.

- b) Se calcula el equivalente de dosis máxima comprometida debido a la incorporación A_{in} mediante:

$$H'_{Tn} = A_{in} \cdot fd_T \quad [4.3]$$

donde fd_T es el factor dosimétrico a órgano o tejido y H'_{Tn} es el equivalente de dosis máxima comprometida a órgano o tejido.

- c) Finalmente se estima el equivalente de dosis efectivo mediante la expresión :

$$H_E = \sum_i^j H_{T,i} \cdot W_T \quad [4.4]$$

donde H_E es el equivalente de dosis efectivo, $H_{T,i}$ es equivalente de dosis a órgano, por el radionúclido i y W_T es el factor de ponderación del órgano correspondiente.

Tejido	W_T
Gónadas	0.25
Mama	0.15
Médula Ósea	0.12
Pulmón	0.12
Tiroides	0.03
Superficies Óseas	0.03
Resto	0.3

Tabla 4.4 Factores de Ponderación a órgano W_T

Considerando que la incorporación de ^{131}I fue 10 días previos a la medición los resultados obtenidos se presentan a continuación.

A_{in} [Bq]	$H_{t,i}$	H_E [Sv]
1.3022E+05	3.7764E-02	1.1329E-03
1.5957E+05	4.6275E-02	1.3883E-03

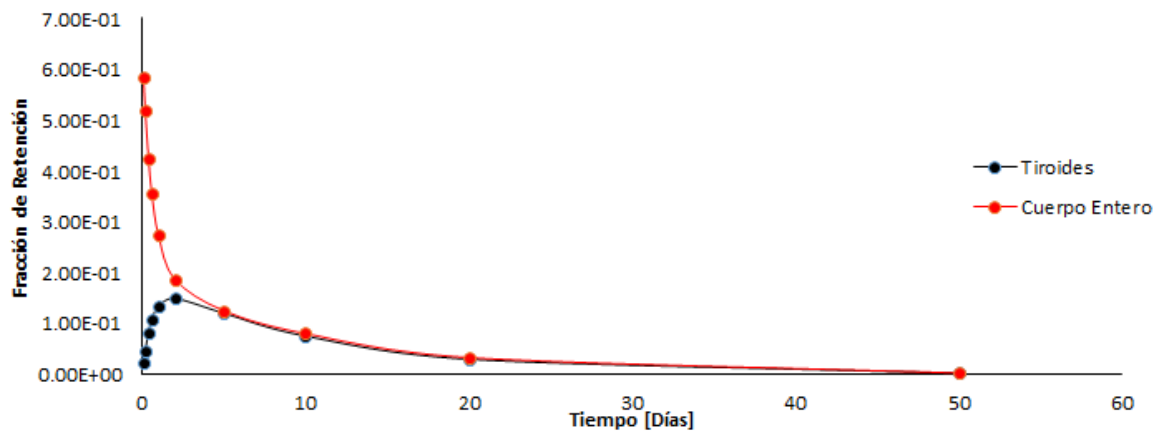


Fig. 4.12 Fracciones de Retención en Tiroides, para ^{131}I clase D. ICRP Publicación 54.

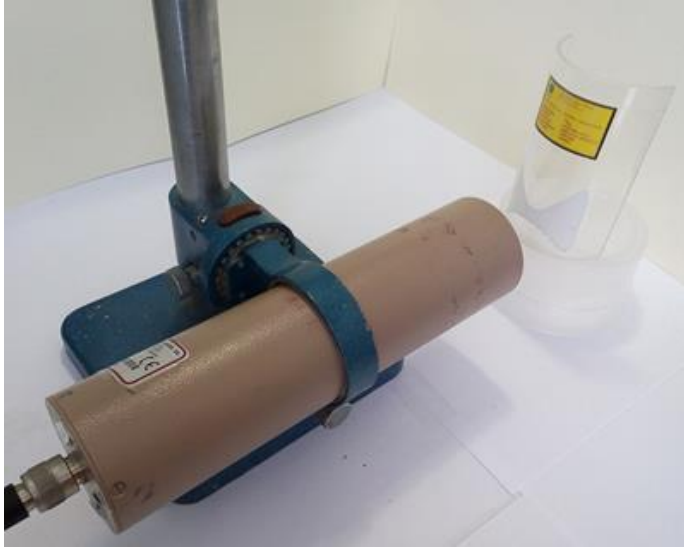


Fig.4.13 Geometría fuente-detector del sistema de detección.

