



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE CIENCIAS

**Revisión de las Magnitudes y Unidades usadas en la
Dosimetría Moderna de las Radiaciones Ionizantes con
fines de Protección Radiológica para Campos Externos**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

FÍSICO

P R E S E N T A:

FERNANDO GONZÁLEZ JIMÉNEZ



**DIRECTOR DE TESIS:
DR. JOSÉ TRINIDAD ÁLVAREZ ROMERO**

MÉXICO, D.F., 2015



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DEDICATORIA

**Este trabajo es dedicado especialmente para ti,
Lía González Rivera[†], que desde del día de tu partida
siempre has estado en mi mente y en mi corazón.**

Agradecimientos

Al creador por permitirme alcanzar esta maravillosa etapa de mi vida.

A mi madre Angélica, por su cariño, su confianza, su apoyo, sus enseñanzas, sus consejos, sus regaños, por exigirme a ser mejor cada día y por demostrarme que querer es poder sin importar el número de obstáculos que te pongan en el camino. Por esto y muchas cosas más este logro también es de usted, infinitas GRACIAS.

A mi hermano Roberto, quien abrió una brecha para demostrarnos que con esfuerzo y dedicación se pueden alcanzar las metas.

A mi hermana PP, por caminar a mi lado por los senderos de la Ciencia.

A mi novia Karla, por tu comprensión, tu cariño y amor, pero sobre todo por alentarme a seguir adelante sin importar que tan difíciles sean las cosas.

A mis amigos de la facultad, Rubén Rodríguez, César BJ, Jesús Gutiérrez, Ricardo Hernández, Adolfo Mejía, Odín Estrada, Gabriel Miramontes, Christian A. Rodríguez, Tomas Ríos. A todos ustedes muchas gracias, porque sin ustedes no lo hubiera logrado.

A mi mejor amiga Lizbet Gómez, por la gran amistad que hemos forjado desde hace más de diez años. Eres una de las personas quien me enseñó a perseverar por lo que uno quiere. Muchas gracias Liz.

A la M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano por apoyarme y guiarme en este proceso, muchas gracias por sus consejos.

Quiero agradecer al Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares y en especial a todo el personal del departamento de metrología por las facilidades y el apoyo moral para llevar a cabo este proyecto de tesis.

De manera especial quiero agradecer al Dr. José T. Álvarez Romero por su profesionalismo y por brindarme su apoyo durante todo este proceso. Muchas gracias Dr.

A la Facultad de Ciencias de la UNAM, por ser cuna de conocimiento y por albergar una de las mejores etapas de mi vida.

RESUMEN

Esta tesis aborda cuatro objetivos:

Primero: Realizar una revisión general de la evolución de las magnitudes y unidades de la dosimetría con fines de protección radiológica partiendo del estudio de los artículos originales de las investigaciones de Roentgen, Thompson, Rutherford, Bequerel, los esposos Curie, Bragg, Gray entre otros. Además, se realiza un análisis de la evolución de las magnitudes operativas pasando por los conceptos de MADE (equivalente de dosis máximo) y los índices de dosis para finalmente llegar a los conceptos de equivalente de dosis ambiental, $H^*(d)$, equivalente de dosis direccional, $H'(d, \Omega)$ y equivalente de dosis personal, $H_p(d)$.

Segundo: Se presentan las magnitudes operativas ICRU, donde se hace énfasis en la definición de la *dosis equivalente en un tejido*, H_T y la *dosis efectiva* E , que como se aborda en el capítulo IV, son magnitudes que no se pueden medir directamente, sino que sólo se pueden estimar a través de las magnitudes operativas.

Tercero: Se determina en el laboratorio secundario de calibración dosimétrica, LSCD, del ININ la magnitud operativa equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$ con un análisis de incertidumbre de acuerdo con la guía GUM del BIPM, a través de tres métodos, a saber:

Método I. Determinación de la rapidez del equivalente de dosis ambiental, $\dot{H}^*(10)$, a partir de la rapidez de kerma en aire (K_a) y un coeficiente de conversión, $h_K^*(10)$.

Método II. Determinación directa de la rapidez del equivalente de dosis ambiental, $\dot{H}^*(10)$, mediante cámara patrón secundario de magnitudes operativas.

Método III. Determinación de la rapidez del equivalente de dosis ambiental, $\dot{H}^*(10)$, mediante la esfera tipo ICRU y la determinación del coeficiente de conversión, $h_K^*(10)$.

Cuarto: Finalmente, se muestra la aplicación de los resultados de la dosimetría de protección radiológica (PR) para una cohorte mexicana de personal ocupacionalmente expuesto (POE) en la construcción de los modelos de riesgo propuestos por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) para determinar el número probable de decesos por cáncer (efecto biológico estocástico) inducidos por la radiación ionizante.

ABSTRACT

This thesis addresses four objectives:

First: It is conducted a comprehensive review for evolution of quantities and units on radiation protection dosimetry, it is based on the study of original articles by Röntgen, Thompson, Rutherford, Becquerel, the husbands Curies, Bragg, Gray among others. Furthermore, it is realized an analysis of the evolution of the operational quantities from MADE concept (maximum dose equivalent), dose index to finally reach the concepts of ambient dose equivalent, $H^*(d)$, directional dose equivalent, $H'(d, \Omega)$ and personal dose equivalent $H_p(d)$.

Second: It is presented the operational quantities ICRU, where it is remarked definition to organ equivalent dose, H_T , effective dose equivalent H_E and effective dose, E , which is discussed on chapter IV; where, these later are quantities not directly measurable; however, they can only be estimated through the operational quantities.

Third: It is determined at the SSDL -ININ, the operational quantity ambient dose equivalent $H^*(10)$ with its uncertainty analysis through the GUM-BIPM guide, by three methods, namely:

Method I. Perform of ambient dose equivalent, $\dot{H}^*(10)$, from rate of K_a and a conversion factor, $h_K^*(10)$.

Method II. Direct determination of ambient dose equivalent, $\dot{H}^*(10)$, by Secondary Standard Chamber for operational quantities.

Method III. Determining of ambient dose equivalent, $H^*(10)$, with an ICRU type sphere and determination of the conversion coefficient, $h_K^*(10)$.

Fourth: Finally, the application of the results of dosimetry protection radiology (PR) for a Mexican cohort of occupationally exposed to build up risk models proposed by the International Commission on Radiological Protection (ICRP) to determine the probable number of deaths is shown by cancer (stochastic biological effect) induced by ionizing radiation.

INDICE

Capítulo I Planteamiento del Problema	9
1.1 Introducción.....	9
1.2 Planteamiento del problema.....	9
1.3 Objetivos.....	10
Capítulo II Conceptos Básicos de Metrología	11
2.1 Grupo 1: Magnitudes y unidades.....	11
2.2 Grupo 2: Mediciones.....	12
2.3 Grupo 3: Dispositivos de medida.....	13
2.4 Grupo 4: Propiedades de los dispositivos de medida.....	15
2.5 Grupo 5: Patrones de medida.....	15
Capítulo III Revisión Histórica de las Magnitudes Exposición, Dosis Absorbida, Kerma y Equivalente de Dosis	17
3.1 Revisión histórica de la magnitud Exposición X.....	17
3.2 Concepto de Equilibrio de Partícula Cargada, EPC	23
3.3 Kerma en aire K_a	24
3.4 Dosis absorbida D.....	25
3.5 Equivalente de dosis H.....	28
3.6 Magnitudes Operativas para dosimetría de PR de campos externos.....	29
3.6.1 Equivalente de Dosis Máximo (MADE).....	30
3.6.2 Magnitudes operativas ICRU: Índices de dosis H_j	32
3.6.3 Propiedades de las magnitudes operativas ICRU actuales.....	34
Capítulo IV Magnitudes y Unidades Usadas en Dosimetría de Protección Radiológica, (PR)	37
4.1 Magnitudes dosimétricas.....	37
4.2 Magnitudes radiométricas.....	37
4.3 Coeficientes de Interacción.....	39
4.4 Magnitudes y unidades empleadas en PR.....	41
4.4.1 Magnitudes y Unidades para medida y cálculo en PR.....	41
4.4.1.1 Equivalente de Dosis	41
4.4.2 Magnitudes operativas por radiación de fuentes externas.....	42
4.4.2.1 Monitoreo de área.....	42
4.4.2.1.1 Equivalente de dosis ambiental.....	43
4.4.2.1.2 Equivalente de dosis direccional.....	44
4.4.2.2 Monitoreo individual.....	45
4.4.2.2.1 Equivalente de dosis personal.....	45

4.5	Magnitudes basadas en valores medios y usadas para propósitos de limitación de dosis, (magnitudes de protección).....	46
4.5.1	Dosis absorbida media en un órgano.....	46
4.5.2	Factores de caracterización de la calidad de radiación.....	46
4.5.3	Magnitudes usadas con propósitos de limitación de dosis.....	47
4.6	Resumen de las magnitudes y unidades para la dosimetría externa.....	50
4.6.1	Magnitudes físicas básicas.....	50

Capítulo V Determinación de las Magnitudes Operativas para Campos de Fotones.....51

5.1	Medición de kerma en aire en campos de fotones: ¹³⁷ Cs.....	51
5.1.1	Determinación de la unidad de kerma en aire para ¹³⁷ Cs con patrones primarios.....	51
5.2	Desarrollo de H*(10) para fotones de Cs-137.....	56
5.2.1	Determinación de $\dot{H}^*(10)$, mediante la rapidez de kerma en aire y Coeficiente de Conversión.....	56
5.2.2	Determinación directa de la rapidez del equivalente de dosis ambiental, $\dot{H}^*(10)$, mediante cámara patrón secundario de magnitudes operativas.....	58
5.2.3	Determinación de la rapidez del equivalente de dosis ambiental, H*(10), mediante dosímetros TLD-100 (LiF:Mg,Ti) en esfera tipo ICRU.....	60

Capítulo VI Aplicación de la dosis efectiva en la construcción de modelos de riesgo en PR.....64

6.1	Conceptos básicos.....	64
6.2	Modelos de riesgo.....	65
6.2.1	Modelo de proyección de tiempo.....	65
6.2.1.1	Modelo de riesgo absoluto.....	66
6.2.1.2	Modelo de riesgo relativo.....	66
6.3	Tasa de mortalidad por cáncer inducido por radiaciones ionizantes	66
6.4	Construcción de modelos de riesgo para una Cohorte de POE's de la población mexicana.....	69

Capítulo VII Conclusiones.....73

7.1	Conclusiones generales.....	73
7.2	Conclusiones particulares.....	73

Referencias	75
Anexo A Aplicación de la de la teoría de la cavidad de Bragg Gray para la determinación del D_{PMMA}	78
Anexo B Memorias de cálculo para la determinación experimental de la rapidez del equivalente de dosis ambiental, $\dot{H}^*(10)$	83
Anexo C. Espectro de fluencia del irradiador cesagamatron y su empleo para la determinación de valores medios de los coeficientes másicos de absorción de energía y poderes de frenado másicos.....	101
Anexo D Modelos de Riesgo para una cohorte de POE de la Población Mexicana.....	114

Capítulo I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 INTRODUCCIÓN

El uso seguro de las radiaciones ionizantes en sus diferentes aplicaciones implica el cumplimiento de las recomendaciones internacionales y las regulaciones nacionales. Concretamente, las recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica ICRP 103 [ICRP, 2007] y a nivel nacional el Reglamento General de Seguridad Radiológica, publicado en el Diario Oficial de la Federación [DOF, 1998], el cual se basa en las recomendaciones del ICRP 26, [ICRP, 1977].

Específicamente, para el caso de irradiación con campos externos el ICRP 26 (ICRP, 1977) define el equivalente de dosis efectivo H_E y los ICRP 60 [ICRP, 1991] e ICRP103 [ICRP, 2007] la dosis efectiva E , como las magnitudes dosimétricas que permiten limitar la probabilidad de que ocurran los efectos estocásticos y evitar los efectos deterministas inducidos por la radiación ionizante.

Sin embargo, tanto la H_E como la E no son magnitudes medibles, por ello es necesario recurrir al sistema de magnitudes operativas para estimar el valor de E y/o H_E .

Por otro lado, existen una miríada de magnitudes y unidades en la dosimetría de radiaciones ionizantes que, en una primera impresión, causan tanta confusión que al usuario le es casi imposible asimilar y aplicar el anterior reglamento y recomendaciones.

1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las magnitudes, equivalente de dosis efectivo H_E y dosis efectiva E , no son magnitudes medibles y es necesario estimarlas mediante las magnitudes operativas:

- a) de monitoreo de área: equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$, equivalente de dosis direccional $H'(0.07,0^\circ)$ o
- b) las magnitudes operativas de monitoreo individual: equivalente de dosis personal a las diferentes profundidades, $H_p(10)$, $H_p(3)$ y $H_p(0.07)$.

Sin embargo, en la República Mexicana no se ha realizado la asimilación tecnológica y difusión adecuada de estos conceptos.

Por lo tanto, esta tesis propone un estudio de las magnitudes, y sus unidades, usadas en la dosimetría con fines de protección radiológica (PR) con el propósito de contribuir a la asimilación tecnológica de estos temas en la República Mexicana.

1.3 OBJETIVOS

Los objetivos propuestos para realizar la asimilación tecnológica de las magnitudes operativas son:

1. Realizar una revisión histórica de las magnitudes y unidades empleadas en la dosimetría con fines de protección radiológica para campos externos de radiación ionizante.
2. Presentar de manera pedagógica el sistema de magnitudes operativas ICRU, bajo la premisa de que son los mejores estimadores de la E y H_E , donde estas últimas son magnitudes dosimétricas que no se pueden medir directamente.
3. Exponer didácticamente tres métodos para la determinación del equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$.
4. Mostrar el uso de los resultados de la dosimetría en PR para construir los modelos de riesgo propuestos por el ICRP y con base en ello determinar el número probable de decesos por cáncer inducidos por la radiación ionizante.

Capítulo II

CONCEPTOS BÁSICOS DE METROLOGÍA

Dado que el país presenta el problema de la asimilación tecnológica de las magnitudes y unidades empleadas en la dosimetría de PR moderna, es fundamental abordar la solución de esta problemática desde el punto de vista de la metrología, por esta razón presentaremos los conceptos básicos de las magnitudes y unidades empleadas en las mediciones de PR, además en el Capítulo V se hace énfasis en el cálculo de la incertidumbre de las mediciones realizadas, parámetro esencial para determinar la calidad de las mediciones y para realizar una comparación objetiva de los métodos de medida.

Los conceptos básicos de la metrología se definen en el Vocabulario Internacional de Metrología, VIM [VIM, 2008], y los ordena en 5 grupos:

Grupo 1. Magnitudes y unidades.

Grupo 2. Mediciones.

Grupo 3. Dispositivos de medida.

Grupo 4. Propiedades de los dispositivos de medida.

Grupo 5. Patrones de medida.

Debido a razones de espacio se presentan parte de los conceptos del VIM, necesarios para el desarrollo de esta tesis:

2.1 Grupo 1: Magnitudes y unidades

Magnitud

Propiedad de un fenómeno, cuerpo o sustancia, que puede expresarse cuantitativamente mediante un número y una referencia¹.

¹ La referencia puede ser una unidad de medida, un procedimiento de medida, un material de referencia o una combinación de ellos.

Sistema de magnitudes

Conjunto de magnitudes relacionadas entre sí mediante ecuaciones no contradictorias.

Unidad de medida

Magnitud escalar real, definida y adoptada por convenio, con la que se puede comparar cualquier otra magnitud de la misma naturaleza para expresar la relación entre ambas mediante un número.

2.2 Grupo 2: Mediciones

Medición (Medida)

Proceso que consiste en obtener experimentalmente uno o varios valores que pueden atribuirse razonablemente a una magnitud.

Incertidumbre de medida

Parámetro no negativo que caracteriza la dispersión de los valores atribuidos a un mensurando, a partir de la información que se utiliza.

Incertidumbre combinada

Incertidumbre estándar (típica) obtenida a partir de las incertidumbres típicas individuales asociadas a las magnitudes de entrada de un modelo de medición.

Incertidumbre expandida

Producto de una incertidumbre estándar (típica) combinada y un factor de cobertura.

Factor de cobertura

Número mayor que uno por el que se multiplica una incertidumbre típica combinada para obtener una incertidumbre expandida.

Calibración

Operación que bajo condiciones especificadas establece, en una primera etapa, una relación entre los valores y sus incertidumbres de medida asociadas, obtenidas a partir de los patrones de medida, y las correspondientes indicaciones con sus incertidumbres asociadas y, en una segunda etapa, utiliza esta información para establecer una relación que permita obtener un resultado de medida a partir de una indicación.

Contribuciones a la incertidumbre

Declaración de una incertidumbre de medida y las componentes de esa incertidumbre, junto con su cálculo y combinación.

Evaluación tipo A de incertidumbre de medida

Evaluación de una componente de la incertidumbre de medida mediante un análisis estadístico de los valores medidos obtenidos bajo condiciones de medida definidas. Para este trabajo la incertidumbre de tipo A se denotará como s_i .

Evaluación tipo B de la incertidumbre de medida

Evaluación de una componente de la incertidumbre de medida de manera distinta a una evaluación tipo A de la incertidumbre de medida. Para este trabajo la incertidumbre de tipo B se denotará u_i .

Trazabilidad metrológica

Propiedad de un resultado de medida por la cual el resultado puede relacionarse con una referencia mediante una cadena ininterrumpida y documentada de calibraciones, cada una de las cuales contribuye a la incertidumbre de medida.

2.3 Grupo 3: Dispositivos de medida

Instrumento de medida

Dispositivo utilizado para realizar mediciones, solo o asociado a uno o varios dispositivos suplementarios.

Sistema de medida

Conjunto de uno o más instrumentos de medida y, frecuentemente, otros dispositivos, incluyendo reactivos e insumos, ensamblados y adaptados para proporcionar valores medidos dentro de intervalos especificados, para magnitudes de naturalezas dadas.

Instrumento de medida con dispositivo indicador

Instrumento de medida que produce una señal de salida con información sobre el valor de la magnitud medida.

Escala del instrumento de medida

Parte de un instrumento visualizador, que consiste en un conjunto ordenado de marcas, eventualmente acompañadas de números o valores de la magnitud.

Transductor de medida

Dispositivo utilizado en medición, que hace corresponder a una magnitud de entrada, una magnitud de salida, según una relación determinada.

Sensor

Elemento de un sistema de medida directamente afectado por la acción del fenómeno, cuerpo o sustancia portador de la magnitud a medir.

Detector

Dispositivo o sustancia que indica la presencia de un fenómeno, cuerpo o sustancia cuando se excede un valor umbral de una magnitud asociada.

Cadena de medida

Serie de elementos de un sistema de medida que constituye la trayectoria de la señal, desde el sensor hasta el elemento de salida.

2.4 Grupo 4: Propiedades de los dispositivos de medida

Condiciones de funcionamiento de referencia

Condición de funcionamiento prescrito para evaluar las prestaciones de un instrumento o sistema de medida o para comparar resultados de medida.

Curva de calibración

Expresión de la relación entre una indicación y el valor medido correspondiente.

Indicación

Valor proporcionado por un instrumento o sistema de medida.

Intervalo de medida

Conjunto de los valores de magnitudes de una misma naturaleza que un instrumento o sistema de medida dado puede medir con una incertidumbre instrumental especificada, en unas condiciones determinadas.

Sensibilidad del sistema de medición

Cociente entre la variación de una indicación de un sistema de medida y la variación correspondiente del valor de la magnitud medida.

Valor nominal de la magnitud

Valor redondeado o aproximado de una magnitud característica de un instrumento o sistema de medida, que sirve de guía para su utilización apropiada.

2.5 Grupo 5: Patrones de medida

Patrón de medida

Realización de la definición de una magnitud dada, con un valor determinado y una incertidumbre de medida asociada, tomada como referencia.

Patrón internacional de medida

Patrón de medida reconocido por los firmantes de un acuerdo internacional con la intención de ser utilizado mundialmente.

Patrón nacional de medida

Patrón reconocido por una autoridad nacional para servir, en un estado o economía, como base para la asignación de valores a otros patrones de magnitudes de la misma naturaleza.

Patrón primario de medida

Patrón establecido mediante un procedimiento de medida primario o creado como un objeto elegido por convenio.

Patrón secundario de medida

Patrón establecido por medio de una calibración respecto a un patrón primario de una magnitud de la misma naturaleza.

Patrón de medida de referencia

Patrón designado para la calibración de patrones de magnitudes de la misma naturaleza, en una organización o lugar dado.

Patrón de medida de trabajo

Patrón utilizado habitualmente para calibrar o verificar instrumentos o sistemas de medida.

Laboratorio de calibración dosimétrica

Laboratorio designado por la autoridad nacional competente de establecer, mantener o mejorar patrones primarios o secundarios con fines de dosimetría de la radiación.

En el desarrollo de este trabajo se implementará el uso de algunos conceptos metrológicos que servirán de ayuda para comprender el objeto de las magnitudes operativas.

A continuación se hace una breve descripción histórica del desarrollo de las magnitudes y unidades empleadas en la PR.

Capítulo III

REVISIÓN HISTÓRICA DE LAS MAGNITUDES EXPOSICIÓN, DOSIS ABSORBIDA, KERMA Y EQUIVALENTE DOSIS

3.1 Revisión histórica de la magnitud Exposición X

Todo comienza la tarde del viernes 8 de noviembre de 1895 en el laboratorio de la Universidad de Würzburg, Alemania, donde el profesor Wilhelm Conrad Roentgen estudiaba los fenómenos que acompañan el pasaje de una corriente eléctrica a través de un gas a muy baja presión, es decir, el estudio de los rayos catódicos (haces de electrones de baja energía).

Era costumbre del profesor Roentgen, al empezar nuevas investigaciones, repetir los experimentos importantes hechos previamente por otros investigadores en ese campo. Repitiendo los experimentos de Hertz y Lenard con los rayos catódicos, utilizó los aparatos empleados por estos investigadores, que comprendían un tubo de Lenard, una pantalla fluorescente y una placa fotográfica.

Siguiendo la sugerencia de Lenard, cubrió con un cartón negro el tubo de Lenard y observó fluorescencia en la pantalla fluorescente colocada en la pared lejos del tubo lo cual era contradictorio, porque los rayos catódicos no deberían atravesar el cartón negro que cubría al tubo, además vio ponerse fluorescentes unos cristales de platino-cianurado de bario que yacían sobre una mesa a cierta distancia del tubo.

Sin aún entender dicho fenómeno, continuó los experimentos tratando de explicar cómo este fenómeno de fluorescencia había sido causado por los rayos catódicos. Para esto, colocó la pantalla con los cristales de platino-cianurado de bario, a una mayor distancia del tubo de la que se conocía como poder de penetración de los rayos catódicos, pero la misteriosa fluorescencia persistía. Así, pensó que estaba ante rayos catódicos de gran penetración, o que había encontrado un nuevo tipo de rayos, los cuales denomino rayos X.

Luego de ver que estos rayos recorrían largas distancias en el aire, colocó objetos y materiales de gran densidad entre el tubo y la pantalla. Primero usó un libro, observando que la fluorescencia persistía, pero que la intensidad había disminuido, luego reemplazó el libro por materiales más pesados, como metales, y observó que la radiación era absorbida en varios grados, siendo el platino y el plomo los únicos materiales que la detenían completamente.

Roentgen reemplazó estos materiales con su propia mano, y observó en la pantalla la sombra densa de los huesos, delineados por las partes blandas, a partir de este momento, la medicina no sería la misma.

El 20 de noviembre de 1895 Roentgen realiza la primera radiografía, que representaba en una película fotográfica las molduras de la puerta de su laboratorio atravesadas por los rayos X. Luego vendrían otras, que mostraban objetos metálicos dentro de cajas de madera, realizadas con exposiciones que variaban entre los 3 y los 10 minutos.

El 22 de diciembre de ese mismo año realiza la famosa radiografía de la mano izquierda de su esposa Bertha.

La primera publicación de Roentgen fue el 28 de diciembre de 1895 a la que tituló "*On a New Kind of Rays*" [Roentgen, 1895]. Posterior a esto él sólo publicó dos artículos más sobre los rayos X: en marzo de 1896 y en mayo de 1897 [Roentgen, 1896]. En aquellos comunicados, él describe las características más significativas de los rayos X, que es la propiedad de penetrar objetos y atenuarse con el espesor de los mismos.

En aquel primer comunicado dirigido al presidente de la Sociedad Físico Médica de Würzburg, presentó la mayoría de las propiedades físicas de los rayos X, nombre que él sugirió utilizando el símbolo algebraico de lo desconocido. Puso de manifiesto 17 puntos, entre los que destacan: los rayos X son invisibles al ojo, no pueden ser concentrados por lentes y viajan en línea recta; pero pueden pasar a

través de muchas sustancias con distinto grado de absorción/atenuación; i.e. los metales los absorben en distinto grado, el platino y el plomo completamente.

Clasificó varias sustancias de acuerdo a su transparencia. Investigó el problema de la refracción de los rayos, usando prismas de mica contenidos en agua o bisulfuro de carbono, y también prismas de goma dura o aluminio, pensó que habría pequeñas desviaciones. Por otra parte, determinó que los cuerpos se comportan frente a los rayos X como los medios turbios lo hacen frente a la luz.

Consideró que los rayos X se mueven a la misma velocidad en todas las sustancias. Luego comparó a los rayos X con los rayos catódicos. El aire absorbe una menor fracción de rayos X que de rayos catódicos. Una característica de los rayos catódicos es que pueden ser desviados por un campo magnético, y no consiguió demostrar este fenómeno en los rayos X. Realizó la importante observación de que los rayos X proceden del punto donde los rayos catódicos inciden en el vidrio de la pared del tubo. Comentó que esta producción no ocurre sólo con el vidrio, sino también con el aluminio.

Más adelante mencionó algunas de las figuras que había observado o fotografiado, entre ellas, una serie de pesas en una caja de madera, la mano humana, la sombra de la puerta de su laboratorio, una brújula en la que la aguja magnética estaba enteramente rodeada por metal, y una pieza de metal cuya heterogeneidad fue puesta de manifiesto por los rayos X. Finalmente arriesgó la sugerencia de que los rayos X eran “vibraciones longitudinales en el éter”. Más tarde, Max von Laue y sus colaboradores mostraron que estos rayos son de la misma naturaleza electromagnética que la luz, difiriendo sólo en su mayor frecuencia de vibración.

Sin embargo, la principal característica de esta nueva radiación es su capacidad de ionizar a la materia, que Roentgen pasó por alto, y es después de que J.J. Thomson llamó la atención sobre este aspecto [Thomson, 1896] que Roentgen envía un segundo comunicado, informando de esta propiedad en marzo de 1896, [Roentgen, 1896].

A partir del descubrimiento de los rayos X, Roentgen inicia un nuevo campo del conocimiento que lo hizo acreedor al Nobel de Física en 1901: el de las radiaciones ionizantes, que conducirá al desarrollo de la tecnología de los rayos X y el descubrimiento de la radiactividad.

Posterior al descubrimiento de los rayos X, en 1896, Henri Becquerel detectó fluorescencia en algunas sales de uranio y propuso que una radiación penetrante era emitida por estas sales, fenómeno de emisión de radiación ahora llamado *radioactividad*, por dicha aportación se hizo acreedor al Premio Nobel en 1903.

Por otra parte, en 1898 E. Rutherford publica un artículo nombrado "*Uranium Radiation and the Electrical conduction Produced by it*", [Rutherford, 1898], que expone los métodos que explican las propiedades de los rayos Becquerel a partir de las investigaciones ya hechas por su descubridor.

En 1900 Rutherford publica el artículo fundamental titulado: "*Energy of Röntgen and Becquerel Rays and the Energy required to produce an Ion in Gases*", [Rutherford, 1900]. En éste describe el método que utilizó para determinar el valor de la energía necesaria para producir un par de iones en aire, obteniendo un valor aproximado de 1.90×10^{-10} erg = 118 eV, un tanto alejado del valor actual que es del orden de 33.97 eV. Es este artículo la base actual de la dosimetría fundamentada en la ionización del aire, es decir, de los métodos ionométricos para estudiar y cuantificar los efectos físicos, químicos y biológicos de las radiaciones ionizantes.

Por otro lado, es bien conocido que los esposos Curie en Francia y Rutherford en Inglaterra (acreedores al nobel en 1903 y 1908, respectivamente) continuaron con la caracterización de la radioactividad y las sustancias que la originan. Lo que no es bien conocido es que Rutherford y los esposos Curie usaron métodos eléctricos y que, en particular, los Curie desarrollaron un método para calibración absoluta de los electrómetros de cuadrantes, con lo cual pudieron

medir corrientes del orden de 10^{-12} A, basándose en el fenómeno de la piezo-electricidad en el cual Pierre Curie era un experto, [Boudia, 2001].

Retomando el descubrimiento de los rayos X, investigadores de la época trabajaron para definir una unidad que denotará mejor los efectos observados por Roentgen para los rayos X.

Existía la necesidad de recurrir a una unidad de medida para los rayos X, así que en 1908 el Físico-químico Paul Ulrich Villard (1860–1934) propuso una unidad para los rayos X basándose en los efectos de la ionización, definiendo a dicha unidad como “Villard”, que es: *“La cantidad de radiación X, la cual libera por ionización una unidad electrostática de carga - esu por cm^3 de aire en condiciones normales de presión y temperatura”*; cabe hacer mención que esta unidad de medida para los rayos X no fue extensamente usada, [Jennings, 2007].

Fue hasta 1928 en el segundo Congreso Internacional de Radiología, ICR, celebrado en Estocolmo cuando se adoptó el Roentgen denotado por “r” como unidad de medida para los rayos X. Sin embargo, alemanes y franceses, basándose en otros efectos de la radiación ionizante, ambos química y biológicamente, definieron el Roentgen Alemán y el Roentgen Francés, respectivamente, denotado por “R”. La conversión fue dada por el Francés Bécclère que propuso que 1R Alemán equivale a 2.25 R Francés.

Así, finalmente se propone la definición del roentgen para rayos X como:

“...el roentgen es la cantidad de radiación X que, cuando los electrones secundarios se utilizan en su totalidad –generados por la radiación X- y se evita el efecto pared de la cámara (atenuación y dispersión en la pared), se produce en 1 cm^3 de aire atmosférico a 0°C y 76 cm de presión de mercurio, tal grado de conductividad que una unidad electrostática de carga es medida cuando se tiene operando en corriente de saturación...”, [Jennings, 2007].

El logro más importante en el quinto ICR de 1937 en Chicago, fue la redefinición de la unidad roentgen como sigue:

“...el roentgen es la cantidad de radiación X o gamma tal que la emisión corpuscular asociada produce en el aire de masa de 0.001293 gramos, la cantidad de un 1 esu de iones de cualquier signo...”, [Jennings, 2007].

Sin embargo, se presenta un problema muy serio al definir la unidad roentgen sin haber definido la magnitud física correspondiente, dado que es incorrecto definir una unidad de medida sin tener previamente la definición de su magnitud.

En el octavo Congreso Internacional de Radiología, celebrado en la Ciudad de México en 1956, se define la relación entre la magnitud dosimétrica: dosis de exposición o exposición y su unidad roentgen; donde: *“...la dosis de exposición, de rayos X o gamma en un lugar determinado, es una medida de la radiación que se basa en su capacidad para producir ionización...”*, [Jennings, 2007].

Fue hasta 1962, en que la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU), reporte 10a [ICRU, 1962], decide reemplazar la “dosis de exposición” por la “Exposición” debido a la gran confusión que ocasionaba el uso del término genérico “dosis” y el término “dosis absorbida” que se refiere a la energía depositada en el material irradiado. Así, la Exposición quedó definida como:

$$...X = \Delta Q / \Delta m,$$

donde ΔQ es la suma de las cargas eléctricas sobre todos los iones de un signo producidos en aire cuando los electrones liberados por fotones en un elemento de volumen de aire de masa Δm son completamente frenados en aire.”, [Jennings, 2007].

