



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México, D.F. el día 17 del mes noviembre del año 2020, el (la) que suscribe Claudia Guillermina Azorín Vega alumno (a) del Programa de Doctorado en Tecnología Avanzada con número de registro A060139, adscrito a Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada, Unidad Legaria, manifiesta que es autor (a) intelectual del presente trabajo de tesis bajo la dirección de Dr. Teodoro Rivera Montalvo y Dr. Héctor René Vega Carrillo y cede los derechos del trabajo intitulado Simulación de la Interacción de Fotones en la Materia Usando el Método Monte Carlo, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los Usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director de trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección electrónica claudiaazorin@yahoo.com.mx. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Claudia Guillermina Azorín Vega

Nombre y Firma



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de México, D.F. siendo las 12:00 horas del día 17 del mes de noviembre del 2009 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de Tesis designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de CICATA-LEGARIA para examinar la tesis titulada: SIMULACIÓN DE LA INTERACCIÓN DE FOTONES EN LA MATERIA USANDO EL MÉTODO MONTE CARLO

Presentada por el alumno:

AZORÍN
Apellido paterno

VEGA
materno

CLAUDIA GUILLERMINA
nombre(s)

Con registro:

A	0	6	0	1	3	9
---	---	---	---	---	---	---

aspirante de: DOCTORADO EN TECNOLOGÍA AVANZADA

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **SU APROBACIÓN DE LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

LA COMISIÓN REVISORA

Directores de tesis

DR. TEODORO RIVERA MONTALVO

DR. HÉCTOR RENÉ VEGA
CARRILLO

DR. JOSÉ ANTONIO CALDERÓN
ARENAS

DR. CLAUDIO FURETTA

DR. ERNESTO MARÍN MOARES

EL PRESIDENTE DEL COLEGIO

DR. JOSÉ ANTONIO IRÁN DÍAZ GÓNGORA

CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIA
APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA
DEL IPN

Dedico esta tesis

Con todo mi cariño a mis padres, Dra. Guillermina Vega Mercado (Billie) y Dr. Juan Azorín Nieto (Giova) por el inmenso amor y apoyo incondicional que me han dado siempre. Por ser un ejemplo de superación a seguir, en todos los aspectos de mi vida.

A mi esposo, Ernesto, por el amor, la paciencia y comprensión que ha tenido hacia mi persona.

A mis hermanos, Erika y Juan Carlos, por los buenos momentos compartidos juntos.

A mis directores de tesis, Dr. Héctor René Vega Carrillo y Dr. Teodoro Rivera Montalvo, por todos los conocimientos que generosamente me otorgaron en esta etapa de mi vida profesional.

A mis sinodales, Dr. Antonio Calderón Arenas, Dr. Claudio Furetta y Dr. Ernesto Marín Moares.

A la Sra. Leticia Cardona Gómez, por estar siempre al pendiente para hacer realidad este sueño de estudiante, pero sobretodo por brindarme su amistad.

Y en especial, al Ing. Armando Alvarado Escobar (q.e.p.d.) por su gran ayuda para iniciar este reto que ahora felizmente culmino.



**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIA
APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA
UNIDAD LEGARIA**



SIMULACIÓN DE LA INTERACCIÓN DE FOTONES EN LA MATERIA USANDO EL MÉTODO MONTE CARLO

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE

DOCTORADO EN TECNOLOGÍA AVANZADA

P R E S E N T A

M. EN C. CLAUDIA GUILLERMINA AZORÍN VEGA

DIRECTORES

DR. TEODORO RIVERA MONTALVO

DR. HÉCTOR RENÉ VEGA CARRILLO

MÉXICO, D. F.

NOVIEMBRE, 2009

Índice general

ÍNDICE DE FIGURAS	v
ÍNDICE DE TABLAS	vii
ABSTRACT	viii
RESUMEN	ix
INTRODUCCIÓN	1
Antecedentes	2
Problema	
Hipótesis	
Objetivos	3
Justificación	
CAPÍTULO 1	
MARCO TEÓRICO	4
1.1 Transferencia de energía	
1.2 Tipos de radiación ionizante	7
1.3 Fuentes de radiación ionizante	8
1.4 Interacción de la radiación con la materia	
1.4.1 Interacción de los fotones con la materia	9
1.4.1.1 Dispersión coherente (Rayleigh)	12
1.4.1.2 Efecto fotoeléctrico (Absorción)	13
1.4.1.3 Efecto Compton	15
1.4.1.4 Producción de pares	18
1.4.1.5 Efecto acumulativo de las distintas interacciones	19
1.4.2 Procesos de interacción de los electrones	20
1.4.2.1 Dispersiones inelásticas con los electrones atómicos (colisiones blandas)	
1.4.2.2 Dispersiones elásticas con los electrones atómicos (colisiones duras).....	21
1.4.2.3 Dispersiones inelásticas con los núcleos atómicos	
1.4.2.4 Dispersiones elásticas con los núcleos atómicos	
1.4.3 Dosimetría de fotones	22
1.4.3.1 Dosis absorbida	23
1.2.3.2 Kerma, K	

1.4.3.3 Dosis absorbida debida a fotones	24
1.4.3.4 Relaciones entre fluencia, kerma y dosis absorbida para fotones	28
1.5 Método de Monte Carlo	29
1.5.1 Método directo	30
1.5.2 Método de rechazo	31
1.5.3 El algoritmo de Monte Carlo	
CAPÍTULO 2	
METODOLOGÍA	36
2.1 Código MCNP	
2.1.1 Ejecución del MCNP	37
2.1.2 Modelación con MCNP	38
2.1.2.1 Superficies	
2.1.2.2 Celdas	40
2.1.2.3 Materiales	
2.1.2.4 Término fuente	
2.1.2.5 Modo de transporte	41
2.1.2.6 Contabilizaciones	
2.1.2.7 Número de partículas	43
2.1.3 Visualización del modelo generado	
2.2 Simulación	
CAPÍTULO 3	
RESULTADOS	46
CAPÍTULO 4	
CONCLUSIONES	81
CAPÍTULO 5	
TRABAJO A FUTURO	82
BIBLIOGRAFÍA	83
APÉNDICE A. FUENTE DE Co-60 IRRADIANDO SÓLO EL TUMOR	85
APÉNDICE B. FUENTE DE Co-60 IRRADIANDO TODA LA CABEZA	88

APÉNDICE C. FUENTE DE 6 MeV IRRADIANDO TODA LA CABEZA	91
APÉNDICE D. FUENTE DE 10 MeV IRRADIANDO TODA LA CABEZA	93
APÉNDICE E. FUENTE DE 15 MeV IRRADIANDO TODA LA CABEZA	95
APÉNDICE F. FUENTE DE 6 MeV IRRADIANDO ÁREA DE TUMOR	97
APÉNDICE G. FUENTE DE 10 MeV IRRADIANDO ÁREA DEL TUMOR	99
APÉNDICE H. FUENTE DE 15 MeV IRRADIANDO ÁREA DEL TUMOR	101

Índice de figuras

Figura 1.1.1. Espectro electromagnético	6
Figura 1.1.2. Experimento Davisson y Germer sugiere naturaleza ondulatoria de electrones	7
Figura 1.4.1. Producción de rayos X	9
Figura 1.4.2. Regiones de dominio de los tres procesos principales de interacción	10
Figura 1.4.3. Secciones eficaces de: hidrógeno, oxígeno, aluminio y plomo para los diferentes procesos de interacción de los fotones con la materia.	11
Figura 1.4.4. Dispersión coherente o de Rayleigh	12
Figura 1.4.5. Efecto fotoeléctrico	14
Figura 1.4.6. Efecto Compton.	16
Figura 1.4.7. Diagrama polar de la sección eficaz diferencial en función del ángulo de dispersión.	17
Figura 1.4.8. Producción de pares	19
Figura 1.4.9. Efecto acumulativo de los distintos tipos de interacciones	20
Figura 1.4.10. Parámetros que caracterizan el campo de radiación en un punto en términos de la magnitud radiológica fluencia (o tasa de fluencia)	22
Figura 1.4.11. Coeficientes de atenuación, absorción y transferencia de energía para el carbono y el plomo	27
Figura 2.2.1. Esquema del modelo esférico de la cabeza de un paciente sometido a radioterapia	44

Figura 2.2.2	Esquema del modelo elipsoidal de la cabeza de un paciente sometido a radioterapia	45
Figura 3.1	Simulación MCNPX de la cabeza de un paciente sometido a radioterapia	46
Figura 3.2	Simulación MCNPX en 3D de la cabeza de un paciente sometido a radioterapia	
Figura 3.3	Fluencia de fotones de las diferentes fuentes en el modelo esférico de la cabeza	48
Figura 3.4	Fluencia de fotones de las diferentes fuentes en el modelo elíptico de la cabeza	49
Figura 3.5	Fluencia del Co-60 en ambos modelos de cabeza	
Figura 3.6	Fluencia de fotones de 6 MeV en ambos modelos de cabeza	50
Figura 3.7	Fluencia de fotones de 8 MeV en ambos modelos de cabeza	
Figura 3.8	Fluencia de fotones de 10 MeV en ambos modelos de cabeza	51
Figura 3.9	Fluencia de fotones de 15 MeV en ambos modelos de cabeza	
Figura 3.10	Dosis absorbida por el modelo esférico de cabeza	52
Figura 3.11	Dosis absorbida por el modelo elipsoidal de cabeza	53
Figura 3.12	Dosis absorbida debida al Co-60	
Figura 3.13	Dosis absorbida debida a fotones de 6 MeV	54
Figura 3.14	Dosis absorbida debida a fotones de 8 MeV	
Figura 3.15	Dosis absorbida debida a fotones de 10 MeV	55
Figura 3.16	Dosis absorbida debida a fotones de 15 MeV	

Índice de tablas

Tabla 2.1. Información para definir las superficies en el MCNP	39
Tabla 2.2. Parámetros para definir esfera y cilindro de <i>macrobodyes</i> en el MCNPX	
Tabla 2.3. Contabilizadores para fotones usados en el MCNP	42
Tabla 3.1. Tally 5 (antes de penetrar la cabeza)	
Tabla 3.2. Tally 75 (después de atravesar la cabeza)	47

ABSTRACT

Geometries corresponding to different phantoms were determined in order to develop a Monte Carlo algorithm to simulate the passage of photons through any homogeneous material. This algorithm was implemented using the Monte Carlo N-Particle eXtended code (MCNPX) to simulate two models of a patient's head, one spherical and another more realistic ellipsoidal model. Geometries and surfaces defined for the simulation were obtained using the MCNP Visual Editor Version 19L (vised). MCNPX code was run for different energies plotting the data obtained by running the algorithm. Results showed that the number of photons decreases as they pass through the head and, that although the fluence into the tumor is different for both head models, absorbed dose in the tumor is the same.

RESUMEN

Se determinaron las geometrías correspondientes a diferentes fantomas para desarrollar un algoritmo de Monte Carlo para simular el paso de fotones a través de cualquier material homogéneo. Este algoritmo fue ejecutado usando el código *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX) para simular dos modelos de la cabeza de un paciente, un modelo esférico y otro más realista elipsoidal. Las geometrías y las superficies definidas para la simulación fueron obtenidas usando la versión 19L del editor visual *MCNP (vised)*. El código de MCNPX se corrió para diversas energías con los datos obtenidos al ejecutar el algoritmo. Los resultados demostraron que el número de fotones disminuye al pasar éstos a través de la cabeza y, que a pesar de que la fluencia en el tumor es diferente para ambos modelos de cabeza, la dosis absorbida en el tumor es la misma.

INTRODUCCIÓN

El estudio de la interacción de fotones con la materia tiene interés en varios campos de la Física tales como Física de Altas Energías, Física Nuclear, Física de Radiaciones, pero especialmente en la Física Médica. En este último caso y en particular en radioterapia, radiodiagnóstico y protección radiológica, es de fundamental importancia conocer la cantidad de energía depositada en el medio (tejido humano) en el intervalo de energía utilizado en Física Médica el cual se extiende desde unos cuantos keV hasta 20 MeV.

Cuando un haz de fotones interacciona con la materia normalmente el número de procesos que tiene lugar es tan elevado que es imposible predecir los resultados de tal interacción. Esto conduce a la necesidad de realizar simulaciones numéricas del proceso de interacción. La forma más precisa de realizar estas simulaciones es utilizar el llamado Método de Monte Carlo que permite resolver problemas matemáticos mediante la simulación de variables aleatorias. Este método proporciona toda la información posible a partir de la cual se pueden obtener valores medios, fluctuaciones, etc. El Método de Monte Carlo para la simulación de procesos físicos es perfectamente conocido desde hace mucho tiempo, pero dado que es necesario simular un gran número de casos para conseguir resultados estadísticamente significativos, su uso es efectivo sólo cuando se utiliza una computadora.

La importancia de este método destaca en aquellos problemas que no pueden tratarse analíticamente o cuyo tratamiento es demasiado complicado. Existen programas de simulación del paso de radiación ionizante a través de la materia, muy poderosos los cuales se usan profesionalmente en diferentes campos de la Física, cuyos resultados son de gran exactitud y que utilizan el Método de Monte Carlo. Estos programas son muy complejos, ya que tienen en cuenta todos los posibles fenómenos físicos que tienen lugar al interaccionar la radiación con la materia, lo que hace que su manejo no sea inmediato.

El desarrollo del trabajo de investigación de esta tesis se escribió en 3 capítulos. En el capítulo 1 se presentan los fundamentos teóricos que sustentan dicha investigación, describiendo el estado de arte del método Monte Carlo. En el capítulo 2, se explica en qué consiste el método Monte Carlo. En el capítulo 3 se exponen los resultados de la ejecución del método Monte Carlo dentro de las diferentes situaciones que se analizaron. En el capítulo 4 se concluye el trabajo de investigación de tesis, replanteando los objetivos y dando a conocer los logros alcanzados. En el capítulo 5 se establecen los posibles trabajos futuros. Finalmente se adjuntan ocho anexos que contienen los resultados de las corridas de diferentes escenarios ejecutados con el método Monte Carlo.