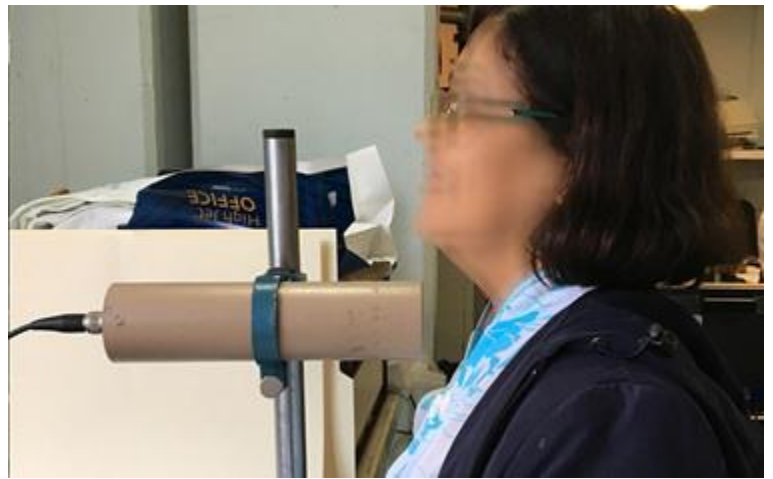
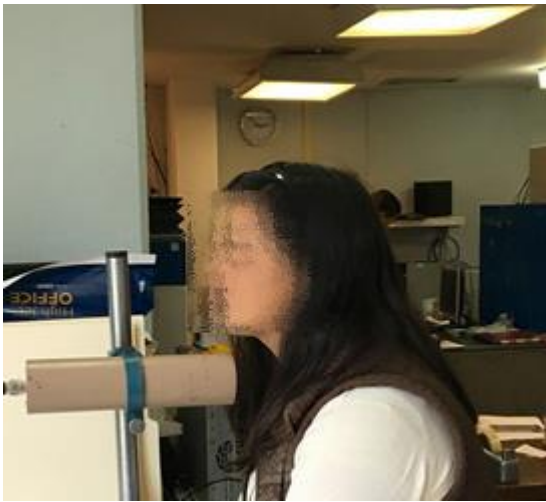


Fig. 4.14 Medición de ^{131}I en tiroides en pacientes que se les aplico ^{131}I para diagnóstico.

CAPÍTULO 5: DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

5.1 Discusión de los Resultados

El sistema de medición SRM-200-NaI permite establecer de una manera relativamente sencilla la ventana de energía para la medición de ^{131}I la cual es de 364.5 KeV, por ser la emisión de mayor intensidad de dicho radionúclido. Dicha ventana se determinó usando el ^{133}Ba , con una energía muy próxima a la del ^{131}I pero con una vida media mucho más larga, por lo que es práctico para la medición.

La prueba de estabilidad realizada usando la distribución χ^2 indicó que el sistema es estable por lo que es confiable en cuanto al funcionamiento del sistema.

Para las condiciones establecidas en el sistema de medición SRM-200-NaI para la medición de ^{131}I , con la geometría a 6 cm de distancia fuente-cuello, los valores de eficiencia experimentales obtenidos con la fuente-maniquí simulada de Tiroides con ^{133}Ba , presentaron una diferencia menor al 3.4% cuando son comparadas con los valores obtenidos para la eficiencia usando el Método de Montecarlo con MCNP5.

El Límite inferior de detección para un tiempo de conteo de 600 s a la misma geometría es de 33 Bq, lo cual cumple con las recomendaciones internacionales (ICRP 54) las cuales piden que al menos el LID sea de 100 Bq.

Los casos prácticos dieron como resultado actividades de ^{131}I medidos con el sistema SRM-200-NaI, con diferencias menores al 4% al ser comparadas con las actividades medidas en tiroides con el sistema de dosimetría interna oficial del LDI del ININ.