Con el pasar de los años la definición de exposición se fue precisando, ver ICRU en el reporte 19 [ICRU, 1971] sin variar mucho la definición, ahora el cociente queda expresado en forma diferencial como:

$$X=dQ/dm$$

(Unidad roentgen), donde $1R=2.58 \times 10^{-4} \text{ C kg}^{-1}$.

Actualmente la definición de exposición quedó asentada en el ICRU reporte 85a como:

“...la exposición, X, es el cociente de dq por dm, donde dq es el valor absoluto de la carga total media de los iones de un signo producidos, cuando todos los electrones y positrones liberados o creados por fotones incidentes sobre una masa dm de aire seco son completamente frenados en aire seco, entonces $X=dq/dm$, C kg^{-1} ...”, [Jennings, 2007].

Como se observa en la definición de exposición, existe la condición necesaria de que los electrones secundarios sean completamente frenados en aire seco, la cual se conoce como condición de Equilibrio electrónico, [ICRU 10^a, 1962].

3.2 Concepto de Equilibrio de Partícula Cargada, EPC

Las siguientes condiciones, mencionadas en el ICRU 10b, [ICRU, 1962], son necesarias para el cumplimiento del equilibrio de partícula cargada, para campos de rayos X, rayos gamma y neutrones. Se dice entonces que el equilibrio de partícula cargada podría existir en un punto dentro de un volumen irradiado si:

- a) El espectro de energía de la radiación primaria es constante al atravesar una región, prolongándose en todas direcciones desde un punto, a una distancia menor que el rango máximo de las partículas cargadas secundarias generadas por radiación primaria, y
- b) El coeficiente de absorción de energía para la radiación primaria y el poder de frenado para las partículas cargadas secundarias son constantes en el medio que atraviesan la misma región que en a).

El equilibrio de partícula cargada existe dentro de un volumen V si para cada partícula cargada de un tipo y energía que sale de V, otra partícula idéntica con la misma energía entra a V.

Entonces, si existe EPC la energía disipada dentro del volumen es igual a la que hubiera sido disipada si todas las partículas cargadas secundarias originadas allí gastaran toda su energía dentro del medio, es decir se frenaran completamente en el medio de interés de volumen V . Esto es una definición estricta de equilibrio de partícula cargada.

Ahora bien, la presencia de una pequeña cantidad de un material ajeno en o cerca del punto de interés (tal como el aire dentro de una cámara de ionización) no afectará significativamente el EPC con tal de que la cantidad de material sea tan pequeña que una parte insignificante de la energía absorbida dentro sea un resultado directo de la interacción con el material.

Una interpretación moderna del EPC es dada en [Álvarez, 2001], donde se establece que la dosis absorbida es una magnitud promedio dependiente del tiempo $D(t)$, en el caso concreto del campo de electrones el equilibrio electrónico es un estado estacionario que permite eliminar la dependencia temporal en la $D(t)$.

3.3 Kerma en aire K_a

Roesch llamó KERMA, un acrónimo de *Kinetic Energy Released per unit Mass*, a la energía por unidad de masa transferida por partículas sin carga: fotones (rayos gamma o X) o neutrones: en forma de energía cinética a partículas cargadas secundarias –electrones secundarios- en un punto de interés en un medio irradiado, [Roesch, 1958].

Esta nueva magnitud, kerma, fue introducida en el ICRU reporte 10a, [ICRU, 1962], como:

$$"K = \Delta E_k / \Delta m, \dots$$

donde ΔE_k es la suma de la energía cinética inicial de todas las partículas cargadas liberadas por partículas indirectamente ionizantes en un elemento de

volumen de un material en específico, y Δm es la masa en el elemento de volumen”, su unidad es el erg g^{-1} .

En el ICRU reporte 33 [ICRU, 1980] la definición de kerma permaneció sin cambios, pero el SI de unidades recomendó el uso del gray $=1 \text{ Jkg}^{-1}$ como unidad de kerma.

Sin embargo, fue en el ICRU 85a [ICRU, 2011] donde el kerma lo definieron como:

“...[en el proceso de la *ionización inducida*] por partículas sin carga, es el cociente de dE_{tr} por dm , donde dE_{tr} es la suma media de la energía cinética inicial de todas las partículas cargadas liberadas en una masa dm de un material por las partículas sin carga incidentes sobre dm , entonces,

$$K = dE_{tr}/dm, \text{ su unidad es } \text{Jkg}^{-1} = \text{Gy} \dots”$$

3.4 Dosis absorbida, D

En 1948, Parker propuso que la magnitud “dosis” fuera definida como “...la energía absorbida en un material irradiado...”, con la unidad roentgen. Esto era igual a 84 erg cm^3 en aire, o 93 erg cm^3 en tejido, [Jennings, 2007].

En el sexto Congreso Internacional de Radiología (ICR) celebrado en Londres (1950), la dosis absorbida fue definida como “...la cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material irradiado en un punto de interés...”, expresado en erg g^{-1} .

En el siguiente ICR realizado en Copenhague en 1953, se redefine la dosis absorbida como “...La cantidad de energía impartida por partículas ionizantes por unidad de masa de un material irradiado en un punto de interés...”, y la unidad rad introducida como el acrónimo para la radiación de dosis absorbida, donde $1 \text{ rad} = 100 \text{ erg g}^{-1}$.

Después el ICRU en su reporte 10a [ICRU, 1962] define la dosis absorbida como “... $D = \Delta E_D / \Delta m$, donde ΔE_D es la energía impartida por la radiación

ionizante sobre la materia en un elemento de volumen, y Δm es la masa en el elemento de volumen...”.

Fue en el reporte 19 [ICRU, 1973] donde se introduce el concepto de magnitudes estocásticas tomando en cuenta las fluctuaciones estadísticas en la interacción de radiación-materia. Así que se introduce una magnitud estocástica, la energía impartida, ε , donde $\varepsilon = \Sigma \varepsilon_{in} - \Sigma \varepsilon_{out} + \Sigma Q$, expresada en términos de energía depositada para una simple interacción, donde:

$\Sigma \varepsilon_{in}$, es la suma de las energías, excluyendo energías de las 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 las 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.

Esto permitió una nueva redefinición de la dosis absorbida. “ $D = d\bar{\varepsilon}/dm$, donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía impartida media por la radiación ionizante en el material de un elemento de volumen, y dm es la masa de materia del elemento de volumen”, su unidad es $1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J kg}^{-1}$.

En el ICRU 33, [ICRU, 1980], no hay cambios en la definición de dosis absorbida, sin embargo el Sistema Internacional de Unidades se propone el uso del gray como unidad de dosis absorbida, siendo $1 \text{ gray} = 1 \text{ J kg}^{-1}$.

Finalmente en el ICRU reporte 85a en 2011 se define la dosis absorbida, D , como “el cociente de $d\bar{\varepsilon}$ por dm , donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía impartida media por la

radiación ionizante sobre la materia de masa dm , entonces el cociente queda como sigue $D = d\bar{\varepsilon}/dm$. Siendo su unidad $J\ kg^{-1}$ ”, [ICRU, 2011].

La definición para la energía impartida cambia como, [ICRU, 2011]:

“...La energía impartida, ε , a la materia en un volumen dado es la suma de toda la energía depositada en el volumen, entonces

$$\varepsilon = \sum_i \varepsilon_i,$$

Donde la suma se realiza sobre toda la energía depositada, ε_i , en el volumen. Su unidad es $J...$ ”

La energía depositada ε_i , es una magnitud estocástica, y es definida en la sección 4.2.1 del ICRU 60 [ICRU, 1998], como la energía depositada en una simple interacción i .

Entonces

$$\varepsilon_i = \varepsilon_{in} - \varepsilon_{out} + Q$$

Donde, ε_{in} es la energía de las partículas ionizantes incidentes en la interacción (excluyendo su energía en reposo), ε_{out} es la suma de las energías de todas las partículas que salen como producto de la interacción (excluyendo la energía en reposo), Q es el cambio de la energía en reposo de los núcleos de partículas involucradas en la interacción ($Q > 0$ para decrementos de la energía en reposo y $Q < 0$ para incrementos).

Finalmente, en el trabajo [Álvarez, 2001] se establece una interpretación alternativa del concepto dosis absorbida que consiste en demostrar que la D es una función del tiempo pese a ser un valor medio. En concreto, la energía impartida es una magnitud estocástica (es decir sigue una distribución de probabilidad dependiente del tiempo), al definir a la dosis absorbida como el valor

medio de la energía impartida la dependencia temporal no desaparece, por lo tanto es necesario usar condiciones experimentales auxiliares como el EPC que establece una condición estacionaria en el campo de electrones secundarios para poder determinar la dosis absorbida empleando la teoría de la cavidad.

3.5 Equivalente de dosis, H

Además de los fenómenos físico-químicos inducidos por la radiación ionizante, tanto los investigadores como los usuarios de estas radiaciones observaron la inducción de efectos biológicos en animales, plantas y seres humanos, por lo que surge la necesidad de establecer magnitudes y unidades en organismos vivos, además de un sistema de limitación de dosis basado en estas unidades; para proteger a los seres humanos.

Entre otras unidades se definió el *roentgen-equivalent-physical* (rep).

Sin embargo, debido a que existen diferentes tipos de radiación ionizante (vgr. sin carga y cargada) también se presenta el problema de establecer una magnitud y unidad válida para todo tipo de radiación ionizante.

Es decir ¿cómo añadir la contribución individual de los diferentes tipos de radiación ionizante absorbida en un sistema biológico para totalizar el valor individual (rep) después de ser multiplicado por un factor de ponderación apropiado llamado eficacia biológica relativa (RBE por sus siglas en inglés)², el resultado fue expresado en rem (*roentgen-equivalent-man*).

Posteriormente el RBE fue reemplazado por el término factor de calidad (*QF*), y se definió la magnitud equivalente de dosis (*DE*), donde $DE = dosis\ absorbida\ D \times (QF)(DF)$, y *DF* es el factor de distribución de dosis expresado en *rem*.

Más adelante, el reporte 19 [ICRU, 1973], el equivalente de dosis, *H*, es definido como:

² Término usado por Failla y Henshaw (1931)

“... $H = DQN$ en el punto de interés, donde D es la dosis absorbida, Q es el factor de calidad, y N el producto de algún factor de modificación...”. Su unidad es el rem, donde D está en rad.

Cabe mencionar que el uso del símbolo H para denotar el equivalente de dosis hace referencia a que esta magnitud se utiliza sólo para humanos.

Posteriormente, en el reporte 33 [ICRU, 1980], la definición de equivalente de dosis, H , permaneció sin cambios, sin embargo se recomendó usar la unidad de sievert por lo que $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J kg}^{-1}$.

Por otra parte el ICRP en su reportes 15, 21 y 26 desarrolla un conjunto de recomendaciones para la limitación de dosis, donde aparecen las nuevas magnitudes dosimétricas como el equivalente de dosis efectiva H_E , (actualmente llamado *dosis efectiva E*, [ICRP, 1991]), y la *dosis equivalente en órgano H_T* para limitar y modelar los riesgos de inducción de efectos biológicos estocásticos en seres humanos irradiados a cuerpo entero.

El problema a resolver es: ¿cómo estimar la E y la H_T en situaciones concretas en las cuales están expuestos los usuarios de radiación ionizante (plantas nucleares, laboratorios médicos, gabinetes médicos, laboratorios de investigación, etc.) donde los campos de radiaciones ionizantes son de diferentes tipo, energía y distribución angular de la fluencia?

La respuesta que se elaboró en cerca de 20 años de investigación desde 1970 hasta 1990 fue el desarrollo y uso de las denominadas magnitudes operativas.

3.6 Magnitudes operativas para dosimetría de PR de campos externos

Una magnitud operativa es aquella magnitud usada en la práctica de PR que se puede medir con instrumentos simples, y que suministra una estimación conservadora de las magnitudes usadas para limitación: E y H_T .

Puesto que las magnitudes dosimétricas E y H_T empleadas en los sistemas de limitación de la dosis del ICRP no son magnitudes medibles, el ICRU desarrolló un sistema de magnitudes operativas.

Estas magnitudes operativas iniciaron en el ICRP 21 [ICRP, 1973], con el concepto MADE (máximo equivalente de dosis), para evolucionar a los índices de dosis definidos en la esfera ICRU, pero debido a la no *aditividad* de estos índices se desecharon; y posteriormente con el desarrollo de los conceptos de *campo expandido y/o alineado* se construye otro sistema de magnitudes operativas con: el equivalente de dosis ambiental H^* , equivalente de dosis direccional H' y el equivalente de dosis personal H_p , que han prevalecido hasta la fecha.

3.6.1 Equivalente de Dosis Máximo, MADE

El ICRP 15, [ICRP, 1970] esencialmente establece que la distribución de dosis absorbida D y el equivalente de dosis H no son medibles directamente en el cuerpo humano, de ahí la necesidad de realizar las estimaciones de la distribución de dosis y máxima dosis en maniqués cilíndricos o cúbicos con un espesor del orden de 30 cm, ver tabla 1 del Apéndice 4 del ICRP 21, [ICRP, 1973].

En efecto el ICRP 15 [ICRP, 1970], en sus párrafos 15 y 16 establece en traducción libre que:

(15) Para propósitos de PR se podría determinar el equivalente de dosis en el órgano crítico y comparar ese valor numérico con la dosis máxima permisible para ese órgano. Sin embargo, ni la dosis absorbida ni el equivalente de dosis pueden ser medidos directamente en alguno de los órganos críticos. Entonces para obtener el equivalente de dosis en alguna posición dentro del cuerpo se podrían hacer mediciones del campo de radiación fuera del cuerpo. Aquellas mediciones, junto con la determinación de la dosis relativa según la profundidad en el cuerpo, permiten la determinación

del equivalente de dosis en varias zonas.

(16) Para radiación monoenergética incidente, el equivalente de dosis tiende primeramente a incrementar con la profundidad, hasta alcanzar un máximo y finalmente decrecer. El aumento puede ser debido al incremento de partículas cargadas (partículas secundarias) producidas por un haz de partículas sin carga, dispersando la radiación incidente próxima a entrar a una porción del cuerpo. El decremento del equivalente de dosis es el resultado de la atenuación del haz primario.

En muchas situaciones, la dosis absorbida y la distribución del equivalente de dosis en el cuerpo humano son idénticas; en el caso de irradiación por fotones o electrones con energías por debajo de 10 MeV, por ejemplo, el factor de calidad es uno, [ICRP, 1973].

La evaluación detallada de todo el cuerpo y el equivalente de dosis en órganos críticos por otros campos de radiación, donde el factor de calidad no es uno, es un proceso complejo.

Los factores que influyen significativamente en la dosis absorbida y en la distribución del equivalente de dosis son:

- Tipos de radiación presentes;
- Distribución angular y espectro de energía de la radiación incidente;
- Orientación del cuerpo en el campo y el movimiento del cuerpo durante la exposición;

Sobre la absorción en el cuerpo, las partículas primarias producen un número de partículas secundarias de baja energía. El efecto biológico local es debido a la suma de los efectos del número de partículas que alcanzan el volumen, desde todas las direcciones.

Se han realizado diversos cálculos de la distribución del equivalente de dosis a profundidad en un bloque de material de espesor de 30 cm, siendo equivalente a tejido suave y en cuya parte frontal se hace incidir un haz de neutrones monoenergéticos, protones, electrones o fotones.

3.6.2 Magnitudes operativas ICRU: Índices de dosis, H_i .

En el concepto MADE la direccionalidad de los campos y la forma geométrica del receptor (maniquí) pueden ser simplificadas usando un maniquí esférico, lo cual condujo a restringir la máxima dosis absorbida en una esfera, donde dicha esfera de 30 cm de diámetro y tejido ICRU, se denomina esfera ICRU.

Ahora bien, con el propósito de estimar la máxima dosis, se modela el cuerpo humano mediante una esfera ICRU, que es una esfera que simula el tejido suave con 30 cm de diámetro, una densidad de 1 g cm^{-3} y una composición másica de 76.2 % de Oxígeno, 11.1% de Carbón, 10.1% de Hidrogeno y 2.6% de Nitrógeno.

Esta esfera se simula mediante técnicas de Montecarlo, en este sentido la esfera ICRU es un maniquí matemático, que simula al tórax humano, y se desarrolló con la intención de realizar simulaciones calcular los índices de dosis y posteriormente las magnitudes operativas ICRU, *Figura 1*.

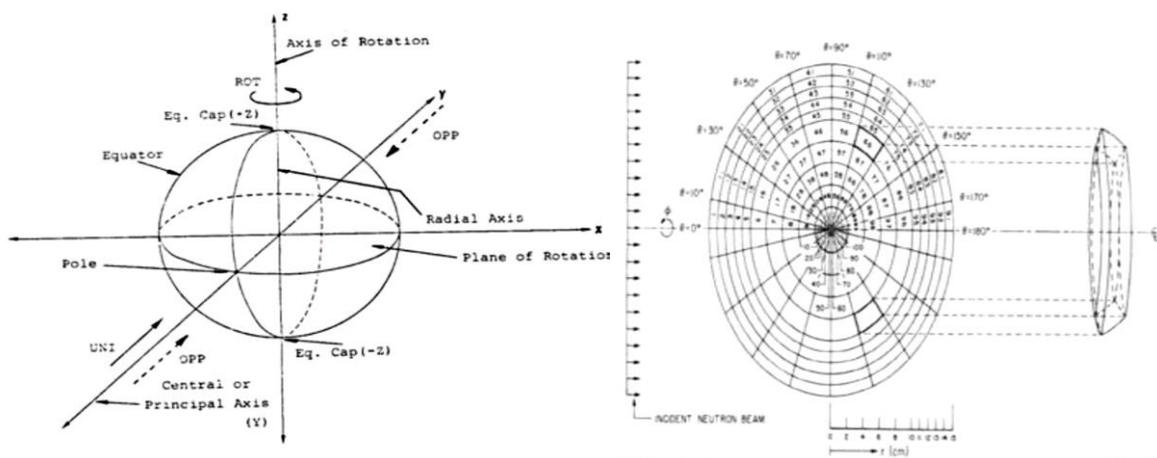


Figura 1. Esfera ICRU, [ICRU, 1980]

El ICRU 25, [ICRU, 1976] propone los índices de dosis debido a los problemas que se presentan en el concepto de MADE, es decir la dependencia con el tamaño y la forma del material del maniquí irradiado, por tanto existe la necesidad de caracterizar los niveles de radiación en un punto en específico para propósitos de PR, entonces definen *el índice de dosis absorbida, D_I , y el índice de equivalente de dosis, H_I* como:

- *El índice de dosis absorbida, D_I , en un punto es la dosis absorbida máxima dentro de una esfera de 30 cm de diámetro centrada en el punto de interés y constituida de un material equivalente a tejido suave con una densidad de 1 g cm^{-3} . Su unidad es J kg^{-1} , su unidad especial es el gray (Gy).*
- *El índice de equivalente de dosis, H_I , en un punto es el equivalente de dosis máxima dentro de una esfera de 30 cm de diámetro centrada en el punto de interés y constituida de un material equivalente a tejido suave con una densidad de 1 g cm^{-3} . Su unidad es J kg^{-1} , su unidad especial es el sievert (Sv).*

Posteriormente se redefine el índice de equivalente de dosis, H_I , y se cambia el índice de dosis absorbida, D_I , por el índice de equivalente de dosis, quedando de la siguiente manera:

- *El Índice profundo de equivalente de dosis $H_{I,P}$, es el equivalente de dosis máximo dentro del núcleo de 28 cm de diámetro inscrito en una esfera de 30 cm de diámetro centrada en ese punto y formada por material equivalente a tejido blando y con una densidad de 1 g cm^{-3} .*
- *El Índice superficial de equivalente de dosis $H_{I,S}$, en un punto es el equivalente de dosis máximo dentro del volumen comprendido de la esfera ICRU entre las profundidades de 0.07 y 10 mm, medidos a partir de la superficie de la esfera tipo ICRU de 30 cm de diámetro centrada en ese punto y formada por material equivalente a tejido blando con una densidad de 1 g cm^{-3} .*

Sin embargo, los índices de dosis no se asocian con un punto en específico, sino con el punto donde ocurre la dosis máxima, ver *Figura 2*, donde el punto de dosis máxima varía en función de las condiciones de irradiación. En efecto, solo se sabe que el punto de dosis máxima está dentro de la esfera ICRU, pero este no es fijo, estrictamente está asociado al espacio ocupado por la esfera ICRU.

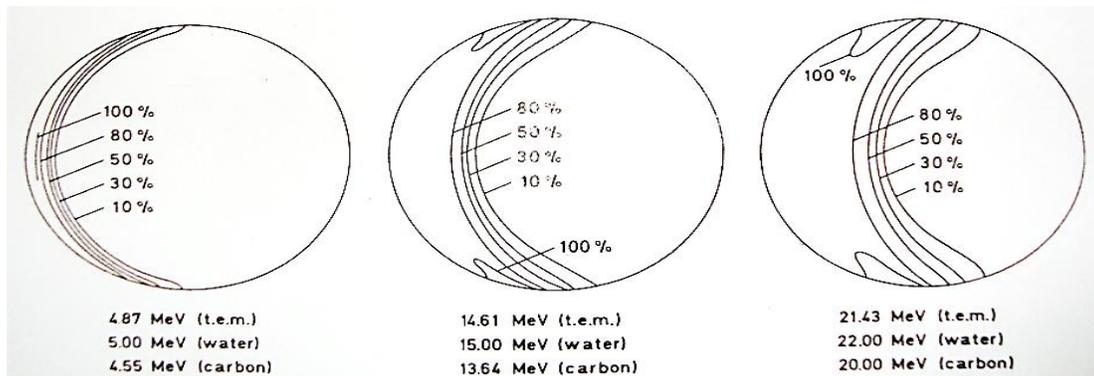


Figura 2. Curva de isodosis para un haz de electrones unidireccional en material equivalente a tejido ICRU (t. e. m), agua y carbón. Los índices de dosis no se asocian a un punto en específico ya que se relacionan con la máxima dosis absorbida [Peixoto, 1980].

Este inconveniente es superado al definir las $H^*(d)$, $H'(d)$ o $H_p(d)$ en un d fijo, como consecuencia de esta propiedad es necesario definir la posición de este punto en la esfera ICRU, ya que los valores de las magnitudes dependen de las distribuciones angular y espacial de la radiación incidente.

Para estimaciones de cuerpo entero se establece $d= 10$ mm y para estimaciones en la superficie, es decir, en la piel $d=0.07$ mm.

3.6.3 Propiedades de las magnitudes operativas ICRU actuales

En efecto, el desarrollo y diseño de las magnitudes H^* , H' y H_p para PR se realiza con ayuda de la simulación de Monte Carlo para que cumplan ciertas propiedades, y superen los inconvenientes de la magnitud radiológica exposición X y de los índices de dosis inicialmente propuestos en el ICRP 26 [ICRP, 1977].

Las magnitudes operativas ICRU actuales fueron desarrolladas en los reportes ICRU 39, 43 y 47, siendo las principales propiedades de estas magnitudes las siguientes:

- a) *Unificación.*- Es deseable que una simple magnitud sea empleada para todo tipo de radiaciones ionizantes. Esto no ocurría así debido a que se empleaba la X para fotones, D en aire o tejido para electrones, y el equivalente de dosis H para neutrones. Las magnitudes operativas ICRU se emplean para todo tipo de radiación.
- b) *Relación con las magnitudes de limitación H_E o E .*- Las magnitudes operativas de medida deben estar relacionadas con las magnitudes empleadas para limitación (H_E o E). Una sobreestimación razonable de las magnitudes de limitación puede ser tolerada, no obstante cualquier subestimación de éstas no es aceptable.
- c) *Aditividad.*- Esta consiste en la validez del principio de superposición. Si varios campos de radiación son superpuestos, el valor numérico de la magnitud total es determinada por la suma de los valores de la magnitud asociada con cada campo.
- d) *Especificación en un punto.*- Las magnitudes operativas deben estar definidas por el campo de radiación en un punto en específico, no asociadas a una región finita en el espacio.
- e) *Relación con un maniquí.*- La dosis equivalente en órgano o tejido se define a partir de las características del cuerpo humano y por tanto su determinación requiere de un maniquí apropiado. Sin embargo, el cuerpo humano presenta variaciones en talla, detalle anatómico y composición por lo tanto un maniquí estándar sólo representa una aproximación, en éste sentido, es deseable elegir un maniquí simple. Entre otros tenemos la esfera ICRU que presenta la ventaja de su simetría, o el maniquí MIRD V del cual hay bastante información en dosimetría interna.

- f) *Ser medibles*.- Una magnitud operativa debe ser tal que su valor pueda ser determinado por mediciones en el laboratorio, no sólo mediante cálculos. Este requerimiento se aplica a la realización de patrones de las magnitudes operativas en los laboratorios de metrología.

En el siguiente capítulo se abordan las magnitudes y unidades usadas para la medida y el cálculo en PR, en donde se definen las magnitudes operativas ICRU, tanto para monitoreo de área como para monitoreo individual.

Capítulo IV

MAGNITUDES Y UNIDADES USADAS EN DOSIMETRÍA CON FINES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, (PR)

4.1 Magnitudes dosimétricas

De acuerdo con el ICRU 33, las magnitudes dosimétricas están definidas por el producto de una magnitud radiométrica por un coeficiente de interacción, es decir:

$$\text{Magnitud Dosimétrica} = \text{Magnitud Radiométrica} \times \text{Coeficiente de Interacción}$$

Por ejemplo:

- Dosis absorbida D, Gy: $D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$; $D_m = \Phi_e \cdot \left(\frac{dT}{\rho \cdot dl} \right)_{col,m}$
- Kerma K, Gy: $K = \frac{d\bar{\varepsilon}_{tr}}{dm}$; $K_m = \frac{\mu_{tr}}{\rho} \cdot \Psi$

A continuación en las secciones siguientes se da un panorama más amplio acerca de las denominadas magnitudes radiométricas y los coeficientes de interacción.

4.2 Magnitudes radiométricas

Como se sabe, existen diferentes campos de radiación, como por ejemplo de fotones, electrones, neutrones o protones, éstos son caracterizados por las magnitudes radiométricas que se pueden aplicar en el espacio libre y en la materia.

Más específicamente, las magnitudes radiométricas son aquellas magnitudes que caracterizan el campo de radiación, es decir:

- ✓ Número de partículas N; [N]= adimensional.
- ✓ Energía radiante R; [R]= J
- ✓ Fluencia de partículas $\Phi = dN/da$; [Φ] = m⁻²
- ✓ Fluencia de energía $\Psi = dR/da$; [Ψ] = J m⁻²
- ✓ Fluencia diferencial de energía $\Phi_E = d\Phi /dE$; [Φ_E] = J⁻¹ s⁻¹ m⁻²

A partir del reporte 85a del ICRU, [ICRU, 2011], se definen algunas de las magnitudes radiométricas.

- *Número de partículas, N.*

El número de partículas, N, es el número de partículas que son emitidas, transferidas, o recibidas. Es adimensional.

- *Energía radiante, R.*

La energía radiante, R, es la energía (excluyendo la energía en reposo) de las partículas que son emitidas, transferidas o recibidas. Su unidad es el Joule, J.

- *Fluencia de partículas, Φ*

La fluencia de partículas, Φ , es el cociente de dN entre da , donde dN es el número de partículas incidentes sobre una esfera de área transversal da , entonces

$$\Phi = \frac{dN}{da}$$

Unidad: m^{-2}

- *Fluencia de energía, Ψ*

La fluencia de energía, Ψ , es el cociente de dR entre da , donde dR es la energía radiante incidente sobre una esfera de área transversal da , entonces

$$\Psi = \frac{dR}{da}$$

Unidad: $J m^{-2}$

- *Fluencia diferencial de energía, Φ_E*

La fluencia diferencial de energía está dada por el cociente de $d\Phi$ entre dE , donde $d\Phi$ es la fluencia de partículas de energía entre E y $E + dE$, entonces

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE}$$

Unidad: $J^{-1} s^{-1} m^{-2}$

4.3 Coeficientes de interacción

Como se ha mencionado en la sección 4.1 de este capítulo las magnitudes dosimétricas son el producto de una magnitud radiométrica y un coeficiente de interacción. Entonces se tiene que los coeficientes de interacción caracterizan la probabilidad de la interacción radiación-materia.

A continuación se definen los coeficientes de interacción, [ICRU, 2011] como:

- *Sección transversal, σ*

La sección transversal, σ , de un blanco, para una interacción particular producida por partículas cargadas o sin carga de un tipo y energía dada, es el cociente de N entre Φ , donde N es el promedio de tales interacciones por objetivo sujeto a la fluencia de partículas Φ , entonces

$$\sigma = \frac{N}{\Phi}$$

Unidad: m^2

- *Coefficiente másico de atenuación, μ/ρ*

El coeficiente másico de atenuación, μ/ρ , de un material, para partículas sin carga de un tipo y energía dada, es el cociente de dN/N entre ρdl , donde dN/N es la fracción media de las partículas que experimentan una interacción al atravesar una distancia dl en el material de densidad ρ , entonces

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho dl} \frac{dN}{N}$$

Unidad: $m^2 kg^{-1}$

- *Coefficiente másico de transferencia de energía*

El coeficiente másico de transferencia de energía, μ_{tr}/ρ , de un material, para partículas sin carga de un tipo y energía dada, es el cociente de dR_{tr}/R entre ρdl , donde dR_{tr} es la energía media que es transferida como energía cinética de

partículas cargadas por interacción de las partículas sin carga de energía incidente R al atravesar una distancia dl en el material de densidad ρ , entonces

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho dl} \frac{dR_{tr}}{R}$$

Unidad: $m^2 kg^{-1}$

- *Coefficiente másico de absorción de energía*

Para partículas ionizantes no cargadas, es el producto del coeficiente másico de transferencia de energía por $(1 - g)$, siendo g la fracción de la energía de las partículas secundarias que es perdida como radiación de frenado en el material.

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g)$$

Unidad: $m^2 kg^{-1}$

- *Poder de frenado másico*

El poder de frenado másico, S/ρ , de un material, para partículas cargadas de un tipo y energía dados, es el cociente de dE entre ρdl , donde dE es la energía media pérdida por las partículas cargadas que atraviesan una distancia dl en un material de densidad ρ , entonces

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dl}$$

Unidad: $J m^2 kg^{-1}$

- *Transferencia lineal de energía*

La transferencia lineal de energía, L_{Δ} , de un material, para partículas cargadas de un tipo y energía dados, es el cociente de dE_{Δ} entre dl , donde dE_{Δ} es la energía pérdida media por partículas cargadas debido a interacciones electrónicas al atravesar una distancia dl , menos la suma media de la energía cinética en exceso de Δ de todos los electrones liberados por las partículas cargadas, entonces

$$L_{\Delta} = \frac{dE_{\Delta}}{dl}$$

Unidad: $J m^{-1}$

Para más detalles ver tabla 4.1 del ICRU reporte 85a, [ICRU, 2011].

4.4 Magnitudes y unidades empleadas en PR

El ICRU 51, [ICRU, 1993] clasifica en dos tipos las magnitudes y unidades dosimétricas empleadas con fines de PR:

- a) Magnitudes y unidades para medida y cálculo en PR, (operativas).
- b) Magnitudes y unidades basadas en valores medios con propósitos de limitación de la dosis, (de protección).

Como parte de las magnitudes del inciso a) ya fueron tratadas en las secciones 3.4 y 3.5, sólo se hará la presentación parcial de las magnitudes que faltan.

4.4.1 Magnitudes y unidades para medida y cálculo en PR

4.4.1.1 Equivalente de Dosis

Se introduce un factor de calidad Q, para ponderar la dosis absorbida para la eficacia biológica de las partículas cargadas que producen la dosis absorbida. Esto está formulado para tomar en cuenta la eficacia biológica relativa de los diferentes tipos de radiación ionizante a bajos niveles de exposición encontrados en las prácticas de rutina de PR.