Antecedentes

Como una primera parte del trabajo experimental, se revisaron los simuladores EGS (*Electron Gamma Shower*), GEANT (*GEometry ANd Tracking*), MCNP (*Monte Carlo N-Particle transport code*) y PENELOPE (*PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons in matter*). Se analizaron sus ventajas y desventajas, eligiéndose MCNP como la mejor alternativa para simular el transporte de fotones, al resolver la interacción de la radiación con materiales de composición arbitraria y con geometrías complejas, en un intervalo de energías desde keV hasta GeV.

El MCNP es un código que permite modelar y simular el transporte de fotones, electrones y neutrones mediante métodos Monte Carlo. MCNP es el acrónimo de Monte Carlo N-Particle Transport. Este código ha sido desarrollado en el Laboratorio Nacional Los Alamos de los Estados Unidos. Es un código que ha sido utilizado y probado exitosamente en diversas aplicaciones. El transporte se puede hacer para partículas de un sólo tipo, esto es fotones, electrones o neutrones, o bien en forma acoplada fotón/electrón, neutrón/fotón, o neutrón/fotón/electrón.

Para el caso de los fotones y electrones el MCNP incluye fotones cuyas energías varían de 10^{-3} hasta 10^3 MeV. Los cálculos se pueden realizar para distribuciones continua y discreta de energía. Se han desarrollado varias versiones del código, actualmente la versión más reciente es MCNPX que contiene el código que trabaja para todas las energías del fotón cuyas secciones eficaces se obtienen a través de modelos y de la biblioteca LA 150.

Problema

En esta tesis se determinan las geometrías correspondientes a diferentes fantasmas de cabeza, con el fin de desarrollar un algoritmo de Monte Carlo para simular el paso de fotones de radiación gamma o rayos-X a través de las diferentes capas que componen la cabeza humana con un tumor localizado en el cerebro. Este algoritmo es implantado mediante el código *Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX)* que permite determinar la fluencia y la dosis absorbida en diferentes puntos a través de distintos materiales; además de obtener datos y gráficas correspondientes a la simulación realizada y con la ayuda del "*MCNP Visual Editor Version 19L*" (*Vised*) obtener las geometrías y superficies definidas para la simulación.

Hipótesis

Comprobar que el paso de los fotones, producidos en un acelerador lineal para usos médicos, a través de la cabeza de un paciente con un tumor cerebral, se puede simular por métodos de Monte Carlo.

Objetivos

El objetivo general es aplicar el método de Monte Carlo para simular el paso de la radiación a través de la materia.

El objetivo particular consiste en desarrollar un código Monte Carlo para simular el paso de fotones de distintas energías a través de diferentes densidades constituyentes de la cabeza de un paciente sometido a radioterapia.

Justificación

En radioterapia con fotones es de fundamental importancia conocer la dosis suministrada a un paciente con una exactitud de $\pm 5\%$.

Por lo que es importante calcular la dosis absorbida en diferentes tejidos del cuerpo humano aplicando métodos de Monte Carlo.

CAPÍTULO 1

MARCO TEÓRICO

1.1 TRANSFERENCIA DE ENERGÍA

En sentido cuantitativo, los efectos biológicos de la radiación dependen de la cantidad de energía absorbida por la materia viva proveniente de un campo de radiación y por la distribución espacial de esta energía en el tejido. Para comprender la física involucrada en la irradiación de tejido, se deben entender algunos mecanismos de transferencia de energía.

Los principales mecanismos de transferencia de energía son las colisiones entre partículas. Una colisión elástica se define como un choque entre dos cuerpos cuando se conserva la energía cinética y la cantidad de movimiento del sistema; es decir, que la suma de las energías cinéticas de los dos cuerpos antes de la colisión es igual a la suma después de la colisión y que la suma de las cantidades de movimiento antes y después de la colisión también es la misma. En una colisión elástica la energía cinética total se distribuye entre los dos cuerpos; uno de ellos gana energía cinética a expensas del otro. En una colisión inelástica la energía cinética no se conserva.

La energía puede ser transmitida por perturbación de un medio, permitiendo que esta perturbación viaje por el medio y colecte la energía con un receptor apropiado. Este receptor es una onda, cuya amplitud (A) mide el desplazamiento vertical; mientras que la distancia entre puntos correspondientes sobre las perturbaciones adyacentes es llamada la longitud de onda (λ) y el número de perturbaciones por segundo en cualquier punto del medio, es conocido como la frecuencia de la onda (ν). La velocidad con la que viaja una onda (perturbación) es igual al producto de la longitud de onda por la frecuencia:

$$velocidad = \lambda \cdot \nu \quad (1.1.1)$$

Si más de una perturbación pasa a través de un medio al mismo tiempo, entonces el desplazamiento total del medio es igual a la suma algebraica de las dos ondas en el punto donde las respectivas ondas se encuentran. La radiación es, entonces, una forma de energía que viaja a través del espacio y que puede penetrar la materia dependiendo del tipo de radiación y su energía. Así, por ejemplo, la energía nuclear se presenta cuando el núcleo de un átomo libera la energía que contiene; la energía electromagnética se encuentra tanto en las ondas de radio como en las de televisión, en las microondas, en la luz visible, en los rayos X y en los rayos gamma.

Así, cuando una suficiente cantidad de energía es impartida a la materia, es capaz de elevar al electrón a un nivel de energía muy grande; es decir, sacarlo del campo eléctrico del átomo, se dice que el átomo está ionizado y que el electrón negativo junto con lo que queda

del átomo cargado positivamente, constituyen un par de iones. Este proceso es llamado ionización.

El tipo de radiación capaz de producir este proceso, es llamada radiación ionizante y se compone de ondas electromagnéticas de frecuencia muy alta o partículas moviéndose a gran velocidad, con energía capaz de ionizar los átomos o moléculas y romper los enlaces atómicos que mantienen unidas a las moléculas en las células produciendo daño biológico en los seres vivos. La radiación ionizante tiene propiedades penetrantes, por ello es importante su estudio en el caso de las aplicaciones de la radiación en medicina.

Una característica muy importante de la radiación ionizante es la dualidad onda-partícula. Es decir, por su naturaleza puede ser corpuscular (cuando se presenta como un haz de partículas) o electromagnética (cuando se presenta de forma ondulatoria) dependiendo de la longitud de onda.

Las ondas electromagnéticas se caracterizan por la existencia de campos eléctricos y magnéticos perpendiculares entre sí y perpendiculares a la dirección de propagación de la onda. Además se diferencian unas de otras por la cantidad de energía que son capaces de transmitir, y ello depende de su frecuencia. Al conjunto de todas las ondas electromagnéticas se le conoce como el espectro electromagnético el cual se muestra en la figura 1.1.1.

La teoría más reciente acerca de la naturaleza de la radiación electromagnética es la llamada Teoría Cuántica. De acuerdo con esta teoría, la radiación electromagnética consiste de corpúsculos o partículas de energía (cuantos), los cuales viajan a la velocidad de la luz. Cada cuanto contiene una cierta cantidad discreta de energía. La energía contenida en cada cuanto es proporcional a la frecuencia de la radiación y es considerada como una onda. La constante de proporcionalidad es la llamada constante de Planck. Así, la energía está dada por la siguiente ecuación:

$$E = h\nu \quad (1.1.2)$$

donde $h = 4.1356692 \times 10^{-15}$ eV.s, es la constante de Planck.

Puesto que $c = \lambda \cdot \nu$ entonces:

$$E = hc/\lambda \quad (1.1.3)$$

Un cuanto recibe también el nombre de fotón, el cual está descrito completamente cuando se conocen su frecuencia y su longitud de onda o su energía.

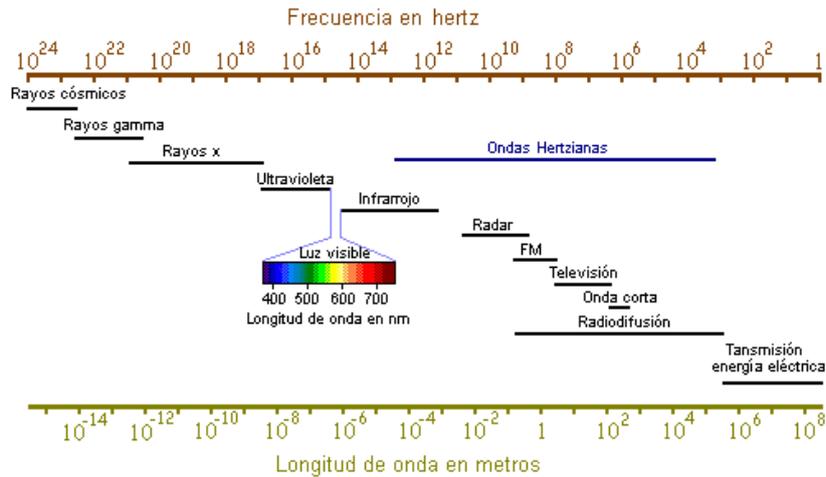


Fig. 1.1.1. Espectro electromagnético.

El modelo del fotón combina propiedades de onda con propiedades de partícula y sugiere que un fotón puede ser considerado como una partícula en movimiento que es guiada en su trayectoria por las ondas que se combinan para producir esa partícula. Así, la masa de un fotón podría encontrarse igualando su energía con la energía relativista de una partícula en movimiento. De esta manera se tiene:

$$E = h\nu = mc^2 \quad \therefore \quad m = \frac{h\nu}{c^2} \quad (1.1.4)$$

La cantidad de movimiento del fotón será:

$$p = mc = \frac{h\nu}{c} = \frac{h}{\lambda} \quad (1.1.5)$$

Por lo tanto, para un fotón se tiene energía E y cantidad de movimiento p:

$$E = h\nu \quad y \quad p = \frac{h}{\lambda} \quad (1.1.6)$$

La dualidad de la naturaleza fue enfatizada después, cuando Davisson y Germer encontraron que un haz de electrones se comportaba como una onda al bombardear un cristal de níquel con electrones como lo muestra la figura 1.1.2.

En 1924 el físico francés Louis de Broglie sugirió que no sólo los electrones sino todas las partículas en movimiento estaban asociadas con propiedades de ondas; la longitud de estas ondas, según de Broglie, es inversamente proporcional a la cantidad de movimiento de la partícula en movimiento, siendo la constante de proporcionalidad la constante de Planck.

Así, la longitud de estas ondas de materia está dada por: $\lambda = \frac{h}{p}$ y, puesto que la cantidad de movimiento es: $p = mv$; entonces se tiene:

$$\lambda = h/mv \quad (1.1.7)$$

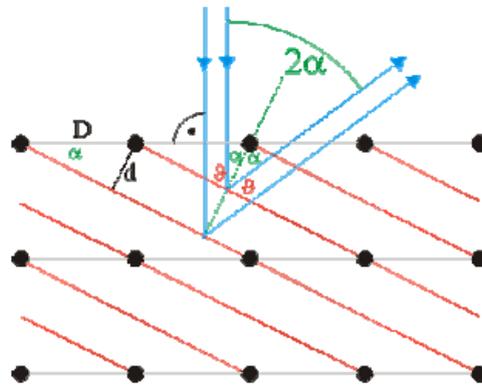


Fig. 1.1.2. Experimento Davisson y Germer sugiere naturaleza ondulatoria de electrones.

1.2 TIPOS DE RADIACIÓN IONIZANTE

La radiación ionizante se puede clasificar, según el tipo de interacción, en: directamente ionizante o indirectamente ionizante. El primer tipo lo constituyen todas las partículas primarias cargadas: electrones energéticos, positrones, protones y partículas alfa y beta. La radiación indirectamente ionizante es la constituida por partículas sin carga: fotones con energía superior a 10 keV (rayos X y rayos gamma) y todos los neutrones.

Otra manera de clasificar a la radiación ionizante es en radiación corpuscular y radiación electromagnética. La primera se debe a la inestabilidad que ciertos átomos tienen en sus núcleos; es decir a la radiactividad. Los átomos inestables (también llamados radiactivos), al tener un exceso de protones o de neutrones en su núcleo, tienden de manera espontánea a convertirse en un átomo más estable, expulsando el exceso de energía en forma de partículas con velocidades cercanas a la velocidad de la luz; este proceso se llama desintegración radiactiva. Así, la propiedad que tienen algunos materiales de emitir radiación ionizante de forma espontánea se le conoce como radiactividad.

El decaimiento radiactivo es posible mediante la emisión de partículas y/o radiación electromagnética (fotones gamma), buscando así el núcleo su estado de mínima energía. Los núclidos que se transforman espontáneamente son conocidos como radionúclidos o radioisótopos, los cuales pueden ser naturales o artificiales.

Los núclidos inestables, ya sean naturales o artificiales, pueden lograr su estabilidad mediante un número limitado de modos de decaimiento: Decaimiento alfa (α), decaimiento beta menos (β^-), decaimiento beta más (β^+) y captura electrónica (C.E.). Hay que hacer notar que en un buen número de casos, el proceso es seguido por emisión de radiación electromagnética, conocida como radiación gamma (γ).

1.3 FUENTES DE RADIACIÓN IONIZANTE

Por su origen, las fuentes de radiación pueden clasificarse en fuentes naturales y fuentes artificiales. Las fuentes naturales están constituidas por la radiación cósmica y la radiación emitida por los materiales radiactivos que existen en la corteza terrestre. A la radiación emitida por las fuentes de radiación natural se le conoce como radiación de fondo natural. El Comité Científico de las Naciones Unidas sobre los Efectos de las Radiaciones Atómicas (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation-UNSCEAR*) ha estimado que la población del mundo recibe de la radiación natural aproximadamente el 50% de la radiación total y que la mayor parte (aproximadamente el 80%) de la radiación que recibe la población por fuentes artificiales, se debe a las aplicaciones médicas de la radiación.