5.2 Conclusiones

El sistema de medición de actividad de ^{131}I en tiroides propuesto en este trabajo, formado por un monitor de radiación portátil con un detector de NaI, para vigilancia de dosimetría interna del POE, demostró ser adecuado, en cuanto a sus características de sensibilidad, medida a través de su eficiencia, estabilidad, demostrada con la prueba de chi cuadrada, confiabilidad en los resultados obtenidos con la medición de 2 casos prácticos al ser comparados con la medición de la actividad en esas 2 personas con el sistema de medición de cuerpo entero del Laboratorio de Dosimetría Interna del ININ, los resultados fueron estadísticamente similares.

Para su aplicación en un servicio de medicina nuclear, el procedimiento es relativamente sencillo. La calibración en energía es fácilmente realizable ya que el ^{131}I es comúnmente usado en medicina nuclear con lo cual la definición de la ventana para 364.5 keV del ^{131}I se hace directamente con el radionúclido de interés a diferencia de la realizada en este trabajo con ^{133}Ba .

Se demostró que la eficiencia realizada mediante la simulación Montecarlo con MCNP5, correspondió al valor de eficiencia obtenido por el método experimental con la fuente de referencia de ^{133}Ba . Además se tiene la posibilidad de verificar la eficiencia con las dosis con actividad más baja que llegan al servicio estableciendo un protocolo de verificación con una geometría a una distancia adecuada para evitar la saturación del sistema.

El Límite de detección requerido por las recomendaciones internacionales de 100 Bq se superan con conteos de 10 minutos con los cuales se llega a 33 Bq, por lo cual se cumple con este requisito.

El costo total del sistema es aproximadamente de 1200 US dólares y es de uso no exclusivo, esta clase de monitores pueden tener parámetros que soportan varios tipos de detectores pudiéndose usar para las inspecciones radiológicas y medir contaminación y radiación las cuales tienen que ser realizadas por el Encargado de seguridad Radiológica del Servicio, por lo que de cualquier manera se tiene que tener un monitor de radiación con estas características en el servicio.

Teniendo el valor de la actividad en la tiroides es relativamente sencillo calcular la dosis efectiva y posteriormente la dosis comprometida para vigilancia del POE mediante los factores dosimétricos recomendados.

La implementación y operación del sistema son relativamente sencillas por lo que se propone como una alternativa en los servicios de medicina nuclear para el cumplimiento de la vigilancia dosimétrica interna del POE, la cual frecuentemente es soslayada.

BIBLIOGRAFÍA

1. Protection TlCoR. Individual Monitoring for Intakes of Radionuclides by Workers: Design and Interpretation. 1st ed. New York, U.S.A: Pergamon Press; 1988.
2. Meredith/Massey. Fundamental Physics of Radiology. 3rd ed. Chicago: John Wright & Sons ; 1977.
3. G.F.Knoll. Radiation Detection & Measurement. Third Edition ed. Michigan: John Wiley & Sons; 2000.
4. Sanz AT. Instrumentación Nuclear Madrid : J.E.N; 1970.
5. Technologists NRORP. Problem Solving in Preparation for the NRRPT Exam; 2013.
6. Nuclear AR. Curso de Post-Grado en Protección Radiológica y Seguridad Nuclear Argentina; 1998.
7. Shapiro J. Radiation Protection, a Guide For Cientists, Regulators, and Physicians. 4th ed. London England: Harvard University Press; 2002.
8. Gilmore GR. Practical Gamma-Ray Spectrometry. 2nd ed. Warrington, U.K: John Wiley & Sons, Ltd; 2008.
9. Attix FH. Introduction Radiological Physics nd Radiation Dosimetry Wisconsin: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA; 1986.
10. Leo WR. Techniques For Nuclear and Particle Physics Experiments. First Edition ed. Lausanne, Switzerland: Springer-Verlag; 1987.
11. IAEA. Safety Reports Series No.16: Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments. Vienna: IAEA Safety Standars; 2000. Report No.: 16.
12. Sobol IM. Lecciones Populares de Matemáticas; Método Montecarlo. Segunda Edición ed. Moscú: MIR; 1983.
13. Bielajew DWORaAF. Monte Carlo Techniques of Electron and Photon