El factor de calidad, Q, en un punto en el tejido, está dado por:

$$Q = \frac{1}{D} \int Q(L) D_L dL, \quad (4.1)$$

donde D es la dosis absorbida en un punto, D_L es la distribución de la dosis absorbida en la transferencia lineal de energía, y Q (L) es el correspondiente factor de calidad en el punto de interés. La integración se realiza sobre la distribución D_L , debido a todas las partículas cargadas, excluyendo sus electrones secundarios.

El equivalente de dosis H, ha sido introducido para tener en cuenta la distinta eficacia biológica relativa de los diferentes tipos de radiación ionizante además se

recomienda no ser usada en el cálculo numérico de altos niveles de exposición, por ejemplo en accidentes radiactivos, ICRP 26 [ICRP, 1977].

4.4.2 Magnitudes operativas para radiación de fuentes externas.

Como se menciona en el ICRU 51 [ICRU, 1993], las magnitudes operativas han sido definidas para mediciones prácticas, por ejemplo, para monitoreo de área y monitoreo individual. Estando basadas sobre el equivalente de dosis en un punto de un *maniquí o en el cuerpo*, relacionan el tipo y la energía de radiación existente en un punto y pueden, por lo tanto, ser calculadas sobre las bases de fluencia en un punto.

Dos magnitudes vinculan la irradiación externa con el equivalente de dosis efectivo y con el equivalente de dosis en la piel y en el cristalino, dichas magnitudes han sido introducidas [ICRU 39, 1985], para el propósito de monitoreo de área. Esas magnitudes son el *equivalente de dosis ambiental*, $H^*(d)$, y el *equivalente de dosis direccional*, $H'(d, \Omega)$. Para monitoreo individual se recomienda el uso del *equivalente de dosis personal*, $H_p(d)$.

4.4.2.1 Monitoreo de área

Para el propósito de rutina de PR es deseable caracterizar el potencial de irradiación del personal en términos de la magnitud equivalente de dosis que podría existir en un maniquí que asemeje al cuerpo humano. El maniquí seleccionado es la llamada esfera ICRU, figura 4.1.



Figura 4.1. Esfera tipo ICRU

Para caracterizar aquellos campos derivados de la radiación se emplean los términos “campo expandido” y “campo alineado”, usados en el reporte 51 [ICRU, 1993].

El campo expandido tiene la misma fluencia y distribución direccional y de energía en el volumen de interés, que el campo real en el punto de referencia. En el campo expandido y alineado, su fluencia y su distribución de energía son las mismas que en el campo expandido, pero la fluencia es unidireccional.

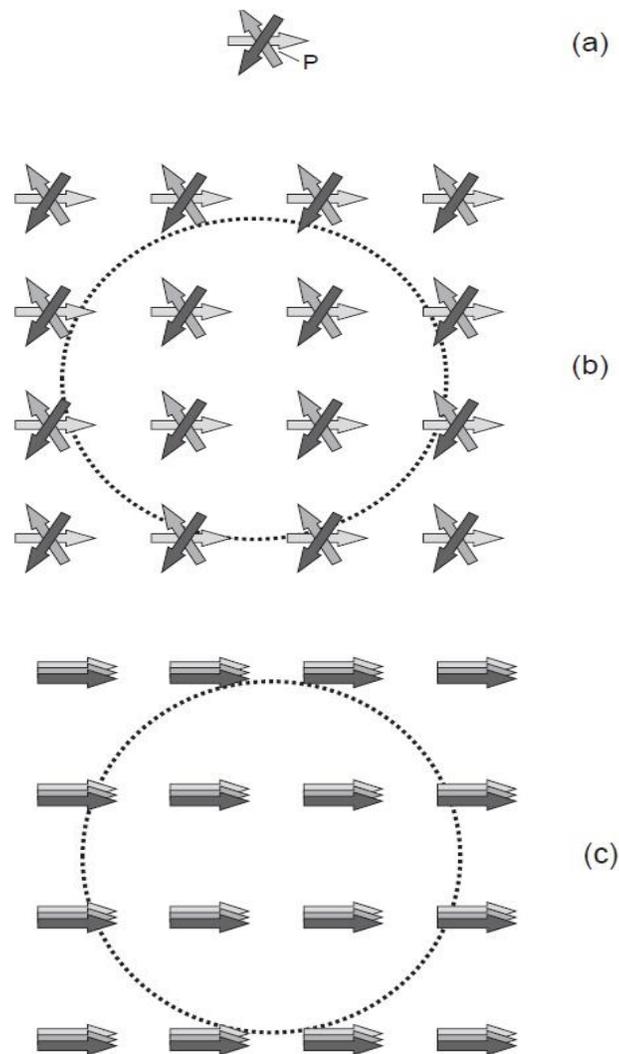


Fig. 4.2 a) Campo real. b) Campo expandido. c) Campo alineado y expandido

4.4.2.1.1 Equivalente de dosis ambiental

El equivalente de dosis ambiental, $H^*(d)$, que se define sobre un punto en el campo de radiación, es el equivalente de dosis que podría ser producido por el correspondiente campo expandido y alineado en la esfera ICRU a una profundidad, d , sobre el radio opuesto a la dirección del campo alineado, su unidad es Jkg^{-1} , siendo su nombre especial el sievert (Sv).

Para radiación fuertemente penetrante, se recomienda a una profundidad de 10 mm. El equivalente de dosis ambiental para esta profundidad es denotado por $H^*(10)$. Para radiación débilmente penetrante, se recomienda una profundidad de 0.07 mm para piel y para el cristalino se recomienda una profundidad de 3 mm, su notación es análoga.

La estimación de $H^*(d)$ generalmente requiere que el campo de radiación sea uniforme sobre las dimensiones del instrumento y que el instrumento tenga una respuesta isotrópica.

4.4.2.1.2 Equivalente de dosis direccional

El equivalente de dosis direccional, $H'(d, \Omega)$, en un punto en un campo de radiación, es el equivalente de dosis que podría ser producida por el correspondiente campo expandido en una esfera ICRU en una profundidad, d , sobre un radio en una dirección específica, Ω . Su unidad es Jkg^{-1} , y su nombre especial es el Sievert (Sv).

Se tiene que para radiación débilmente penetrante, se emplea una profundidad de 0.07 mm para piel y 3 mm para cristalino y se denotan por $H'(0.07, \Omega)$ y $H'(3, \Omega)$, respectivamente. Para radiación fuertemente penetrante, es recomendada una profundidad de 10 mm, con una notación análoga.

Para la estimación de $H'(d, \Omega)$ se requiere que el campo de radiación sea uniforme sobre las dimensiones del instrumento, y que el instrumento tenga una respuesta isodireccional.

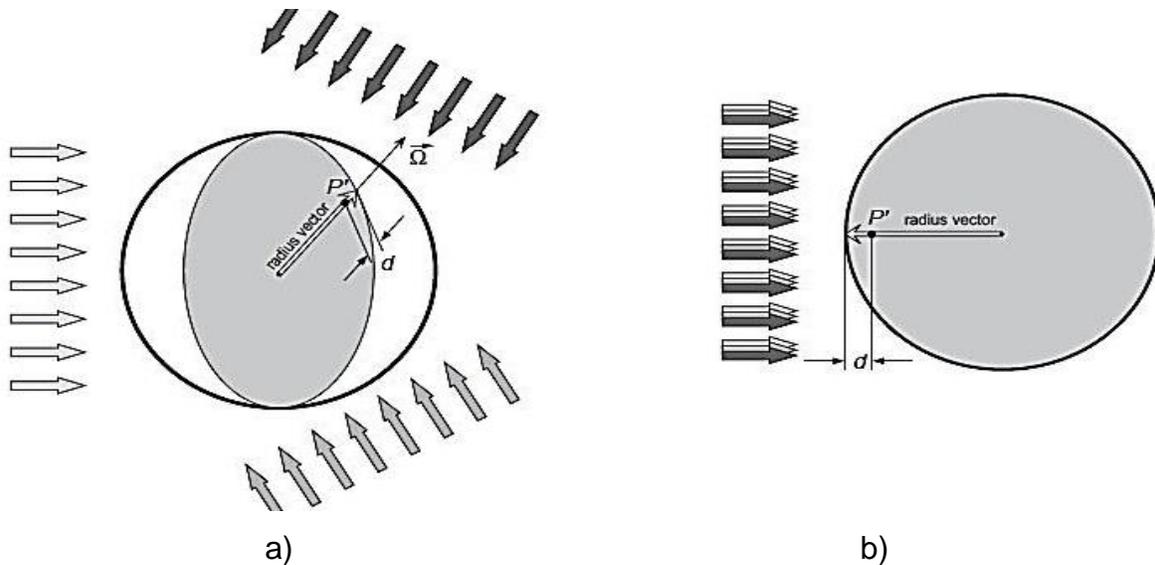


Fig. 4.4 a) *Equivalente de dosis direccional H'* b) *Equivalente de dosis ambiental.*

4.4.2.2 Monitoreo individual

El ICRU en su reporte 39, [ICRU, 1985], plantea dos magnitudes de monitoreo individual, el equivalente de dosis penetrante, $H_p(d)$, y el equivalente de dosis superficial, $H_s(d)$. Posteriormente se reemplazan dichas magnitudes por el equivalente de dosis personal $H_p(d)$, el cual es apropiado para ambos tipos de radiación, la débilmente penetrante y la fuertemente penetrante, dependiendo del valor de la profundidad d .

4.4.2.2.1 Equivalente dosis personal

El equivalente de dosis personal, $H_p(d)$, es el equivalente de dosis en tejido suave, a una profundidad apropiada, d , bajo un punto específico sobre el cuerpo, su unidad es J kg^{-1} y su nombre especial es el Sievert (Sv).

Para radiación débilmente penetrante, se emplean profundidades de 0.07 mm para piel y 3 mm para cristalino y se denotan como $H_p(0.07)$ y $H_p(3)$, respectivamente. Para radiación fuertemente penetrante, se emplea una profundidad de 10 mm y su notación es $H_p(10)$.

4.5 Magnitudes basadas en valores medios y usados para propósito de limitación de dosis, (magnitudes de protección).

Los valores medios de las magnitudes son a menudo suficientes en la práctica de PR y son usados para propósitos de limitación. Tanto la dosis absorbida como el factor de calidad dependen de la ubicación en el cuerpo y de la orientación del campo de radiación.

4.5.1 Dosis absorbida media en un órgano

La dosis absorbida media, D_T , en un tejido específico u órgano T , está dada por

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D dm, \quad (4.2)$$

Donde m_T es la masa del tejido o del órgano y D es la dosis absorbida en la masa del elemento dm .

La dosis absorbida media en un tejido u órgano específico es igual a la proporción de la energía impartida, ϵ_T para el órgano o el tejido, y m_T es la masa del tejido u órgano.

En el caso de irradiación por fuentes externas, la dosis absorbida media en un tejido u órgano en específico depende del campo de radiación ambiental y del tamaño y orientación del cuerpo en el campo.

4.5.2 Factores de caracterización de la calidad de radiación

El factor de calidad medio, Q_T , en un tejido u órgano en específico T está dado por

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} Q D dm, \quad (4.3)$$

Donde D_T es la dosis absorbida media para el tejido u órgano, m_T es su masa, y Q y D son los factores de calidad y la dosis absorbida en el elemento de masa dm , respectivamente.

La determinación de Q_T involucra una doble integración sobre la distribución, D_L , de dosis absorbida en un punto de la transferencia lineal de energía, y sobre el tejido de interés, siendo $Q(L)$ el factor de calidad para partículas con una transferencia lineal de energía L . Por lo tanto,

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int \int Q(L) D_L dL dm, \quad (4.4)$$

Q_T es algunas veces llamado factor de calidad en un órgano en específico.

Q_T está basado sobre el tipo y la energía de la radiación existente en el órgano de interés.

Entonces, en el caso de irradiación por fuente externa, Q_T en un tejido u órgano en específico depende del campo de radiación ambiental, del tamaño y la orientación del cuerpo en el campo, y del tejido u órgano.

En las recomendaciones del ICRP 60 [ICRP, 1991], se introducen los factores de ponderación, w_R , los cuales juegan un rol análogo a \bar{Q} , el ICRP especifica su valor numérico en términos de la energía y tipo de partícula.

4.5.3 Magnitudes usadas con propósito de limitación de dosis

Inicialmente el ICRP [ICRP, 1977], recomendó que las magnitudes de limitación de dosis fueran el equivalente de dosis en un órgano H y el equivalente de dosis efectivo H_E . A continuación se muestran sus definiciones, [ICRU, 1993].

- *Equivalente de dosis en un órgano, H.*- Es el equivalente de dosis medio en un tejido u órgano en específico y queda expresado como:

$$H = Q_T D_T \quad (4.5)$$

Donde

Q_T es el factor de calidad media en el órgano

D_T es la dosis absorbida media en el órgano

- *Equivalente de dosis efectivo, H_E* - Puede ser expresado por la siguiente relación:

$$H_E = \sum_T w_T D_T Q_T, \quad \text{con} \quad \sum_T w_T = 1 \quad (4.6)$$

Donde

w_T es el factor de ponderación del tejido para el tejido u órgano T .

H es el equivalente de dosis en un órgano o tejido, [ICRP, 1977].

La determinación de H_E requiere del conocimiento de la distribución, D_L , de la dosis absorbida, en L , así como la relación de la función, $Q(L)$.

Posteriormente, el ICRP en su reporte 60 [ICRP, 1991], introduce dos nuevas magnitudes, basadas sobre los factores de ponderación, reemplazando el equivalente de dosis en órgano y el equivalente de dosis efectivo por dosis equivalente y dosis efectiva, respectivamente.

Es así como el ICRP, [ICRP, 1991], en el párrafo (A15) del anexo A en traducción libre, dice:

“...en recomendaciones previas, la comisión adoptó la magnitud equivalente de dosis en un punto, H , para indicar las implicaciones biológicas de la exposición a la radiación a niveles de dosis absorbida encontrados en la protección radiológica normal. La comisión ahora recomienda una nueva magnitud derivada de la dosis absorbida media en un tejido u órgano, dicha magnitud es nombrada dosis equivalente...”

Entonces el ICRP define estas nuevas magnitudes como, [ICRP, 1991]:

- *Dosis equivalente, H_T* , en un tejido u órgano está dada por

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}, \quad (4.7)$$

Donde

$D_{T,R}$ es la dosis absorbida media en el tejido u órgano T, debido a la radiación R
 w_R es el correspondiente factor de ponderación de la radiación.

- *Dosis Efectiva, E*, está expresada por la siguiente relación:

$$E = \sum_T w_T H_T, \quad (4.8)$$

Donde

H_T es la dosis equivalente en el tejido u órgano T

w_T es el correspondiente factor de ponderación del tejido

En resumen se tiene que el *equivalente de dosis H* y el equivalente de dosis efectivo H_E son las magnitudes limitadoras de dosis antiguas, [ICRP, 1977], y han sido sustituidas por las nuevas magnitudes limitadoras, la dosis equivalente H_T y la dosis efectiva E propuestas en el ICRP 60 [ICRP, 1991]. Además, la dosis equivalente H_T y la dosis efectiva E son magnitudes imposibles de medir por razones obvias. Aunque se dispusiera de detectores ideales habría que situarlos en el interior de los órganos.

También se tiene que la dosis equivalente H_T y la *dosis efectiva E* son magnitudes que se pueden determinar mediante un cálculo y experimentalmente, en maniqués apropiados para campos de radiación específicos y orientaciones determinadas. Normalmente las medidas experimentales se han empleado para validar los métodos de cálculo.

En la siguiente sección se hace un resumen de las magnitudes y unidades para la dosimetría externa, partiendo de las magnitudes físicas básicas y culminando con la relación que existe entre las magnitudes operativas y las magnitudes de protección.

4.6 Resumen de las magnitudes y unidades para la dosimetría externa

4.6.1 Magnitudes físicas básicas

Magnitud	Unidad	Aplicación
Fluencia de partículas, Φ	cm^{-2}	Magnitud de referencia trazable para neutrones
Kerma en aire, K_a	gray (Gy)	Magnitud de referencia trazable para fotones
Dosis absorbida, D	gray (Gy)	Magnitud de referencia trazable para electrones

Con el propósito de dejar en claro la relación que existe entre las magnitudes operativas y las magnitudes de protección, también llamadas magnitudes de limitación de la dosis, se presenta a continuación el siguiente esquema, figura 4.5.

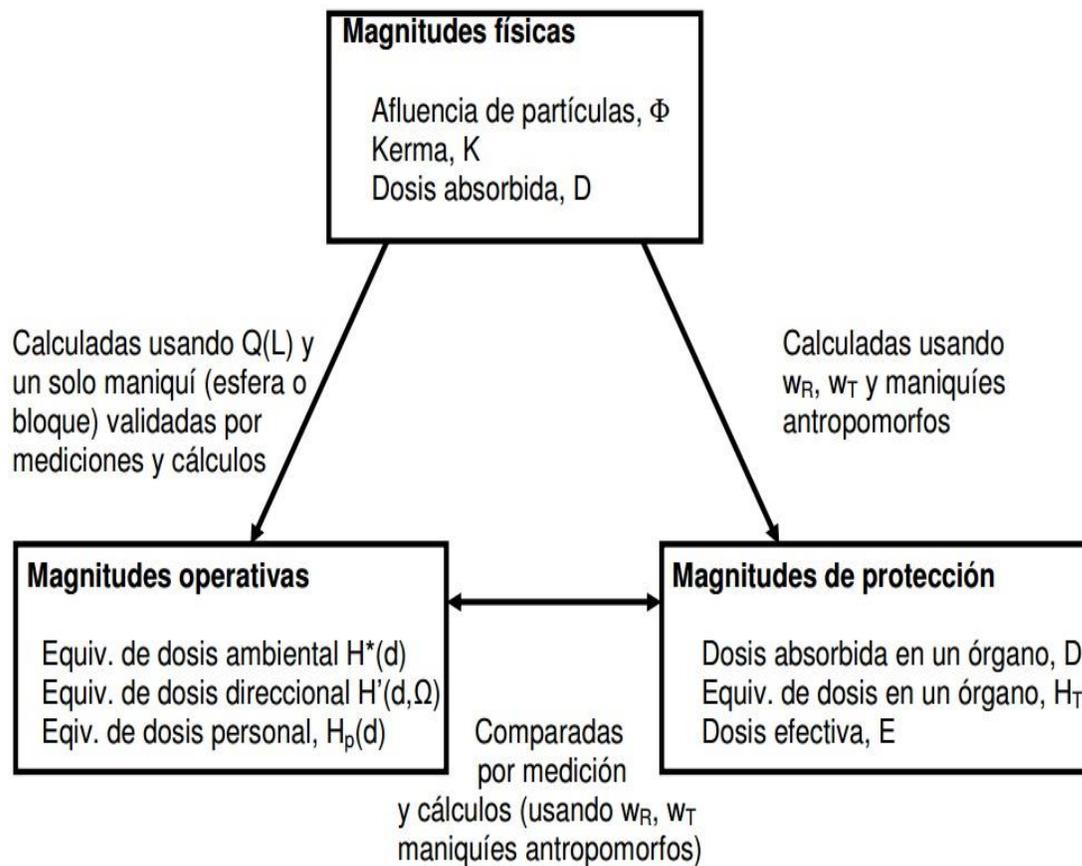


Fig. 4.5 Relación entre las magnitudes físicas básicas, las magnitudes operativas y las magnitudes de protección, [IAEA, 2000]

Capítulo V

DETERMINACIÓN DE LAS MAGNITUDES OPERATIVAS PARA CAMPOS DE FOTONES

5.1 Medición de kerma en aire en campos de fotones: ^{137}Cs

Como se mencionó en el capítulo 3, el kerma está definido como:

“...la suma media de la energía cinética inicial de todas las partículas cargadas liberadas en una masa de un material por las partículas sin carga incidentes sobre dicha masa...”

En general, para obtener el kerma en cualquier tipo de material es necesario tener presente la condición de que sólo se considera el promedio de la suma de la energía cinética inicial de las partículas cargadas liberadas por partículas sin carga en la materia de masa dm .

En PR la radiación de referencia para campos externos de fotones es el ^{137}Cs , de ahí el interés de realizar el kerma en aire para esta energía.

5.1.1 Determinación de la unidad de kerma en aire para ^{137}Cs con patrones primarios

En particular el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica, LSCD posee dos patrones primarios, la cámara de ionización BIPM modelo CH serie M y la BEV modelo CC01 serie 131.

El Kerma en aire, K_a , es el promedio de la energía cinética inicialmente transferida desde un haz de radiación no cargada por unidad de masa de aire.

$$K_a = \frac{d\bar{\epsilon}_{tr}}{dm} \quad (5.1)$$

La unidad del K_a es el Gy.

El kerma en aire se determina con patrones primarios, y la rapidez de kerma en aire \dot{K}_a se determina mediante la siguiente expresión, [Büermann, 2009]:

$$\dot{K}_a = \frac{\bar{W}}{e} \cdot \frac{I}{\rho_0 \cdot V} \cdot (1 - \bar{g}_{aire})^{-1} \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{a,c} \cdot S_{c,a} \cdot \prod_i^n k_i \quad (5.2)$$

Donde

$\frac{\bar{W}}{e}$, es el cociente de la energía media necesaria para producir un par de iones, entre la carga elemental e .

I , es la corriente de ionización medida por el patrón.

V , es el volumen efectivo de la cámara.

ρ_0 , es la densidad del aire a las condiciones atmosféricas de referencia $P_0=1013.25$ hPa y $T_0=273.15$ K (0° C) y $h_0=65\%$

\bar{g}_{aire} , es la fracción de energía perdida como radiación de frenado por los electrones secundarios.

$\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{a,c}$, es el cociente del valor medio de los coeficientes másicos de absorción del aire y grafito.

$S_{c,a}$, es el cociente del promedio de los poderes de frenado de grafito y aire, y

$\prod_i^n k_i$, es el producto de un conjunto de factores de corrección que se aplican a las corrientes de ionización medidas con la cámara patrón que garantizan el cumplimiento de las condiciones de la teoría de Spencer-Attix, Tablas 5.1 y 5.2.

El LSCD-ININ tiene dos patrones primarios para la determinación del K_a : la cámara BIPM CH serie M de forma cilíndrica con su eje de simetría paralelo al eje del campo de radiación, y otro patrón el BEV CC01 serie 131 cilíndrico con su eje de simetría perpendicular al del campo de radiación, Figs. 5.1 y 5.2.

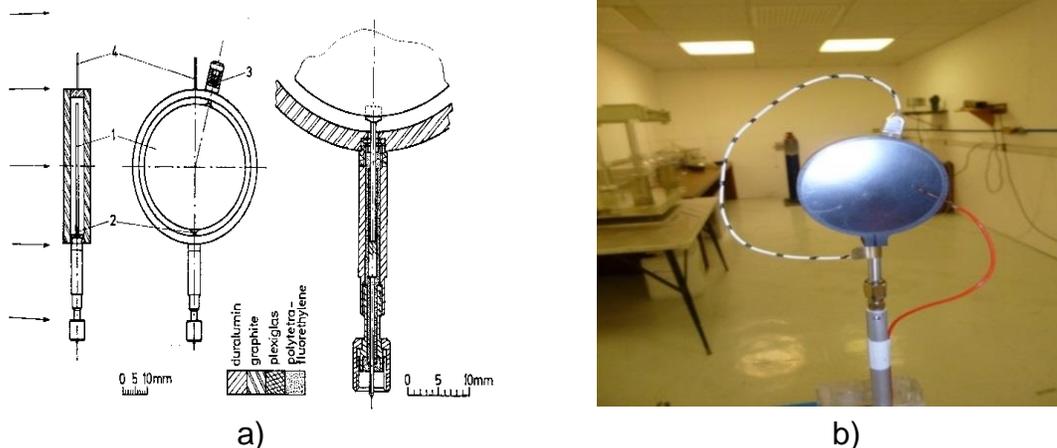
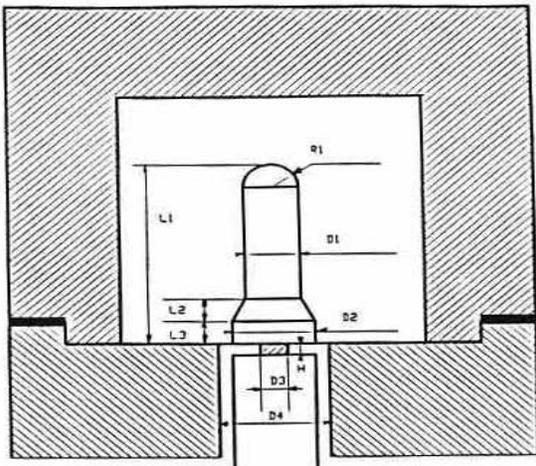


Figura 5.1 a) Especificaciones de la cámara BIPM CH M. b) Cámara BIPM CH M



a)

b)

Figura 5.2. a) Especificaciones de la cámara BEV CC01 serie 131. b) Cámara BEV CC01 serie 131

El LSCD también posee una sala gamma para calibración con fines de PR, ahí se encuentra un irradiador Cesagamatrón con una fuente de ^{137}Cs , con una actividad nominal de 450 Ci, (oct 2014).

Este es el campo de radiación con el cual se determina la magnitud kerma en aire.

Aplicando la ecu. (5.2) y con las constantes físicas, factores de corrección y parámetros reportados en las Tablas 5.1 y 5.2, se determina el valor de la rapidez de kerma en aire para los patrones primarios BIPM CH M y BEV CC01 serie 131, reportado en la Tabla 5.3.

Tabla 5.3. Valores de la rapidez de kerma en aire para el haz de Cs 137 a 100 cm al 27/10/2014

Cámara	$\dot{K}_a \pm U(k=2) / \text{Gy h}^{-1}$
BIPM CH M	(1.325±0.007)
BEV CC01 serie 131	(1.327±0.008)

Los valores de los parámetros, y los factores de corrección así como el análisis de incertidumbre empleados en estas determinaciones se detallan a continuación.

Tabla 5.1. Factores empleados en el LSCD para la determinación de la unidad K_a para Cs 137 y sus incertidumbres, con la cámara patrón BIPM CH M, 27 /octubre/ 2014.

símbolo	Parámetro/unidad	Valor	Incertidumbre estándar relativa	
			$s_i\%^*$	$u_i\%^*$
Constantes físicas				
ρ_0	Densidad del aire seco (0°C, 101.325 kPa)/(kg m ⁻³)	1.2930	-	0.01
$\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{ac}$	Cociente de los coeficientes másicos de absorción	0.9990	-	0.05
(\bar{W}/e)	Energía necesaria para formar un par de iones en aire, [J/C]	33.97	-	0.11
$\bar{S}_{g,aire}$	Cociente de poderes de frenado másicos grafito-aire	1.0104	-	
\bar{g}_{aire}	Fracción de energía perdida en proceso radiativos	0.0031	-	0.02
Factores de corrección				
k_g	Reabsorción de pérdidas radiativas	-	-	-
k_h	Corrección por presencia de humedad en el aire de la cavidad de la cámara	0.9970	-	0.07
k_s	Corrección por saturación debido a pérdidas de ionización por la recombinación iónica	1.0013	0.01	-
k_{st}	Factor de corrección por dispersión del vástago de la cámara	-	-	-
k_{PT}	Factor de corrección por presión y temperatura	1.5245	-	0.07
k_{wall}	Factor de corrección por atenuación y dispersión en la paredes de la cámara	1.0018	-	-
k_{an}	Corrección por no uniformidad axial	1.0020	-	-
k_{rn}	Corrección por no uniformidad radial	1.0015	-	0.07
Medida de I/V				
V	Volumen efectivo/ cm ³	6.8403	-	0.20
I	Corriente de ionización (<i>repetibilidad, compresibilidad del aire</i>)	-	0.02	-
Incertidumbre combinada para la determinación del K_a en el LSCD-ININ				
Suma cuadrática			0.0014	0.07
u_c incertidumbre estándar relativa			0.27	
U (k=2) Incertidumbre expandida relativa			0.54	

(a) El producto $(W/e) \cdot S_{g,aire}$ tiene una incertidumbre de 0.30 %, la cual es menor que la combinación de sus factores. Este es el valor que se empleó para este producto.

* Ver definición en la subsección 2.2 de esta tesis.

Tabla 5.2. Factores empleados en el LSCD para la determinación del K_a para Cs 137 y sus incertidumbres con la cámara patrón BEV CC01 serie 131,27/Octubre/2014.

símbolo	Parámetro/unidad	Valor	Incertidumbre estándar relativa	
			$s_i\%$	$u_i\%$
Constantes físicas				
ρ_0	Densidad del aire seco (0°C, 101.325 kPa)/(kg m ⁻³)	1.2930	–	0.01
$\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{a,c}$	Cociente de los coeficientes másicos de absorción	0.9989	-	0.05
(\bar{W}/e)	Energía necesaria para formar un par de iones en aire, [J/C]	33.97	-	0.11
$\bar{S}_{g,aire}$	Cociente de poderes de frenado másicos grafito-aire	1.0104		
\bar{g}_{aire}	Fracción de energía perdida en proceso radiativos	0.0031	–	0.02
Factores de corrección				
k_g	Reabsorción de pérdidas radiativas	-	–	-
k_h	Corrección por presencia de humedad en el aire de la cavidad de la cámara	0.9970	–	0.03
k_s	Corrección por saturación debido a pérdidas de ionización por la recombinación iónica	1.0018	0.006	-
k_{st}	Factor de corrección por dispersión del vástago de la cámara	-	-	-
k_{wall}	Factor de corrección por atenuación y dispersión en la paredes de la cámara	1.0284		0.07
k_{an}	Corrección por no uniformidad axial	1.0020		
k_{rn}	Corrección por no uniformidad radial	1.0015		0.02
Medida de I/V				
V	Volumen efectivo/ cm ³	1.0174		0.20
I	Corriente de ionización (<i>repetibilidad, compresibilidad del aire</i>)	–	0.10	
k_{pol}	Corrección por polarización			
k_{PT}	Corrección por presión y temperatura			
Incertidumbre combinada para la determinación del K_a en el LSCD-ININ				
Suma cuadrática			0.00114	0.070
u_c incertidumbre estándar relativa			0.29	
U (k=2) Incertidumbre expandida relativa			0.58	

5.2 Desarrollo de $\dot{H}^*(10)$ para fotones de Cs 137

Como es bien sabido y se ha enfatizado en este trabajo, es importante estimar la dosis efectiva E a través de la magnitud operativa equivalente de dosis ambiental, $H^*(10)$.

A continuación se presentan tres métodos para obtener dicha magnitud operativa, a saber:

- Determinación de $\dot{H}^*(10)$ mediante la rapidez de kerma en aire y el coeficiente de conversión.
- Determinación directa de $\dot{H}^*(10)$ mediante una cámara patrón secundario de magnitudes operativas.
- Determinación de $\dot{H}^*(10)$ mediante la esfera tipo ICRU.

5.2.1 Determinación de $\dot{H}^*(10)$ mediante la rapidez de kerma en aire y coeficiente de conversión.

La rapidez del equivalente de dosis ambiental, $\dot{H}^*(10)$, está determinada como lo expresa el ICRU 47 en la sección A.2.3, [ICRU, 1992a]:

$$\dot{H}^*(10) = \dot{K}_a \cdot h_K^*(10) \quad (5.3)$$

Dónde:

\dot{K}_a es la rapidez de kerma en aire en un punto de interés.

$h_K^*(10)$ es el coeficiente de conversión que se puede encontrar en la literatura con un valor de $1.20 \text{ Sv/Gy} \pm u_c = 2\%$, [ISO 4037-3, 1999].

Se mide la rapidez de kerma en aire con una distancia fuente detector (DFD) de 1 m mediante la cámara patrón primaria BIPM modelo CH serie M.

Posteriormente se determina el valor de la rapidez de kerma en aire a una distancia fuente detector de 2 m debido a que en los siguientes métodos para determinar el equivalente de dosis ambiental es necesario que se irradien en todo el ángulo sólido la cámara patrón secundario y la esfera tipo ICRU.