1.4 INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

La radiación al interactuar con la materia lleva a cabo dos propiedades: la penetración de la materia y el depósito de energía. Los efectos más comunes son la ionización y la excitación de los átomos transfiriendo energía al medio. Para el estudio de la interacción de la radiación con la materia se divide a las radiaciones ionizantes en tres clases: partículas cargadas (partículas alfa, partículas beta, electrones acelerados, protones, iones pesados, etc), partículas sin carga (neutrones) y radiación electromagnética (rayos-X y rayos gamma). A su vez, las partículas cargadas se clasifican en partículas cargadas pesadas y electrones.

Los principales mecanismos de interacción se llevan a cabo entre las partículas cargadas y los electrones atómicos de un material. Cuando las partículas cargadas pesadas chocan con los electrones atómicos, las primeras pierden poca energía y son desviadas a ángulos pequeños; mientras que los electrones incidentes al chocar con los electrones atómicos, pierden gran parte de su energía en una interacción y son desviados en grandes ángulos.

Cuando las partículas atraviesan el espesor de un medio material, los procesos de interacción con la materia tienen una distribución de transferencia de energía. Dependiendo del espesor del material, algunas partículas lo atravesarán y otras no.

Antes de que la partícula cargada pierda toda su energía cinética, recorrerá una distancia llamada *trayectoria libre media*. El *alcance*, es el promedio de las trayectorias libres medias de muchas partículas monoenergéticas.

En la radiación electromagnética existen mecanismos de absorción diferentes a los de la radiación corpuscular. Esto se debe a que en la última el alcance en la materia está bien definido y por tanto se puede absorber completamente, mientras que en la radiación electromagnética (rayos X o rayos gamma) no pasa eso sino que va disminuyendo su

intensidad al aumentar el espesor del absorbedor; por lo que la radiación electromagnética no es absorbida sino sólo es atenuada.

En la interacción de los electrones con el blanco pueden suceder los siguientes procesos:

- Producción de rayos X característicos. Se originan cuando los electrones chocan con electrones de capas internas del átomo produciendo ionización y excitación, les transmiten la energía suficiente para pasar a otro estado de mayor energía. Debido a que el átomo tiende a volver a su estado fundamental, un electrón de una capa superior pasará a ocupar el lugar que tenía el electrón que fue expulsado, liberando la diferencia de energía en forma de radiación electromagnética que es la radiación característica. En sí, los rayos X característicos se manifiestan por las transiciones de los electrones de una órbita a otra.
- Producción de rayos X por frenado (Bremsstrahlung). Los electrones chocan con el núcleo provocando una curvatura en la trayectoria del electrón que está sometido a la fuerza coulombiana de atracción, produciendo una aceleración centrípeta que provoca que el electrón sea sometido a una aceleración intensa y que irradie energía en forma de radiación electromagnética (radiación de frenado o Bremsstrahlung). Generalmente, la proporción de rayos X producidos por frenado es mayor (70%) que los rayos X característicos producidos. Ver figura 1.4.1.

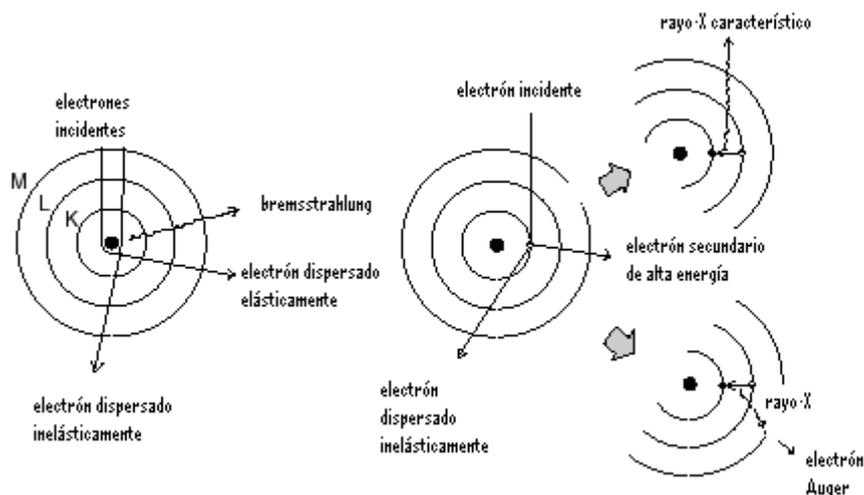


Fig. 1.4.1. Producción de rayos X.

1.4.1 Interacción de los fotones con la materia

Como se mencionó en la introducción, el problema físico que nos ocupa es el de la interacción de los fotones con la materia. Los procesos que ocurren son: el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton (dispersión inelástica incoherente), dispersión de Rayleigh

(la dispersión elástica coherente con todo el átomo) y la producción de pares electrón-positrón. La importancia relativa de los diversos procesos depende fundamentalmente de la energía de la radiación incidente, aunque también es muy importante el material con el que se produce la interacción.

En general se pueden establecer intervalos aproximados de energías de modo que en cada uno de ellos unos procesos dominan sobre otros. A energías del fotón incidente superiores a 1 MeV el proceso dominante es la producción de pares. A energías del orden de 1 MeV domina el efecto Compton; mientras que, a energías menores que 1 MeV los procesos dominantes son el Efecto Fotoeléctrico y Rayleigh.

En cuanto a la dependencia de la importancia relativa de los distintos procesos con el material (para una energía del fotón fija) el efecto fotoeléctrico es más importante a medida que aumenta el número atómico del medio. Si la energía del fotón está en el intervalo en el que se lleva a cabo la producción de pares, dicho proceso también aumenta su importancia al incrementar el número atómico. Es decir, cuanto más pesado sea el material más importantes son el efecto fotoeléctrico y la producción de pares y menos el efecto Compton. La figura 1.4.2 representa las regiones de dominio de los tres procesos en función del número atómico del material y de la energía del fotón.

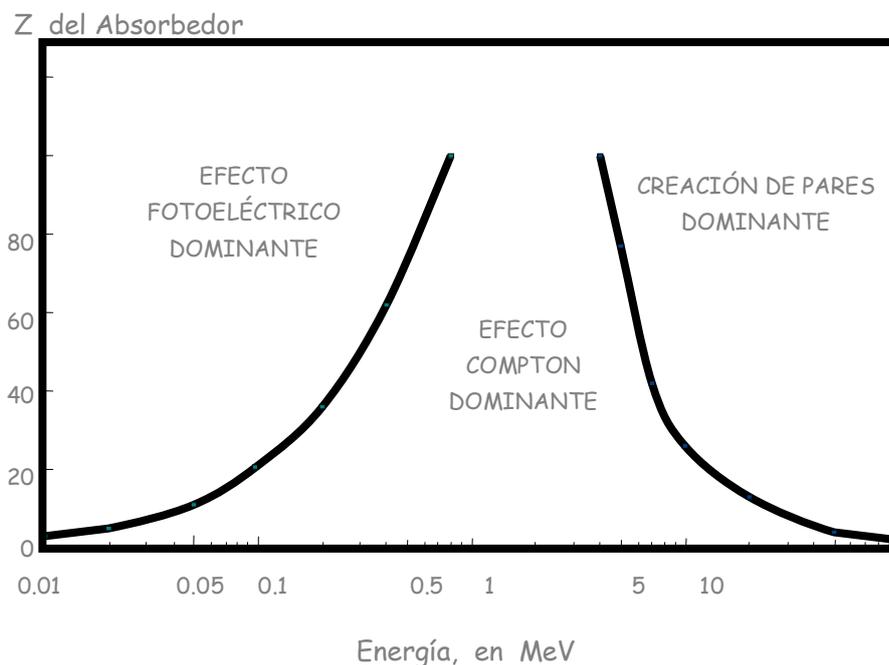


Fig. 1.4.2. Regiones de dominio de los tres procesos principales de interacción.

Teniendo en cuenta este comportamiento, si se restringe el problema a fotones de energías superiores a los 30 keV, como puede verse en la figura anterior, a las energías a las que la dispersión coherente (de Rayleigh) es significativa, el efecto fotoeléctrico es dominante. Por lo tanto, se puede simplificar el problema considerando sólo el efecto Compton, el efecto fotoeléctrico y la producción de pares.

Al interactuar los fotones con la materia se cumplen los principios de conservación de la energía, conservación de la masa, conservación de la cantidad de movimiento y conservación de la carga eléctrica. En seguida se presentan los mecanismos que ocurren durante la interacción de la radiación electromagnética con la materia, en orden creciente de energía del fotón y se describe cómo se realiza el transporte de las distintas partículas generadas, las interacciones que ocurren entre ellas y las distintas aproximaciones que se pueden hacer en cada caso.

En general, como ya se ha mencionado anteriormente, se pueden establecer unos intervalos aproximados de energías de modo que en cada uno de ellos unos procesos dominan sobre otros. El proceso de dispersión coherente o de Rayleigh se presenta a energías del fotón incidente inferiores a los 30 keV, a energías menores que 1 MeV el proceso dominante es el efecto fotoeléctrico, a energías del orden de 1 MeV domina la dispersión incoherente (efecto Compton); mientras que la producción de pares se lleva a cabo para fotones con energías mayores que 1.022 MeV, pero empieza a ser relevante a partir de unos 5 MeV.

En las figuras 1.4.3 se representan, en función de la energía, las secciones eficaces de los distintos procesos para varios materiales donde se puede observar el comportamiento con la energía descrito anteriormente.

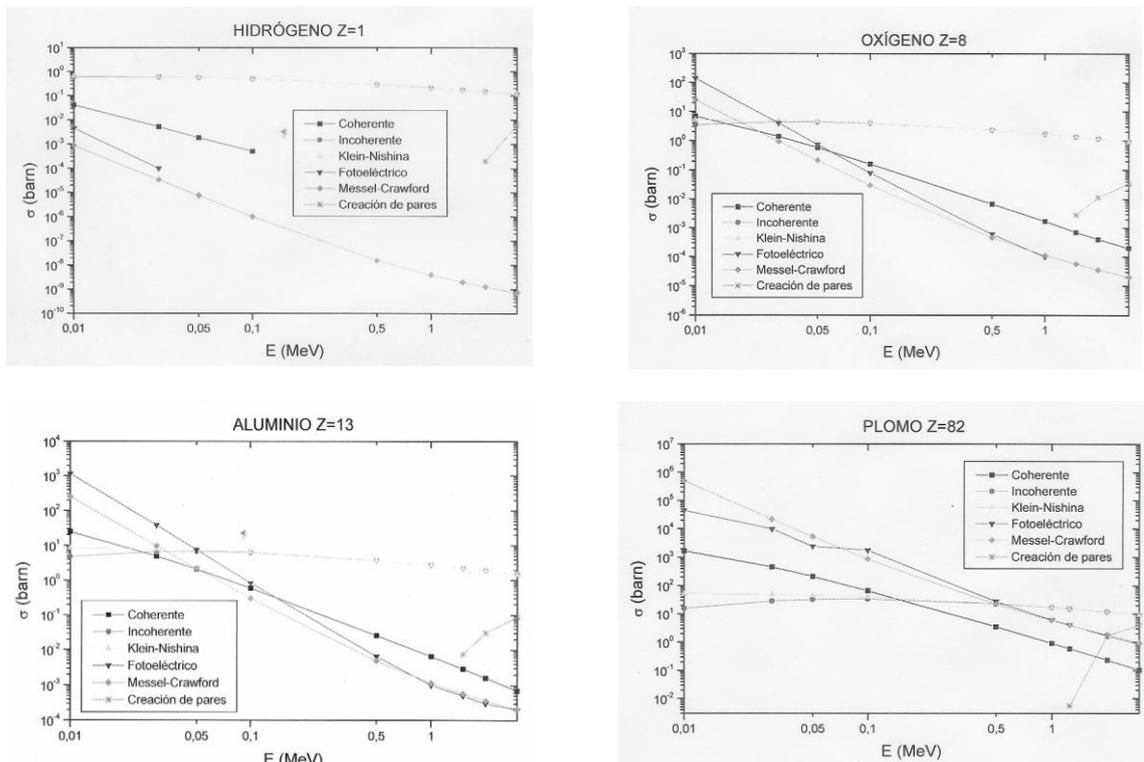


Fig. 1.4.3. Secciones eficaces de: hidrógeno, oxígeno, aluminio y plomo para los diferentes procesos de interacción de los fotones con la materia.

1.4.1.1 Dispersión coherente (Rayleigh)

La dispersión coherente se hace evidente a energías bajas de los fotones, cuyos valores son debajo de 30 keV, el fotón incidente interactúa con un átomo como un todo, no con el núcleo o electrones en forma individual, el fotón no pierde energía y su dirección prácticamente no cambia, en las aplicaciones médicas sólo un máximo del 3% de las interacciones será de este tipo. La figura 1.4.4 muestra esquemáticamente el proceso de dispersión coherente.

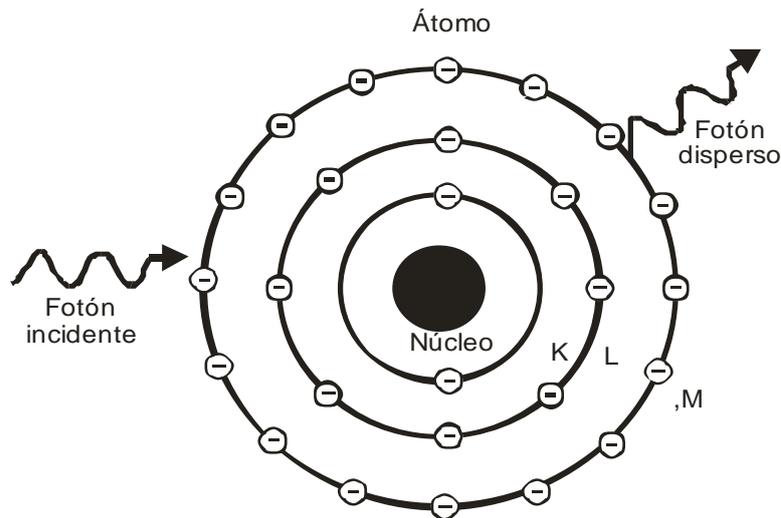


Fig. 1.4.4. Dispersión coherente o de Rayleigh.