- Transport Radiation Dosimetry. Ottawa: National Research Council of Canada Ottawa K1A OR6; 1990. Report No.: Vol. III.
14. Measurements ICoRUa. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. U.S.A: ICRU; 1998. Report No.: Report 60.
 15. Otto G. Raabe. Internal Radiation Dosimetry Raabe OG, editor. Madison, Wisconsin: Health Physics Society; 1994.
 16. Protection ICoR. ICRP Publicacion 23. Madrid: SEPR; 2007.
 17. Eckerman KF. Dosimetric Metodology of the ICRP. In Raabe OG, editor. Internal Radiation Dosimetry. Firts Edition ed. Madison, Wisconsin: Health Physics Society; 1994. p. 239-269.
 18. Michel C. Makoid PD. Basic Pharmacokinetics. Firts Edition ed. Omaha, Nebraska; 1996-1999.
 19. Agency IAE. Navegador de Isótopos. Viena; 2017.
 20. Ley Reglamentaria del Artículo 27 Constitucional en Materia Nuclear. ; 1985.
 21. Normas Básicas de Seguridad en Materia de Protección Radiologica. IAEA; 1990.
 22. Normas Basicas Internacionales de Seguridad para la Protección contra la Radiación Ionizante y para la Seguridad de Fuentes de Radición. ; 1994.
 23. Spiegel MR. Probabilidad y Estadística México MGH, editor. U.S.A: Mc Graw Hill; 1976.
 24. Sobol IM. Lecciones Populares de Matemáticas; Método Montecarlo. Segunda Edición ed. Moscú: MIR; 1983.
 25. Quintero P.E. ALMM. Comparación de los Resultados de Dosis en Cuerpo Entero y Tiroides causada por I-131 utilizando los softwares AIDE, DOSINT y ACCUSAN. First American IRPA Congress 2006. México: Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Protección Radiologica y Ambiental; 2006.
 26. Protection TICOR. Publication 54: Individual Monitoring for Intakes of

- Radionuclides by Workers: Design and Interpretation. In ; 1988; New York, U.S.A. p. 314.
27. ORTEC. HPGe Interchangeable Detector Module, Hardware Manual. 2014..
 28. Nucleares INDI. Curso Avanzado de Protección Radiológica Mexico; 2016.
 29. NOM-001-NUCL-2013 NOM. Factores para el cálculo de equivalente de dosis.
 30. Mood AM. Introducción a la Teoría de la Estadística. Segunda ed. Aguilar , editor. Madrid: Mc Graw Hill; 1969.
 31. Louis Costrell C. Calibration and usage of sodium iodide detector system. American National Standard; 1980. Report No.: ANSI N42.
 32. Linder HH. Anatomía Clínica. Primera ed. México, D.F. : El Manual Moderno S.A de C.V.; 1990.
 33. Laboratory LAN. MCNP user's manual. Los Alamos National Laboratory; 2008.
 34. Johnson M. Radiation Protection Instrument Manual PNL-MA-562. U.S Department of Energy PNNL-14135-Rev.1. 2009 Agosto.
 35. Industries C. ACUSSAN Horizontal Bed Whole Body Counter Technical Reference Manual. ; 2013.
 36. ICRP. Reference Man: Anatomical, Physiological and Metabolic Characteristics. Publicaion 23. ; 1975.
 37. ICRP. Individual Monitoring for Internal Exposure of Workers: Replacement of ICRP Publication 54. Publicación 78. ; 1997.
 38. IAEA. Assessment of Occupational Exposure Due to Intakes of Radionuclides" Safety Standards Series, n. RS-G-1.2..
 39. García M.T. Alfaro L.M.M. ACA. Dosimetría Interna para Personal Ocupacionalmete Expuesto en Medicina Nuclear. Sociedade Brasileira de Protecao Radiologica. 2013 Abril; IX.
 40. Gail F. Dawson MD MF. Interpretación Fácil de la Bioestadística la conexión entre la evidencia y las decisiones medicas ELSEVIER , editor. University Of