A continuación se procede a, ver Anexo B:

- i) Determinar la rapidez de K_a a 2 m y su incertidumbre, a partir del valor obtenido a 1 m, ver Anexo B método I.
- ii) Se toma el valor del Coeficiente de Conversión de la Tabla 14 de [ISO 4037-3, 1999], el cual es: $h_K^*(10) = 1.20 \text{ Sv/Gy} \pm u_c = 2\%$.
- iii) Se determina el valor de la rapidez de $H^*(10)$ con la ecu. (5.3) y su incertidumbre, ver Tabla 5.4.

Tabla 5.4. Valores para la determinación de $\dot{H}^*(10)$, al 28/01/2015

Factor	Valor	Unidad	$s_i\%$	$u_i\%$	Observación
Rapidez de K_a a 1 m	3.655×10^{-4}	Gy s^{-1}	-	0.27	Calculado al 27/10/2014
Distancia	2.000	m	-	0.40	-
Rapidez de K_a a 2 m	9.14×10^{-5}	Gy s^{-1}	-	0.67	Ver anexo B método I
$h_K^*(10)$ para ^{137}Cs	1.20	Sv Gy^{-1}	-	2	Tabla 14 de , [ISO 4037-3, 1999]
Suma de cuadrados	-	-	-	4.61	-
$\dot{H}^*(10)$ a 2 m	1.10×10^{-4}	Sv s^{-1}	$u_c\%$	2.15	28/01/2015

Si el lector está interesado en conocer el procedimiento para obtener $\dot{H}^*(10)$ vía el K_a y el coeficiente de conversión, entonces ver el Anexo B sección B.1.

5.2.2 Determinación directa de la rapidez del equivalente de dosis ambiental, $\dot{H}^*(10)$, mediante cámara patrón secundario de magnitudes operativas.

En este caso se considera la cámara patrón secundario $H_p(10)$ PTW modelo 34035 autorizada por el ANSI, el IAEA y la ISO.

El material del que está constituido el maniquí es de polimetilmetacrilato (PMMA) con dimensiones de 300 mm x 300 mm x 150 mm, y una cámara con volumen efectivo de 10 cm³. Ver figura 5.3.

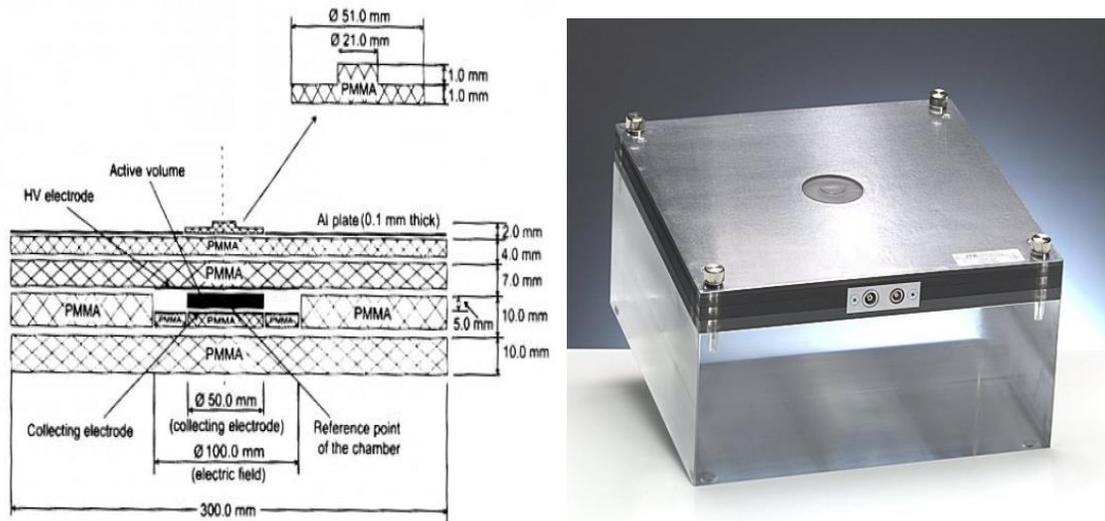


Figura 5.3. Cámara Secundaria PTW T34035

Para obtener $\dot{H}^*(10)$ es necesario considerar la siguiente expresión, [Cámara patrón secundaria, 2011].

$$\dot{H}^*(10) = N_{H^*} \cdot k_{H^*}(R) \cdot k_{PT} \cdot \frac{\bar{Q}}{t} \quad (5.4)$$

Donde

N_{H^*} es el factor de calibración para el equivalente de dosis ambiental, $H^*(10)$, a un ángulo incidente de 0° en las condiciones climáticas que especifica el certificado de calibración de la cámara.

$k_{H^*}(R)$ es el factor de corrección del equivalente de dosis ambiental, $H^*(10)$, para un ángulo de incidencia de 0° con respecto a las condiciones de referencia climáticas dentro de la cámara.

k_{PT} es el factor de corrección por presión y temperatura.

\bar{Q} es el valor medio de la carga en coulomb.

\bar{t} es el valor medio del tiempo de integración en segundos.

Como se había mencionado y como lo recomienda el manual de operación de la cámara patrón secundario, se coloca a una a DFD de 2 m, los resultados obtenidos se muestran en la tabla 5.5.

Tabla 5.5. Valores para la determinación de $\dot{H}^*(10)$ por medio de la cámara patrón secundario T34035 al 28/01/2015

Factor	Valor	Unidad	s _i %	u _i %	Observación
N_{H^*}	3.12x10 ⁶	Sv C ⁻¹	-	($N_{H^*}K_{H^*}(R)$)	Certificado de calibración
$K_{H^*}(R)$	1.0	-	-	1.5	N°6.31-01034268
\bar{Q}	1.471x10 ⁻⁹	C	0.058	-	Ver anexo B, tabla B.2.2.
\bar{t}	60.008	s	0.059	-	Ver anexo B, tabla B.2.2.
K_{PT}	1.406	-	0.012	-	Ver anexo B, tabla B.2.2.
Suma de cuadrados	-	-	-	2.257	-
$\dot{H}^*(10)$ a 2 m	1.075x10 ⁻⁴	Sv s ⁻¹	u _c %	1.5%	28/01/2015

El cálculo de la rapidez del equivalente de dosis ambiental se encuentra en el Anexo B sección B.2.

5.2.3 Determinación de la rapidez del equivalente de dosis ambiental, $\dot{H}^*(10)$, mediante dosímetros TLD-100 (LiF:Mg,Ti) en una esfera tipo ICRU.

Las condiciones de referencia para determinar el equivalente de dosis ambiental, empleando la esfera tipo ICRU, se muestran a continuación en las figuras 5.4 y 5.5.

- a) Primeramente se irradia un lote de 48 dosímetros TLD-100 en grupos de 4 sin maniquí a una distancia fuente detector de 2 m. ver figura 5.4.

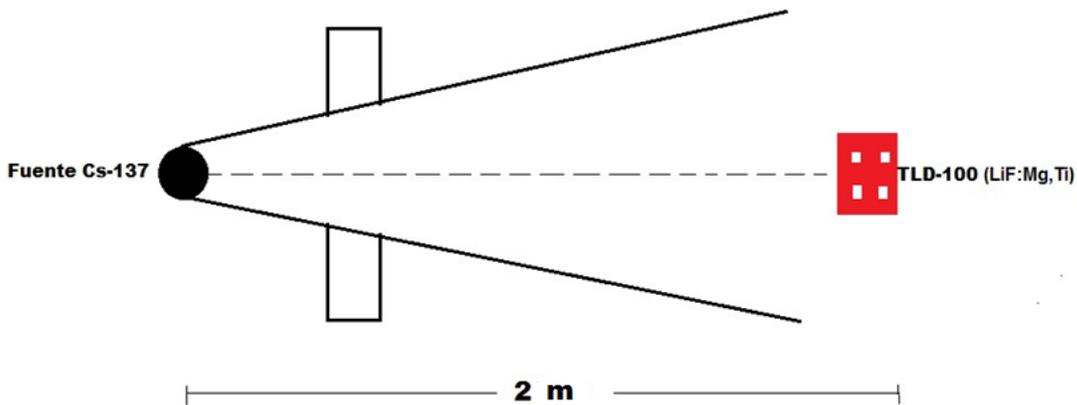


Figura 5.4. Representación de la irradiación de dosímetros TLD-100 a una DFD de 2 m en aire para su calibración en términos de K_a .

- b) En seguida, se irradia otro lote de 41 dosímetros TLD-100 dentro de la esfera tipo ICRU a una DFD de 2 m. Ver figura 5.5.

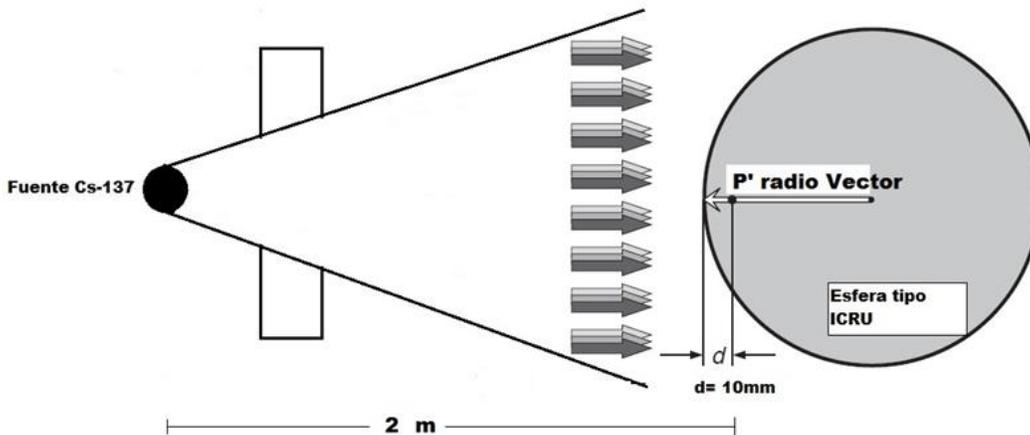


Figura 5.5. Representación de la irradiación de dosímetros TLD-100 en un campo alineado y expandido, donde los dosímetros están situados a una profundidad de 10 mm dentro de la esfera tipo ICRU, la DFD es de 2 m para que el campo de radiación cubra la esfera completa.

- c) Procediendo a la calibración de los TLD-100, se construye una curva de calibración a partir de la respuesta del TLD vs K_a , donde los factores que contribuyen a la calibración de los TLD-100 se muestran en el análisis de incertidumbre de la tabla 5.7.

Tabla 5.7. Análisis de Incertidumbre para la calibración de TLD-100

Fase	Factor	Valor	Unidad	$s_i\%$	$u_i\%$	Observación
1^{ra} IRRADIACIÓN	Rapidez de K_a	9.132×10^{-5}	Gy s ⁻¹	-	0.67	Cs 137, al 06/02/2015 a 2 m
	Tiempo	1093.8	s	-	0.04	Se usa distribución triangular
	τ	1.29	s	-		Tiempo que tarda en abrir el irradiador
	K_a irradiada	0.09989	Gy	uc%	0.671	$K_a=100$ mGy nominal
EVALUACIÓN DE K_a	Respuesta lectura TLD	1491.24	nC	2.65	-	Lecturas registradas el 12/02/2015
	Respuesta ajustada	1445.33	nC	0.55	-	Ecu. de ajuste por regresión $R=aK_a^2+bK_a+c$
	c	1.34 ± 0.131	nC		-	u_c coeficientes de regresión 0.131 139 792
	b	14303 ± 139	nC Gy ⁻¹		-	
	a	1367 ± 792	nC Gy ⁻²		-	
	K_a ajustada	0.1007	Gy	0.56	-	Curva inversa que considera el error de ajuste en la Respuesta
	K_a ajustada	0.1007	Gy	uc%	2.71%	Curva inversa

Se presenta de manera explícita la determinación de cada factor en el anexo B sección B.3.

- d) Finalmente y con efecto de simplificar la información de la determinación de la magnitud equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$ y la determinación del coeficiente de conversión $h_k^*(10)$ se presenta la tabla 5.8 con el análisis de incertidumbres, el desarrollo explícito se muestra en el anexo B sección B.3.

Tabla 5.8. Determinación de la $H^*(10)$ y del coeficiente de conversión $CC_{H^*(10)}$.

Fase	Factor	Valor	Unidades	$s_i\%$	$u_i\%$	Observación
2da Irradiación	Rapidez de K_a	9.13×10^{-5}	Gy s ⁻¹		0.67	A 2 m al 10/02/2015
	Tiempo	1093.8	s		0.04	Distribución triangular
	τ	1.29	s			Tiempo que tarde en abrir el irradiador
	$K_a(10)$ irradiada	0.09987	Gy		0.671	
Evaluación de $D_a=K_a$	R lectura TLD	1551.35	nC	3.031		Harshaw 3500, lecturas registradas el 13/02/2015
	R ajustada	1551.81	nC	1.547		
	$D_a(10)=K_a(10)$	0.1073	Gy	0.53		Curva inversa
				uc%	3.08%	
Evaluación de D_{PMMA}	\bar{S}_{PMMA}	3.48	MeV cm ² g ⁻¹	-	2.4	\bar{E} de 123 keV y una tolerancia del 6% para el cálculo de la incertidumbre de \bar{S} para una distribución triangular. Ver anexo C.
	\bar{S}_{Aire}	3.22	MeV cm ² g ⁻¹	-	2.4	
	$\frac{\bar{S}_{PMMA}}{\bar{S}_{Aire}}$	1.101	-	-	3.46	Cociente de los poderes de frenado
	$D_{PMMA}(10)$	0.118	Gy	uc%	4.6%	Dosis absorbida en PMMA a partir de la teoría de la cavidad
Evaluación de D_{ICRU}	$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{ICRU}$	0.0321	cm ² g ⁻¹	-	-	Valores medios del coeficiente másico de absorción del tejido ICRU y del PMMA, ver anexo C
	$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{PMMA}$	0.0315	cm ² g ⁻¹	-	-	
	$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{ICRU/PMMA}$	1.020	1	-	0.13	Cociente de los valores medios del coeficientes másicos de absorción ICRU y PMMA
	D_{ICRU}	0.120	Gy	uc%	4.6%	Dosis absorbida en la esfera tipo ICRU
Evaluación de $H^*(10)$ y $h_K^*(10)$	Q	1.000	Sv Gy ⁻¹			Factor de calidad para fotones
	$H^*(10)$	0.120	Sv	uc%	4.6	$H^*(10)$ determinada a través de la esfera tipo ICRU
	suma de cuadrados				21.5	
	$h_K^*(10)$	1.20	Sv Gy ⁻¹	uc%	4.6%	determinando en el ININ 2015

Una vez presentada la determinación de la magnitud operativa H^* (10), la cual es un estimador de H_T o E pasaremos a mostrar como emplear estos valores de dosis equivalente en la construcción de modelos de riesgo para los efectos biológicos estocásticos inducidos en cohortes mexicanos de POE sujetos a la radiación ionizante.

Capítulo VI

APLICACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA EN LA CONSTRUCCIÓN DE MODELOS DE RIESGO EN PR

A continuación se presentan los conceptos fundamentales de los modelos de riesgo, [Dörschel, Birgit, 1996]

6.1 Conceptos básicos

Riesgo

Se le llama riesgo a aquella probabilidad de que ocurra un cierto caso de daño.

Cohorte

Una *cohorte* es aquel grupo que comparte un mismo suceso dentro de un cierto período temporal.

Trabajador ocupacionalmente expuesto

Toda persona que trabaja, ya sea en jornada completa, jornada parcial o temporalmente, por cuenta de un empleador y que tiene derechos y deberes reconocidos en lo que atañe a la protección radiológica ocupacional.

Accidente

Todo suceso involuntario, incluidos los errores de operación, fallos de equipo u otros contratiempos, cuyas consecuencias reales o potenciales no sean despreciables desde el punto de vista de la protección o seguridad.

Efecto determinista

Efecto de la radiación para el que existe por lo general un nivel de dosis umbral por encima del cual la gravedad del efecto aumenta al elevarse la dosis.

Efecto estocástico

Efectos de la radiación, que se producen por lo general sin un nivel de dosis umbral, cuya probabilidad de ocurrencia es proporcional a la dosis y cuya gravedad es independiente de la dosis.

Riesgo a la radiación

Es aquel en el que existe la probabilidad de contraer un tipo de daño debido a la exposición continua a la radiación.

Modelo de proyección de dosis

El modelo de proyección de dosis sirve para extrapolar de altas dosis de radiación a pequeñas dosis.

Modelo de proyección de tiempo

El modelo de proyección de tiempo sirve para proponer, por ejemplo, los riesgos de vida que pueden ser determinados mediante dicho modelo.

Tasa de mortalidad

La tasa de mortalidad está definida como el número de casos de cáncer inducidos por la radiación $dN_r(t)$ en el intervalo de tiempo t , dividido por el número $N_0(t)$ de miembros de una cohorte quienes viven en un tiempo t , y por el intervalo de tiempo dt .

6.2 Modelos de riesgo

A raíz de los bombardeos atómicos en Hiroshima y Nagasaki en el año de 1945, los investigadores en el área de las radiaciones ionizantes se dieron a la tarea de obtener un modelo de riesgo con el cual se pudiera estimar el número de decesos provocados por la exposición continua a radiaciones ionizantes.

Los estudios para determinar los modelos de riesgo se realizaron a los grupos de sobrevivientes de los bombardeos atómicos de las ciudades ya citadas, así como a pacientes que son sometidos a tratamientos de radioterapia, cohortes de trabajadores ocupacionalmente expuestos, además de aquellas personas que tuvieron algún accidente en una instalación nuclear. Con la información colectada en cada cohorte se realizan estadísticas en cuanto a su edad, sexo, localización de la neoplasia, etc.

El riesgo por radiación es determinado en altas dosis que son extrapoladas a pequeñas dosis (*hipótesis lineal sin umbral* [ICRP, 1991]) empleando el *modelo de proyección de dosis*.

6.2.1 Modelo de proyección de tiempo

El número esperado de casos de cáncer fatales inducidos por la radiación durante un cierto periodo de tiempo (ej. la vida de una cohorte) puede ser

estimado sobre las bases de dos modelos de proyección de tiempo, es decir por medio del modelo de riesgo absoluto y del modelo de riesgo relativo.

6.2.1.1 Modelo de riesgo absoluto

El *modelo de riesgo absoluto* r_a , postula que, la tasa de mortalidad por cáncer espontáneo m_s incrementa debido a la radiación, y que la tasa de mortalidad por unidad de dosis permanece constante por el resto de vida posterior a la irradiación. El modelo de riesgo absoluto queda expresado como:

$$r_a = dm_r(t)/dD \quad (6.1)$$

Donde

$m_r(t)$ es la tasa de mortalidad total en un intervalo de tiempo t

D es la dosis recibida en un tiempo t

6.2.1.2 Modelo de riesgo relativo

En el *modelo de riesgo relativo* se supone que la tasa de mortalidad incrementa una cantidad por unidad de dosis la cual es proporcional a la tasa de mortalidad espontánea m_s en el respectivo tiempo t ; y queda expresado como:

$$r_r m_s(t) = dm_r(t)/dD \quad (6.2)$$

$m_s(t)$ es la tasa de mortalidad espontánea en un tiempo t

$m_r(t)$ es la tasa de mortalidad total en un intervalo de tiempo t

6.3 Tasa de mortalidad por cáncer inducido por radiaciones ionizantes

El número de casos de cáncer representa un valor esperado de una distribución de probabilidad. A su vez el número de casos de cáncer fatales inducidos por la radiación ionizante puede ser calculado mediante la tasa de probabilidad o coeficiente de riesgo por mortalidad m_r de la cohorte en un tiempo t .

Los modelos de proyección de dosis requeridos para la extrapolación a pequeñas dosis se basan en la descripción matemática de la relación efecto-respuesta.

Los modelos más usados son el modelo lineal

$$m_r(t)=a D(t) \quad (6.3)$$

y el modelo lineal cuadrático

$$m_r(t)=a [D(t) + (b/a)D^2(t)] \quad (6.4)$$

donde a y b son constantes y $D(t)$ describe la dosis efectiva en el tiempo t .

Al combinar los modelos de proyección de dosis y el modelo de proyección de tiempo, existen cuatro posibilidades para estimar el riesgo de vida de una cohorte, por el modelo de riesgo lineal absoluto, el modelo de riesgo lineal relativo, el modelo de riesgo absoluto lineal-cuadrático y el modelo de riesgo relativo lineal-cuadrático. En este trabajo nos enfocamos sólo a los modelos lineales por tanto es necesario conocer el número $N_0(t)$ de individuos que viven en un tiempo t . En el caso de pequeñas dosis, el número N_s de casos de cáncer espontáneo es mucho mayor que el número N_r de casos inducidos, por lo que la aproximación queda de la siguiente forma:

$$-dN_0(t) = \frac{1}{\eta} dN_s(t) + dN_r(t) \approx \frac{1}{\eta} dN_s(t) \quad (6.5)$$

Donde η representa la contribución de los casos de cáncer fatal espontáneo que provoca un incremento a la tasa de mortalidad total de una cohorte. Con de esto se sigue que

$$N_0(t) = N_0 \exp\left(-\frac{1}{\eta} \int_{T_0}^t m_s(t') dt'\right) \quad (6.6)$$

Donde N_0 es el tamaño original de la cohorte al tiempo T_0 . La tasa de mortalidad espontanea $m_s(t)$ para la población japonesa está descrita por la función kt^5 , donde la constante k es igual a 8×10^{-12} año⁻⁶, [Cohen, 1987].

Ahora bien, para estimar el número de casos fatales se debe combinar el modelo de riesgo absoluto y el efecto de dosis lineal resultando así el modelo de riesgo lineal absoluto:

$$(N_r)_{A/L} = r_a \int_{T_0+t_1}^{T_L} N_0(t)D(t)dt \quad (6.7)$$

Donde T_0 caracteriza el comienzo de la irradiación, t_1 es el periodo latente de formación de cáncer y T_L el fin de la vida de la cohorte.

De forma análoga, para estimar el número de decesos se debe combinar el riesgo relativo y el efecto de dosis lineal obteniéndose así el modelo de riesgo relativo lineal:

$$(N_r)_{R/L} = r_r \int_{T_0+t_1}^{T_L} N_0(t)m_s(t)D(t)dt \quad (6.8)$$

Donde la dosis efectiva en el tiempo t está definida para los intervalos siguientes

$$\begin{aligned} D(t) &= \dot{D}(t - T_0 - t_1) \text{ para } T_0 + t_1 \leq t \leq T_e \\ D(t) &= \dot{D}(T_e - T_0) \text{ para } T_e + t_1 \leq t \leq T_L \end{aligned} \quad (6.9)$$

En este trabajo se consideran los problemas 18 y 19 propuestos en el libro, [Dörschel, 1987], en los que se estima el número de casos de cáncer inducido por la radiación (sin leucemia) sobre las bases de los modelos de riesgo absoluto y riesgo relativo, respectivamente, con los coeficientes de riesgo reportados en el Comité sobre los efectos biológicos de la radiación ionizante (BEIR II), y con las tasas de mortalidad espontánea por cáncer de la población japonesa.

Estos mismos problemas los planteamos y los resolvemos para una cohorte de personal ocupacionalmente expuesto de la población mexicana; de tal manera que se investiga y se ajusta la tasa de mortalidad espontánea por cáncer para la población mexicana, [SINAVE, 2011] y además se consideran los parámetros del modelo de riesgo del BEIR VII, [BEIR VII, 2011].

6.4 Construcción de modelos de riesgo para una cohorte de POE de la población mexicana

Planteamiento del problema: Una hipotética cohorte de $N_0=10^5$ POE mexicanos es expuesta a una irradiación continua de radiación gamma a una tasa de dosis constante³ $\dot{E} = 0.002 \text{ Sv año}^{-1}$ a partir de la edad de $T_0=18$ años a la edad de $T_e=65$ años, habiendo un periodo latente de cáncer inducido de $t_l=8$ años, [Dörschel, Birgit, 1996]

El problema a resolver es estimar el número de casos de cáncer inducido por la radiación (con leucemia) sobre las bases de los modelos de riesgo absoluto lineal y riesgo relativo lineal. La vida total de la cohorte es $T_L=75$ años. Los parámetros de los modelos BEIR II y VII para los modelos de riesgo absoluto y relativo son, respectivamente: $r_a = 5 \times 10^{-4} \text{ Gy}^{-1} \text{ año}^{-1}$ y $r_r = 0.2 \text{ Gy}^{-1}$ y $r_a = 1.39 \times 10^{-3} \text{ Sv}^{-1} \text{ año}^{-1}$ $r_r = 0.445 \text{ Sv}$, [Dörschel, Birgit, 1996].

Primero, se determina el polinomio que ajusta los datos experimentales de la tasa de mortalidad espontánea para la población mexicana $m_s(t)$, en analogía a la función $m_s(t)=kt^5$ con $k= 8 \times 10^{-12} \text{ año}^{-6}$ para la población japonesa, [Cohen, 1987], donde el polinomio que mejor se ajusta, incluyendo leucemia, es, (ver ecu. 6.10).

$$m_s(t) = 1.41 \times 10^{-5} t^4 - 0.0028298 t^3 + 0.20617 t^2 - 5.9742 t + 61.368 \quad (6.10)$$

En la siguiente figura se observan la curva que describe la tasa de mortalidad espontánea $m_s(t)$ de la población japonesa (línea roja) y la tasa de mortalidad espontánea $m_s(t)$ de la población mexicana (línea azul), ver Figura. 6.1, si el lector desea ahondar en el tema ver anexo D1.

³ Esta tasa de dosis efectiva E se toma de los registros dosimétricos del personal del LSCD del ININ, en los años 2003 a 2014.

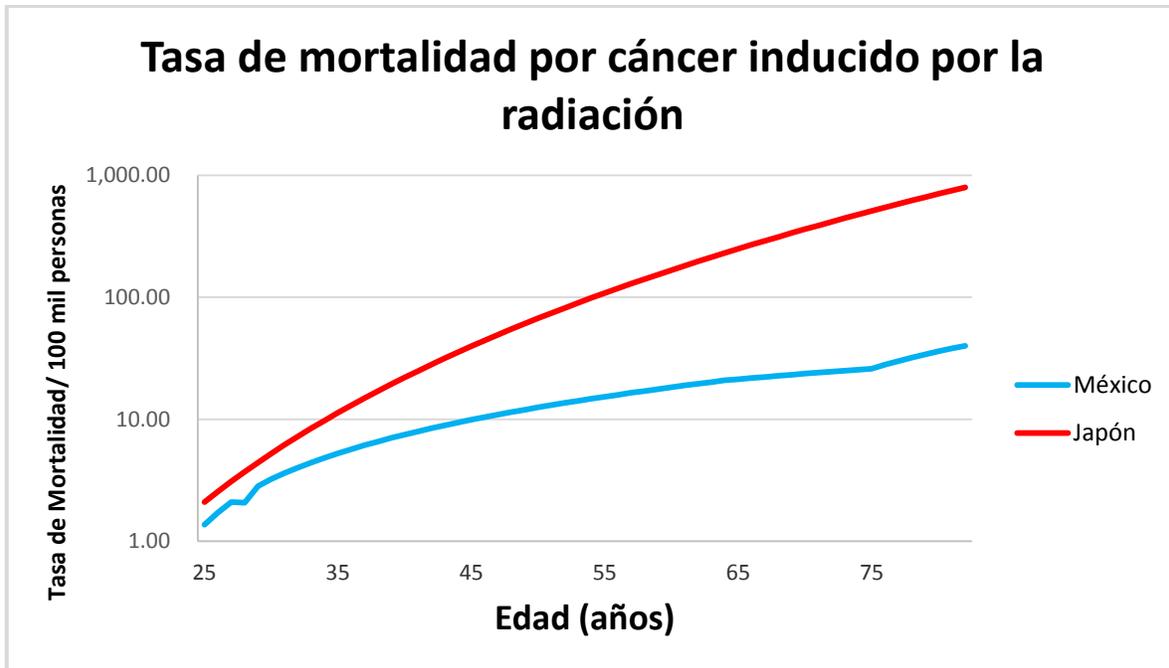


Figura 6.1. Gráfica de la tasa mortalidad espontánea por cáncer para población mexicana (línea azul) y japonesa (línea roja),

Segundo, se calculan las relaciones $N_o(t)/N_o(T_o)$ vs edad, y $N_o(t) m_s(t)/N_o(T_o)$ vs, edad para los modelos de riesgo absoluto y relativo, respectivamente, en la población japonesa y mexicana, (ver Fig. 6.2 (Anexo D.2) y 6.3 (Anexo D.3) respectivamente).

Finalmente, se determina el número de casos fatales por inducción de cáncer (excepto leucemia) para la población mexicana para el modelo de riesgo absoluto y para el modelo de riesgo relativo, respectivamente, con los coeficientes de riesgo de los modelos BEIR II y VII, ver la Tabla 6.1, las ecuaciones (6.7) y (6.8), y las Figs. 6.2 y 6.3;

Tabla 6.1. Valor de los parámetros riesgo absoluto r_a y relativo r_r de los modelos BEIR II y VII

	$r_a / Sv^{-1} \text{ año}^{-1}$	r_r / Sv^{-1}
BEIR II	5×10^{-4}	0.2
BEIR IV	1.39×10^{-3}	0.445

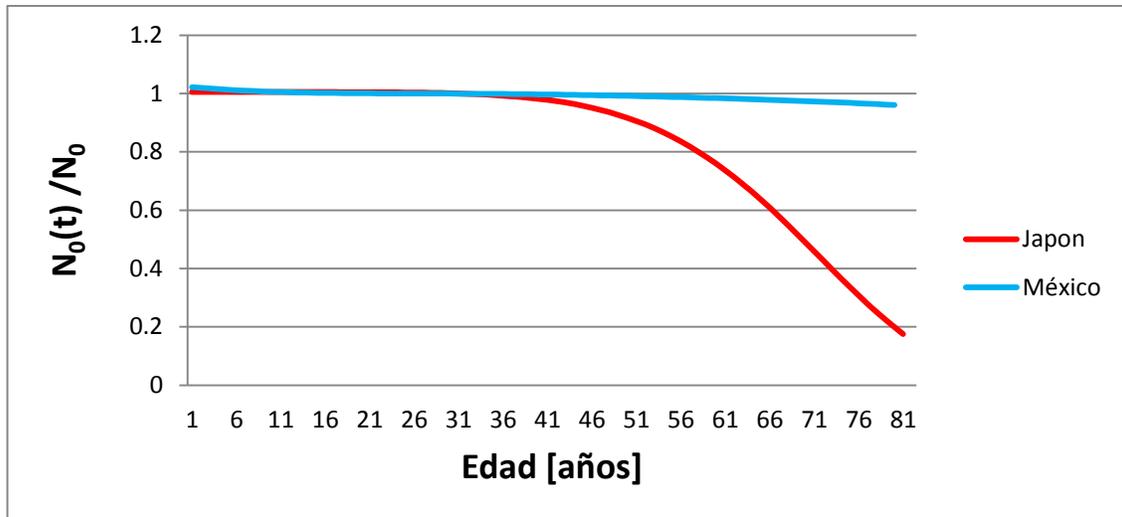


Figura 6.2. Comparación entre la función $N_0(t)/N_0$ de la población japonesa (línea roja) y la mexicana (línea azul), con el modelo de riesgo absoluto

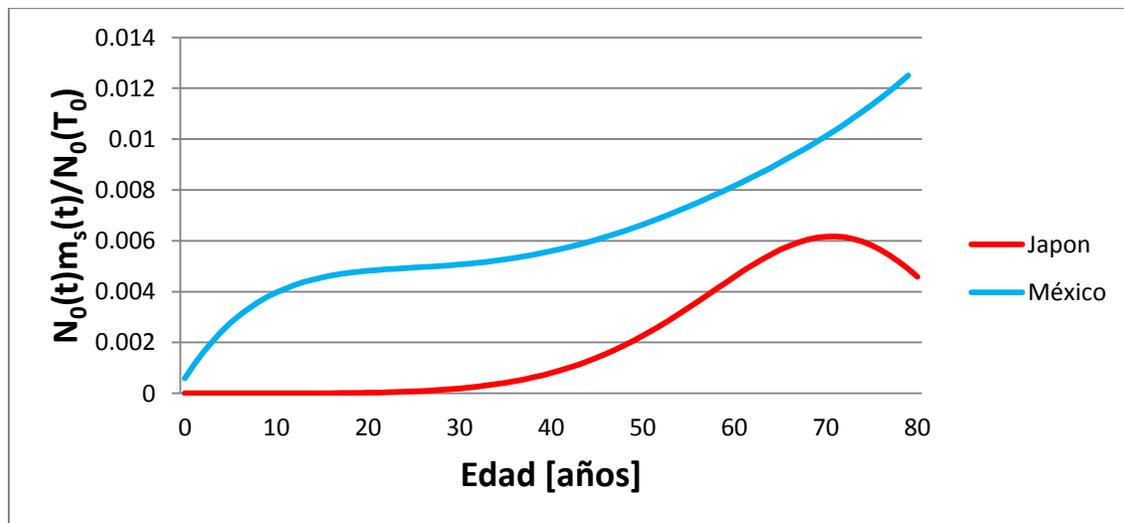


Figura 6.3. Gráfica de función $N_0(t)m_s(t)/N_0(T_0)$ de la población japonesa (línea roja) y la mexicana con el modelo de riesgo relativo (línea azul).