Así, se puede observar que este tipo de interacción se produce cuando un fotón incidente interactúa con un electrón de la nube electrónica del átomo, dando como resultado un fotón con la energía incidente y dispersado un pequeño ángulo respecto a la trayectoria inicial. Los fotones incidentes sufren cambios en la dirección sin cambios en la energía.

La dispersión coherente o de Rayleigh puede describirse en términos de interacción onda-partícula. Según esta teoría, los electrones bajo la acción de radiación de baja energía (menor que 10 keV), oscilan de forma forzada a la misma frecuencia que la onda electromagnética incidente comportándose como una fuente de radiación electromagnética de esta misma frecuencia. El proceso puede esquematizarse como: absorción de radiación, vibración del átomo y emisión de la radiación al volver el átomo a su estado de reposo.

Éste es el único tipo de interacción entre los rayos X y la materia que no producen ionización ya que en la dispersión coherente no se transfiere energía y por tanto no se producen ionizaciones, y su único efecto es que se modifica la dirección de la radiación incidente. En términos de sección eficaz, la interacción coherente es por lo menos un orden de magnitud menor que la sección eficaz fotoeléctrica.

La sección eficaz Rayleigh tiene la siguiente forma:

$$\sigma_{Rayleigh} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \Theta) [F(q, Z)]^2 \quad (1.4.1)$$

donde r_0 es el radio clásico del electrón, Θ es el ángulo polar de dispersión, q es el parámetro de transferencia de la cantidad de movimiento, $q = \frac{1}{\lambda_0} \text{sen}\left(\frac{\Theta}{2}\right)$, y $F(q, Z)$ es el factor de forma atómico. $F(q, Z)$ se aproxima a Z cuando q se aproxima a cero, ya sea porque la energía del fotón incidente $h\nu_0$ tiende a cero y/o porque θ tiende a cero. El factor de forma atómico también disminuye rápidamente con el ángulo aunque la dependencia en Z aumenta con el ángulo aproximadamente como $Z^{3/2}$.

Para incrementar la eficiencia de cálculo, el código lleva incorporadas tablas de los factores de forma $F(q, Z)$. Una vez determinado el ángulo polar de dispersión, el ángulo azimutal es aleatoriamente muestreado de la distribución 2π , y se le da un valor $2\pi\xi$, donde ξ es un número aleatorio dentro del intervalo unitario.

1.4.1.2 Efecto fotoeléctrico (Absorción)

El proceso de absorción fotoeléctrica ocurre a energías entre 20 y 80 keV para tejidos blandos, aire y hueso. Para que esta interacción ocurra el fotón incidente debe tener una energía ($h\nu$) mayor que la energía de enlace (E_b) del electrón. El fotón incidente interactúa con un electrón de las capas internas (más del 80% de las interacciones son con electrones de la capa K). El electrón de la capa interna absorbe toda la energía del fotón “desapareciendo el fotón” y expulsando el electrón con un exceso de energía cinética, $E_c = h\nu - E_b$. El fotoelectrón expulsado viajará 1-2 mm a través de la materia creando a su paso pares de iones de otros átomos hasta ceder toda su energía; el fotoelectrón ya en reposo es incorporado a un ion positivo, mientras tanto el átomo blanco original ha quedado con una vacancia en su capa interna; por lo que un electrón de las capas externas rápidamente ocupará la vacancia dejando a su vez una vacancia en su capa correspondiente y emitiendo su exceso de energía en forma de un fotón característico (rayo-X característico).

El fotón característico puede simplemente dejar el átomo e interactuar con otros electrones produciendo ionización en otros átomos; sin embargo, en algunos casos interactuará con electrones de la capa externa del mismo átomo (una especie de “absorción fotoeléctrica interna”) expulsando estos electrones fuera del átomo (electrones Auger).

La probabilidad de ocurrencia de la absorción fotoeléctrica depende del número atómico del material irradiado y de la energía del fotón incidente; específicamente es proporcional a Z^3 e inversamente proporcional a $(h\nu)$. La figura 1.4.5 representa esquemáticamente el efecto fotoeléctrico.

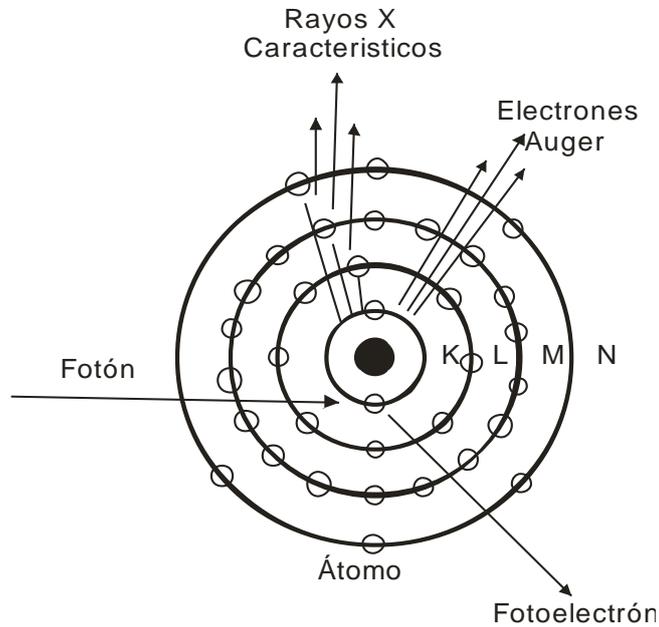


Fig. 1.4.5. Efecto fotoeléctrico.

En el efecto fotoeléctrico no podemos encontrar fórmulas sencillas que describan el proceso. El tratamiento riguroso produce resultados que no pueden expresarse como funciones analíticas. La interacción fotoeléctrica tiene lugar cuando un fotón interacciona con un electrón que está ligado a un átomo. La energía del fotón incidente es absorbida completamente por el átomo, emitiendo un electrón que estaba ligado (normalmente de las capas más internas K, L o M) con una energía cinética igual a la diferencia entre la energía del fotón y la energía de enlace del electrón. Para que se produzca esta interacción el fotón ha de tener al menos la energía de enlace del electrón de la capa K ($h\nu \geq E_b$) y la probabilidad se hace máxima cuando la energía del fotón es ligeramente superior a la de enlace. La energía del electrón emitido estará dada por la diferencia entre la energía del fotón y la energía de enlace del electrón:

$$E_f = h\nu - E_b \quad (1.4.2)$$

Al emitirse un electrón queda un hueco en la capa de la que éste ha saltado, el cual será ocupado por electrones de las órbitas superiores. Este proceso va acompañado de la emisión de fotones de energía E_K (rayos X característicos). El hecho de que los rayos-X característicos emitidos sean de muy baja energía hace que estos sean absorbidos en la misma zona, muy cerca de donde se han originado, lo que justifica la consideración de que toda la energía es absorbida en el punto de interacción.

La teoría de este fenómeno es extremadamente complicada. Las fórmulas de la sección eficaz vienen dadas a través de formulaciones semi-empíricas, y se expresan de la siguiente forma:

$$\sigma_f \propto \frac{Z^m}{(h\nu)^n} \quad (1.4.3)$$

donde m , el exponente de Z , se extiende desde 4 para energías por debajo de 100 keV hasta 4.6 para energías superiores a 500 keV y n , el exponente de la energía del fotón incidente ($h\nu$), se extiende desde 3 para energías inferiores a 100 keV hasta 1 para energías superiores a 500 keV. Sin embargo, la mayoría de códigos Monte Carlo utilizan tablas para modelar la interacción fotoeléctrica.

Entre los valores más precisos de que se disponen de las secciones eficaces fotoeléctricas están los obtenidos numéricamente por Storm e Israel. Estas secciones eficaces están dadas en forma de tablas de datos para cada Z y cada energía del fotón y son las que se utilizan en los programas profesionales de simulación. Para poder usar estas secciones eficaces es necesario contar con una base de datos distinta para cada elemento.

1.4.1.3 Efecto Compton

La dispersión Compton es una colisión elástica entre un fotón y un electrón libre; ocurre a energías mayores de 25 keV para tejidos suaves, aire y hueso. El fotón incidente interactúa con un electrón de la capa externa, la enorme diferencia de energía entre el fotón incidente ($h\nu_0$) y el electrón de la capa externa resulta en la transferencia de sólo una parte de la energía del fotón al electrón.

Puesto que el fotón no transfiere toda su energía al electrón, éste debe ser dispersado con una energía ($h\nu_d$) menor que la del fotón incidente.

Únicamente la diferencia de energía entre el fotón incidente y el fotón dispersado es transferida al electrón libre.

La probabilidad de una interacción Compton disminuye a medida que aumentan la energía del fotón incidente y el número atómico del absorbedor. En elementos con número atómico bajo, la dispersión Compton es el principal mecanismo de interacción. En esta dispersión cada electrón actúa como centro dispersor por lo que las propiedades macroscópicas de dispersión de la materia dependen principalmente de la cantidad de electrones por unidad de masa. Sin embargo, las propiedades de dispersión Compton son establecidas sobre la base de una interacción por electrón. La conservación de la cantidad de movimiento para esta

interacción nos permite conocer el cambio de la longitud de onda y la energía del fotón dispersado, figura 1.4.6.

$$h\nu_d = \frac{h\nu_0}{1 + \frac{h\nu_0}{0.511}(1 - \cos\theta)} \qquad \lambda_d - \lambda_0 = \frac{h}{m_0c}(1 - \cos\phi)$$

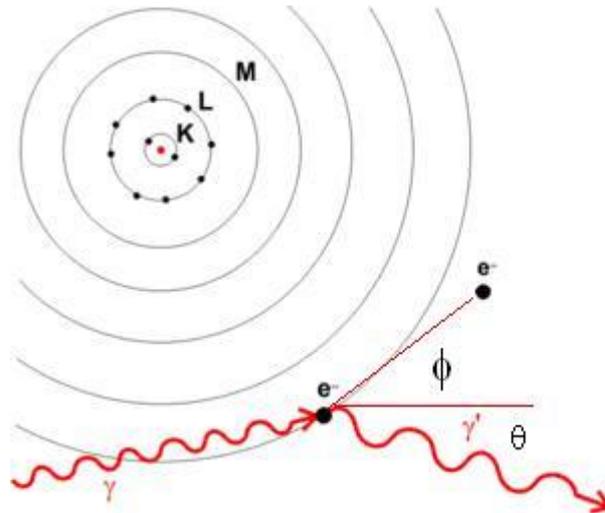


Fig. 1.4.6. Efecto Compton.

Esto es, el efecto Compton consiste en la colisión inelástica de un fotón con un electrón atómico. A energías incidentes del fotón del orden de 1 MeV todos los electrones atómicos pueden considerarse como si fueran libres, de modo que se puede asumir que la dispersión incoherente está bien descrita por el efecto Compton (colisión inelástica de un fotón con un electrón libre). Para determinar completamente lo que ocurre en dicho proceso hay que calcular varias cantidades: la probabilidad de que ocurra la interacción en función de la energía del fotón incidente y las nuevas direcciones y energías del fotón y del electrón después de la colisión. La nueva dirección del fotón se calculará con la sección eficaz diferencial del efecto Compton, que viene dada por la fórmula de Klein-Nishina:

$$\frac{d\sigma_e}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} \frac{1}{[1 + \gamma(1 + \cos\theta)]^2} \left[1 + \cos^2\theta + \frac{\gamma^2(1 - \cos\theta)^2}{1 + \gamma(1 - \cos\theta)} \right] \quad (1.4.4)$$

donde σ_c es la sección eficaz por electrón, Ω es el ángulo sólido, r_e es el radio clásico del electrón, $\gamma = \frac{h\nu_0}{m_0c^2}$ es la energía del fotón incidente en unidades de la masa del electrón (m_0c^2) y θ es el ángulo de dispersión del fotón. En la figura 1.4.7 se representa en un diagrama polar la sección eficaz diferencial dada por esta ecuación en función del ángulo de dispersión θ .

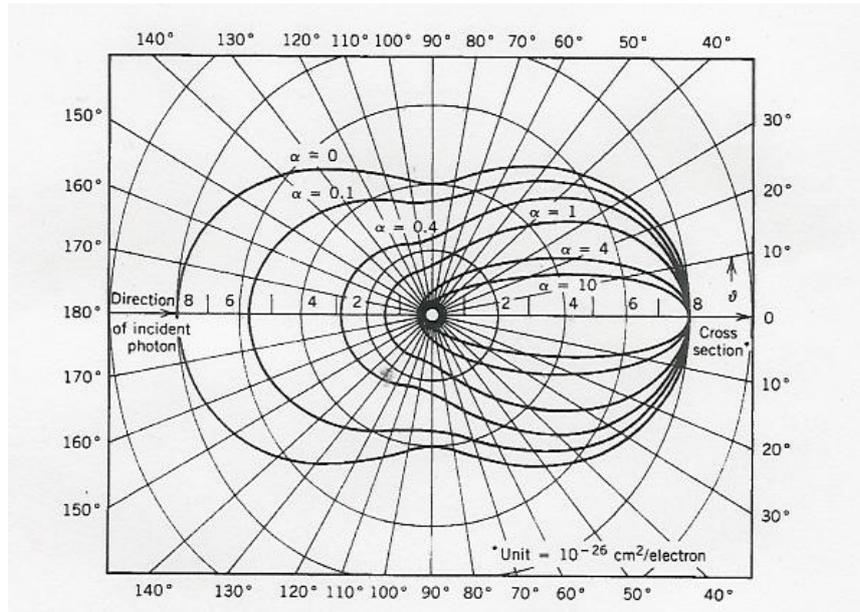


Fig. 1.4.7. Diagrama polar de la sección eficaz diferencial en función del ángulo de dispersión θ .