- Michigan: ELSEVIER; 1998.
41. EURADOS. Report 2013-01 Ideas Guidelines for the Estimation of Committed Doses from Incorporation Monitoring Data. 2013..
 42. Bronson FZ. Validation of the MCNP Monte Carlo code for Germanium detector gamma efficiency calibration. Tuccon, USA;; 1996.
 43. Bogi Brimer JBLRN. International Dosimetry Exercise for Enhanced Ability. 2015..
 44. Berger MJ. Monte Carlo Calculation of Penetration and Difussion of fast charged particles. 1st ed. New York; 1963.
 45. ATA. (. Guidelines Taksforce on Thyroid Nodules and Differentiated Thyroid Cancer. ; 2009.
 46. ASM-990 V. Advanced Survey Meter (ASM). Radiation Safety. .
 47. A. Rojo NPSGIGP. Medicion Directa de Actividad en Tiroides. In X Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Proteccion y Seguridad Radiologica "Radioproteccion: Nuevos Desafios para un Mundo en Evolucion" ; 2014; Buenos Aires.
 48. 30 I. Limits For Intakes Of Radionuclides Wokers. Report of Commitee. , Radiation Protection; 1977.
 49. (ATA) ATA. Guidelines Taksforce on Thyroid Nodules and Differentiated Thyroid Cancer. 2009..
 50. Reglamento para el Transporte de Material Radiactivo. ; 2017.
 51. Reglamento General de Seguridad Radiologica Diario Oficial de la Federaci3n. Mexico, Df;; 1988.
 52. Reglamento General de Seguridad Radiologica. In ; 1988; Mexico, D.F. p. 60.
 53. Reglamento General de Seguridad Radiologica. In ; 1988 (TEXTO VIGENTE); Mexico D.F. p. 60.

54. Reglamento General de Seguridad Radiologica. Mexico, D.F.; 1988.

ANEXOS

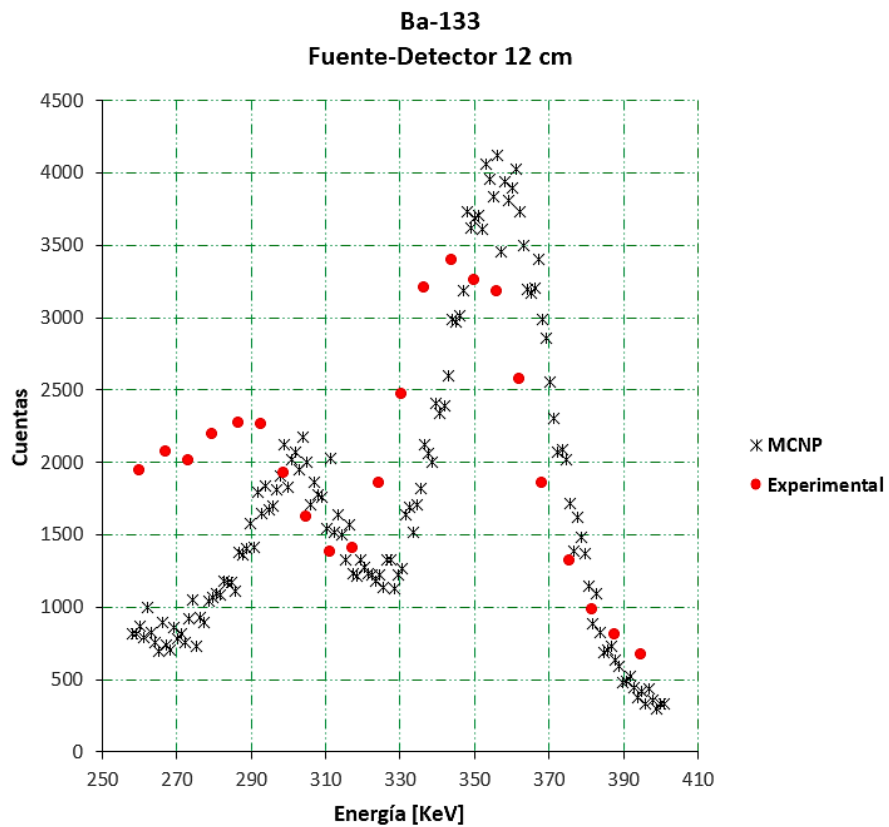
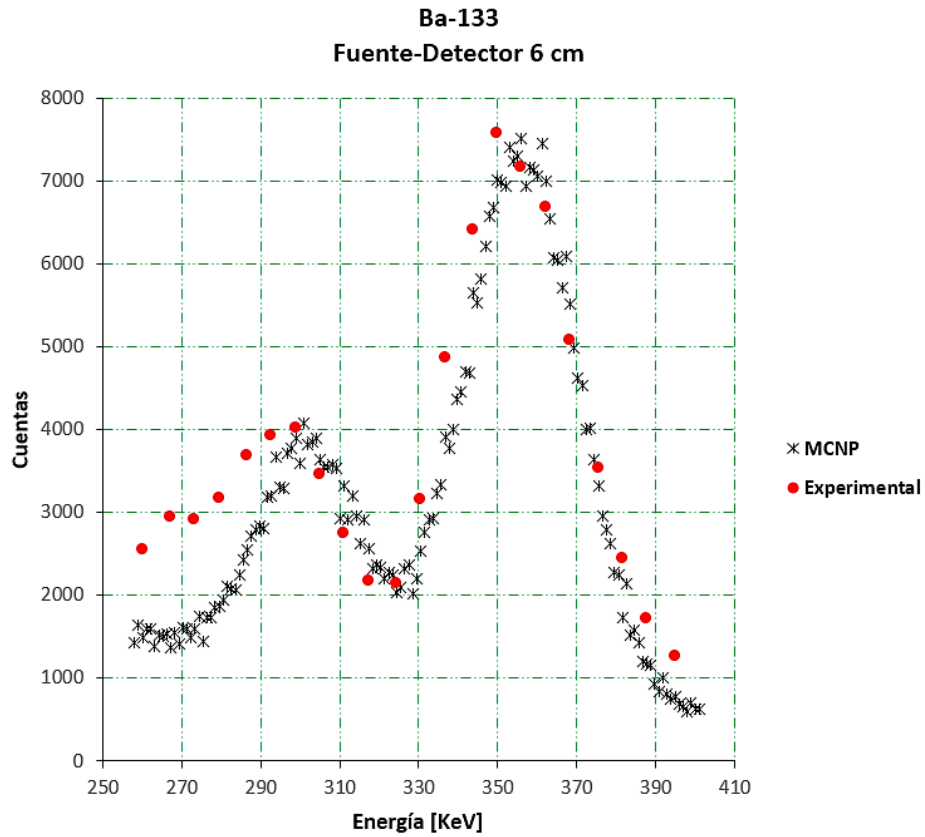
1. VALORES NUMERICOS DE LA DECONVOLUCION DE Ba-133