Ahora bien, procediendo con el cálculo para determinar el número de casos fatales por inducción de cáncer (incluyendo leucemia) de la población mexicana mediante los modelos BEIR II y VII, a partir de las ecuaciones (6.7) y (6.8), se determina el número de casos fatales para los modelos de riesgo absoluto lineal y riesgo relativo lineal, respectivamente.

Para el modelo BEIR II se tiene un número de 125 casos de inducción de cáncer con el modelo de riesgo absoluto lineal. Mientras que para el modelo de riesgo relativo lineal hay un número de 416 casos fatales; ver las memorias de cálculo en las secciones D.4 y D.5 del anexo D de este trabajo.

Ahora, realizando el cálculo análogo para el modelo BEIR VII se sigue un procedimiento similar al del modelo BEIR II, lo único que difiere son los parámetros de riesgo absoluto y relativo.

Por tanto se tiene que el número de casos de cáncer inducido por la radiación ionizante para el modelo BEIR VII son 345 personas para el modelo de riesgo absoluto lineal y para el modelo de riesgo relativo lineal del BEIR VII se obtiene un número de 927 personas que fallecen; ver las memorias de cálculo en las secciones D.6 y D.7 del anexo D de este trabajo.

De esto se puede concluir que, a reserva de la validez de la hipótesis lineal sin umbral, la cual no se ha confirmado experimentalmente hasta el momento, la muerte por cáncer inducida por bajas dosis debe considerarse como nominal, con fines de cálculos económicos y administrativos para tomar decisiones relativas a la protección radiológica de los seres humanos y ahora con las recomendaciones del ICRP 103 para el medio ambiente también (animales y plantas de referencia [ICRP, 2007]).

Haciendo una comparación del número de casos fatales por cáncer inducido por radiación en la población japonesa y en la población mexicana, es mayor para la población japonesa tanto por el modelo de riesgo absoluto lineal como el relativo lineal, debido a la dinámica demográfica de cada población.

Como se ha visto en los resultados, existe una diferencia en el número de casos de cáncer inducidos por radiación ionizante usando los modelos BEIR II y BEIR VII, dicha diferencia es debida a la mejora en la precisión de las medidas dosimétricas y estudios radio epidemiológicos, con lo cual se ha concluido que existe un mayor riesgo de inducción de cáncer por radiación que el originalmente determinado.

Capítulo VII

Conclusiones

7.1 Conclusiones Generales

1. La metrología de las radiaciones ionizantes es un campo del conocimiento relativamente joven, donde se observa que las investigaciones referentes al descubrimiento de las radiaciones ionizantes sigue un camino de ensayo y error.
En efecto, durante todo este tiempo se han propuesto numerosas magnitudes y unidades dosimétricas con el fin de describir la interacción de la radiación ionizante con la materia, pasando por el grave error de definir la unidad roentgen sin previamente tener conceptualizada la magnitud dosimétrica correspondiente: la exposición.
2. Por mucho tiempo, y hasta nuestros días, se ha creído que la ionización producida por un campo de radiación es el principal objeto de estudio en el ámbito de la protección radiológica, sin embargo no es la ionización la que realmente importa sino la energía transferida a la materia por los electrones producidos como consecuencia de la ionización, tal como Rutherford hizo observación trascendental en 1900.
3. Por otra parte, debido a la mejora en la dosimetría y estudios radios epidemiológicos, se concluye que existe un mayor riesgo de inducción de cáncer por radiación que el originalmente determinado respecto a los parámetros establecidos en el modelo BEIR II, ver ICRP 60, de ahí la necesidad de realizar la dosimetría de PR con alta precisión y exactitud.

7.2 Conclusiones particulares

1. Uno de los resultados más importantes de esta tesis, es la determinación de la rapidez del equivalente de dosis ambiental a través de tres métodos, a saber:
 - i) Determinación de $\dot{H}^*(10)$ mediante el coeficiente de conversión de la ISO 4037-3

- ii) Determinación directa de $\dot{H}^*(10)$ mediante una cámara patrón secundario de magnitudes operativas
- iii) Realización de $\dot{H}^*(10)$ mediante una esfera tipo ICRU

En la siguiente tabla se aprecia los resultados para $\dot{H}^*(10)$ obtenidos por cada uno de los métodos habiendo una discrepancia máxima de 2.3%.

Método	$\dot{H}^*(10)$
i	$1.10 \times 10^{-4} \text{ Sv s}^{-1} \pm u_c = 2.2\%$
ii	$1.075 \times 10^{-4} \text{ Sv s}^{-1} \pm u_c = 1.5\%$
iii	$1.09 \times 10^{-4} \text{ Sv s}^{-1} \pm u_c = 4.6\%$

2. En la literatura se puede encontrar el valor del coeficiente de conversión para $H^*(10)$, i. e. [IAEA, 1999, ICRU, 1992, ISO, 1999], sin embargo en esta tesis se determinó el coeficiente de conversión para el equivalente de dosis ambiental con un valor de:

$$h_K^*(10) = 1.20 \text{ Sv Gy}^{-1} \pm u_c = 4.6\%$$

Referencias

Álvarez R. José T., (2001), “La Dosis Absorbida como una Magnitud Promedio Fuera de Equilibrio”, *Revista Mexicana de Física*, **48** Suplemento 1, 70-76.

Attix, (1986), Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, Frank Herbert Attix, Wiley-VCH.

Boudia Soraya, (2001), *Marie Curie et son Laboratoire*, editions des archives contemporaines, Paris, Francia.

Büermann L., Burns D. T., (2009), “Air Kerma Cavity Standards”, *Metrologia*, 46, S24-S38.

Cabrera V M R, De la Cruz H D, Alvarez R J T and Tovar, M V M 2015 *Characterization of the ININ air kerma primary Standards CH M and CC01-131 for 137Cs Radiation Protection Applications Report ININ GANS: 2015-04-01 Ocoyoacac Mexico.*

Cámara Secundario tipo T34035, certificado No 6.31-01034268, Instituto Nacional de Metrología de la República Federal de Alemania, (2011).

Cohen B. L., (1987), “*Alternatives to the Relative Risk Model for Explaining Atomic-Bomb Survivor Cancer Mortality*”, *Health Physics*, **52**, pp. 55-63.

Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation (2006), *Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII – Phase 2*, National Research Council.

Dörschel, Birgit (1996), *The Physics of Radiation Protection*. Nuclear Technology Publishing.

DOF, (1988). “Reglamento General de Seguridad Radiologica”, *Diario Oficial de la Federación*, Noviembre 1988.

IAEA, (2000), *Safety Reports Series 16*, “Calibration of radiation protection monitoring instruments”, Vienna, International Atomic Energy Agency.

ICRP (1970), *ICRP Publication 15*, Protection against Ionizing Radiation from External Sources.

ICRP (1973), *ICRP Publication 21*, Data for Protection against Ionizing from External Sources, Supplement to ICRP Publication 15.

ICRP (1977), *ICRP Publication 26*, Recommendations of the ICRP, Ann. ICRP 1.

ICRP (1991), Publication 60, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.

ICRP (2007), ICRP Publication 103, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.

ICRU (1962), Report 10a, Radiation quantities and units, Handbook vol 84. (1962)

ICRU (1962), Report 10b, Physical Aspects of Irradiation, Handbook vol 85. (1962)

ICRU (1971), Report 19, Radiation quantities and units, (Bethesda, MD).

ICRU (1976), Report 25 Conceptual basis for the determination of the dose equivalent.

ICRU (1980), Report 33, Radiation quantities and units, (Bethesda, MD: ICRU).

ICRU, (1985), Report 39, Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources.

ICRU, (1988), Report 43, Determination of Dose Equivalents from External Radiation Sources. Part II.

ICRU (1992), Report 47, Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations.

ICRU (1993), Report 51, Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry.

ICRU (1998), Report 60, Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation.

ICRU (2011), Report 85a, Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation.

ISO 4037-3, (1999), X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as function of photon energy.

Jennings W Alan, (2007)., "Evolution over the past century of quantities and units in radiation dosimetry". *J. Radiol. Prot.* **27**, 5–16.

NIST, Stopping power and range tables for electrons, <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html>, (ultimo acceso Septiembre 2015a)

NIST, X-Ray Mass Attenuation Coefficients <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab4.html>, (ultimo acceso Septiembre 2015b)

Peixoto J. E., *et al.*, (1980), "Dose Equivalent Index for Fast Electrons", *Health Physics*, **40**, pp. 27-39.

Roesch W C, (1958) "Dose for non-electronic equilibrium conditions", *Radiat. Res.* **9** 389.

Röntgen (1895), "On a New Kind of Rays", *Harper's Scientific Memoirs*, Sitzungsberichte der Würzburger Physikalischen-Medicinischen Gesellschaft . pp. 3-13.

Röntgen (1896), "On a New Kind of Rays", *Harper's Scientific Memoirs*, Sitzungsberichte der Würzburger Physikalischen-Medicinischen Gesellschaft pp. 13-18.

Rutherford E. y McClung, (1900), "Energy of Rontgen and Becquerel Rays and the Energy required to produce an Ion in Gases." *R Proceedings of the Royal Society of London*, **67**, 245–250

Rutherford E., (1898), "Uranium Radiation and the Electrical conduction Produced by it" *The Philosophical Magazine*, **47**,109-163

(SINAVE), (2011), Sistema Nacional de Vigilancia Epidemiológica *Perfil Epidemiológico de los tumores malignos en México*.

Thomson J.J., (1896), "On the Discharge of Electricity produced by the Röntgen Rays, and the Effects produced by these Rays on Dielectrics through which they pass", *Cambridge*. pp 274-276.

VIM (2008). Vocabulario Internacional de Metrología. Conceptos fundamentales y generales, y términos asociados (VIM), 1^{ra} edición en español.

Anexo A

Aplicación de la de la teoría de la cavidad de Bragg Gray para la determinación del D_{PMMA} .

A.1 Teoría de la Cavidad de BG

En la figura A.1, se ejemplifica la teoría de cavidad, que establece que dado un campo primario de fotones, incidiendo en un medio que contiene una cavidad, la dosis absorbida en el medio se relaciona con la dosis absorbida en la cavidad, mediante el cociente de los poderes de frenado promedio correspondientes a los electrones secundarios generados por el campo primario de fotones.

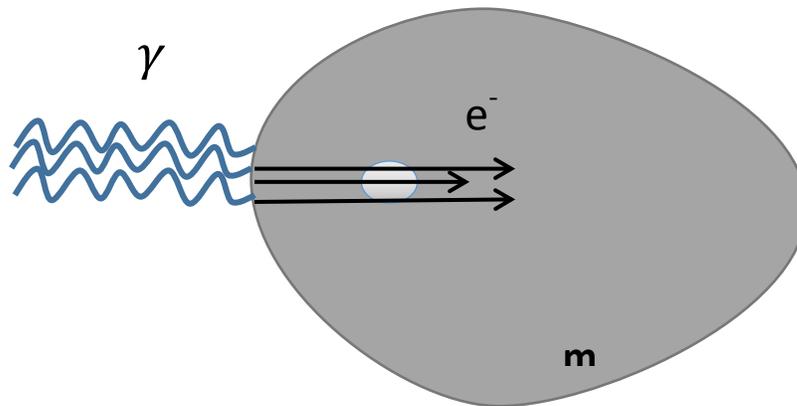


Fig. A.1. Representación gráfica de la Teoría de la Cavidad de Bragg-Gray.

Deben cumplirse las siguientes condiciones:

1ª. El volumen de la cavidad es pequeño en comparación con el alcance de las partículas cargadas que llegan a ella, de modo que su presencia no perturbe la fluencia de partículas cargadas.

2da. La dosis absorbida en la cavidad es depositada completamente por los electrones generados en el medio, no hay fuentes ni sumideros de la fluencia dentro de la cavidad.

Viéndolo de otra forma, si la fluencia de partículas cargadas de energía cinética T es idéntica al atravesar la interface entre dos medios diferentes, g y w , la dosis absorbida en el medio g puede escribirse como:

$$D_g = \phi \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} \quad (\text{A.1})$$

Y la dosis absorbida en el medio w se puede escribir como

$$D_w = \phi \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} \quad (\text{A.2})$$

Donde $\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g}$ y $\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w}$ son el valor medio de los poderes de frenado másico por colisión para los dos diferentes medios, respectivamente.

Si suponemos que el valor de ϕ es continuo al cruzar la interface (ignorando la retrodispersión) uno puede escribir la relación de la dosis absorbida en el límite de los dos medios adyacentes como:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w}}{\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g}} \quad (\text{A.3})$$

Bajo los términos de las dos condiciones de B-G, la relación de la dosis absorbida en el medio adyacente w y en la cavidad g están dadas en la ecu. A.3 para cada componente monoenergético del espectro de partículas que cruzan la cavidad g . Entonces para una distribución diferencial ϕ_T (partícula por cm^2 MeV) el valor medio del poder de frenado másico por colisión en la cavidad g es:

$$\begin{aligned} {}_m \bar{S}_g &\equiv \frac{\int_0^{T_{\text{máx}}} \phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} dT}{\int_0^{T_{\text{máx}}} \phi_T dT} \\ &= \frac{1}{\phi} \int_0^{T_{\text{máx}}} \phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} dT = \frac{D_g}{\phi} \end{aligned} \quad (\text{A.4})$$

Del mismo modo, para una capa delgada de material de la pared w que puede insertarse en lugar de g se tiene que

$$\begin{aligned} {}_m\bar{S}_w &\equiv \frac{\int_0^{T_{\max}} \phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} dT}{\int_0^{T_{\max}} \phi_T dT} \\ &= \frac{1}{\phi} \int_0^{T_{\max}} \phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} dT = \frac{D_w}{\phi} \end{aligned} \quad (\text{A.5})$$

Combinando las ecuaciones A.4 y A.5 se obtiene la relación de la dosis absorbida en w y en g , las cuales son la relación de B-G en términos de la dosis absorbida en la cavidad:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{{}_m\bar{S}_w}{{}_m\bar{S}_g} \quad (\text{A.6})$$

En adelante la ecuación A.6 se escribirá, por comodidad, como:

$$\frac{D_m}{D_{\text{cavidad}}} = \frac{{}_m\bar{S}_m}{{}_m\bar{S}_{\text{cavidad}}} \equiv \left(\overline{{}_mS} \right)_{m,\text{cavidad}} \quad (\text{A.7})$$

A.2 Aplicación de la teoría de la cavidad de BG a la determinación del K_a

Para la determinación del kerma en aire, se tiene que la dosis absorbida en la cavidad está dada por la siguiente ecuación, [Büermann, 2009].

$$D_{\text{Cavidad}} = (Q/m) \left(\overline{W}/e \right)_{\text{cavidad}} \quad (\text{A.8})$$

Donde

- (Q/m) es la carga colectada por unidad de masa con unidades de C kg^{-1} , y
- $\left(\overline{W}/e \right)_{\text{gas}}$ es la energía promedio para producir un par de iones en aire con unidades de J C^{-1} .

Para este caso se tiene que la dosis absorbida en el medio será:

$$D_m = \left(\overline{{}_mS} \right)_{m,\text{cavidad}} \cdot D_{\text{Cavidad}} \quad (\text{A.9})$$

Donde $(\bar{S})_{m,cavidad}$ es el cociente de los valores medios de los poderes de frenado másico colisional –indicado por el subíndice izquierdo m de másico- del medio m y de la *cavidad*.

Como es bien sabido, en condiciones de EPC, el kerma, K_m , y la dosis absorbida, D_m , en la pared del material, únicamente difieren por la fracción promedio, \bar{g}_m , de la energía liberada por los electrones, liberados por fotones, en un proceso de perdida radiativa en la pared del medio, por lo que el K_m , queda definido como:

$$K_m = D_m / (1 - \bar{g}_m) \quad (A.10)$$

El kerma puede ser expresado como a continuación se muestra para K_m y $K_{cavidad}$:

$$\begin{aligned} K_m &= \int \phi_E E (\mu_{tr} / \rho)_m dE = \Psi(\bar{\mu}_{tr} / \rho)_m \\ K_{cavidad} &= \int \phi_E E (\mu_{tr} / \rho)_{cavidad} dE = \Psi(\bar{\mu}_{tr} / \rho)_{cavidad} \end{aligned} \quad (A.11)$$

Por otra parte se tiene el cociente de $K_{cavidad} / K_m$ está definido como:

$$K_{cavidad} / K_m = \frac{\int \phi_E E (\mu_{tr} / \rho)_{cavidad} dE}{\int \phi_E E (\mu_{tr} / \rho)_m dE} \quad (A.12)$$

Suponiendo que la fluencia de fotones en el $K_{cavidad}$ es el mismo que en K_m la ecuación A.12 se puede ver como:

$$K_{cavidad} / K_m = (\bar{\mu}_{tr} / \rho)_{cavidad,m} \quad (A.13)$$

De las ecuaciones anteriores se tiene que al sustituir (A.8) en (A.9), y considerando EPC, se obtiene:

$$K_m = (S/\rho)_{m,cavidad} (Q/m) (\bar{W}/e)_{cavidad} (1 - g_m)^{-1} \quad (A.14)$$

Al despejar $K_{cavidad}$ de la ecuación (A.13) y posteriormente sustituir la ecuación (A.14) en (A.13) se obtiene que:

$$K_{cavidad} = (\bar{W}/e)_{cavidad} (Q/m) (1 - g_m)^{-1} (\bar{\mu}_{tr} / \rho)_{cavidad,m} (\bar{S}/\rho)_{m,cavidad} \quad (A.15)$$

Finalmente en la práctica se considera que la cámara de ionización tiene paredes de grafito, además de factores de corrección k_i , y la carga Q queda en términos de

la corriente eléctrica, es así como se obtiene la rapidez de kerma en aire, quedando expresada de la siguiente forma:

$$\dot{K}_{air} = \left[(\overline{W}/e)_{air} (I/V\rho_{air}) (1 - g_{wall})^{-1} (\overline{\mu_{tr}}/\rho)_{air,wall} (\overline{S}/\rho)_{wall,air} \right] k_g k_h k_s k_{st} k_{PT} k_{wall} k_{an} k_m \quad (A.16)$$

Donde

- k_g Factor de corrección por reabsorción de pérdidas radiativas
- k_h Factor de corrección por presencia de humedad en el aire de la cavidad de la cámara
- k_s Factor de corrección por saturación debido a pérdidas de ionización por la recombinación iónica
- k_{st} Factor de corrección por dispersión por el vástago de la cámara
- k_{PT} Factor de corrección por presión y temperatura
- k_{wall} Factor de corrección por atenuación y dispersión en la pared de la cámara
- k_{an} Factor de corrección por no uniformidad axial
- k_m Factor de corrección por no uniformidad radial

Anexo B

Memorias de cálculo para la determinación experimental de equivalente de dosis ambiental, $H^*(10)$

B.1 Método I. Determinación de $\dot{H}^*(10)$ a partir de la rapidez de K_a y un coeficiente de conversión.

a) Determinar la rapidez de kerma en aire con un patrón primario.

Primeramente se consideran las condiciones de referencia para determinar el K_a , empleando la cámara patrón primario BIPM modelo CH serie M.

- i) La cámara patrón primario se coloca a una DFD de 1 m.
- ii) La fuente con que se trabaja es de ^{137}Cs
- iii) La cámara patrón opera con un HV=+80v.
- iv) Medición en carga con electrómetro Keithley.
- v) Los instrumentos utilizados para medir se muestran en la tabla B.1.1.

Tabla B.1.1 Instrumentos de medición

Instrumento de medida	Modelo	N° de serie	N° de certificado	Trazabilidad
Barómetro	Vaisala PTB 220	C4620005	CNM-CC720-279/2014	CENAM
Termómetro	Fluke 1523	2906038	110515290603809262014	NIST
Electrómetro	Keithley 651720	1287710	IF.CB.LME 0C53/2015	CENAM

Los resultados obtenidos se pueden observar en la tabla B.1.2, en donde se aprecian los resultados de los cálculos de la corriente y del factor de corrección por presión y temperatura.

Tabla B.1.2. Resultado de las mediciones de la corriente y del factor de corrección por presión y temperatura, fecha de las mediciones 28/01/2015

P	T	t	Q	Δt	ΔQ	I	k_{PT}
[hPa]	[°C]	[s]	[nC]	[s]	[nC]	[pA]	
710.41	13.814	59.99	2.788	59.97	2.788	62.61	1.498
710.38	13.815	119.97	6.543	59.97	3.755	62.60	1.498
710.39	13.817	179.94	10.297	59.97	3.754	62.59	1.498
710.4	13.816	239.91	14.049	59.97	3.752	62.55	1.498
710.39	13.819	299.88	17.800	59.97	3.751	62.54	1.498
710.37	13.816	359.87	21.552	59.98	3.752	62.55	1.498
710.35	13.815	419.85	25.302	59.98	3.750	62.52	1.498
710.33	13.803	479.81	29.052	59.96	3.750	62.53	1.498
710.35	13.806	539.76	32.801	59.95	3.749	62.53	1.498
710.33	13.795	599.72	36.549	59.96	3.748	62.50	1.498
710.31	13.803	659.69	40.298	59.96	3.749	62.52	1.498
			Promedio	59.97	3.751	62.54	1.498
			SD	0.010	0.002	0.033	0.000
			CV	0.02	0.06	0.05	0.00

Para determinar la rapidez de K_a , ver ecu. (A.12) del Anexo A, se consideran los valores de tabla B.1.3.

Tabla B.1.3. Valores de las constantes físicas y de los factores de corrección.

Factor	Valor	$s_i\%$	$u_i\%$	Unidades
W/e	33.97	-	-	J C ⁻¹
$\rho(P_0, T_0)$	1.293	-	0.01	kg m ⁻³
$\overline{S_{c,a}}$	1.0101	-	0.11	J m ⁻¹
$(1-gaire)^{-1}$	1.0031	-	-	-
$(\overline{\mu_{en/\rho}})_{c,a}$	0.9990	-	0.05	m ² kg ⁻¹
V	6.8403x10 ⁻⁶	-	0.08	m ³
k_h	0.9977	-	0.07	-
k_s	1.0018	0.01	-	-
k_{PT}	1.4985	-	0.07	-
k_{wall}	1.0013	0.01	-	-
k_{an}	1.0018	-	0.04	-
k_{rn}	1.0021	0.05	-	-
k_{pol}	1.0000	0.02	-	-
f_{elec}	0.9988	-	0.005	-
I	6.263x10 ⁻¹¹	0.02	-	A
Suma Cuadrática		0.0012	0.07	
\dot{K}_a	3.655x10 ⁻⁰⁴ Gy/s	u_c	0.18%	

b) Cálculo de la rapidez de K_a a 2 m.

El resultado que se obtiene para la rapidez de K_a a una distancia fuente detector de 1 m es:

$$\dot{K}_a = 3.655 \times 10^{-4} \text{ Gy/s} \pm u_c = 0.27\%$$

Considerando la ley del inverso del cuadrado de la distancia, ecu. (B.1).

$$\frac{\dot{K}_{a1}}{d_2^2} = \frac{\dot{K}_{a2}}{d_1^2} \quad (\text{B.1})$$

Se obtiene la rapidez de K_a a una DFD de 2 m. Entonces

$$\dot{K}_{a2} = \frac{\dot{K}_{a1} d_1^2}{d_2^2} = \frac{3.655 \times 10^{-4} \text{ Gy/s} (1 \cdot \text{m})^2}{(2 \cdot \text{m})^2}$$

Por lo que la rapidez de K_a es:

$$\therefore \dot{K}_{a2} = 9.14 \times 10^{-5} \text{ Gy/s} \pm u_c = 0.67\%$$

c) Finalmente se determina el producto de la \dot{K}_a y el coeficiente de conversión para determinar la rapidez del equivalente de dosis ambiental, $\dot{H}^*(10)$.

Entonces

$$\therefore \dot{H}^*(10) = 1.096 \times 10^{-4} \text{ Sv/s} \pm u_c = 2.15\% (k=1)$$

B.2 Método II. Determinación directa del $\dot{H}^*(10)$ mediante una cámara patrón secundario de magnitudes operativas.

En este caso se determina de manera directa la rapidez del equivalente de dosis ambiental empleando la cámara patrón secundario PTW modelo 34035.

- a) Inicialmente se consideran las condiciones de referencia, a saber:
- I) Se coloca la cámara patrón secundario a una DFD de 2 m, tomando en cuenta el volumen efectivo de la cámara como se muestra en la figura 5.3 del capítulo 5.
 - II) La fuente con que se irradia la cámara patrón es de ^{137}Cs
 - III) La cámara patrón opera con un HV=+300v
 - IV) Medición en carga con el electrómetro Keithley
 - V) Los instrumentos utilizados para medir se muestran en la tabla B.2.1

Tabla B.2.1. Instrumentos de medición

Instrumento de medida	Modelo	N° de serie	N° de certificado
Barómetro	Vaisala PTB 220	C4620005	CNM-CC720-279/2014
Termómetro	Fluke 1523	2906038	110515290603809262014
Electrómetro	Keithley 651720	1287710	IF.CB.LME 0C53/2015

- b) Las mediciones obtenidas se pueden observar en la tabla B.2.2.

Tabla B.2.2. Valores de las mediciones y valor del cálculo del factor de corrección por presión y temperatura, fecha de las mediciones 28/01/2015.

P	T	t	Q	Δt	ΔQ	k_{PT}
[hPa]	[°C]	[s]	[nC]	[s]	[nC]	
708.67	15.200	59.964	1.126	-	-	-
708.70	15.200	119.907	2.596	59.943	1.470	1.406
708.71	15.200	179.857	4.067	59.949	1.471	1.406
708.66	15.200	239.831	5.537	59.974	1.470	1.406

P	T	t	Q	Δt	ΔQ	k_{PT}
[hPa]	[°C]	[s]	[nC]	[s]	[nC]	
708.66	15.200	299.840	7.008	60.009	1.471	1.406
708.60	15.200	359.887	8.479	60.048	1.471	1.407
708.61	15.200	419.918	9.951	60.030	1.472	1.406
708.58	15.200	479.930	11.422	60.012	1.471	1.407
708.62	15.200	539.931	12.893	60.001	1.471	1.406
708.57	15.200	599.928	14.364	59.997	1.471	1.407
708.56	15.200	659.921	15.835	59.993	1.471	1.407
708.55	15.200	719.922	17.305	60.001	1.470	1.407
708.58	15.200	779.930	18.776	60.008	1.471	1.407
708.57	15.187	839.947	20.247	60.017	1.471	1.407
708.60	15.177	899.965	21.718	60.018	1.471	1.406
708.61	15.166	960.009	23.190	60.044	1.472	1.406
708.56	15.155	1020.035	24.661	60.026	1.471	1.406
708.50	15.145	1080.060	26.133	60.025	1.472	1.406
708.54	15.137	1140.085	27.604	60.025	1.471	1.406
708.56	15.125	1200.081	29.074	59.996	1.470	1.406
708.53	15.114	1260.078	30.545	59.997	1.471	1.406
708.51	15.110	1320.084	32.015	60.006	1.470	1.406
708.52	15.102	1380.115	33.486	60.031	1.471	1.406
708.49	15.096	1440.216	34.958	60.101	1.472	1.406
708.50	15.085	1500.302	36.430	60.086	1.472	1.406
708.44	15.083	1560.318	37.901	60.016	1.471	1.406
708.46	15.076	1620.293	39.370	59.975	1.469	1.406
708.47	15.070	1680.246	40.839	59.953	1.469	1.406
708.45	15.062	1740.208	42.309	59.962	1.470	1.406
708.43	15.055	1800.190	43.778	59.982	1.469	1.406
708.36	14.983	1860.196	45.249	60.006	1.471	1.406
			PROMEDIO	60.008	1.471	1.406
			SD	0.035	0.001	0.0002
			CV	0.059	0.058	0.012

c) Siguiendo con el cálculo para determinar la rapidez del equivalente de dosis ambiental vía la cámara patrón secundario se considera la siguiente expresión.

$$\dot{H}^*(10) = N_{H^*} \cdot k_{H^*(R)} \cdot k_{PT} \cdot \frac{\bar{Q}}{t} \quad (\text{B.2})$$

Donde

N_{H^*} es el factor de calibración para el equivalente de dosis ambiental, $H^*(10)$, a un ángulo incidente de 0° en condiciones climáticas que especifica el certificado de la cámara.

$k_{H^*}(R)$ es el factor de corrección del equivalente de dosis ambiental, $H^*(10)$, para un ángulo de incidencia de 0° con respecto a las condiciones de referencia climáticas que especifica el certificado de la cámara.

k_{PT} es el factor de corrección por presión y temperatura k_{PT} .

\bar{Q} es la carga media en coulomb.

\bar{t} es el tiempo de integración en segundos.

En la tabla B.2.3 se muestran los valores para cada uno de los factores y variables físicas así como sus incertidumbres.

Tabla B.2.3. Valores para la determinación de $\dot{H}^*(10)$ por medio de la cámara patrón secundario T34035 al 28/01/2015

Factor	Valor	Unidad	$s_i\%$	$u_i\%$	Observación
N_{H^*}	3.12×10^6	Sv/C	-	$(N_{H^*} \cdot k_{H^*}(R))$	Certificado de calibración N°6.31-01034268
$k_{H^*}(R)$	1.0	-	-	1.5	
\bar{Q}	1.471×10^{-9}	C	0.058	-	Ver tabla B.2.3
\bar{t}	60.008	s	0.059	-	Ver tabla B.2.3
k_{PT}	1.406	-	0.012	-	Ver tabla B.2.3
Suma de cuadrados	-	-	-	2.257	-
$\dot{H}^*(10)$	1.075×10^{-4}	Sv/s	$u_c\%$	1.5%	Datos tomados el 28/01/2015
			U(k=2)%	3.0%	

Considerando la ecuación B.2 y sustituyendo los valores de la tabla B.2.3 se determina la rapidez de dosis equivalente ambiental, $H^*(10)$.

Entonces

$$\dot{H}^*(10) = 3.12 \times 10^6 \text{ Sv/C} \cdot 1.0 \cdot 1.406 \cdot \frac{1.471 \times 10^{-9} \text{ C}}{60.008 \text{ s}}$$

Por tanto la rapidez del equivalente de dosis ambiental es:

$$\dot{H}^*(10) = 1.075 \times 10^{-4} \text{ Sv/s} \pm u_c = 1.5\%$$

B.3 Método III. Determinación de $H^*(10)$ mediante la esfera tipo ICRU y determinación del coeficiente de conversión.

En este método se determinan:

1. El equivalente de dosis ambiental mediante la esfera tipo ICRU y
2. El coeficiente de conversión.

a) Primeramente se consideran las condiciones de referencia, a saber:

- I. Se colocan los TLD-100 de (LiF:Mg,Ti) a una DFD de 2 m.
- II. La fuente con que se irradian los TLD-100 es de ^{137}Cs .
- III. El instrumento utilizado para medir se muestra en la tabla B.3.1

Tabla B.3.1. Instrumento de medición.