Integrando para todo el ángulo sólido obtenemos la sección eficaz total del proceso, que nos da la probabilidad de que ocurra un efecto Compton en función de la energía del fotón incidente:

$$\sigma_c = 2\pi r_e^2 \left[\frac{1+\gamma}{\gamma^2} \left(\frac{2(1+\gamma)}{1+2\gamma} - \frac{\ln(1+2\gamma)}{\gamma} \right) + \frac{\ln(1+2\gamma)}{2\gamma} - \frac{1+3\gamma}{(1+2\gamma)^2} \right] \quad (1.4.5)$$

La relación entre las direcciones del fotón y del electrón después de la interacción se obtiene imponiendo la conservación de la energía y la cantidad de movimiento. Conocida la dirección del fotón después de la colisión a partir de la fórmula de Klein-Nishina, la nueva dirección del electrón viene dada por:

$$\cot \phi = (1+\gamma) \tan \frac{\theta}{2} \quad (1.4.6)$$

donde ϕ es el ángulo con el que se dispersa el electrón.

La conservación de la energía y la cantidad de movimiento también permite obtener la relación entre las energías del fotón antes, $h\nu_0$, y después de la colisión, $h\nu$:

$$h\nu = \frac{h\nu_0}{1+\gamma(1-\cos\theta)} \quad (1.4.7)$$

Con la fórmula anterior podemos determinar cuál es la energía transferida por el fotón al electrón que, como se explica posteriormente, es la energía que el fotón deposita en el medio.

Cuando el fotón interactúa con el medio va perdiendo energía, de modo que llega un momento en que la energía de ligadura de los electrones atómicos no es despreciable frente a la energía del fotón. En este caso el efecto Compton no describe correctamente la dispersión incoherente y el tratamiento riguroso del problema conduce a la necesidad de introducir unas correcciones a las secciones eficaces que predice la fórmula de Klein-Nishina. Estas correcciones se introducen mediante unos factores de forma que dependen del átomo considerado y del ángulo con el que se dispersa el fotón, siendo más importantes a medida que aumenta el número atómico y para ángulos de dispersión pequeños. No obstante, como puede observarse en la figura 1.4.2, a las energías a las que estas correcciones son importantes, el efecto fotoeléctrico domina claramente sobre la dispersión incoherente. En consecuencia el uso de la fórmula de Klein-Nishina sin correcciones en todo el intervalo de energía no introduce ningún error apreciable en los resultados de la simulación.

1.4.1.4 Producción de pares

En este proceso, el cual tiene lugar sólo en el campo del núcleo atómico, toda la energía del fotón es usada para generar dos partículas, un electrón y un positrón. Si la energía del fotón excede a la energía equivalente a las masas en reposo del electrón y el positrón (1.022 MeV) el proceso es energéticamente posible. Para que se produzca este efecto el fotón debe tener una energía superior a 1.022 MeV. La figura 1.4.8 es una representación esquemática de la producción de pares.

Después de producirse el par positrón-electrón éstos son proyectados hacia adelante en relación con la dirección del fotón incidente, y pierden su energía cinética por ionización, excitación y producción de bremsstrahlung en la misma forma que cualquier otro electrón energético. Una vez que el positrón ha gastado toda su energía cinética se combina con un electrón, para aniquilarse produciendo dos fotones de 0.511 MeV cada uno.

Así por ejemplo, un fotón de 10 MeV puede convertirse en un par positrón-electrón al pasar a través de un absorbedor de plomo; en este caso cada una de las partículas tendrá una energía cinética de alrededor de 4.5 MeV.

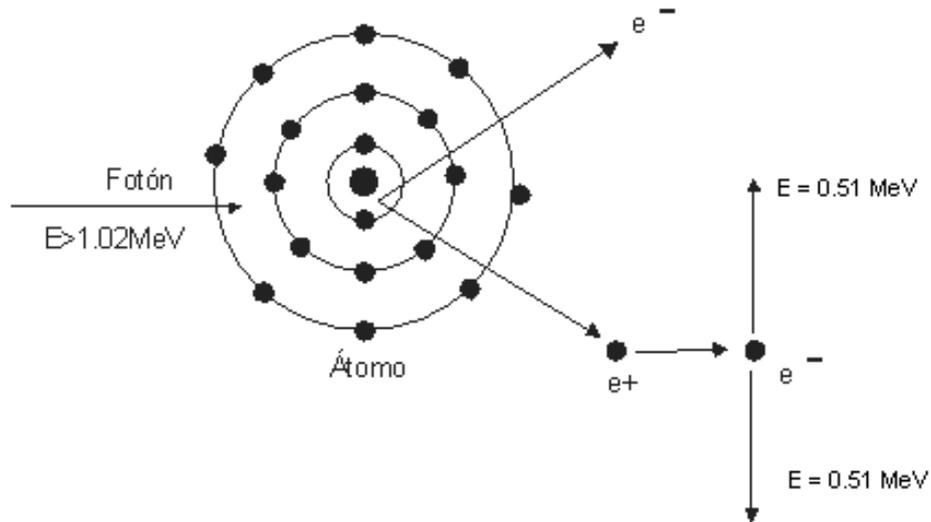


Fig. 1.4.8. Producción de pares.

Esta energía cinética es disipada después en la misma forma que lo hacen las partículas beta. El positrón es entonces aniquilado al combinarse con un electrón del absorbedor produciéndose dos fotones de 0.511 MeV cada uno; o bien pueden sufrir dispersión Compton o absorción fotoeléctrica. El resultado neto del proceso de producción de pares fue en este caso la conversión de un solo fotón de 10 MeV en dos fotones de 0.511 MeV cada uno con la disipación de 8.98 MeV de energía.

Cuando el transporte de electrones está activado en el código, tanto el electrón como el positrón generados se consideran para la simulación y la trayectoria del fotón termina. Cuando el transporte de electrones no está activado, ambas partículas se generan pero no son transportadas y pueden dar lugar a radiación de frenado (bremsstrahlung). En el caso en que la producción de electrones no esté activada, la energía del par electrón-positrón ($h\nu_0 - 2mc^2$) se considera depositada localmente.

El positrón se considera aniquilado en el punto de colisión, dando lugar a la emisión de dos fotones de 0.511 MeV cada uno; uno de ellos emitido en forma isotrópica y el otro en la misma dirección pero sentido opuesto.

1.4.1.5 Efecto acumulativo de las distintas interacciones

La probabilidad de ocurrencia de cada una de las interacciones depende de la energía del fotón incidente. Es proporcional a $(1/E^3)$ para la absorción fotoeléctrica y proporcional $(1/E)$ para la dispersión Compton. De este manera, incluso fotones de un haz monoenergético experimentarán diferentes tipos de interacciones. Para un haz polienergético, los diversos tipos de interacciones ocurren cuando el haz interactúa con la materia. Los coeficientes de absorción o las secciones eficaces dan las probabilidades de remover un fotón del haz en condiciones de buena geometría suponiendo que cualquiera de las interacciones posibles

remueve el fotón del haz. El coeficiente de absorción total es la suma de los coeficientes para cada una de las interacciones discutidas anteriormente, (figura 1.4.9).

$$\mu_{total} = \mu_{coh} + \mu_f + \mu_{Comp} + \mu_{pp}$$

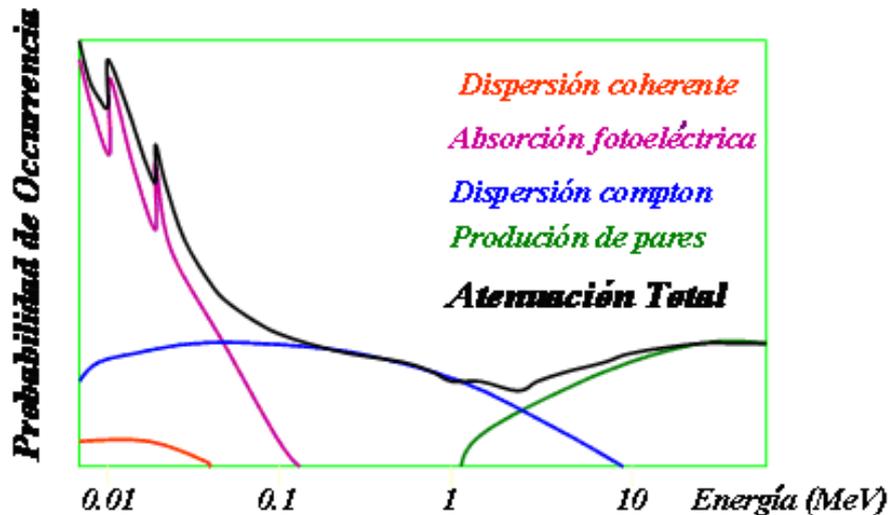


Fig. 1.4.9. Efecto acumulativo de los distintos tipos de interacciones.

1.4.2 Procesos de interacción de los electrones

Cada fotón de rayos X que es absorbido, ocasiona por lo menos uno o probablemente muchos más electrones de alta velocidad como resultado del efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares. La energía cinética de cada uno de estos electrones deberá ser también absorbida en alguna forma. El mecanismo principal de pérdida de energía de un electrón, con energía del orden de las decenas de keV, es la interacción coulombiana con los demás electrones. Las interacciones con los núcleos son prácticamente elásticas debido a la gran diferencia de masa, pero alteran significativamente la trayectoria de los electrones.

Las interacciones más importantes en la dosimetría de las partículas cargadas son las reacciones de dispersión, que se pueden agrupar en cuatro grupos.

1.4.2.1 Dispersiones inelásticas con los electrones atómicos (colisiones blandas)

Se producen cuando la trayectoria de los electrones está relativamente alejada del átomo y la interacción se realiza con todo el átomo como un conjunto. Un electrón de alta velocidad, choca contra un electrón de otro átomo y lo expulsa de su órbita (ionización), reduciendo la energía del primer electrón y cediéndola al segundo electrón. Uno o ambos de estos

electrones, pueden repetir el proceso hasta que la cantidad de energía para cada electrón sea inferior al umbral de simulación. Estos electrones de baja energía (iones negativos), eventualmente reaccionarán con átomos dentro de lo que se conoce como "subionización". En este caso los átomos no son ionizados, pero a los electrones orbitales se les provee de un pequeño exceso de energía que eventualmente ceden en una forma de radiación electromagnética de muy baja energía.

1.4.2.2 Dispersiones elásticas con los electrones atómicos (colisiones duras)

Se producen cuando la partícula incidente tiene energías relativamente altas lo que permite considerar al electrón atómico como libre adquiriendo una importante fracción de energía (ionización), originando bruscos cambios de dirección en los electrones incidentes.

1.4.2.3 Dispersiones inelásticas con los núcleos atómicos

Cuando las trayectorias son más cercanas al núcleo, con distancias comprendidas entre el radio atómico y el nuclear, las partículas incidentes sufren fuertes cambios de dirección al interactuar con el campo electrostático de los núcleos (la carga positiva del núcleo actúa sobre la carga negativa del electrón). El electrón es atraído hacia el núcleo desviándose de su trayectoria original, lo cual origina la emisión de energía mediante radiación electromagnética (fotones) denominada radiación de frenado o *bremstrahlung*. El electrón puede perder parte de su energía y frenarse al modificar su dirección. La energía cinética perdida por el electrón se emite directamente en forma de un fotón de radiación. Ocasionalmente, el electrón podrá chocar frontalmente con el núcleo. En este tipo de colisión toda la energía del electrón aparece como un único fotón de rayos X (radiaciones secundarias).

1.4.2.4 Dispersiones elásticas con los núcleos atómicos

Este tipo de reacción no genera fotones de energía apreciable, por lo que puede considerarse que se trata de reacciones de dispersión elástica con los núcleos atómicos, es decir, la clásica dispersión de Rutherford. Es un tipo de reacción de escaso interés en dosimetría ya que la partícula incidente apenas pierde energía, pero origina fuertes desviaciones en la trayectoria del electrón incidente.

1.4.3 Dosimetría de fotones

Antes de hablar de dosimetría de fotones, es conveniente definir algunas magnitudes del campo de radiación tales como: fluencia, dosis absorbida y kerma.

Fluencia, (Φ)

La fluencia se define para cualquier tipo de radiación como el cociente $\frac{dN}{da}$,

donde dN es el número de partículas (fotones, electrones, neutrones, etc.) que inciden sobre una esfera cuya sección eficaz tiene un área da (ver figura 1.4.10), es decir:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (1.4.8)$$

La unidad de fluencia en el sistema internacional (SI) es el m^{-2} (es decir: partículas/m²). La definición de fluencia mediante una esfera de sección eficaz da considera dicha área perpendicular a la dirección de cada partícula de forma que la fluencia es independiente del ángulo de incidencia.

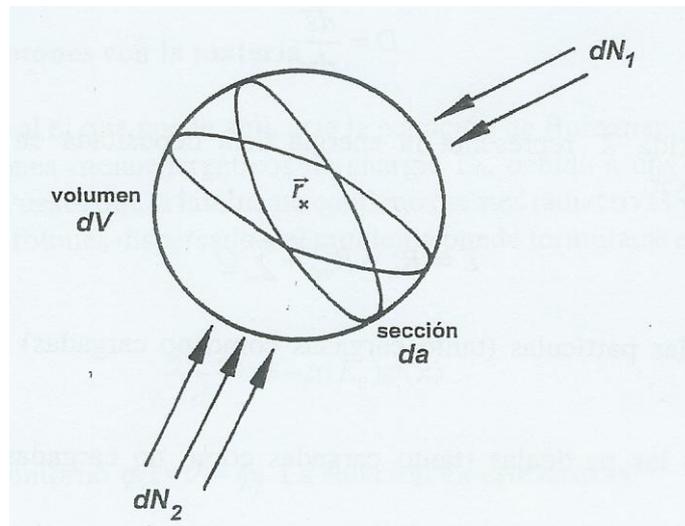


Fig. 1.4.10. Parámetros que caracterizan el campo de radiación en un punto en términos de la magnitud radiológica fluencia (o tasa de fluencia).