Valores numéricos de la Deconvolución del espectro de ba-133 obtenida en un sistema Monocanal (SMR-200).

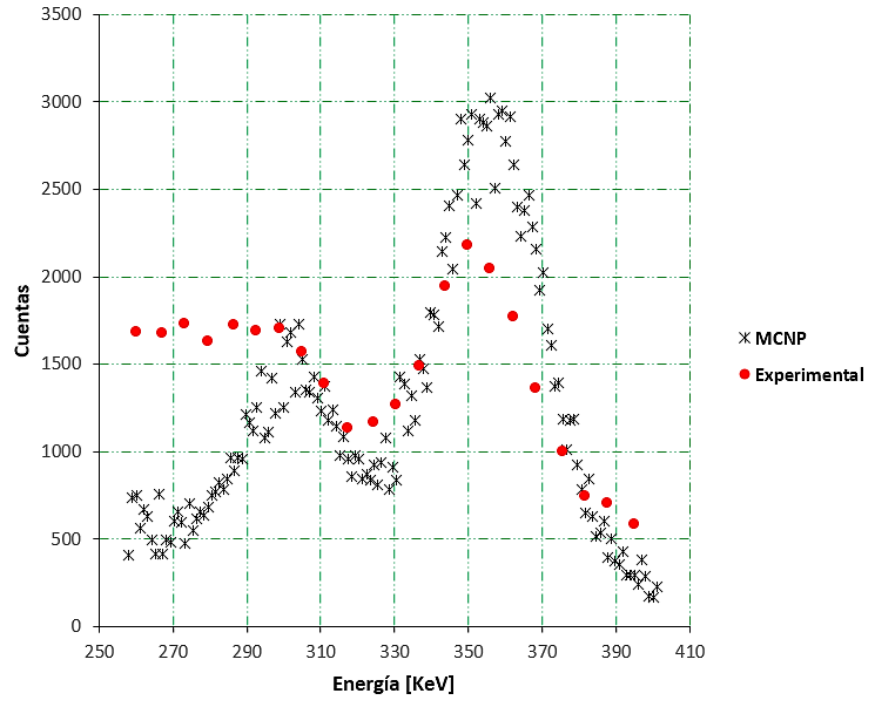
xi	Cuentas	Canal [KeV]	Pico 1		Pico 2		Pico 1		Pico 2		Total
			(Xi-Ho) ²	2σ ²	(Xi-Ho) ²	2σ ²	e ^{[-1(Xi-Ho)/2σ]²}	e ^{[-1(Xi-Ho)/2σ]²}	A*e ^{[-1(Xi-Ho)/2σ]²}	A*e ^{[-1(Xi-Ho)/2σ]²}	
250	322	178	14650.6816	452.693526	31684	674.455236	8.80589E-15	3.96345E-21	4.1853E-12	3.54956E-18	4.18531E-12
260	334	185.12	12977.7664	452.693526	29199.9744	674.455236	3.54565E-13	1.5761E-19	1.68519E-10	1.41152E-16	1.68519E-10
270	264	192.24	11406.24	452.693526	26817.3376	674.455236	1.14117E-11	5.39274E-18	5.42379E-09	4.82959E-15	5.4238E-09
280	250	199.36	9936.1024	452.693526	24536.0896	674.455236	2.93586E-10	1.58762E-16	1.39537E-07	1.42184E-13	1.39537E-07
290	247	206.48	8567.3536	452.693526	22356.2304	674.455236	6.03745E-09	4.02161E-15	2.86951E-06	3.60165E-12	2.86951E-06
300	203	213.6	7299.9936	452.693526	20277.76	674.455236	9.92439E-08	8.7653E-14	4.71691E-05	7.84998E-11	4.71691E-05
310	195	220.72	6134.0224	452.693526	18300.6784	674.455236	1.30402E-06	1.64379E-12	0.000619783	1.47214E-09	0.000619784
320	172	227.84	5069.44	452.693526	16424.9856	674.455236	1.36962E-05	2.65241E-11	0.006509587	2.37543E-08	0.006509611
330	170	234.96	4106.2464	452.693526	14650.6816	674.455236	0.000114986	3.68255E-10	0.054651171	3.298E-07	0.054651501
340	155	242.08	3244.4416	452.693526	12977.7664	674.455236	0.000771656	4.39917E-09	0.366756245	3.93978E-06	0.366760185
350	143	249.2	2484.0256	452.693526	11406.24	674.455236	0.004139366	4.52175E-08	1.967376856	4.04956E-05	1.967417351
360	155	256.32	1824.9984	452.693526	9936.1024	674.455236	0.017749082	3.99904E-07	8.435864455	0.000358144	8.436222598
370	197	263.44	1267.36	452.693526	8567.3536	674.455236	0.060834499	3.04312E-06	28.9136968	0.002725339	28.91642214
380	258	270.56	811.1104	452.693526	7299.9936	674.455236	0.166669433	1.99249E-05	79.21540496	0.017844219	79.23324918
390	307	277.68	456.2496	452.693526	6134.0224	674.455236	0.365000934	0.00011225	173.4793018	0.100528327	173.5798301
400	336	284.8	202.7776	452.693526	5069.44	674.455236	0.638945755	0.000544116	303.6810407	0.487296394	304.168337
410	399	291.92	50.6944	452.693526	4106.2464	674.455236	0.894058625	0.002269396	424.9322443	2.032412103	426.9646564
420	435	299.04	3.2312E-27	452.693526	3244.4416	674.455236	1	0.008144092	475.2845421	7.29363762	482.5781797
430	418	306.16	50.6944	452.693526	2484.0256	674.455236	0.894058625	0.02514716	424.9322443	22.52114286	447.4533871