Instrumento de medida	Modelo	N° de serie
Lector Termoluminiscente	Harshaw QS-3500	9312079

b) Inicialmente se irradia un lote de 47 dosímetros TLD-100 en grupos de cuatro, los resultados de las mediciones se muestran en la tabla B.3.2,

Tabla B.3.2. Resultado de las mediciones, fecha de lectura 11/02/2015

Dosímetro	K_a	R	t	Dosímetro	K_a	R	t
	[Gy]	[nC]	[s]		[Gy]	[nC]	[s]
1	0	1.202	0	20	0.050	694.409	547.51
2	0	1.234	0	21	0.075	982.092	821.27
3	0	1.704	0	22	0.075	979.56	821.27
4	0	1.23	0	23	0.075	10290.354	821.27
5	0.005	63.585	54.75	24	0.075	1073.828	821.27
6	0.005	75.294	54.75	25	0.100	2554.959	1095.03
7	0.005	77.041	54.75	26	0.100	1519.161	1095.03
8	0.005	63.101	54.75	27	0.100	1463.325	1095.03
9	0.010	142.298	109.50	28	0.100	1264.222	1095.03
10	0.010	152.984	109.50	29	0.125	1783.616	1368.79
11	0.010	150.801	109.50	30	0.125	1793.963	1368.79
12	0.010	140.992	109.50	31	0.125	1782.284	1368.79
13	0.025	341.666	273.75	32	0.150	2291.719	1642.54
14	0.025	702.497	273.75	33	0.150	2185.371	1642.54
15	0.025	350.315	273.75	34	0.150	2000.528	1642.54
16	0.025	280.566	273.75	35	0.150	2222.995	1642.54
17	0.050	707.25	547.51	36	0.175	2503.409	1916.30
18	0.050	735.559	547.51	37	0.175	2548.012	1916.30
19	0.050	752.366	547.51	38	0.175	2565.955	1916.30

Dosímetro	K_a	R	t	Dosímetro	K_a	R	t
	[Gy]	[nC]	[s]		[Gy]	[nC]	[s]
39	0.175	2381.325	1916.30	44	0.250	3235.895	2737.58
40	0.200	2873.291	2190.06	45	0.250	8976.565	2737.58
41	0.200	2595.512	2190.06	46	0.250	3677.575	2737.58
42	0.200	3019.992	2190.06	47	0.250	3623.113	2737.58
43	0.200	2896.556	2190.06				

En la tabla B.3.3 se muestran los valores después de emplear el programa Minitab versión 16 para descartar los valores atípicos de la tabla B.3.2.

Tabla B.3.3. Tabla de valores que considera la eliminación de los valores atípicos.

Dosímetro	K_a	R	t	Dosímetro	K_a	R	t
	[Gy]	[nC]	[s]		[Gy]	[nC]	[s]
1	0.00000	1.20	0	25	0.09997	1519.16	547.51
2	0.00000	1.23	0	26	0.09997	1463.33	821.27
3	0.00000	1.70	0	27	0.09997	*	821.27
4	0.00000	1.23	0	28	0.12496	1783.62	821.27
5	0.00499	63.59	54.75	29	0.12496	1793.96	821.27
6	0.00499	75.29	54.75	30	0.12496	1782.28	1095.03
7	0.00499	77.04	54.75	31	0.12496	1860.15	1095.03
8	0.00499	63.10	54.75	32	0.14997	2291.72	1095.03
9	0.00999	142.30	109.50	33	0.14997	2185.37	1095.03
10	0.00999	152.98	109.50	34	0.14997	*	1368.79
11	0.00999	150.80	109.50	35	0.14997	2222.99	1368.79
12	0.00999	140.99	109.50	36	0.17496	2503.41	1368.79
13	0.02499	*	273.75	37	0.17496	2548.01	1642.54
14	0.02499	350.32	273.75	38	0.17496	2565.95	1642.54
15	0.02499	*	273.75	39	0.17496	*	1642.54
16	0.04999	707.25	273.75	40	0.19996	2873.29	1642.54
17	0.04999	735.56	547.51	41	0.19996	*	1916.30
18	0.04999	752.37	547.51	42	0.19996	3019.99	1916.30
19	0.04999	*	547.51	43	0.19996	2896.56	1916.30
20	0.07498	982.09	547.51	44	0.24995	*	2737.58
21	0.07498	979.56	821.27	45	0.24995	*	2737.58
22	0.07498	*	821.27	46	0.24995	3677.57	2737.58
23	0.07498	1073.83	821.27	47	0.24995	3623.11	2737.58
24	0.09997	*	821.27				

Eliminando los valores atípicos y validando la curva de regresión por la prueba de falta de ajuste (LOF) y la prueba de normalidad de residuos, ver figura B.1.

- c) A partir de la respuesta del TLD vs K_a , ver tabla B.3.3, se construye una curva de calibración, donde los factores que contribuyen a la calibración de los TLD-100 se muestran en el análisis de incertidumbre de la Tabla B.3.4.

Tabla B.3.4. Análisis de Incertidumbre para la calibración de TLD-100

Fase	Factor	Valor	Unidad	s _i %	u _i %	Observación
1ra IRRADIACIÓN	Rapidez de K _a	9.132x10 ⁻⁵	Gy s ⁻¹	-	0.67	Cs 137, al 06/02/2015 a 2 m
	Tiempo	1093.8	s	-	0.04	Se usa distribución triangular
	τ	1.29	s	-		Tiempo que tarda en abrir el irradiador
	K_a irradiada	0.09989	Gy	uc	0.671	K _a =100 mGy nominal
EVALUACIÓN DE K_a	Respuesta lectura TLD	1491.24	nC	2.65	-	Lecturas registradas el 11/02/2015
	Respuesta ajustada	1445.33	nC	0.55	-	Ecu. de ajuste por regresión R=aKa ² +bKa+c
	c	1.34±0.133	nC		-	u _c coeficientes de regresión 0.133 nC 152 nC Gy ⁻¹ 858 nC Gy ⁻²
	b	14303±152	nC Gy ⁻¹		-	
	a	1367±858	nC Gy ⁻²		-	
	K _a ajustada	0.1007	Gy	0.56	-	Curva inversa que considera el error de ajuste en la Respuesta
	K _a ajustada	0.1007	Gy	uc%	2.71%	Curva inversa

d) Análisis de la determinación de los valores de la tabla B.3.3.

1. Se realiza la corrección por decaimiento de la rapidez de K_a para la fuente de ¹³⁷Cs al 6 de febrero de 2015, teniendo el siguiente valor.

$$\dot{K}_a = (9.132 \times 10^{-5} \pm u_c = 0.67\%) \text{ Gy s}^{-1}$$

2. El tiempo de irradiación para los TLD-100 a un K_a nominal de 100 mGy es de 1093.8 s.
3. La τ es el tiempo que le tarda en abrir el irradiador: 1.29 s.
4. El K_a irradiado corresponde al producto de la rapidez de K_a y el tiempo de irradiación, quedando de la siguiente forma.

$$K_a \text{ irradiado} = \dot{K}_a \cdot t_{\text{irradiación}} = 9.132 \times 10^{-5} \text{ Gy} \cdot \text{s}^{-1} \cdot 1093.8 \text{ s}$$

$$\therefore K_a \text{ irradiado} = 0.09989 \pm u_c = 0.671\% \text{ Gy}$$

5. Para la determinación de la respuesta de los TLD-100 se considera el promedio de las lecturas a 100 mGy nominal de la tabla B.3.3 y su incertidumbre corresponde al cociente de la desviación estándar y el promedio de las lecturas por 100.

$$R = (1491.24 \pm 2.65)nC$$

6. Empleando el programa Minitab versión 16 se determina el siguiente polinomio, a partir de los datos de la tabla B.3.3, que caracteriza a la curva inversa. Además se realiza un análisis de varianza como se observa en la figura B.1, ver figura B.1.

Regression Analysis: R/nC versus Ka/Gy, Ka2

Weighted analysis using weights in w

The regression equation is
 $R/nC = 1.34 + 14303 \text{ Ka/Gy} + 1367 \text{ Ka}^2$

36 cases used, 11 cases contain missing values
 or had zero weight

Predictor	Coef	SE Coef	T	P	VIF
Constant	1.3403	0.1328	10.09	0.000	
Ka/Gy	14303.2	152.3	93.91	0.000	6.183
Ka2	1366.8	857.9	1.59	0.121	6.183

S = 1.10089 R-Sq = 99.9% R-Sq(adj) = 99.9%

PRESS = 47.8783 R-Sq(pred) = 99.93%

Analysis of Variance

Source	DF	SS	MS	F	P
Regression	2	68160	34080	28119.48	0.000
Residual Error	33	40	1		
Lack of Fit	9	16	2	1.78	0.126
Pure Error	24	24	1		
Total	35	68200			

Figura B.1 Validación del ajuste de mínimos cuadrados mediante prueba de bondad de ajuste y su tabla de análisis de varianza. Observe que se acepta el ajuste del polinomio para un nivel de significancia del 0.05%

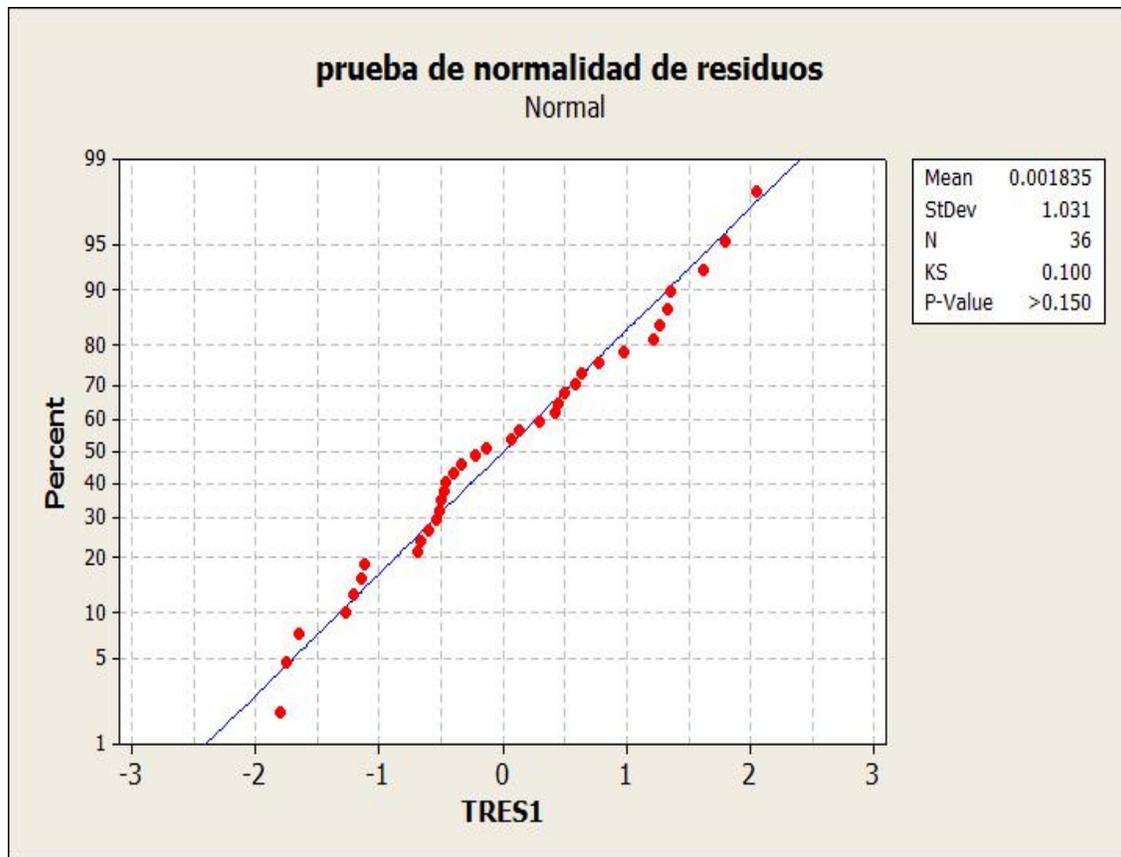


Figura B.2- Prueba de normalidad de residuos, donde de acuerdo al valor estadístico de Kolmogorov Smirnov se acepta la distribución normal de los residuos para un nivel de significancia del 0.05%

Por lo tanto el polinomio que mejor ajusta a la curva de regresión es:

$$R = 1367K_a^2 + 14303K_a + 1.34 \quad (\text{B.3})$$

7. Se determina el valor de la *respuesta ajustada* a través de la ecuación B.3 considerando un kerma en aire nominal igual a 100 mGy.

$$R_{ajuste} = (1445.33 \pm 0.55) \text{ nC}$$

8. A partir de la solución general de la ecuación de segundo grado se obtiene el Kerma en aire ajustado, como sigue:

Entonces

$$K_{ajustado} = \frac{-14303 + \sqrt{14303^2 - 4(1367)(1.34 - 1445.33)}}{2(1367)}$$

Por tanto el K_a ajustado queda como

$$K_{a\text{ajustado}} = (0.1007 \pm u_c=2.71\%) \text{ Gy}$$

- e) Posteriormente se irradia un segundo lote de 41 dosímetros TLD-100 dentro de la esfera tipo ICRU a una DFD de 2 m considerando los 10 mm de profundidad de la esfera. Los resultados se pueden visualizar en la tabla B.3.5.

Tabla B.3.5. Resultado de las lecturas de los TLD irradiados dentro de la esfera al 13/02/15.

Dosímetro	K_a	Q	$D_{\text{air}}=K_{\text{air}}$	Dosímetro	K_a	Q	$D_{\text{air}}=K_{\text{air}}$
	[Gy]	[nC]	[Gy]		[Gy]	[nC]	[Gy]
1	0	2.247	0.0001	22	0.100	1492.625	0.1032
2	0	1.677	0.0000	23	0.100	1534.165	0.1061
3	0	1.656	0.0000	24	0.100	1586.957	0.1097
4	0.005	73.412	0.0050	25	0.125	1991.706	0.1374
5	0.005	84.480	0.0058	26	0.125	2081.164	0.1434
6	0.005	66.035	0.0045	27	0.125	1784.909	0.1232
7	0.005	74.782	0.0051	28	0.150	2282.163	0.1571
8	0.01	153.480	0.0106	29	0.150	1384.829	0.0958
9	0.01	155.702	0.0108	30	0.150	2416.671	0.1662
10	0.01	158.028	0.0109	31	0.175	2467.114	0.1696
11	0.01	166.777	0.0116	32	0.175	2937.957	0.2014
12	0.025	374.980	0.0261	33	0.175	2851.593	0.1956
13	0.025	411.813	0.0286	34	0.200	3030.400	0.2077
14	0.025	348.758	0.0242	35	0.200	3259.671	0.2231
15	0.050	760.060	0.0528	36	0.200	2959.055	0.2029
16	0.050	751.670	0.0522	37	0.200	3085.499	0.2114
17	0.050	762.174	0.0529	38	0.250	3530.355	0.2412
18	0.075	1156.361	0.0801	39	0.250	4216.201	0.2868
19	0.075	1166.041	0.0808	40	0.250	3775.569	0.2575
20	0.075	1081.827	0.0750	41	0.250	3471.528	0.2372
21	0.100	1591.639	0.1100				

Tabla B.3.5. Determinación de la $H^*(10)$ y del coeficiente de conversión $h_K^*(10)$

Fase	Factor	Valor	Unidades	$s_i\%$	$u_i\%$	Observación
2da Irradiación	Rapidez de K_a	9.13×10^{-5}	Gy s ⁻¹		0.67	A 2 m al 10/02/2015
	Tiempo	1093.8	s		0.04	Distribución triangular
	τ	1.29	s			Tiempo que tarde en abrir el irradiador
	$K_a(10)$ irradiada	0.09987	Gy		0.671	
Evaluación de $D_a=K_a$	R lectura TLD	1551.35	nC	3.031		Harshaw 3500, lecturas registradas el 13/02/2015
	R ajustada	1551.81	nC	1.547		
	$D_a(10)=K_a(10)$	0.1073	Gy	0.53		Curva inversa
				uc%	3.08%	
Evaluación de D_{PMMA}	${}_m\bar{S}_{PMMA}$	3.48	MeV cm ² g ⁻¹	-	2.4	\bar{E} de 123 keV y una tolerancia del 6% para el cálculo de la incertidumbre de \bar{S} para una distribución triangular. Ver anexo C.
	${}_m\bar{S}_{aire}$	3.22	MeV cm ² g ⁻¹	-	2.4	
	${}_m\bar{S}_{PMMA,aire}$	1.101	-	-	3.46	Cociente de los poderes de frenado
	$D_{PMMA}(10)$	0.118	Gy	uc%	4.6%	Dosis absorbida en PMMA a partir de la teoría de la cavidad
Evaluación de D_{ICRU}	$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{ICRU}$	0.0321	cm ² g ⁻¹	-	-	Valores medios del coeficiente de absorción másico del tejido ICRU y del PMMA, ver anexo C
	$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{PMMA}$	0.0315	cm ² g ⁻¹	-	-	
	$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{ICRU/PMMA}$	1.020	1	-	0.13	Cociente de los valores medios del coeficientes de absorción másicos ICRU y PMMA
	D_{ICRU}	0.120	Gy	uc%	4.6%	Dosis absorbida en la esfera tipo ICRU
Evaluación de $H^*(10)$ y $h_K^*(10)$	Q	1.000	Sv Gy ⁻¹			Factor de calidad para fotones
	$H^*(10)$	0.120	Sv	uc%	4.6	$H^*(10)$ determinada a través de la esfera tipo ICRU
	suma de cuadrados				21.5	
	$h_K^*(10)$	1.20	Sv Gy ⁻¹	uc%	4.6%	CC determinando en el ININ -2015

f) Análisis de la determinación de los valores de la tabla B.3.5.

Se realiza la corrección por decaimiento de la fuente de ^{137}Cs al 10 de febrero de 2015 para la determinación de la \dot{K}_a a 2 m teniendo el siguiente valor.

$$\dot{K}_a = (9.13 \times 10^{-5} \pm u_c = 0.67\%) \text{ Gy s}^{-1}$$

1. El tiempo de irradiación para los TLD-100 a un K_a nominal de 100 mGy es de 1093.8 s
2. La τ es el tiempo que le tarda en abrir el irradiador: 1.29 s.
3. El K_a irradiado corresponde al producto de la rapidez de K_a y el tiempo de irradiación, quedando de la siguiente forma.

$$K_{a \text{ irradiado}} = \dot{K}_a \cdot t_{\text{irradiación}} = 9.13 \times 10^{-5} \text{ Gy} \cdot \text{s}^{-1} \cdot 1093.8 \text{ s}$$

$$\therefore K_{a \text{ irradiado}} = (0.09987 \pm u_c = 0.671) \text{ Gy}$$

4. La respuesta de los TLD-100 a 100 mGy nominal es de:

$$R = (1551.35 \pm 3.031\%) \text{ nC}$$

5. Se determina el valor de la *respuesta ajustada* a través de la curva inversa construida con los datos de la tabla B.3.3.

$$R_{\text{ajustada}} = (1551.81 \pm 1.547\%) \text{ nC}$$

6. Utilizando la ecuación de regresión de ajuste, se determina el K_a ajustado.

$$R = 1367K_a^2 + 14303K_a + 1.34$$

Entonces a partir de la solución general de la ecuación de segundo grado se obtiene el K_a ajustado, como sigue:

$$K_{a \text{ ajustado}} = \frac{-14303 + \sqrt{14303^2 - 4(1367)(1.34 - 1551.35)}}{2(1367)}$$

Por tanto el K_a ajustado queda como

$$\therefore K_{a \text{ ajustado}} = (0.1073 \pm 0.53\%) \text{ Gy}$$

Un punto importante es que, al irradiar la esfera tipo ICRU, el espacio ocupado por el TLD dentro de la esfera se considera como una cavidad.

Adicionalmente, dado que la energía máxima de los fotones de Cs 137 (0.662 MeV) implica la liberación de electrones Compton con una energía cinética máxima de 0.477 MeV con un alcance máximo de 0.15 g/cm² en agua, por lo que es razonable asumir la existencia de equilibrio electrónico, lo que implica que el Kerma en aire es igual a la dosis absorbida en aire, es decir, $K_a = D_a$ (10). Por tanto

$$\therefore D_a = 0.1073 \text{ Gy} \pm 0.53\%$$

g) Evaluación de la dosis absorbida en PMMA, D_{PMMA} .

A partir de la teoría de la cavidad, ver ecu. B.4, se determina la dosis absorbida en PMMA, la notación es análoga a la que se indica en [Attix, 1986]:

$$\frac{D_{PMMA}}{D_{aire}} = \frac{{}_m\bar{S}_{PMMA}}{{}_m\bar{S}_{aire}} \equiv {}_m\bar{S}_{PMMA,aire} \quad (\text{B.4})$$

Donde

D_{PMMA} es la dosis absorbida en PMMA

D_{aire} es la dosis absorbida en aire

${}_m\bar{S}_{PMMA}$ es el valor medio del poder de frenado másico en PMMA, ver anexo C.

${}_m\bar{S}_{aire}$ es el valor medio del poder de frenado másico en el aire, ver anexo C.

Entonces, al sustituir los valores correspondientes se obtiene la D_{PMMA} , como sigue:

$$D_{PMMA} = D_{aire} \frac{{}_m\bar{S}_{PMMA}}{{}_m\bar{S}_{aire}} = 0.1073 \text{ Gy} \left(\frac{3.48 \text{ MeV cm}^2 \text{ g}^{-1}}{3.22 \text{ MeV cm}^2 \text{ g}^{-1}} \right)$$

Por tanto la D_{PMMA} es

$$D_{PMMA}(10) = 0.118 \text{ Gy} \pm u_c = 4.6\%$$

La determinación de los valores medios de los poderes de frenado másico del PMMA y del tejido ICRU viene explicada en el anexo C.

h) Determinación de la dosis absorbida en tejido ICRU, D_{ICRU} .

Para determinar la dosis absorbida en la esfera tipo ICRU se utiliza la siguiente expresión:

$$\frac{D_{ICRU}}{D_{PMMA}} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{ICRU}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{PMMA}} = \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{ICRU/PMMA} \quad (B.5)$$

A continuación se muestran los valores medios de los coeficientes másicos de absorción de energía, $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)$, en función de la energía de los fotones, ver anexo C; los coeficientes de absorción másico para tejido ICRU y para PMMA son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{ICRU} &= (0.0321 \pm 0.0009) \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1} \\ \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{PMMA} &= (0.0315 \pm 0.0010) \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1} \end{aligned}$$

Por lo que el cociente de los valores medios de los coeficientes de absorción másico es:

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{ICRU/PMMA} = (1.0200 \pm 0.0013)$$

Sustituyendo la ecu. (B.4) en (B.5) se determina la dosis absorbida en la esfera tipo ICRU.

$$D_{ICRU} = D_{aire} \frac{m \bar{S}_{PMMA}}{m \bar{S}_{aire}} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{ICRU/PMMA} \quad (B.6)$$

Sustituyendo los valores correspondientes a los factores de la ecuación B.6, se tiene que la dosis absorbida en tejido ICRU es:

$$D_{ICRU} = 0.120 \text{ Gy} \pm u_c = 4.6\%$$

La determinación de los valores medios de los coeficientes de absorción másico del PMMA y del tejido ICRU viene explicada en el anexo C.

i) Determinación de $H^*(10)$ y su Incertidumbre.

Para la determinación de la dosis equivalente empleando fotones se vale de la siguiente expresión:

$$H = Q D \quad (B.7)$$

Entonces en relación a los parámetros de la esfera tipo ICRU se obtiene a partir de la siguiente expresión

$$H_{ICRU} = Q D_{ICRU} \quad (B.8)$$

Por definición de equivalente de dosis ambiental se tiene que:

$$H^*(10) \equiv H_{ICRU}(10) \quad (B.9)$$

Entonces el equivalente de dosis ambiental es:

$$H^*(10) = 0.123 \text{ Sv} \pm u_c = 4.6\%$$

j) Determinación del $h_K^*(10)$ para $H^*(10)$ y su incertidumbre.

Finalmente para determinar el coeficiente de conversión basta utilizar la siguiente ecuación

$$H^*(10) = K_a h_K^*(10) \quad (B.10)$$

Donde

$H^*(10)$ es el equivalente de dosis ambiental

K_a es el kerma en aire

$h_K^*(10)$ es el coeficiente de conversión

Por tanto el coeficiente de conversión es:

$$h_K^*(10) = (1.20 \pm u_c = 4.6\%) \text{ Sv/Gy}$$

El valor para este coeficiente de conversión reportado en la tabla 14 de la ISO 4037-3 es de $1.20 \text{ Sv/Gy} \pm u_c=2\%$ [ISO 4037-3, 1999], donde el valor de la incertidumbre se reporta en el parágrafo 4.1.2 de la página 7 de dicha norma.

ANEXO C

Espectro de fluencia del irradiador cesagamatron y su empleo para la determinación de valores medios de los coeficientes másicos de absorción de energía y poderes de frenado másicos

C.1 Introducción

Como se sabe, la característica principal de un irradiador es su espectro de fluencia, en este caso, el LSCD-ININ determinó, con el programa PENELOPE 2008 de simulación Montecarlo, el espectro de energía de los fotones de ¹³⁷Cs, ver tabla de datos C.1 y su gráfica en la figura C.1, [Cabrera et al 2015].

Tabla C.1. Fluencia espectral del irradiador Cesagamatron (Cs 137) del LSCD –ININ, [Cabrera et al 2015].

E_i (eV)	$\Phi(E_i)$ $\frac{1}{\text{eV} \cdot \text{particula}}$						
2.84E+4	9.93E-12	1.97E+5	5.53E-8	3.66E+5	4.83E-8	5.35E+5	2.78E-8
3.51E+4	2.67E-11	2.04E+5	5.63E-8	3.73E+5	4.71E-8	5.41E+5	2.74E-8
4.19E+4	4.44E-13	2.11E+5	5.71E-8	3.79E+5	4.60E-8	5.48E+5	2.68E-8
4.86E+4	1.27E-11	2.17E+5	5.79E-8	3.86E+5	4.50E-8	5.55E+5	2.64E-8
5.54E+4	7.78E-11	2.24E+5	5.87E-8	3.93E+5	4.41E-8	5.62E+5	2.58E-8
6.21E+4	3.55E-10	2.31E+5	5.94E-8	4.00E+5	4.30E-8	5.68E+5	2.55E-8
6.89E+4	1.14E-9	2.38E+5	6.04E-8	4.06E+5	4.19E-8	5.75E+5	2.49E-8
7.56E+4	2.69E-9	2.44E+5	6.11E-8	4.13E+5	4.09E-8	5.82E+5	2.44E-8
8.24E+4	5.29E-9	2.51E+5	6.18E-8	4.20E+5	3.99E-8	5.89E+5	2.40E-8
8.91E+4	9.09E-9	2.58E+5	6.23E-8	4.27E+5	3.92E-8	5.95E+5	2.36E-8
9.59E+4	1.38E-8	2.65E+5	6.22E-8	4.33E+5	3.83E-8	6.02E+5	2.33E-8
1.03E+5	1.88E-8	2.71E+5	6.22E-8	4.40E+5	3.74E-8	6.09E+5	2.28E-8
1.09E+5	2.47E-8	2.78E+5	6.18E-8	4.47E+5	3.65E-8	6.16E+5	2.25E-8
1.16E+5	3.10E-8	2.85E+5	6.14E-8	4.54E+5	3.58E-8	6.22E+5	2.22E-8
1.23E+5	3.59E-8	2.92E+5	6.05E-8	4.60E+5	3.51E-8	6.29E+5	2.15E-8
1.30E+5	3.91E-8	2.98E+5	5.98E-8	4.67E+5	3.41E-8	6.36E+5	2.12E-8
1.36E+5	4.13E-8	3.05E+5	5.89E-8	4.74E+5	3.34E-8	6.43E+5	2.10E-8
1.43E+5	4.25E-8	3.12E+5	5.77E-8	4.81E+5	3.29E-8	6.49E+5	2.09E-8
1.50E+5	4.38E-8	3.19E+5	5.67E-8	4.87E+5	3.22E-8	6.56E+5	1.96E-8
1.57E+5	4.49E-8	3.25E+5	5.56E-8	4.94E+5	3.15E-8	6.63E+5	3.51E-6
1.63E+5	4.56E-8	3.32E+5	5.44E-8	5.01E+5	3.08E-8	6.70E+5	1.00E-35
1.70E+5	4.64E-8	3.39E+5	5.31E-8	5.08E+5	3.01E-8	6.76E+5	1.00E-35
1.77E+5	4.72E-8	3.46E+5	5.19E-8	5.14E+5	2.95E-8	6.83E+5	1.00E-35
1.84E+5	5.02E-8	3.52E+5	5.06E-8	5.21E+5	2.91E-8	6.90E+5	1.00E-35
1.90E+5	5.36E-8	3.59E+5	4.94E-8	5.28E+5	2.85E-8	6.97E+5	1.00E-35

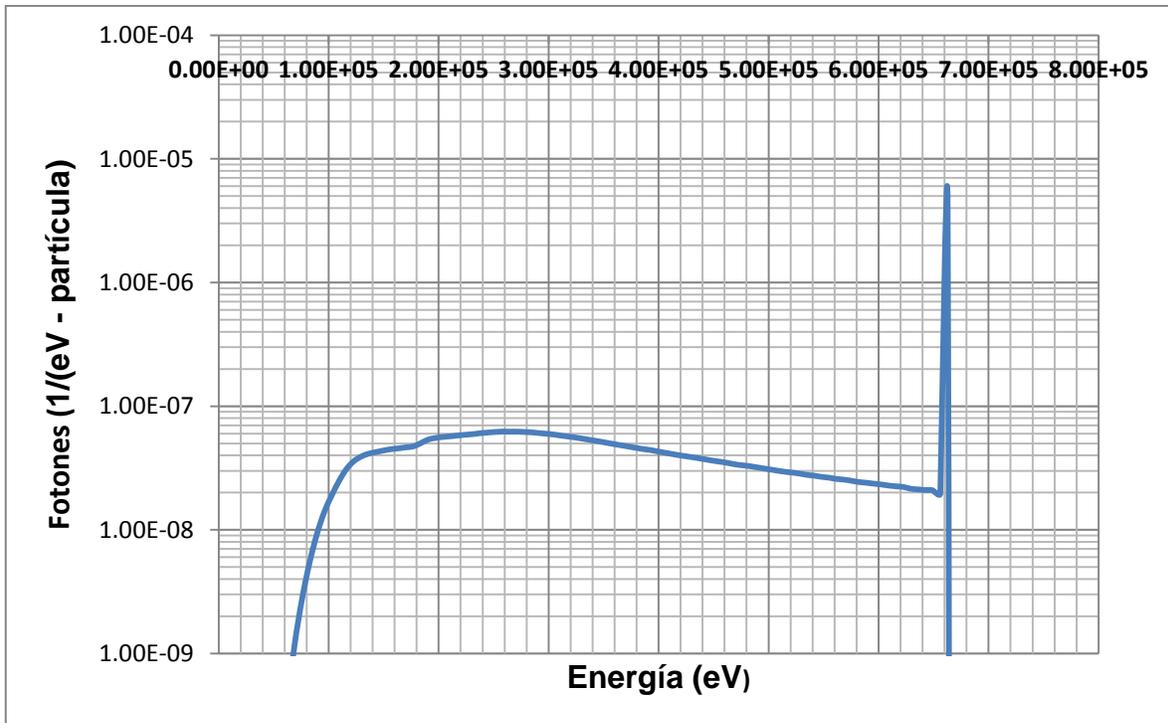


Figura C.1. Gráfica de la fluencia espectral de los fotones primarios de ^{137}Cs y dispersos generados en el irradiador Cesagammatron.

En las siguientes secciones de este anexo se determina el valor medio de los poderes de frenado másico del aire y del PMMA, también se determina, a partir del espectro de fluencia de fotones de ^{137}Cs , el valor medio de los coeficientes másicos de absorción de energía del tejido ICRU y del PMMA.