Cuando el campo de radiación no es monoenergético, se define el espectro de fluencia o la distribución de fluencia en energía, Φ_E , como:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{da} \quad (1.4.9)$$

donde $d\Phi$ es la fluencia de partículas con energía entre E y $E + dE$.

Un campo de radiación queda completamente caracterizado cuando se especifica, en cada instante y punto del espacio, el tipo y número de partículas que se mueven en cada dirección y su energía. La magnitud radiológica adecuada para ello es la rapidez de fluencia o tasa de fluencia, φ , (también llamada densidad de flujo) que se define como la variación de fluencia por unidad de tiempo (es decir: partículas/m²s):

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d^2N}{dt \cdot da} \quad (1.4.10)$$

1.4.3.1 Dosis absorbida

La dosis absorbida, D , en un material dado se define para cualquier tipo de radiación como el cociente $\frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$ donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía media impartida por la radiación a un material de masa dm .

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (1.4.11)$$

La energía impartida $\bar{\varepsilon}$ representa la energía neta depositada en el volumen de materia considerado, es decir:

$$\bar{\varepsilon} = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad (1.4.12)$$

R_{in} = energía de las partículas (tanto cargadas como no cargadas) entrantes en el volumen considerado

R_{out} = energía de las partículas (tanto cargadas como no cargadas) salientes del volumen considerado

$\sum Q$ = suma de los cambios en las energías en reposo de los núcleos atómicos y de todas las partículas implicadas en las interacciones.

La unidad de dosis absorbida en el Sistema Internacional (SI) es el joule/kg (J/kg ó J.kg⁻¹) que recibe el nombre de gray (Gy).

1.4.3.2 Kerma, K

El término KERMA corresponde a las siglas en inglés de "Kinetic Energy Released in absorbing MAterial" (energía cinética liberada en un material absorbente). Esta magnitud se introdujo por primera vez en 1962 para tener en cuenta de forma explícita las dos etapas del

proceso mediante el cual las partículas sin carga (fotones y neutrones) depositan su energía en la materia que atraviesan. Dichas partículas interactúan y transfieren parte de su energía cinética a partículas cargadas (principalmente electrones) que depositan su energía mediante colisiones (ionización y excitación) de átomos o la pierden de forma continua mediante radiación de frenado.

El kerma tiene en cuenta sólo el primer paso de este proceso y representa la energía transferida por unidad de masa a electrones secundarios (en general partículas con carga) en un volumen arbitrariamente pequeño de material. Por tanto, al dar un valor de kerma es preciso indicar el material al que nos referimos (por ejemplo: kerma en aire, kerma en tejido, etc.). La magnitud kerma sólo está definida para partículas sin carga (fotones y neutrones). El kerma, K , se define formalmente para partículas sin carga (fotones y neutrones) como el cociente dE_{tr}/dm , donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por partículas sin carga en una masa dm de material, es decir:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.4.13)$$

La unidad de kerma en el Sistema Internacional (SI) es el joule/kg (J/kg o J.kg⁻¹) que recibe el nombre de gray (Gy). La unidad en el SI para la tasa de kerma es el gray/s (Gy/s o Gy·s⁻¹).

1.4.3.3 Dosis absorbida debida a fotones

Un caso muy sencillo en el que puede aplicarse la ecuación de Boltzman es la atenuación de un haz colimado de fotones monoenergéticos de energía $E_0 = h\nu_0$, debida a una lámina delgada homogénea e infinita de espesor x . Puesto que la lámina no contiene fuentes radiactivas y el colimador elimina la contribución de los fotones dispersados, el problema puede formularse en una sola dimensión como:

$$\frac{d\varphi(x)}{dx} = -\mu(E_0)\varphi(x) \quad (1.4.14)$$

con la condición de frontera $\varphi(x=0) = \varphi_0$. La solución en este caso es:

$$\varphi(x) = \varphi_0 e^{-\mu(E_0)x} \quad (1.4.15)$$

es decir, la ley de atenuación exponencial. La magnitud μ se denomina coeficiente de atenuación lineal (m^{-1}) y representa la probabilidad por unidad de recorrido de que un fotón

interaccione con el medio que atraviesa. Su valor dividido entre la densidad del medio, $\frac{\mu}{\rho}$ se denomina coeficiente de atenuación másico (m^2kg^{-1}). Esta relación es válida siempre que la contribución de los fotones dispersados o partículas secundarias a la fluencia en el punto x pueda considerarse despreciable. La definición formal de coeficiente de atenuación lineal, dada por la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas y medidas (*International Commission on Radiation Units and measurements-ICRU*) es:

$$\mu = \frac{dN/N}{dl} \quad (1.4.16)$$

donde $\frac{dN}{N}$ es la fracción de fotones que experimentan alguna interacción al recorrer una distancia dl en el material considerado.

Para fotones con energías en el intervalo de 10 keV a 100 MeV, los mecanismos dominantes de interacción con la materia son: el efecto fotoeléctrico (absorción de fotones por electrones ligados a los átomos), el efecto Compton (dispersión inelástica de electrones por fotones) y la producción de pares (absorción de fotones y producción de un par electrón-positrón en presencia de un campo eléctrico). El coeficiente de atenuación másico es la suma de los coeficientes correspondientes a cada uno de los procesos de interacción:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\mu_f}{\rho} + \frac{\mu_C}{\rho} + \frac{\mu_{pp}}{\rho} \quad (1.4.17)$$

Donde:

$\frac{\mu}{\rho}$ coeficiente de atenuación másico total

$\frac{\mu_f}{\rho}$ coeficiente de atenuación másico por efecto fotoeléctrico

$\frac{\mu_C}{\rho}$ coeficiente de atenuación másico por efecto Compton

$\frac{\mu_{pp}}{\rho}$ coeficiente de atenuación másico por producción de pares

A menudo se utiliza la trayectoria libre media λ (mean free path) para expresar la distancia media que un fotón recorre entre dos interacciones sucesivas. La trayectoria libre media es el recíproco del coeficiente de atenuación lineal.

$$\lambda = \mu^{-1} = \left(\rho \left(\frac{\mu}{\rho} \right) \right)^{-1} \quad (1.4.18)$$

El coeficiente de atenuación caracteriza de forma macroscópica la interacción de fotones con la materia en términos de la fracción de partículas que interaccionan por unidad de distancia. Para caracterizar la transferencia de energía que tiene lugar debido a tales interacciones se definen los coeficientes másicos de transferencia y absorción de energía.

El coeficiente másico de transferencia de energía, $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$ es la fracción de energía, $\frac{dR}{R}$, transferida por los fotones incidentes a partículas cargadas secundarias al recorrer una distancia dl en un medio de densidad ρ , es decir:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{dR}{\rho R dl} \quad (1.4.19)$$

El coeficiente másico de absorción de energía, $\frac{\mu_{en}}{\rho}$, representa la fracción de energía absorbida y se define como:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \quad (1.4.20)$$

donde g es la fracción de la energía cedida a los electrones secundarios que se pierde en interacciones radiactivas.

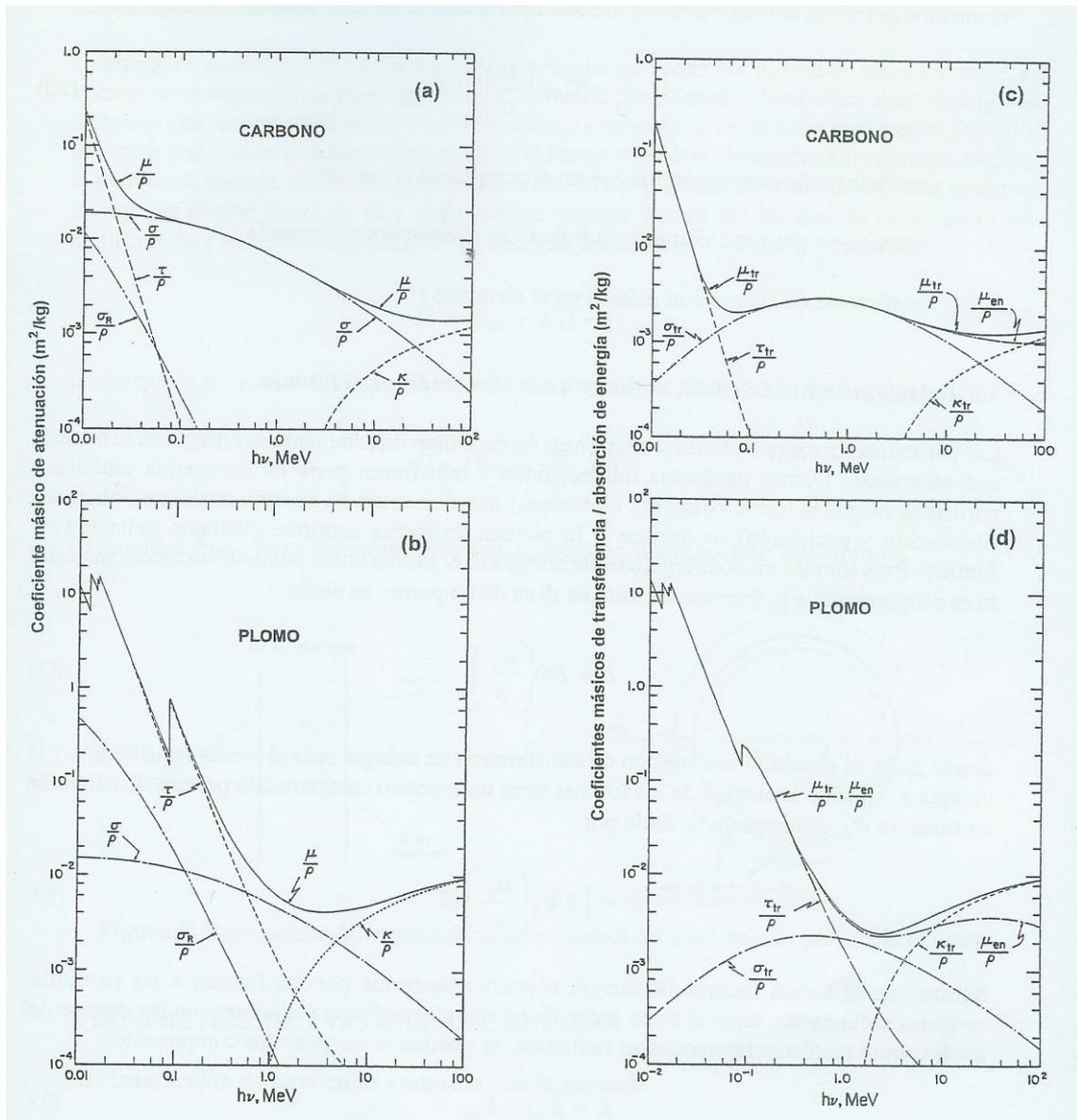


Fig. 1.4.11. Coeficientes de atenuación, absorción y transferencia de energía para el Carbono y el Plomo.

Los valores de los coeficientes de atenuación, transferencia y absorción de energía son característicos de cada material y se pueden calcular a partir de las secciones eficaces para los procesos de interacción de los fotones con la materia. Dichos valores se encuentran tabulados en función de la energía para diferentes materiales. La figura 1.4.11 muestra la dependencia con la energía de los coeficientes másicos de atenuación, transferencia y absorción de energía para el Carbono y el Plomo.

Cuando el medio considerado es un compuesto químico o una mezcla formada por varios elementos químicos el coeficiente de atenuación másico se obtiene mediante la expresión:

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_j w_j \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_j \quad (1.4.21)$$

$\frac{\mu}{\rho}$ coeficiente de atenuación másico en el compuesto o mezcla

w_j fracción en peso del elemento químico en el compuesto o mezcla

$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_j$ coeficiente de atenuación másico en el elemento j

1.4.3.4 Relaciones entre fluencia, kerma y dosis absorbida para fotones

Las partículas sin carga (fotones y neutrones) no depositan directamente su energía en la materia que atraviesan. Dichas partículas interactúan y transfieren parte de su energía cinética a partículas cargadas (principalmente electrones) que depositan su energía mediante colisiones (ionización y excitación) de átomos o la pierden de forma continua mediante radiación de frenado (bremsstrahlung). Para fotones monoenergéticos de energía $E = h\nu$, el kerma en un punto de un medio material de masa m es proporcional a la fluencia de fotones ϕ en dicho punto, es decir:

$$K = E\Phi\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right) \quad (1.4.22)$$

donde, $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)$ es el coeficiente másico de transferencia de energía para el medio considerado y la energía $E = h\nu$. Cuando la energía de los fotones tiene un espectro caracterizado por una distribución de fluencia Φ_E , el kerma está dado por:

$$K = \int E\Phi_E\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)dE \quad (1.4.23)$$

Puesto que el kerma incluye la energía cinética transferida por los fotones a las partículas cargadas secundarias, tanto si éstos ceden dicha energía mediante colisiones con los átomos del medio como mediante interacciones radiactivas, se pueden considerar dos componentes:

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (1.4.24)$$

Donde K_{col} (kerma de colisión) es la parte del kerma correspondiente a las partículas cargadas que disipan su energía mediante colisiones (ionización, excitación) a lo largo de su recorrido y K_{rad} (kerma radiativo) corresponde a aquellas partículas que pierden su energía

mediante radiación de frenado y se deposita por tanto en regiones más alejadas. Ambas componentes del kerma están relacionadas mediante:

$$K_{col} = K(1 - g) \quad (1.4.25)$$

donde g es la fracción de la energía cedida a los electrones secundarios que se pierde en interacciones radiactivas.

La energía transferida por los fotones a las partículas cargadas por unidad de masa (es decir, el kerma) no se deposita necesariamente en el volumen considerado (dosis absorbida) debido a la distancia que recorren dichas partículas secundarias antes de ceder su energía al medio. Por ello, no existe una ecuación general que relacione el kerma y la dosis absorbida.