440	356	313.28	202.7776	452.693526	1824.9984	674.455236	0.638945755	0.06681116	303.6810407	59.83433976	363.5153804
450	275	320.4	456.2496	452.693526	1267.36	674.455236	0.365000934	0.152729499	173.4793018	136.7805719	310.2598737
460	357	327.52	811.1104	452.693526	811.1104	674.455236	0.166669433	0.300407432	79.21540496	269.0370928	348.2524977
470	503	334.64	1267.36	452.693526	456.2496	674.455236	0.060834499	0.508407857	28.9136968	455.31687	484.2305668
480	741	341.76	1824.9984	452.693526	202.7776	674.455236	0.017749082	0.740333955	8.435864455	663.023858	671.4597225
490	916	348.88	2484.0256	452.693526	50.6944	674.455236	0.004139366	0.927591835	1.967376856	830.727151	832.6945278
500	931	356	3244.4416	452.693526	0	674.455236	0.000771656	1	0.366756245	895.5740227	895.9407789
510	802	363.12	4106.2464	452.693526	50.6944	674.455236	0.000114986	0.927591835	0.054651171	830.727151	830.7818021
520	555	370.24	5069.44	452.693526	202.7776	674.455236	1.36962E-05	0.740333955	0.006509587	663.023858	663.0303676
530	352	377.36	6134.0224	452.693526	456.2496	674.455236	1.30402E-06	0.508407857	0.000619783	455.31687	455.3174897
540	223	384.48	7299.9936	452.693526	811.1104	674.455236	9.92439E-08	0.300407432	4.71691E-05	269.0370928	269.0371399
550	136	391.6	8567.3536	452.693526	1267.36	674.455236	6.03745E-09	0.152729499	2.86951E-06	136.7805719	136.7805747
560	114	398.72	9936.1024	452.693526	1824.9984	674.455236	2.93586E-10	0.06681116	1.39537E-07	59.83433976	59.8343399
570	46	405.84	11406.24	452.693526	2484.0256	674.455236	1.14117E-11	0.02514716	5.42379E-09	22.52114286	22.52114286

2. COMPARACIÓN DEL ESPECTRO DE ^{133}Ba EXPERIMENTAL VS ESPECTRO SIMULADO EN MCNP5



Ba-133
Fuente-Detector 18 cm



Implementation of a Low Cost For Internal Dosimetry Radiological Survey of Ionization Radiation Exposed Workers In Nuclear Medicine Services

J VALLE^{1,2*}, A ANGELES² AND T GARCÍA²

¹Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Paseo Tollocan esq. Jesús Carranza, Toluca, Estado de México, Mexico.

²Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Carretera México-Toluca, La Marquesa, Ocoyoacac 52750, Estado de Mexico, Mexico.

^{1*}Email: jvaller@outlook.com

Published online: August 07, 2017

The Author(s) 2017. This article is published with open access at www.chitkara.edu.in/publications

Abstract Because the nature of the routine activities carried on in nuclear medicine services, where several not sealed radioactive sources are used, the occupational personal exposed to ionization radiation (POE) is exposed to both, internal and external radioactive contamination and direct radiation also. The most important radioisotope from the point of view of radiological risk in such Nuclear Medicine Services (NMS) is the ¹³¹I. The Mexican official regulatory organization in radiological and nuclear safety: *Comisión de Seguridad Nuclear y Salvaguardias* (CNSNS) specify, as a requirement in the operation license of Nuclear Medicine Services the mandatory of internal and external dosimetry survey of POE. The external dosimetry survey is normally carried out but the internal dosimetry survey is not easy to do, because internal dosimetry systems are too expensive and in Mexico there are only three organizations (CFE-CLV, ININ, CNSNS) where there are these systems but they aren't easily available for the Nuclear Medicine Services. Because that before fact, we propose a single, and low cost system (SLCS) to survey the internal dosimetry of POE. This system is based in a scintillation NaI(Tl) 2x2 detector and a common radiation monitor typically used in the routine radiation and contamination measures, with a minimal infrastructure investment. This system is numerical calibrated with Montecarlo method, and compared with an well established commercial System being a good function corresponding. This system is easy to implementing in any nuclear medicine to complain the requirement of operation license in the internal dosimetry POE survey.

Journal of Nuclear
Physics, Material
Sciences, Radiation and
Applications
Vol-5, No-1,
February 2017
pp. 147-155

4. CONGRESO

XIII International Symposium on Radiation Physics

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
Puebla, Pue., México.
May 24-26, 2017

PARTICIPATION CERTIFICATE

the Organizing Committee of the XIII-ISRP-2017
certify the participation of:

**José
Valle Rojas**

to this academic event

Dr. Guillermo C. Espinosa G.
PRD-SMF