C.2 Determinación del valor medio de los coeficientes másicos de absorción del y del PMMA.

En este caso particular se determina, con el espectro de fluencia del ^{137}Cs , el valor medio de los coeficientes másico de absorción de energía, para ello se sigue de los siguientes pasos.

- i) Una vez que ya es determinada la fluencia se procede a normalizarla, para calcular el valor medio como una suma pesada w_j .
- ii) A continuación se determina la fluencia espectral mediante la siguiente expresión:

$$\Psi_i(E) = E_i \cdot \phi_i$$

Los resultados se pueden observar en la tabla C.2.

Tabla C.2. Datos usados para la determinación de la fluencia de energía $\Psi_i(E)$.

# bin	E (MeV)	$\Phi(E_i)$	Φ normalizada= w_i	$\Psi_i(E)$ MeV/part	# bin	E (MeV)	$\Phi(E_i)$	Φ normalizada	$\Psi_i(E)$ MeV/part
1	0.028	9.93E-12	1.43E-6	4.06E-8	49	0.042	5.06E-8	7.30E-3	2.57E-3
2	0.035	2.67E-11	3.84E-6	1.35E-7	50	0.049	4.94E-8	7.12E-3	2.56E-3
3	0.042	4.44E-13	6.40E-8	2.68E-9	51	0.339	4.83E-8	6.95E-3	2.54E-3
4	0.049	1.27E-11	1.84E-6	8.93E-8	52	0.346	4.71E-8	6.79E-3	2.53E-3
5	0.055	7.78E-11	1.12E-5	6.21E-7	53	0.352	4.60E-8	6.62E-3	2.51E-3
6	0.062	3.55E-10	5.12E-5	3.18E-6	54	0.359	4.50E-8	6.48E-3	2.50E-3
7	0.069	1.14E-9	1.65E-4	1.13E-5	55	0.366	4.41E-8	6.36E-3	2.50E-3
8	0.076	2.69E-9	3.88E-4	2.94E-5	56	0.373	4.30E-8	6.19E-3	2.47E-3
9	0.082	5.29E-9	7.63E-4	6.28E-5	57	0.379	4.19E-8	6.04E-3	2.45E-3
10	0.089	9.09E-9	1.31E-3	1.17E-4	58	0.386	4.09E-8	5.89E-3	2.43E-3
11	0.096	1.38E-8	1.99E-3	1.91E-4	59	0.393	3.99E-8	5.75E-3	2.42E-3
12	0.103	1.88E-8	2.71E-3	2.78E-4	60	0.400	3.92E-8	5.64E-3	2.41E-3
13	0.109	2.47E-8	3.56E-3	3.90E-4	61	0.406	3.83E-8	5.52E-3	2.39E-3
14	0.116	3.10E-8	4.46E-3	5.18E-4	62	0.413	3.74E-8	5.39E-3	2.37E-3
15	0.123	3.59E-8	5.17E-3	6.35E-4	63	0.420	3.65E-8	5.26E-3	2.35E-3
16	0.130	3.91E-8	5.64E-3	7.31E-4	64	0.427	3.58E-8	5.15E-3	2.34E-3
17	0.136	4.13E-8	5.95E-3	8.11E-4	65	0.433	3.51E-8	5.05E-3	2.33E-3
18	0.143	4.25E-8	6.13E-3	8.77E-4	66	0.440	3.41E-8	4.92E-3	2.30E-3
19	0.150	4.38E-8	6.31E-3	9.45E-4	67	0.447	3.34E-8	4.81E-3	2.28E-3
20	0.157	4.49E-8	6.47E-3	1.01E-3	68	0.454	3.29E-8	4.74E-3	2.28E-3
21	0.163	4.56E-8	6.56E-3	1.07E-3	69	0.460	3.22E-8	4.64E-3	2.26E-3
22	0.170	4.64E-8	6.69E-3	1.14E-3	70	0.467	3.15E-8	4.54E-3	2.24E-3
23	0.177	4.72E-8	6.81E-3	1.20E-3	71	0.474	3.08E-8	4.44E-3	2.22E-3
24	0.184	5.02E-8	7.23E-3	1.33E-3	72	0.481	3.01E-8	4.34E-3	2.20E-3
25	0.190	5.36E-8	7.72E-3	1.47E-3	73	0.487	2.95E-8	4.25E-3	2.19E-3
26	0.197	5.53E-8	7.97E-3	1.57E-3	74	0.494	2.91E-8	4.19E-3	2.18E-3
27	0.204	5.63E-8	8.12E-3	1.65E-3	75	0.501	2.85E-8	4.11E-3	2.17E-3
28	0.211	5.71E-8	8.22E-3	1.73E-3	76	0.508	2.78E-8	4.01E-3	2.14E-3
29	0.217	5.79E-8	8.35E-3	1.81E-3	77	0.514	2.74E-8	3.95E-3	2.14E-3
30	0.224	5.87E-8	8.46E-3	1.90E-3	78	0.521	2.68E-8	3.86E-3	2.12E-3
31	0.231	5.94E-8	8.55E-3	1.97E-3	79	0.528	2.64E-8	3.80E-3	2.11E-3
32	0.238	6.04E-8	8.70E-3	2.07E-3	80	0.535	2.58E-8	3.71E-3	2.09E-3
33	0.244	6.11E-8	8.81E-3	2.15E-3	81	0.541	2.55E-8	3.67E-3	2.09E-3
34	0.251	6.18E-8	8.91E-3	2.24E-3	82	0.548	2.49E-8	3.59E-3	2.07E-3
35	0.258	6.23E-8	8.97E-3	2.31E-3	83	0.555	2.44E-8	3.51E-3	2.04E-3
36	0.265	6.22E-8	8.96E-3	2.37E-3	84	0.562	2.40E-8	3.46E-3	2.04E-3
37	0.271	6.22E-8	8.97E-3	2.43E-3	85	0.568	2.36E-8	3.41E-3	2.03E-3
38	0.278	6.18E-8	8.91E-3	2.48E-3	86	0.575	2.33E-8	3.35E-3	2.02E-3

39	0.285	6.14E-8	8.84E-3	2.52E-3	87	0.582	2.28E-8	3.29E-3	2.00E-3
40	0.292	6.05E-8	8.72E-3	2.54E-3	88	0.589	2.25E-8	3.24E-3	1.99E-3
41	0.298	5.98E-8	8.62E-3	2.57E-3	89	0.595	2.22E-8	3.20E-3	1.99E-3
42	0.305	5.89E-8	8.49E-3	2.59E-3	90	0.602	2.15E-8	3.10E-3	1.95E-3
43	0.312	5.77E-8	8.31E-3	2.59E-3	91	0.609	2.12E-8	3.06E-3	1.94E-3
44	0.319	5.67E-8	8.17E-3	2.60E-3	92	0.616	2.10E-8	3.02E-3	1.94E-3
45	0.325	5.56E-8	8.01E-3	2.61E-3	93	0.622	2.09E-8	3.00E-3	1.95E-3
46	0.332	5.44E-8	7.83E-3	2.60E-3	94	0.629	1.96E-8	2.82E-3	1.85E-3
47	0.028	5.31E-8	7.65E-3	2.59E-3	95	0.636	3.51E-6	5.06E-1	3.36E-1
48	0.035	5.19E-8	7.48E-3	2.59E-3	suma				1.00

- iii) Siguiendo este proceso para determinar el valor medio del coeficiente de absorción másico, nuevamente se normaliza la fluencia de energía $\Psi(E_i)$, siendo éste promedio la suma pesada calculada con los factores w_i , ver tabla C.3.

Tabla C.3. Determinación del espectro de fluencia normalizada.

# bin	E (MeV)	$\Psi(E_i)$	$\Psi_{\text{norm}}=w_i$	# bin	E (MeV)	$\Psi(E_i)$	$\Psi_{\text{norm}}=w_i$
1	0.028	4.06E-8	0.000000	49	0.352	2.57E-3	0.005106
2	0.035	1.35E-7	0.000000	50	0.359	2.56E-3	0.005078
3	0.042	2.68E-9	0.000000	51	0.366	2.54E-3	0.005052
4	0.049	8.93E-8	0.000000	52	0.373	2.53E-3	0.005027
5	0.055	6.21E-7	0.000001	53	0.379	2.51E-3	0.004991
6	0.062	3.18E-6	0.000006	54	0.386	2.50E-3	0.004969
7	0.069	1.13E-5	0.000023	55	0.393	2.50E-3	0.004961
8	0.076	2.94E-5	0.000058	56	0.400	2.47E-3	0.004915
9	0.082	6.28E-5	0.000125	57	0.406	2.45E-3	0.004876
10	0.089	1.17E-4	0.000232	58	0.413	2.43E-3	0.004834
11	0.096	1.91E-4	0.000379	59	0.420	2.42E-3	0.004797
12	0.103	2.78E-4	0.000553	60	0.427	2.41E-3	0.004780
13	0.109	3.90E-4	0.000774	61	0.433	2.39E-3	0.004750
14	0.116	5.18E-4	0.001029	62	0.440	2.37E-3	0.004716
15	0.123	6.35E-4	0.001261	63	0.447	2.35E-3	0.004673
16	0.130	7.31E-4	0.001452	64	0.454	2.34E-3	0.004644
17	0.136	8.11E-4	0.001611	65	0.460	2.33E-3	0.004621
18	0.143	8.77E-4	0.001742	66	0.467	2.30E-3	0.004564
19	0.150	9.45E-4	0.001878	67	0.474	2.28E-3	0.004531
20	0.157	1.01E-3	0.002012	68	0.481	2.28E-3	0.004528
21	0.163	1.07E-3	0.002130	69	0.487	2.26E-3	0.004494
22	0.170	1.14E-3	0.002261	70	0.494	2.24E-3	0.004456
23	0.177	1.20E-3	0.002391	71	0.501	2.22E-3	0.004416

24	0.184	1.33E-3	0.002636	72	0.508	2.20E-3	0.004378
25	0.190	1.47E-3	0.002921	73	0.514	2.19E-3	0.004344
26	0.197	1.57E-3	0.003120	74	0.521	2.18E-3	0.004333
27	0.204	1.65E-3	0.003286	75	0.528	2.17E-3	0.004309
28	0.211	1.73E-3	0.003439	76	0.535	2.14E-3	0.004259
29	0.217	1.81E-3	0.003604	77	0.541	2.14E-3	0.004246
30	0.224	1.90E-3	0.003766	78	0.548	2.12E-3	0.004206
31	0.231	1.97E-3	0.003923	79	0.555	2.11E-3	0.004192
32	0.238	2.07E-3	0.004108	80	0.562	2.09E-3	0.004144
33	0.244	2.15E-3	0.004275	81	0.568	2.09E-3	0.004142
34	0.251	2.24E-3	0.004443	82	0.575	2.07E-3	0.004105
35	0.258	2.31E-3	0.004594	83	0.582	2.04E-3	0.004058
36	0.265	2.37E-3	0.004711	84	0.589	2.04E-3	0.004048
37	0.271	2.43E-3	0.004834	85	0.595	2.03E-3	0.004027
38	0.278	2.48E-3	0.004921	86	0.602	2.02E-3	0.004011
39	0.285	2.52E-3	0.005004	87	0.609	2.00E-3	0.003977
40	0.292	2.54E-3	0.005052	88	0.616	1.99E-3	0.003961
41	0.298	2.57E-3	0.005106	89	0.622	1.99E-3	0.003960
42	0.305	2.59E-3	0.005144	90	0.629	1.95E-3	0.003871
43	0.312	2.59E-3	0.005149	91	0.636	1.94E-3	0.003861
44	0.319	2.60E-3	0.005168	92	0.643	1.94E-3	0.003860
45	0.325	2.61E-3	0.005177	93	0.649	1.95E-3	0.003876
46	0.332	2.60E-3	0.005167	94	0.656	1.85E-3	0.003674
47	0.339	2.59E-3	0.005149	95	0.663	3.36E-1	0.666625
48	0.346	2.59E-3	0.005137	Suma			1.00

- iv) Ahora es necesario determinar los coeficientes másicos de absorción para las diferentes energías del espectro del ^{137}Cs de la Tabla C.3 y para esto se utilizan los datos reportados por el NIST, ver tabla C.4.

Tabla C.4. Valores del coeficiente másicos de absorción de energía para tejido ICRU determinados con la base de datos del NIST [2015b].

Energía (MeV)	μ_{en}/ρ (cm ² g ⁻¹)	Energía (MeV)	μ_{en}/ρ (cm ² g ⁻¹)
0.0010	3,599.0000	0.1500	0.0250
0.0015	1,188.0000	0.2000	0.0267
0.0020	526.2000	0.3000	0.0287
0.0030	161.4000	0.4000	0.0295
0.0032	133.0000	0.5000	0.0297
0.0032	146.0000	0.6000	0.0295
0.0040	76.3600	0.8000	0.0288
0.0050	39.3100	1.0000	0.0279

0.0060	22.7000	1.2500	0.0267
0.0080	9.4460	1.5000	0.0255
0.0100	4.7420	2.0000	0.0235
0.0150	1.3340	3.0000	0.0206
0.0200	0.5389	4.0000	0.0187
0.0300	0.1537	5.0000	0.0174
0.0400	0.0683	6.0000	0.0165
0.0500	0.0410	8.0000	0.0153
0.0600	0.0304	10.0000	0.0145
0.0800	0.0241	15.0000	0.0135
0.1000	0.0233	20.0000	0.0131

- v) A continuación se interpolan los coeficientes de absorción másico para el tejido ICRU a partir de los valores de la Tabla C.4. Las energías que se consideran son las que van de 0.028 MeV a 0.697 MeV, ver tabla C.5.

Tabla C.5. Interpolación de los valores de los coeficientes de absorción másico para el tejido ICRU considerando la energía del espectro de ¹³⁷Cs.

Energía E _i (MeV)	μ _{en} /ρ (cm ² g ⁻¹)	Energía E _i (MeV)	μ _{en} /ρ (cm ² g ⁻¹)	Energía E _i (MeV)	μ _{en} /ρ (cm ² g ⁻¹)
0.028	0.2028	0.258	0.0307	0.481	0.0326
0.035	0.1033	0.265	0.0308	0.487	0.0326
0.042	0.0601	0.271	0.0310	0.494	0.0327
0.049	0.0433	0.278	0.0311	0.501	0.0327
0.055	0.0348	0.285	0.0313	0.508	0.0327
0.062	0.0300	0.292	0.0314	0.514	0.0326
0.069	0.0282	0.298	0.0316	0.521	0.0326
0.076	0.0264	0.305	0.0317	0.528	0.0326
0.082	0.0253	0.312	0.0317	0.535	0.0326
0.089	0.0252	0.319	0.0318	0.541	0.0326
0.096	0.0251	0.325	0.0318	0.548	0.0326
0.103	0.0251	0.332	0.0319	0.555	0.0326
0.109	0.0254	0.339	0.0319	0.562	0.0326
0.116	0.0258	0.346	0.0320	0.568	0.0326
0.123	0.0261	0.352	0.03206	0.575	0.0326
0.130	0.0264	0.357	0.03210	0.582	0.0325
0.136	0.0267	0.359	0.03212	0.589	0.0325
0.143	0.0270	0.366	0.0322	0.595	0.0325
0.150	0.0273	0.373	0.0322	0.602	0.0325

0.157	0.0276	0.379	0.0323	0.609	0.0325
0.163	0.0279	0.386	0.0324	0.616	0.0325
0.170	0.0281	0.393	0.0324	0.622	0.0324
0.177	0.0284	0.400	0.0325	0.629	0.0324
0.184	0.0287	0.406	0.0325	0.636	0.0324
0.190	0.0290	0.413	0.0325	0.643	0.0324
0.197	0.0292	0.420	0.0325	0.649	0.0323
0.204	0.0294	0.427	0.0325	0.656	0.0323
0.211	0.0296	0.433	0.0325	0.663	0.0323
0.217	0.0298	0.440	0.0326	0.670	0.0323
0.224	0.0299	0.447	0.0326	0.676	0.0322
0.231	0.0301	0.454	0.0326	0.683	0.0322
0.238	0.0302	0.460	0.0326	0.690	0.0322
0.244	0.0304	0.467	0.0326	0.697	0.0321

Con el propósito de complementar la determinación de los coeficientes másicos de absorción de energía para el tejido ICRU se muestra la siguiente gráfica, ver figura C.2.

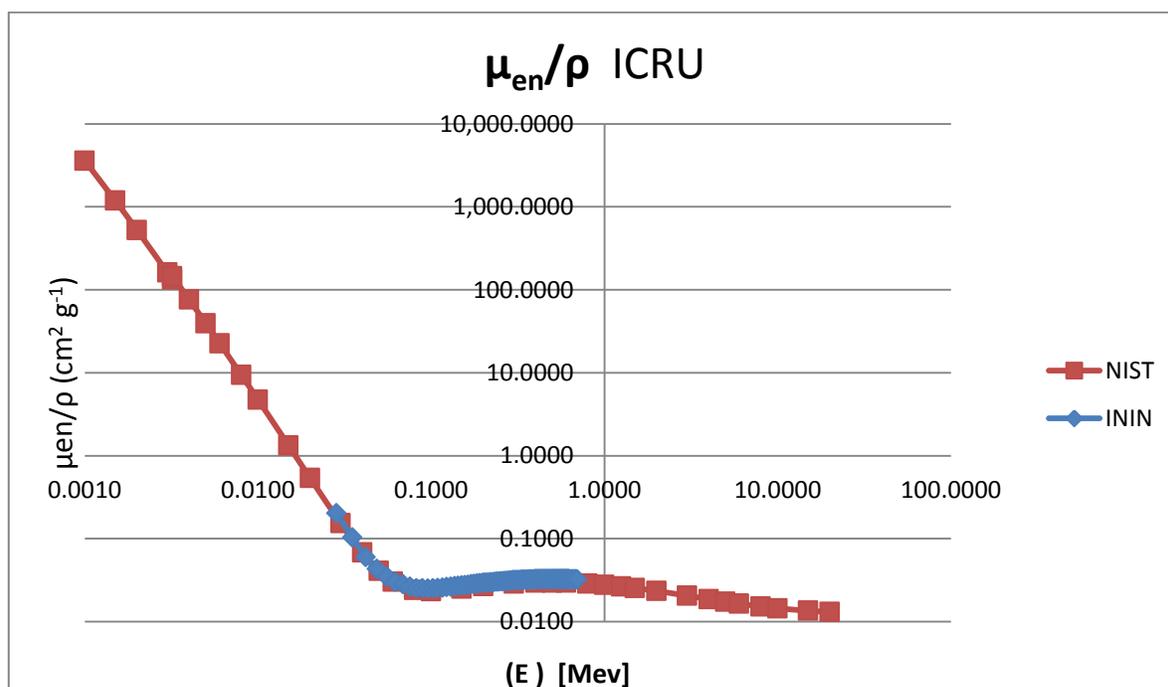


Figura C.2. Gráfica del coeficiente másico de absorción de energía para el tejido ICRU determinado en el LSCD.

Análogamente al punto anterior, se presenta a continuación la tabla de datos donde se interpolan los valores del coeficiente másico de absorción de energía para el polimetilmetacrilato, PMMA, ver tabla C.6.

Tabla C.6. Valores del coeficiente másico de absorción de energía para el PMMA considerando la energía del espectro de ^{137}Cs .

Energía E_i (MeV)	μ_{en}/ρ ($\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$)	Energía E_i (MeV)	μ_{en}/ρ ($\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$)	Energía E_i (MeV)	μ_{en}/ρ ($\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$)
0.028	0.1349	0.258	0.0299	0.481	0.0320
0.035	0.0706	0.265	0.0300	0.487	0.0320
0.042	0.0431	0.271	0.0302	0.494	0.0320
0.049	0.0328	0.278	0.0303	0.501	0.0321
0.055	0.0278	0.285	0.0305	0.508	0.0320
0.062	0.0251	0.292	0.0306	0.514	0.0320
0.069	0.0243	0.298	0.0308	0.521	0.0320
0.076	0.0235	0.305	0.0310	0.528	0.0320
0.082	0.0231	0.312	0.0310	0.535	0.0320
0.089	0.0233	0.319	0.0311	0.541	0.0320
0.096	0.0235	0.325	0.0312	0.548	0.0320
0.103	0.0238	0.332	0.0312	0.555	0.0320
0.109	0.0242	0.339	0.0313	0.562	0.0320
0.116	0.0246	0.346	0.0313	0.568	0.0320
0.123	0.0250	0.352	0.0314	0.575	0.0319
0.130	0.0254	0.357	0.0314	0.582	0.0319
0.136	0.0258	0.359	0.0315	0.589	0.0319
0.143	0.0262	0.366	0.0316	0.595	0.0319
0.150	0.0266	0.373	0.0316	0.602	0.0319
0.157	0.0269	0.379	0.0317	0.609	0.0319
0.163	0.0271	0.386	0.0317	0.616	0.0319
0.170	0.0274	0.393	0.0318	0.622	0.0318
0.177	0.0277	0.400	0.0319	0.629	0.0318
0.184	0.0280	0.406	0.0319	0.636	0.0318
0.190	0.0283	0.413	0.0319	0.643	0.0318
0.197	0.0286	0.420	0.0319	0.649	0.0317
0.204	0.0288	0.427	0.0319	0.656	0.0317
0.211	0.0290	0.433	0.0319	0.663	0.0317
0.217	0.0291	0.440	0.0319	0.670	0.0316
0.224	0.0293	0.447	0.0319	0.676	0.0316
0.231	0.0294	0.454	0.0320	0.683	0.0316
0.238	0.0296	0.460	0.0320	0.690	0.0316
0.244	0.0297	0.467	0.0320	0.697	0.0315

A continuación se muestra la gráfica obtenida al interpolar los valores de la energía de nuestro espectro para la determinación de los coeficientes de absorción másico en PMMA, ver figura C.3.

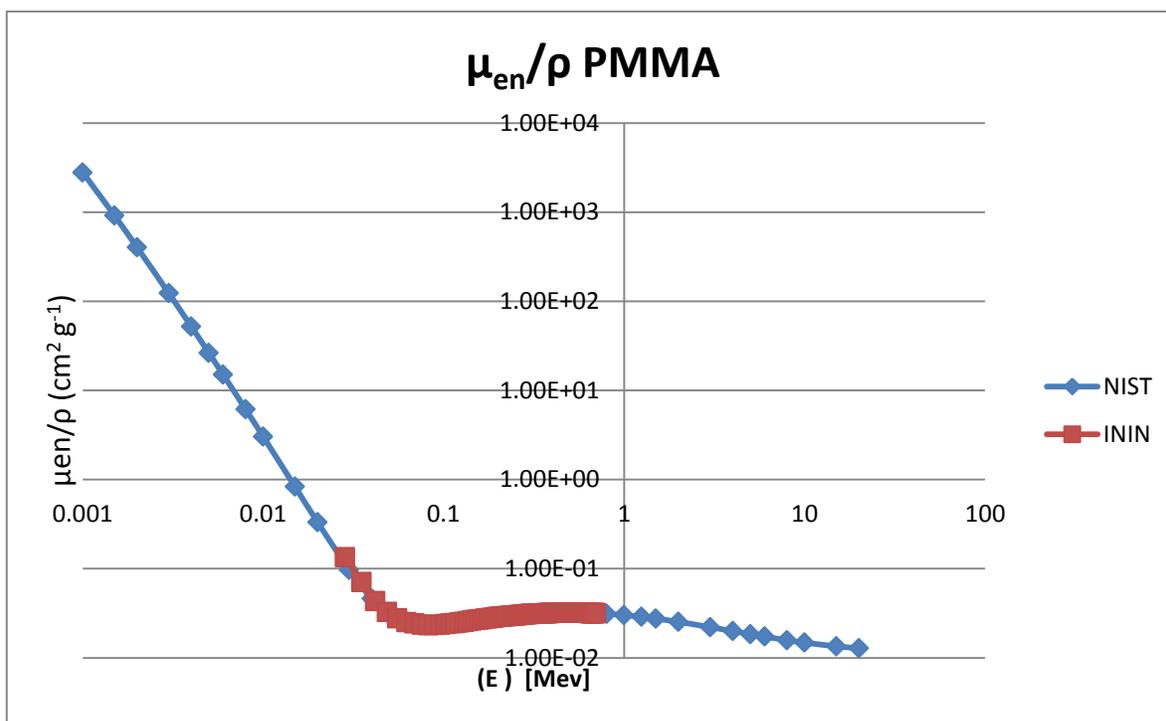


Figura C.3. Gráfica del coeficiente másico de absorción de energía para el PMMA determinado en el LSCD.

- vi) Una vez determinados los coeficientes másicos de absorción de energía para los dos diferentes materiales, tejido ICRU y PMMA, se procede a obtener los valores medios de los mismos.

Se realiza el producto de los coeficientes másicos de absorción de energía del tejido ICRU por la fluencia de energía normalizada, ver tabla C.7.

Tabla C.7. Determinación del valor medio del coeficiente másico de absorción de energía del tejido ICRU mediante los valores de la fluencia de energía.

Ψ_{norm}	μ_{en}/ρ ICRU ($\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$)	$(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{ICRU}}$ · Ψ_{norm}	Ψ_{norm}	μ_{en}/ρ ICRU ($\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$)	$(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{ICRU}}$ · Ψ_{norm}	Ψ_{norm}	μ_{en}/ρ ICRU ($\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$)	$(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{ICRU}}$ · Ψ_{norm}
0.000000	0.2028	1.63E-8	0.004275	0.0304	1.30E-4	0.004564	0.0326	1.49E-4
0.000000	0.1033	2.77E-8	0.004594	0.0307	1.41E-4	0.004531	0.0326	1.48E-4
0.000000	0.0601	3.20E-10	0.004711	0.0308	1.45E-4	0.004528	0.0326	1.48E-4
0.000000	0.0433	7.67E-9	0.004834	0.0310	1.50E-4	0.004494	0.0326	1.47E-4
0.000001	0.0348	4.29E-8	0.004921	0.0311	1.53E-4	0.004456	0.0327	1.46E-4

0.000006	0.0300	1.89E-7	0.005004	0.0313	1.56E-4	0.004416	0.0327	1.44E-4
0.000023	0.0282	6.35E-7	0.005052	0.0314	1.59E-4	0.004378	0.0327	1.43E-4
0.000058	0.0264	1.54E-6	0.005106	0.0316	1.61E-4	0.004344	0.0326	1.42E-4
0.000125	0.0253	3.15E-6	0.005144	0.0317	1.63E-4	0.004333	0.0326	1.41E-4
0.000232	0.0252	5.84E-6	0.005149	0.0317	1.63E-4	0.004309	0.0326	1.41E-4
0.000379	0.0251	9.50E-6	0.005168	0.0318	1.64E-4	0.004259	0.0326	1.39E-4
0.000553	0.0251	1.39E-5	0.005177	0.0318	1.65E-4	0.004246	0.0326	1.38E-4
0.000774	0.0254	1.97E-5	0.005167	0.0319	1.65E-4	0.004206	0.0326	1.37E-4
0.001029	0.0258	2.65E-5	0.005149	0.0319	1.64E-4	0.004192	0.0326	1.37E-4
0.001261	0.0261	3.29E-5	0.005137	0.0320	1.64E-4	0.004144	0.0326	1.35E-4
0.001452	0.0264	3.83E-5	0.005106	0.0321	1.64E-4	0.004142	0.0326	1.35E-4
0.001611	0.0267	4.30E-5	0.005078	0.0321	1.63E-4	0.004105	0.0326	1.34E-4
0.001742	0.0270	4.71E-5	0.005052	0.0322	1.63E-4	0.004058	0.0325	1.32E-4
0.001878	0.0273	5.13E-5	0.005027	0.0322	1.62E-4	0.004048	0.0325	1.32E-4
0.002012	0.0276	5.55E-5	0.004991	0.0323	1.61E-4	0.004027	0.0325	1.31E-4
0.002130	0.0279	5.94E-5	0.004969	0.0324	1.61E-4	0.004011	0.0325	1.30E-4
0.002261	0.0281	6.36E-5	0.004961	0.0324	1.61E-4	0.003977	0.0325	1.29E-4
0.002391	0.0284	6.80E-5	0.004915	0.0325	1.60E-4	0.003961	0.0325	1.29E-4
0.002636	0.0287	7.56E-5	0.004876	0.0325	1.58E-4	0.003960	0.0324	1.28E-4
0.002921	0.0290	8.46E-5	0.004834	0.0325	1.57E-4	0.003871	0.0324	1.25E-4
0.003120	0.0292	9.12E-5	0.004797	0.0325	1.56E-4	0.003861	0.0324	1.25E-4
0.003286	0.0294	9.68E-5	0.004780	0.0325	1.55E-4	0.003860	0.0324	1.25E-4
0.003439	0.0296	1.02E-4	0.004750	0.0325	1.55E-4	0.003876	0.0323	1.25E-4
0.003604	0.0298	1.07E-4	0.004716	0.0326	1.54E-4	0.003674	0.0323	1.19E-4
0.003766	0.0299	1.13E-4	0.004673	0.0326	1.52E-4	0.666625	0.0323	2.15E-2
0.003923	0.0301	1.18E-4	0.004644	0.0326	suma			0.0321
0.004108	0.0302	1.24E-4	0.004621	0.0326				

Entonces el valor medio del coeficiente másico de absorción de energía para tejido ICRU es:

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{ICRU} = (0.0321 \pm 0.009) \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$$

- vii) Para la determinación del valor medio del coeficiente másico de absorción de energía del PMMA se sigue de un procedimiento similar al del punto anterior, es decir, se realiza el producto de los coeficientes másicos de absorción de energía del PMMA por la fluencia de energía normalizada, ver tabla C.9.

Tabla C.9. Determinación del valor medio de los coeficientes másicos de absorción de energía del PMMA mediante la fluencia de energía.