Sin embargo, cuando la pérdida de energía debida a las partículas secundarias que salen del volumen se compensa con las que se liberan fuera de él y depositan su energía dentro del mismo, se dice que existe equilibrio de partículas cargadas (CPE - Charged Particles Equilibrium) y entonces:

$$D \stackrel{CPE}{=} K_{col} = K(1 - g) \quad (1.4.26)$$

por lo que la dosis absorbida puede calcularse a partir de la distribución de fluencia como:

$$D = \int \Phi_E E \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) dE \quad (1.4.27)$$

La cantidad $E \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)$ se denomina factor de conversión fluencia-dosis para fotones.

1.5 MÉTODO DE MONTE CARLO

El Método de Monte Carlo consiste en realizar una simulación utilizando números aleatorios, para determinar el comportamiento futuro de una variable aleatoria. Este método debe su nombre a la ciudad de Montecarlo en Mónaco donde se juega la ruleta, el juego de azar que genera números aleatorios, surge formalmente en el año 1944, sin embargo, ya existían prototipos y procesos anteriores que se basaban en los mismos principios.

La utilización del método de Monte Carlo para fines de investigación comenzó con el desarrollo de la bomba atómica en la Segunda Guerra Mundial. Durante el proyecto Manhattan, los científicos Von Neumann y Ulam perfeccionaron la técnica y la aplicaron a problemas de cálculo de difusión de neutrones en un material. En 1948, Fermi, Metropolis y Ulam calcularon los eigenvalores de la ecuación de Schroedinger recurriendo a Monte Carlo.

El uso de las computadoras proporciona una herramienta básica para realizar cálculos y estimaciones más complejas.

Las soluciones numéricas de un sistema físico se basan en un modelo matemático a partir del cual se obtienen y resuelven las ecuaciones integro-diferenciales que describen un estado de dicho sistema. No obstante, existen problemas muy complejos, como las interacciones nucleares, que no pueden ser resueltos empleando modelos determinísticos. Con Monte Carlo, los procesos físicos son simulados teóricamente sin necesidad de resolver completamente las ecuaciones del sistema. Sin embargo, es necesario conocer las funciones de densidad de probabilidad que describen el comportamiento del sistema. Se pueden estimar resultados incluso si el problema no tiene un contexto probabilístico.

En el algoritmo de Monte Carlo se requiere generar números aleatorios que sigan una cierta distribución de probabilidad, en general no uniforme. Dado que la mayoría de lenguajes de programación disponen de un generador uniforme de números pseudoaleatorios en el intervalo $[0,1]$, será útil disponer de algún método que permita generar números aleatorios que respondan a cualquier distribución a partir del generador uniforme. Para ello se utilizan dos métodos: el método directo y el método de rechazo.

1.5.1 Método directo

Considérese una variable aleatoria χ , cuya densidad de probabilidad viene dada por la función $p(x)$ y su dominio de definición es el intervalo $[a,b]$. Entonces la probabilidad de que la variable χ tome un valor entre x y $x+dx$ es:

$$P(x < \chi < x + dx) = p(x)dx \quad (1.5.1)$$

Constrúyase la variable aleatoria r de la siguiente forma:

$$r = \int_a^{\chi} p(x)dx \quad (1.5.2)$$

Entonces, se puede demostrar que r es una variable aleatoria uniforme entre 0 y 1. Por lo tanto, si se quiere generar una variable aleatoria χ con densidad de probabilidad $p(x)$ a partir de un generador de números uniforme r , se despeja χ de la ecuación anterior, de modo que por cada número r proporcionado por el generador uniforme se obtiene un número χ según la ecuación (1.5.2).

Para que este método sea aplicable es necesario que la integral tenga una primitiva analítica y que, además, sea lo suficientemente sencilla como para poder despejar χ en función de r . Si alguna de estas dos condiciones no se cumplen se recurre al método de rechazo.

1.5.2 Método de rechazo

Para poder aplicar este método es necesario que la densidad de probabilidad de la variable que se quiere generar esté acotada. El método consiste en lo siguiente: se escoge una cota superior K de $p(x)$ y se generan dos números aleatorios uniformes r y s , donde r debe estar dentro del dominio de definición de $p(x)$ y s debe cumplir $s < K$. Se evalúa $p(x)$ en el punto r obteniéndose un valor s' . Si $s < s'$ entonces el valor r se toma como bueno, si no, se repite el procedimiento hasta que se verifique $s < s'$.

Este método tiene menos limitaciones que el anterior pero es siempre menos eficiente. En concreto para distribuciones de probabilidad cuyo comportamiento no sea suave hay que tener muy en cuenta el problema de la eficiencia.

1.5.3 El algoritmo de Monte Carlo

Básicamente nuestro problema es el siguiente: un fotón entra en el material, es absorbido por efecto fotoeléctrico, o experimenta sucesivas dispersiones debidas al efecto Compton, en las que va perdiendo energía y variando su trayectoria, hasta que sale del material o es absorbido por efecto fotoeléctrico; o bien interacciona produciendo un par de iones. La distancia media recorrida entre dos interacciones sucesivas es la trayectoria libre media λ .

Por lo tanto, el mecanismo de simulación será el siguiente: se determinará la energía del fotón cuya dirección incidente será siempre normal al material, se le hace avanzar una distancia aleatoria de acuerdo con la probabilidad de interacción y se determina qué proceso ha ocurrido. A continuación se calculan los ángulos de dispersión para la nueva energía del fotón y se repite el proceso hasta que el fotón abandona el material o es absorbido por el medio (por efecto fotoeléctrico o porque la energía del fotón sea menor que un cierto umbral. La probabilidad de que un fotón recorra una longitud x sin interaccionar y que lo haga en el siguiente dx es:

$$p(x)dx = N\sigma e^{-\lambda x} \quad (1.5.3)$$

donde N es el número de partículas por unidad de volumen en el medio y σ es la sección eficaz total.

Por definición, la trayectoria libre media es $\lambda = \langle x \rangle$. Así:

$$\lambda = \frac{\int_0^{\infty} x e^{-N\sigma x} dx}{\int_0^{\infty} e^{-N\sigma x} dx} = \frac{1}{N\sigma} \quad (1.5.4)$$

Por lo tanto, la ecuación 1.5.4 se puede escribir como:

$$p(x)dx = \frac{1}{\lambda} e^{-x/\lambda} dx \quad (1.5.5)$$

Con esta distribución de probabilidad es con la que se tiene que generar el espacio recorrido entre dos interacciones sucesivas. Aplicando el método directo se obtiene:

$$s = -\frac{\ln r}{N\sigma} \quad (1.5.6)$$

donde r es un número aleatorio distribuido uniformemente en el intervalo $[0,1]$. A partir de la fórmula anterior se calcula la distancia que recorre el fotón desde que entra en el material hasta el punto donde sufre la primera interacción. Se determina qué proceso ha tenido lugar: dispersión coherente (de Rayleigh), efecto fotoeléctrico, efecto Compton o producción de pares. Para ello se calcula el cociente entre las secciones eficaces Rayleigh, Compton, fotoeléctrica y de producción de pares, se divide el intervalo $[0,1]$ en subintervalos cuyo cociente sea igual al calculado con las secciones eficaces y se elige un número aleatorio distribuido uniformemente en ese intervalo.

Dependiendo de a qué subintervalo pertenezca dicho número, el fotón sufrirá una dispersión coherente, un efecto fotoeléctrico, un efecto Compton, un o una interacción de producción de pares.

La dispersión coherente no implica pérdida de energía por lo que no da lugar a producción de electrones. Se produce una dispersión del fotón incidente en un cierto ángulo, se calcula el ángulo de dispersión y se continúa con la simulación del transporte del fotón. Si lo que ocurre es un efecto fotoeléctrico el fotón cede toda su energía en el punto de interacción y acaba su recorrido, ya que es absorbido con la emisión de varios fotones de fluorescencia y la expulsión o excitación de un electrón atómico con energía de enlace $e_b < h\nu_0$.

Los fotones de fluorescencia se consideran emitidos de forma isotrópica y se transportan siempre que su energía sea mayor a 1 keV. Por lo tanto, la interacción mediante efecto fotoeléctrico supone la absorción del fotón considerado para elementos con número atómico $Z < 12$ puesto que la energía de los posibles fotones de fluorescencia es inferior a un 1 keV.

Si lo que ocurre es un efecto Compton el fotón es dispersado de modo que después de la colisión su energía y su dirección habrán cambiado. La dirección vendrá determinada en coordenadas esféricas, en el sistema de referencia del fotón, por el ángulo cenital θ y el ángulo azimutal ϕ . Estos ángulos se obtienen a partir de la sección eficaz diferencial dada por la fórmula de Klein-Nishina.

Como el problema tiene simetría cilíndrica la sección eficaz diferencial no depende de ϕ y, por lo tanto, dicho ángulo es equiprobable, es decir, su distribución de probabilidad es una constante. Según el método directo ϕ vendrá dado por:

$$\phi = 2\pi r \quad (1.5.7)$$

donde r es un número aleatorio distribuido uniformemente entre 0 y 1.

Para el cálculo del ángulo se utiliza el método de rechazo ya que, aunque la fórmula de Klein-Nishina es integrable, no se puede despejar θ según el método directo. De esta forma se calculan los valores del ángulo ϕ con que se desvía el fotón. Estos ángulos están referidos al sistema de referencia del fotón antes de la dispersión. Para poder desarrollar el algoritmo, los ángulos deben ser referidos al sistema de referencia fijo del laboratorio.

Considérese (θ_1, ϕ_1) los ángulos que determinan la dirección del fotón antes del choque y (θ_2, ϕ_2) los que determinan la dirección después del choque en el sistema de referencia del laboratorio. La relación entre estos ángulos y los medidos en el sistema de referencia del fotón antes de la dispersión (θ, ϕ) se obtiene de las siguientes expresiones:

$$\cos \theta_2 = \cos \theta_1 \cos \theta + \text{sen} \theta_1 \text{sen} \theta \cos \phi \quad (1.5.8)$$

$$\cos(\phi_2 - \phi_1) = \frac{\cos \theta - \cos \theta_2 \cos \theta_1}{\text{sen} \theta_1 \text{sen} \theta_2} \quad (1.5.9)$$

$$\text{sen}(\phi_2 - \phi_1) = \frac{\text{sen} \theta \text{sen} \phi}{\text{sen} \theta_2} \quad (1.5.10)$$

Una vez conocido el ángulo θ se puede calcular la energía del fotón después del choque, a partir de la ecuación:

$$E = \frac{E_0}{1 + \gamma(1 - \cos \theta)} \quad (1.5.11)$$

Con esta energía se obtienen unas nuevas secciones eficaces que permiten calcular la nueva distancia que recorrerá el fotón hasta la siguiente interacción de acuerdo con la ecuación 1.5.6.

Conocida esa distancia y los ángulos θ_2 y ϕ_2 , se obtiene la posición del fotón en coordenadas cartesianas:

$$x = s \sin \theta_2 \cos \phi_2 \quad (1.5.12)$$

$$y = s \sin \theta_2 \sin \phi_2 \quad (1.5.13)$$

$$z = s \cos \theta_2 \quad (1.5.14)$$

donde el eje z es perpendicular al material.

Una vez calculada la posición del fotón se comprueba si ha salido o no del material. Si el fotón no ha salido se vuelve a sortear qué proceso ha tenido lugar.

El proceso de producción de pares tiene lugar sólo en el campo de un núcleo atómico y para fotones con energía superior a 1.022 MeV. Cuando el transporte de electrones está activado tanto el electrón negativo como el positrón generados se consideran y la trayectoria de fotón termina. Cuando el transporte de electrones no está activado, ambas partículas se generan pero no son transportadas y pueden dar lugar a radiación de frenado. En el caso en que la producción de electrones no esté activada la energía del par electrón-positrón ($h\nu_0 - 2mc^2$) se considera depositada localmente. El positrón se considera aniquilado en el punto de colisión, dando lugar a la emisión de dos fotones de 0.511 MeV. Uno de ellos emitido en forma isotrópica y el otro en la misma dirección pero con sentido opuesto.

Por lo tanto, la simulación del transporte de fotones consta de tres pasos:

1. Determinación de la distancia recorrida por los fotones entre dos interacciones sucesivas (determinada por el coeficiente de atenuación en el medio considerado).
2. Selección del tipo de interacción que sufre el fotón después de haber recorrido dicha distancia (la probabilidad depende de las secciones eficaces para los procesos de dispersión coherente, efecto fotoeléctrico, dispersión incoherente y producción de pares).
3. Muestreo de la pérdida de energía y el ángulo de dispersión debidos al proceso de interacción seleccionada.

Existen varios códigos para la simulación del transporte de radiación basados en métodos de Monte Carlo, como son:

EGS (*Electron Gamma Shower*) y PENELOPE (*Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons*) para electrones y fotones, MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) para electrones,

fotones y neutrones, o MCNPX (*Monte Carlo N-Particle X*) que también permite simular el transporte de otras partículas (protones y positrones).

En esta tesis se usa el MCNPX porque permite considerar los distintos modos de simulación del transporte ya sea para partículas de un solo tipo (fotones, electrones o neutrones separadamente) o combinados entre fotones, electrones y neutrones, y además permite hacer simulaciones para un muy amplio intervalo de energías de fotón incidente.

CAPÍTULO 2

METODOLOGÍA

Con el propósito de simular el paso de la radiación a través de diferentes materiales de interés práctico en radioterapia, se utilizó el código MCNP el cual permite visualizar el paso de la radiación a través de diferentes materiales y coleccionar los datos y gráficas correspondientes a la simulación. Debido al intervalo de energía de los fotones usado en radioterapia, se debe considerar en la simulación, la producción de pares, además del efecto fotoeléctrico y el efecto Compton.

Se llevaron a cabo cálculos Monte Carlo para simular el paso de radiación de alta energía (fotones) producida en aceleradores lineales de electrones para usos médicos, mediante el código MCNP.