Ψ_{norm}	μ_{en}/ρ PMMA ($\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$)	$(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{PMMA}}$ Ψ_{norm}	Ψ_{norm}	μ_{en}/ρ PMMA ($\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$)	$(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{PMMA}}$ Ψ_{norm}	Ψ_{norm}	μ_{en}/ρ PMMA ($\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$)	$(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{PMMA}}$ Ψ_{norm}
0.000000	0.1349	1.09E-8	0.004275	0.0297	1.27E-4	0.004564	0.0320	1.46E-4
0.000000	0.0706	1.89E-8	0.004594	0.0299	1.33E-4	0.004531	0.0320	1.45E-4
0.000000	0.0431	2.30E-10	0.004711	0.0300	1.38E-4	0.004528	0.0320	1.45E-4
0.000000	0.0328	5.81E-9	0.004834	0.0302	1.42E-4	0.004494	0.0320	1.44E-4
0.000001	0.0278	3.42E-8	0.004921	0.0303	1.47E-4	0.004456	0.0320	1.43E-4
0.000006	0.0251	1.58E-7	0.005004	0.0305	1.50E-4	0.004416	0.0321	1.42E-4
0.000023	0.0243	5.47E-7	0.005052	0.0306	1.53E-4	0.004378	0.0320	1.40E-4
0.000058	0.0235	1.37E-6	0.005106	0.0308	1.56E-4	0.004344	0.0320	1.39E-4
0.000125	0.0231	2.88E-6	0.005144	0.0310	1.58E-4	0.004333	0.0320	1.39E-4
0.000232	0.0233	5.41E-6	0.005149	0.0310	1.60E-4	0.004309	0.0320	1.38E-4
0.000379	0.0235	8.93E-6	0.005168	0.0311	1.60E-4	0.004259	0.0320	1.36E-4
0.000553	0.0238	1.32E-5	0.005177	0.0312	1.61E-4	0.004246	0.0320	1.36E-4
0.000774	0.0242	1.88E-5	0.005167	0.0312	1.62E-4	0.004206	0.0320	1.35E-4
0.001029	0.0246	2.53E-5	0.005149	0.0313	1.62E-4	0.004192	0.0320	1.34E-4
0.001261	0.0250	3.15E-5	0.005137	0.0313	1.61E-4	0.004144	0.0320	1.32E-4
0.001452	0.0254	3.69E-5	0.005106	0.0314	1.61E-4	0.004142	0.0320	1.32E-4
0.001611	0.0258	4.15E-5	0.005078	0.0314	1.61E-4	0.004105	0.0319	1.31E-4
0.001742	0.0262	4.56E-5	0.005052	0.0315	1.60E-4	0.004058	0.0319	1.30E-4
0.001878	0.0266	4.99E-5	0.005027	0.0316	1.59E-4	0.004048	0.0319	1.29E-4
0.002012	0.0269	5.40E-5	0.004991	0.0316	1.59E-4	0.004027	0.0319	1.29E-4
0.002130	0.0271	5.78E-5	0.004969	0.0317	1.58E-4	0.004011	0.0319	1.28E-4
0.002261	0.0274	6.20E-5	0.004961	0.0317	1.58E-4	0.003977	0.0319	1.27E-4
0.002391	0.0277	6.63E-5	0.004915	0.0318	1.58E-4	0.003961	0.0319	1.26E-4
0.002636	0.0280	7.38E-5	0.004876	0.0319	1.57E-4	0.003960	0.0318	1.26E-4
0.002921	0.0283	8.27E-5	0.004834	0.0319	1.55E-4	0.003871	0.0318	1.23E-4
0.003120	0.0286	8.92E-5	0.004797	0.0319	1.54E-4	0.003861	0.0318	1.23E-4
0.003286	0.0288	9.47E-5	0.004780	0.0319	1.53E-4	0.003860	0.0318	1.23E-4
0.003439	0.0290	9.96E-5	0.004750	0.0319	1.53E-4	0.003876	0.0317	1.23E-4
0.003604	0.0291	1.05E-4	0.004716	0.0319	1.52E-4	0.003674	0.0317	1.16E-4
0.003766	0.0293	1.10E-4	0.004673	0.0319	1.51E-4	0.666625	0.0317	2.11E-2
0.003923	0.0294	1.15E-4	0.004644	0.0319	suma			0.0315
0.004108	0.0296	1.21E-4	0.004621	0.0320				

Entonces al realizar la suma pesada del producto de los coeficientes másicos de absorción de energía para el PMMA por la fluencia de energía normalizada se

obtiene el valor medio del coeficiente másico de absorción de energía para el PMMA que es:

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{PMMA} = (0.0315 \pm 0.0010) \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$$

C.3 Determinación del valor medio de los poderes de frenado másico del aire y del PMMA.

Para la determinación de los valores medios del poder de frenado másico del tejido ICRU y del PMMA nos haremos valer de la siguiente expresión, [Attix, 1986].

$$\bar{T} = h\nu \frac{e\sigma_{tr}}{e\sigma}$$

Donde

\bar{T} Es la energía media de los electrones Compton generados por los fotones.

$h\nu$ Es la energía media efectiva de los fotones incidentes.

$\frac{e\sigma_{tr}}{e\sigma}$ Es el cociente de, la sección transversal de transferencia entre la sección transversal por electrón, el valor que corresponde a este cociente es de 0.35, ver figura C.2.

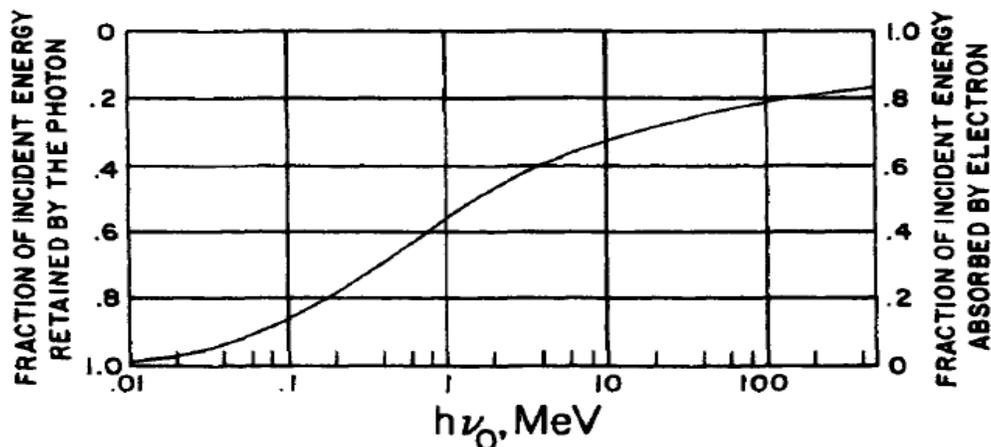


Figura C.4. Gráfica tomada de [Attix, 1986] pagina 135, donde la fracción media ($\bar{T}/h\nu$) de la energía de los fotones incidentes están dados por la interacción de los electrones Compton, lado derecho del gráfico.

De los valores medios de los coeficientes de absorción másicos se determina la energía media efectiva de los fotones en aire y en PMMA, teniendo los siguientes valores, 0.349 MeV y 0.359 MeV, respectivamente; donde el cociente de las secciones transversales para la energía media transferida por proceso Compton para estos fotones es del orden 0.35 como se puede observar en la figura C.2 donde la energía del fotón es del orden de 0.352 MeV.

Entonces se supone que

$${}_mS(\bar{T}) \equiv {}_m\bar{S}(T)$$

Es decir que el valor del poder de frenado másico evaluado a la energía media, \bar{T} es igual al valor medio del poder de frenado másico evaluado a una energía T.

A continuación en la tabla C.7 se muestra los resultados obtenidos al evaluar la energía media \bar{T} para obtener el valor medio del poder de frenado másico en aire y en PMMA.

Tabla C.7. Determinación del valor medio de los poderes de frenado másico del PMMA y del aire, NIST (2015a)

	\bar{E} efectiva del fotón (MeV)	$\frac{e\sigma_{tr}}{e\sigma}$	\bar{T} (MeV)	${}_mS(\bar{T}) \equiv {}_m\bar{S}(T)$ MeV cm ² g ⁻¹
PMMA	0.359	0.35	0.126	3.483
AIRE	0.349	0.35	0.122	3.222

ANEXO D

Modelos de riesgo para una cohorte de POE de la Población Mexicana

A continuación se muestran las memorias de cálculo de los resultados presentados en el Capítulo 6 de esta tesis, para las determinaciones del número de casos de cáncer inducidos por la radiación para una cohorte de POE de la población Mexicana.

D.1 Ajuste de la tasa de mortalidad espontánea para inducción de cáncer en la población mexicana $m_s(t)$.

Para determinar el ajuste de la tasa de mortalidad espontánea de la población mexicana es necesario considerar la base de datos de defunciones por tipo de tumor, según el grupo de edad que proporciona el Sistema Nacional de Vigilancia Epidemiológica, ver tabla D.1.

Tabla D.1. Base de datos defunciones por tipo tumor, según el grupo de edad. México, 1979- 2008, [SINAVE, 2008].

Grupos de Edad	TOTAL			Tumor MALIGNO			Tumor BENIGNO		
	Núm	tasa	%	Núm.	tasa (1/)	%	Núm.	tasa (1/)	%
< 1	138	7.1	0.2	78	4	0.1	60	3.1	1.5
1 a 4	474	6.1	0.7	395	5.1	0.6	79	1	2
5 a 14	1,166	5.4	1.6	1,052	4.9	1.6	114	0.5	2.8
15 a 24	1,536	7.6	2.2	1,386	6.9	2.1	150	0.7	3.7
25 a 34	2,313	13.3	3.3	2,139	12.3	3.2	174	1	4.3
35 a 44	4,749	32	6.7	4,455	30	6.6	294	2	7.3
45 a 54	8,995	85.3	12.7	8,506	80.6	12.7	489	4.6	12.1
55 a 64	13,078	204.5	18.4	12,448	194.7	18.6	630	9.9	15.6
65 y más	38,567	644.5	54.3	36,537	610.6	54.5	2,030	33.9	50.4
N.E.	58	0	0.1	52	0	0.01	6	0	0.1
TOTAL	71074	66.6	100	67.05	62.8	100	4.03	3.8	100

Con base en la tabla anterior se construye un polinomio de ajuste para la tasa de mortalidad espontánea, $m_s(t)$, la cual considera una población mexicana de 1.06×10^8 personas y supone un grupo de edad de 15 a 84 años.

Tabla D.2 Determinación de la tasa de mortalidad, $m_s(t)$ ajustado.

Edad	Ajuste heurístico Personas Fallecidas	Heurístico $m_s(t)$ empírico	$m_s(t)$ ajustado polinomio 4 ^{to} grado
25	200	1.37	2.20
26	207	1.72	2.16
27	214	2.09	2.21
28	221	2.07	2.34
29	228	2.83	2.53
30	235	3.22	2.79
31	242	3.61	3.11
32	249	4.01	3.47
33	256	4.42	3.88
34	263	4.83	4.33
35	300	5.26	4.81
36	338	5.69	5.31
37	376	6.13	5.84
38	414	6.57	6.38
39	452	7.03	6.94
40	490	7.49	7.50
41	528	7.96	8.08
42	566	8.43	8.65
43	604	8.92	9.22
44	642	9.41	9.80
45	340	9.91	10.36
46	347	10.41	10.92
47	354	10.93	11.47
48	361	11.45	12.01
49	368	11.98	12.54
50	375	12.51	13.06
51	382	13.06	13.57
52	389	13.61	14.07
53	396	14.17	14.56
54	403	14.74	15.04
55	410	15.31	15.51
56	417	15.89	15.98
57	424	16.48	16.44
58	431	17.08	16.90
59	438	17.68	17.35
60	445	18.30	17.82
61	452	18.92	18.29
62	459	19.55	18.76
63	466	20.19	19.26
64	473	20.83	19.77

65	480	21.30	20.31
66	487	21.77	20.87
67	494	22.24	21.47
68	501	22.71	22.10
69	508	23.18	22.78
70	515	23.65	23.52
71	522	24.12	24.31
72	529	24.59	25.16
73	536	25.06	26.09
74	543	25.53	27.10
75	550	26.00	28.20
76	557	28.00	29.39
77	564	30.00	30.69
78	571	32.00	32.11
79	578	34.00	33.65
80	585	36.00	35.32
81	592	38.00	37.13
82	599	40.00	39.10

En la tabla D.3 se observa en resumen la determinación de la tasa de mortalidad espontánea experimental, $m_s(t)$, y la tasa de mortalidad espontánea ajustada $m_s(t)$.

Tabla D.3. Tasa de mortalidad espontanea determinada experimentalmente y determinada mediante ajuste.

POBLACIÓN MEXICANA 2008				
Intervalo	Edad	Personas fallecidas	Experimental* $m_s(t)$	Ajustado* $m_s(t)$
15 a 24	20	1,536	2	
25 a 34	30	2,313	3	2.9
35 a 44	40	4,749	7	7.3
45 a 54	50	8,995	13	12.8
55 a 64	60	13,078	18	17.6
65 a 74	70	24,489	23	23.4
75 a 84	80	14,078	31.30	31.88
TOTAL		69,238		

*por 100 mil personas

El polinomio que mejor ajusta la tasa de mortalidad espontánea para la población mexicana es:

$$m_s(t) = 1.41 \times 10^{-5} t^4 - 0.0028298 t^3 + 0.20617 t^2 - 5.9742 t + 61.368 \quad (\text{C.1})$$

En la siguiente sección se calcula la integral $N_0(t)/N_0$ donde $N_0(t)$ es el número de individuos que pertenecen a la cohorte en un tiempo t y N_0 es el tamaño de la cohorte en el año T_0 .

D.2 Cálculo de la Integral $N_0(t)/N_0$

Se tiene que $N_0(t)/N_0$ está definido como:

$$\frac{N_0(t)}{N_0} = \exp\left(-\frac{1}{\eta} \int_{T_0}^t m_s(t') dt'\right) \quad (C.2)$$

Donde

η representa la contribución de los casos de cáncer fatales para la tasa de mortalidad de una cohorte, en este caso se considera una contribución de 20%.

$m_s(t)$ es la tasa de mortalidad espontánea, en este caso el polinomio, que se determinó en la sección C.1 de este anexo.

En la tabla D.4 de valores se observan los resultados obtenidos a partir de la integración del polinomio $m_s(t)$ por cada una de las edades t .

Tabla D.4. Valores obtenidos a partir de la integración del polinomio $m_s(t)$ en el respectivo intervalo de integración.

t	polinomio	exp(pol T ₀)	exp(-pol t)	N ₀ (t)/N ₀
0	0.02	1.02493		-
1	0.02	1.02493	0.99708	1.02194
2	0.02	1.02493	0.99445	1.01924
3	0.02	1.02493	0.99208	1.01681
4	0.02	1.02493	0.98996	1.01463
5	0.02	1.02493	0.98806	1.01269
6	0.02	1.02493	0.98636	1.01095
7	0.02	1.02493	0.98486	1.00941
8	0.02	1.02493	0.98353	1.00805
9	0.02	1.02493	0.98236	1.00685
10	0.02	1.02493	0.98133	1.00579
11	0.02	1.02493	0.98044	1.00488
12	0.02	1.02493	0.97966	1.00408
13	0.02	1.02493	0.97899	1.00339
14	0.02	1.02493	0.97841	1.00280
15	0.02	1.02493	0.97791	1.00229
16	0.02	1.02493	0.97749	1.00186
17	0.02	1.02493	0.97714	1.00150

18	0.02	1.02493	0.97684	1.00119
19	0.02	1.02493	0.97659	1.00093
20	0.02	1.02493	0.97638	1.00071
21	0.02	1.02493	0.97620	1.00053
22	0.02	1.02493	0.97604	1.00037
23	0.02	1.02493	0.97591	1.00024
24	0.02	1.02493	0.97579	1.00011
25	0.02	1.02493	0.97568	1.00000
26	0.02	1.02493	0.97557	0.99989
27	0.02	1.02493	0.97547	0.99978
28	0.02	1.02493	0.97536	0.99967
29	0.02	1.02493	0.97524	0.99955
30	0.02	1.02493	0.97511	0.99941
31	0.02	1.02493	0.97497	0.99927
32	0.02	1.02493	0.97480	0.99910
33	0.02	1.02493	0.97463	0.99892
34	0.02	1.02493	0.97443	0.99871
35	0.02	1.02493	0.97420	0.99849
36	0.02	1.02493	0.97396	0.99823
37	0.02	1.02493	0.97369	0.99796
38	0.02	1.02493	0.97339	0.99765
39	0.02	1.02493	0.97306	0.99732
40	0.02	1.02493	0.97271	0.99696
41	0.02	1.02493	0.97233	0.99657
42	0.02	1.02493	0.97193	0.99615
43	0.02	1.02493	0.97149	0.99571
44	0.02	1.02493	0.97103	0.99524
45	0.02	1.02493	0.97054	0.99473
46	0.02	1.02493	0.97003	0.99421
47	0.02	1.02493	0.96948	0.99365
48	0.02	1.02493	0.96891	0.99307
49	0.02	1.02493	0.96832	0.99246
50	0.02	1.02493	0.96770	0.99182
51	0.02	1.02493	0.96706	0.99116
52	0.02	1.02493	0.96639	0.99048
53	0.02	1.02493	0.96570	0.98977
54	0.02	1.02493	0.96498	0.98904
55	0.02	1.02493	0.96425	0.98828
56	0.02	1.02493	0.96349	0.98750
57	0.02	1.02493	0.96271	0.98670
58	0.02	1.02493	0.96190	0.98588
59	0.02	1.02493	0.96108	0.98504
60	0.02	1.02493	0.96024	0.98417
61	0.02	1.02493	0.95937	0.98328
62	0.02	1.02493	0.95848	0.98237
63	0.02	1.02493	0.95757	0.98144
64	0.02	1.02493	0.95664	0.98048
65	0.02	1.02493	0.95568	0.97950
66	0.02	1.02493	0.95470	0.97849
67	0.02	1.02493	0.95369	0.97746
68	0.02	1.02493	0.95265	0.97639
69	0.02	1.02493	0.95158	0.97530

70	0.02	1.02493	0.95048	0.97417
71	0.02	1.02493	0.94934	0.97301
72	0.02	1.02493	0.94817	0.97181
73	0.02	1.02493	0.94696	0.97056
74	0.02	1.02493	0.94570	0.96927
75	0.02	1.02493	0.94439	0.96793
76	0.02	1.02493	0.94303	0.96654
77	0.02	1.02493	0.94162	0.96509
78	0.02	1.02493	0.94014	0.96358
79	0.02	1.02493	0.93860	0.96200
80	0.02	1.02493	0.93698	0.96034

En la figura D.1 se muestra la gráfica de la función $N_0(t)/N_0$ de la población mexicana (línea azul).

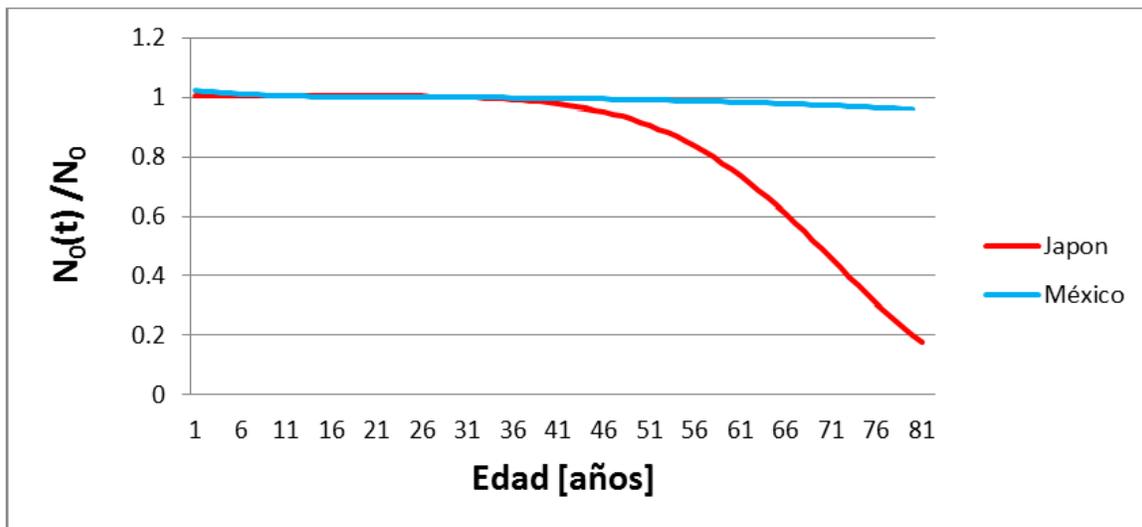


Figura C.1. Comparación entre la función $N_0(t)/N_0$ de la población japonesa (línea roja) y la mexicana (línea azul), con el modelo de riesgo absoluto

D3. Cálculo de la Integral $N_0(t) \cdot m_s(t)/N_0$

Para obtener la curva que describe la función $N_0(t) \cdot m_s(t)/N_0$ es necesario realizar el producto de la integración del polinomio $m_s(t)$ con respecto a la edad t y la función $N_0(t)/N_0$, ver la figura 6.3 del capítulo 6 de este trabajo.

Tabla D.5. Datos para la determinación de la función $N_0(t) m_s(t)/N_0$.

t	$m_s(t)=\text{pol}(t)$	$N_0(t)/N_0$	$N_0(t)/N_0(T_0) m_s(t)/\text{año}^{-1}$
1	0.00058	1.02194	0.0006
2	0.00111	1.01924	0.0011
3	0.00159	1.01681	0.0016
4	0.00202	1.01463	0.0020
5	0.00240	1.01269	0.0024
6	0.00275	1.01095	0.0028
7	0.00305	1.00941	0.0031
8	0.00332	1.00805	0.0033
9	0.00356	1.00685	0.0036
10	0.00377	1.00579	0.0038
11	0.00395	1.00488	0.0040
12	0.00411	1.00408	0.0041
13	0.00425	1.00339	0.0043
14	0.00437	1.00280	0.0044
15	0.00447	1.00229	0.0045
16	0.00455	1.00186	0.0046
17	0.00463	1.00150	0.0046
18	0.00469	1.00119	0.0047
19	0.00474	1.00093	0.0047
20	0.00478	1.00071	0.0048
21	0.00482	1.00053	0.0048
22	0.00485	1.00037	0.0049
23	0.00488	1.00024	0.0049
24	0.00490	1.00011	0.0049
25	0.00492	1.00000	0.0049
26	0.00495	0.99989	0.0049
27	0.00497	0.99978	0.0050
28	0.00499	0.99967	0.0050
29	0.00501	0.99955	0.0050
30	0.00504	0.99941	0.0050
31	0.00507	0.99927	0.0051
32	0.00510	0.99910	0.0051
33	0.00514	0.99892	0.0051
34	0.00518	0.99871	0.0052
35	0.00523	0.99849	0.0052
36	0.00528	0.99823	0.0053
37	0.00533	0.99796	0.0053
38	0.00539	0.99765	0.0054
39	0.00546	0.99732	0.0054
40	0.00553	0.99696	0.0055
41	0.00561	0.99657	0.0056
42	0.00569	0.99615	0.0057
43	0.00578	0.99571	0.0058

44	0.00588	0.99524	0.0059
45	0.00598	0.99473	0.0059
46	0.00609	0.99421	0.0061
47	0.00620	0.99365	0.0062
48	0.00632	0.99307	0.0063
49	0.00644	0.99246	0.0064
50	0.00657	0.99182	0.0065
51	0.00670	0.99116	0.0066
52	0.00684	0.99048	0.0068
53	0.00698	0.98977	0.0069
54	0.00713	0.98904	0.0071
55	0.00728	0.98828	0.0072
56	0.00744	0.98750	0.0073
57	0.00760	0.98670	0.0075
58	0.00777	0.98588	0.0077
59	0.00794	0.98504	0.0078
60	0.00812	0.98417	0.0080
61	0.00830	0.98328	0.0082
62	0.00848	0.98237	0.0083
63	0.00867	0.98144	0.0085
64	0.00887	0.98048	0.0087
65	0.00907	0.97950	0.0089
66	0.00927	0.97849	0.0091
67	0.00948	0.97746	0.0093
68	0.00970	0.97639	0.0095
69	0.00993	0.97530	0.0097
70	0.01016	0.97417	0.0099
71	0.01040	0.97301	0.0101
72	0.01064	0.97181	0.0103
73	0.01090	0.97056	0.0106
74	0.01117	0.96927	0.0108
75	0.01144	0.96793	0.0111
76	0.01173	0.96654	0.0113
77	0.01203	0.96509	0.0116
78	0.01234	0.96358	0.0119
79	0.01267	0.96200	0.0122
80	0.01302	0.96034	0.0125

En la figura D.2 se observa la curva que caracteriza el modelo de riesgo relativo para la población mexicana (línea azul) con base en la función $N_0(t)m_s(t)/N_0(T_0)$.

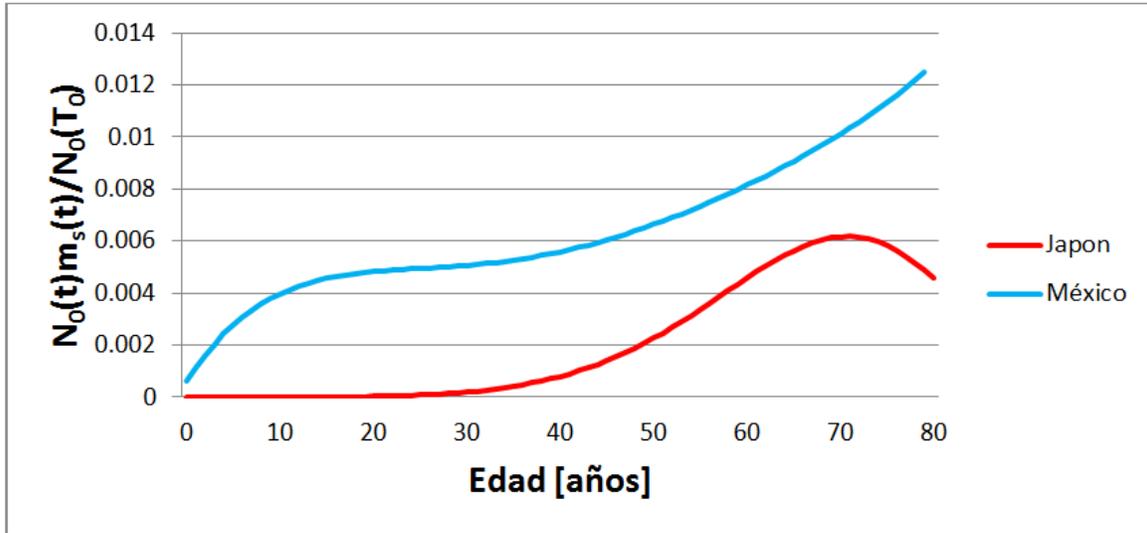


Figura C.2. Gráfica de función $N_o(t)m_s(t)/N_o(T_o)$ de la población japonesa (línea roja) y la mexicana con el modelo de riesgo relativo (línea azul).

A continuación se muestra el uso de los modelos de riesgo tomados del capítulo 5 de [Dörschel, 1996], para los cálculos correspondientes para la determinación del número de casos de cáncer inducidos por la radiación a partir de dos modelos, a saber:

- Modelo de Riesgo lineal absoluto.
- Modelo de Riesgo lineal relativo.

Considerando a su vez, los parámetros de los modelos que propone el comité sobre los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes, *BEIR II* y *BEIR VII*.

Tabla D.6. Parámetros propuestos por el BEIR.

Modelo <i>BEIR II</i>	
Modelo de riesgo absoluto	$r_a=5.00 \times 10^{-04} \text{ Gy}^{-1} \text{ y}^{-1}$
Modelo de riesgo relativo	$r_r=0.2 \text{ Gy}^{-1}$.
Modelo <i>BEIR VII</i>	
Modelo de riesgo absoluto	$r_a=1.39 \times 10^{-3} \text{ Sv}^{-1} \text{ y}^{-1}$
Modelo de riesgo relativo	$r_r=0.445 \text{ Sv}^{-1}$

D.4 Modelo de Riesgo lineal absoluto, *BEIR II*.

Primero se obtiene el número de casos esperados por cáncer inducido para el modelo *BEIR II* a través del modelo de riesgo lineal absoluto.

A partir de la ecuación (6.7) del capítulo 6 de esta tesis se calcula el número de casos esperados por cáncer inducido para el modelo *BEIR II* a través del modelo de riesgo lineal absoluto.

Entonces al sustituir la tasa de dosis efectiva \dot{E} y colocando los límites de integración de manera correcta se obtiene que:

$$(N_r)_{A/L} = r_a \int_{T_0+t_1}^{T_e+t_1} N_0(t) \left(\dot{E}(t-T_0-t_1) \right) dt + \int_{T_e+t_1}^{T_e} N_0(t) \left(\dot{E}(T_e-T_0) \right) dt \quad (C.3)$$

Donde $N_0(t)$ esta expresado como

$$N_0(t) = N_0 \exp \left(-5 \int_{T_0}^t m_s(t') dt' \right) \quad (C.4)$$

Donde

$$\int m_s(t') = \frac{1.419 \times 10^{-10}}{5} t^5 - \frac{2.83 \times 10^{-8}}{4} t^4 + \frac{2.06 \times 10^{-6}}{3} t^3 - \frac{5.97 \times 10^{-5}}{2} t^2 + 6.14 \times 10^{-4} t \quad (C.5)$$

Para términos prácticos la integral $\int m_s(t')$ le llamaremos *pol*.

Entonces seguido de esto sustituimos en la primera ecuación.

$$(N_r)_{A/L} = r_a \dot{E} N_0 \left(\int_{T_0+t_1}^{T_e+t_1} (\exp(-5)(pol))(t-T_0-t_1) dt + \int_{T_e+t_1}^{T_e} (\exp(-5)(pol))(T_e-T_0) dt \right) \quad (C.6)$$

Al resolver las integrales y considerando los tiempos en los que estuvo expuesta la cohorte se obtiene:

$$\int_{T_0+t_1}^{T_e+t_1} (\exp(-5)(pol))(t-T_0-t_1) dt + \int_{T_e+t_1}^{T_e} (\exp(-5)(pol))(T_e-T_0) dt = 1245.87$$

Para obtener el número de casos esperados de cáncer inducidos por la radiación es necesario considerar los parámetros de riesgo lineal absoluto del modelo BEIR II, el cual corresponde a $r_a=5.00 \times 10^{-04} \text{ Gy}^{-1} \text{ y}^{-1}$. Entonces siguiendo con el cálculo se obtiene:

$$(N_r)_{A/L} = 5 \times 10^{-4} \text{ Sv}^{-1} \text{ y}^{-1} \cdot 0.002 \text{ Sv/ y} \cdot 10^5 \text{ personas} = 1245.87 = 125 \text{ personas}$$

Por tanto se tiene que para el modelo de riesgo lineal absoluto y considerando el modelo *BEIR II*, existen 125 casos fatales de cáncer inducido por la radiación.

Ahora bien, para obtener el número de casos esperados por cáncer inducido por la radiación, con leucemia, para el modelo *BEIR II* a través del modelo de riesgo lineal relativo se sigue un cálculo similar al realizado con el modelo de riesgo lineal absoluto.

D.5 Modelo de Riesgo lineal relativo, BEIR II

La siguiente relación es para obtener el número de casos de cáncer inducidos por la radiación con el modelo de riesgo lineal relativo.

$$(N_r)_{R/L} = r_r \int_{T_0+t_1}^{T_L} N_0(t) m_s(t) D(t) dt \quad (\text{C.7})$$

Considerando la misma \dot{E} que en el modelo anterior se obtiene:

$$(N_r)_{R/L} = r_r \int_{T_0+t_1}^{T_e+t_1} N_0(t) m_s(t) \left(\dot{E}(t - T_0 - t_1) \right) dt + \int_{T_e+t_1}^{T_L} N_0(t) m_s(t) \left(\dot{E}(T_e - T_0) \right) dt \quad (\text{C.8})$$

Entonces desarrollando

$$(N_r)_{R/L} = r_r \dot{E} N_0 \left(\int_{T_0+t_1}^{T_e+t_1} (\exp(-5)(pol)) (pol) (t - T_0 - t_1) dt + \int_{T_e+t_1}^{T_L} (\exp(-5)(pol)) (pol) (T_e - T_0) dt \right) \quad (\text{C.9})$$

Ahora bien, para determinar el número de casos esperados de cáncer inducidos por la radiación es necesario considerar el parámetro del modelo de riesgo lineal

relativo del modelo *BEIR II*, el cual corresponde a $r_r = 0.2 \text{ Gy}^{-1}$. Entonces siguiendo con el cálculo se obtiene

$$(N_r)_{R/L} = 0.2 \text{Gy}^{-1} \cdot 0.002 \text{Gy/año} \cdot 10^5 \text{ personas} \cdot 10.41 = 416 \text{ personas}$$

Por tanto se tiene que para el modelo de riesgo lineal relativo, y considerando el modelo *BEIR II*, existen 416 casos fatales de cáncer inducido por la radiación.

Ahora se procede a estimar el número de casos de cáncer inducidos considerando los parámetros del modelo *BEIR VII* para los modelos de riesgo absoluto lineal y relativo lineal, respectivamente.

Con efecto de ahorrar espacio, para determinar el número de casos de cáncer inducidos por la radiación ionizante para los modelos de riesgo lineal absoluto y lineal relativo, tomando en cuenta los parámetros del modelo *BEIR VII* de la tabla D.6 de este anexo, se sigue de un procedimiento análogo al realizado en las secciones D.4 y D.5.

D.6 Modelo de riesgo lineal absoluto, *BEIR VII*

$$(N_r)_{A/L} = 1.39 \times 10^{-3} \text{ Sv}^{-1} \text{ año}^{-1} \cdot 0.002 \text{ Sv/año} \cdot 10^5 \text{ personas} \cdot 1245.87 = 345 \text{ personas}$$

D.7 Modelo de riesgo lineal relativo *BEIR VII*

$$(N_r)_{R/L} = 0.2 \text{Gy}^{-1} \cdot 0.002 \text{Gy/año} \cdot 10^5 \text{ personas} \cdot 10.41 = 927 \text{ personas}$$