Para simular partes del cuerpo humano, se consideraron fantomas de diferentes materiales, construyéndose las geometrías con sus celdas, superficies, materiales, fuente y detectores. En particular, se diseñaron dos modelos de la cabeza de un paciente sometido a radioterapia con fotones para simular el paso de la radiación a través de ésta; uno esférico y otro elipsoidal. La cabeza se construyó con el cuero cabelludo que incluye la piel y el tejido adiposo, el cráneo, el cerebro y el tumor; éste último se modeló como una esfera de 1 cm de radio que se colocó en el centro del modelo de la cabeza. El tumor se irradió con un haz unidireccional de fotones; los casos calculados fueron fotones del Cobalto-60 de 1.25 MeV y haces de fotones monoenergéticos de 6, 8, 10 y 15 MeV.

2.1 CÓDIGO MCNP

Si en el cálculo se requieren energías aún mayores el código extrapola los valores de las secciones eficaces; además de que existe una variedad mayor en los objetos que permiten hacer el modelado geométrico de una forma más sencilla. Este código ha sido diseñado para trabajar bajo diversos sistemas operativos y plataformas de cómputo.

Durante los cálculos se pueden contabilizar diversas cantidades, debidas a un solo tipo de partícula o varias, lo que permite determinar la dosis absorbida. Si se requiere determinar algún tipo específico de dosis, como la dosis equivalente ambiental, la dosis efectiva, o el kerma, se puede programar el código para que lo haga o bien se puede determinar la distribución en energía de las partículas transportadas en una cierta región de estudio en conjunción con los respectivos coeficientes de conversión de fluencia a dosis.

2.1.1 Ejecución del MCNP

Para ejecutar el MCNP es necesario introducir los datos del caso bajo estudio en un archivo, que se convierte en el archivo de entrada, éste se puede construir con cualquier editor de textos. El archivo se debe incluir en el directorio que contiene el programa ejecutable del MCNP (*mcnp.exe*), que además debe incluir otro archivo denominado *xmdir*, donde se indican las bibliotecas y la dirección donde se encuentran las secciones eficaces, que normalmente se encuentran en un subdirectorío denominado *xs* que se ubica en el mismo directorio donde está el *mcnp.exe*.

Para ejecutar el MCNP se debe habilitar el sistema operativo DOS y de ahí se debe buscar el directorio donde se encuentra el MCNP (*C:\mcnp>*).

Suponiendo que el archivo se llama *kas01*, se puede iniciar la simulación mediante las siguientes instrucciones:

```
C:\mcnp>mcnp inp= kas01  runtpe = kas01t  output = kas01o
```

También se puede utilizar,

```
C:\mcnp>mcnp i = kas01  ru = kas01t o kas01o
```

En caso de que ***kas01t*** o ***kas01o*** ya hayan sido generados, el código producirá ese par de archivos con nombre distinto en forma automática.

El código puede hacer un trazo del modelo de nuestro caso, para verlo y revisar los posibles errores que hayamos tenido en la generación del archivo de entrada se utiliza la siguiente instrucción:

```
C:\mcnp>mcnp ip inp=kas01 o el software VISED.
```

El archivo de entrada contiene la siguiente información:

- ▣ Nombre del problema
- ▣ Celdas
- ▣ Tarjeta en blanco
- ▣ Superficies
- ▣ Tarjeta en blanco
- ▣ Materiales y bibliotecas de secciones eficaces
- ▣ Término fuente (fotones, neutrones o electrones)
- ▣ Cantidad (es) que se quiere(n) contabilizar
- ▣ Tipo de partícula
- ▣ Número de historias
- ▣ Información sobre cada cuántas historias queremos almacenar los resultados
- ▣ Instrucciones de impresión en el archivo de salida

Las unidades utilizadas en MCNP son centímetros para longitud, MeV para energía, gramos/cm³ o normalizadas a 1 en o/a (fracción atómica) o o/w (fracción en peso) para la densidad, átomos/b-cm para las secciones eficaces, MeV para la temperatura, 10⁻⁸ segundos para el tiempo (a esta unidad se le llama Shake (sacudida)), la energía liberada en la fisión o calentamiento en MeV/colisión.

2.1.2 Modelación con MCNP

Las características geométricas de un problema se pueden modelar utilizando las capacidades geométricas del MCNP. Cuerpos en 3-D se modelan utilizando superficies cuya relación genera celdas. Las superficies se construyen con funciones de primer y segundo orden (planos, cilindros esferas, conos, elipsoides y cuadráticas en general) o superficies de cuarto orden (toroides).

2.1.2.1 Superficies

Las celdas se definen mediante superficies cuya relación se establece con los operadores boléanos de unión, intersección y complemento. Las superficies se definen utilizando signos positivos y negativos para indicar su orientación respecto al origen del sistema cartesiano tridimensional, un símbolo que define el tipo de superficie y los coeficientes de la función que la describe. En la tabla 2.1 se muestran los datos necesarios para definir un grupo de superficies. La tabla 2.2 muestra los parámetros para esfera y cilindro de *macrobodyes* correspondientes al MCNPX.

Tabla 2.1. Información para definir las superficies en el MCNP.

Símbolo	Tipo	Ecuación	Parámetros
P	Plano general	$Ax + By + Cz + D = 0$	A,B,C,D
P _x	Plano normal al eje x	$x - D = 0$	D
P _y	Plano normal al eje y	$y - D = 0$	D
P _z	Plano normal al eje z	$z - D = 0$	D
S	Esfera general	$(x-x')^2 + (y-y')^2 + (z-z')^2 - R^2 = 0$	x', y', z', R
S ₀	Esfera centrada en el origen	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
S _x	Esfera centrada en el eje x	$(x-x')^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	x', R
S _y	Esfera centrada en el eje y	$x^2 + (y-y')^2 + z^2 - R^2 = 0$	y', R
S _z	Esfera centrada en eje z	$x^2 + y^2 + (z-z')^2 - R^2 = 0$	z', R
c/x	Cilindro paralelo al eje x	$(y-y')^2 + (z-z')^2 - R^2 = 0$	y', z', R
c/y	Cilindro paralelo al eje y	$(x-x')^2 + (z-z')^2 - R^2 = 0$	x', z', R
c/z	Cilindro paralelo al eje z	$(x-x')^2 + (y-y')^2 - R^2 = 0$	x', y', R
C _x	Cilindro en el eje x	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
C _y	Cilindro en el eje y	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
C _z	Cilindro en el eje z	$y^2 + y^2 - R^2 = 0$	R
k/x	Cono paralelo al eje x	$[(y-y')^2 + (z-z')^2]^{1/2} \pm (x-x') = 0$	x', y', z'+2 ± 1
k/y	Cono paralelo al eje y	$[(x-x')^2 + (z-z')^2]^{1/2} \pm (y-y') = 0$	x', y', z'+2 ± 1
k/z	Cono paralelo al eje z	$[(x-x')^2 + (y-y')^2]^{1/2} \pm (z-z') = 0$	x', y', z'+2 ± 1
K _x	Cono sobre el eje x	$[y^2 + z^2]^{1/2} \pm (x-x') = 0$	x'+2 ± 1
K _y	Cono sobre el eje y	$[x^2 + z^2]^{1/2} \pm (y-y') = 0$	y'+2 ± 1
K _z	Cono sobre el eje z	$[x^2 + y^2]^{1/2} \pm (z-z') = 0$	z'+2 ± 1

Tabla 2.2. Parámetros para definir esfera y cilindro de *macrobodyes* en el MCNPX.

Símbolo	Tipo	Parámetros de entrada	Descripción
SPH	Esfera	V _x V _y V _z	x, y, z coordenadas en el centro de la esfera
SPH	Esfera	R	Radio de la esfera
RCC	Cilindro	V _x V _y V _z	x, y, z coordenadas en el centro de la base del cilindro
RCC	Cilindro	h _x h _y h _z	Vector eje del cilindro
RCC	Cilindro	R	Radio del cilindro

Cada superficie se especifica en una tarjeta que contiene los siguientes elementos:

NS símbolo parámetros

donde NS es el número de superficie, símbolo y los parámetros, como los mostrados en la tabla, permiten definir las características de la superficie. El número de superficie debe ubicarse en las primeras 5 columnas.

2.1.2.2 Celdas

Cada celda se define con un conjunto de superficies. En la tarjeta que define la celda se incluye el número de las superficies que forman la celda. La relación entre las superficies se expresa con los operadores boléanos de unión, intersección y complemento. Para expresar la unión de dos superficies o conjunto de superficies se establece utilizando dos puntos (:), mientras que la intersección se establece dejando un espacio en blanco. El complemento se define con el símbolo almohadilla (#).

Se utiliza una tarjeta para cada celda. A cada celda se le asigna un número que le identifica. La celda se llena con un material que se identifica con un número antecedido por la letra m, vg m1, m2. ". mj, En la misma tarjeta se define la densidad del material de la celda. Si en esta posición se utiliza el cero, implica que la celda en cuestión contiene el vacío; si la densidad lleva un signo positivo implica que está definida en átomos/b-cm y si es negativo, sus unidades están en g/cm³.

2.1.2.3 Materiales

Los materiales se especifican definiendo el número que les identifica, indicando el elemento con el número atómico y el másico (ZAID). En la misma tarjeta se debe especificar la fracción: si se define la fracción atómica se utiliza un número positivo y negativo si la definición se da en fracción en peso. Para un material se puede seleccionar un solo tipo de unidades. En forma general los materiales se definen de la siguiente manera:

mn ZZZ.AAA₁ fraccion₁ ZZZ.AAA₂ fraccion₂

donde:

n es el número de identificación del material

ZZZ.AAA es el número atómico Z y la masa atómica A del elemento

fraccion es la fracción (atómica) si es un número positivo, en peso si es un número negativo

2.1.2.4 Término Fuente

MCNP permite simular fuentes de fotones, electrones, o neutrones. La fuente se define especificando la posición, la dirección de emisión y la energía de las partículas que pueden ser monoenergéticas, con una distribución continua o con una distribución discreta.

La tarjeta que define la fuente tiene la siguiente estructura:

sdef pos = x y z cel=NC sur=NS erg=E

donde,

x y z son las coordenadas donde se ubica el punto de emisión de la fuente

NC es el número de la celda donde se emiten las partículas (no es indispensable definirla ya que la posición contiene esa información),

NS es el número de la superficie donde se emiten las partículas (tampoco es indispensable definirla)

E es la energía de las partículas

Si este término se omite por definición el MCNP utiliza neutrones de 14 MeV. El MCNP contiene algunas funciones que se pueden utilizar para definir el término fuente con una función matemática.

2.1.2.5 Modo de transporte

En MCNP es necesario indicar el modo de transporte de las partículas; así, si se desea que el código tenga en cuenta la generación de electrones pero no su transporte, el modo es:

mode p

En caso de que se requiera simular el transporte de electrones (y positrones) el modo será:

mode p e

En caso de que se requiera simular el transporte de neutrones y fotones el modo será:

mode p n

2.1.2.6 Contabilizaciones

MCNP dispone de diferentes métodos de contabilización (tally o tallies), para el caso de neutrones se tienen 7, para fotones 6 y 4 para electrones.

fn:partícula celdas

donde

n es un número entero entre 1 y 8, cada uno define un tipo de contabilización, partícula puede ser n, p, e y se deben especificar la celda o celdas. Las contabilizaciones útiles en dosimetría son la f4, f6 y la f8. En forma general se puede contabilizar cualquier magnitud C del tipo:

$$C = \iiint_{r, t, E} \Phi(r, E, t) f(E) dE dt dr \quad (2.1.1)$$

El contabilizador f4 determina la fluencia (en cm^{-2} en la celda o celdas consideradas, y se define como:

$$F4 = \iiint \Phi(\vec{r}, E, t) dt dE \frac{dV}{V} \quad (2.1.2)$$

El contabilizador *f4 determina la fluencia de energía (en $\text{MeV}\cdot\text{cm}^{-2}$) en la celda o celdas consideradas:

$$*F4 = \iiint E \Phi(\vec{r}, E, t) dt dE \frac{dV}{V} \quad (2.1.3)$$

El contabilizador f6 solo se puede utilizar para fotones y neutrones y es un estimador del KERMA (en MeV/g) en la celda o celdas consideradas:

$$F6 = \iiint H(E) \Phi(\vec{r}, E, t) dt dE \frac{dV}{V} \quad (2.1.4)$$

El contabilizador f8 es un estimador de la distribución energética de pulsos en la celda considerada como un detector. El contabilizador *f8 es un estimador de la energía depositada en la celda o celdas consideradas (en MeV) y puede utilizarse para calcular la dosis absorbida.

En la tabla 2.3. se muestran los contabilizadores, estimadores o tallies, suponiendo que las partículas de interés son fotones.

Tabla 2.3. Contabilizadores para fotones usados en el MCNP.

Tally	Descripción	Unidades
F1:p	Corriente en una superficie	fotones
F2:p	Flujo de fotones en una superficie	Fotones/ cm^2
F4:p	Flujo de fotones en una celda	Fotones/ cm^2
F5:p	Flujo de fotones en un detector puntual	Fotones/ cm^2
F6:p	Energía depositada en una celda	MeV/g
F7:n	Energía depositada en una celda por fisión	MeV/g

2.1.2.7 Número de partículas

La propiedad o magnitud física que se desea calcular, se hace contabilizando las partículas que alcanzan un punto o celda de interés. Como estos eventos son aleatorios se obtiene un promedio que se expresa normalizado a las partículas emitidas por la fuente que se definen mediante:

nps 1000

2.1.3 Visualización del modelo generado

El MCNP tiene una instrucción, c: \mcp4c >mcp inp=mio ip, donde mio es el nombre del archivo de entrada, que permite ver el modelo diseñado. En este modo de operación se presentan cortes del modelo que nos muestran los planos del mismo y con diferentes colores se muestran los diferentes componentes. Una vez ejecutada la instrucción el MCNP cambia a plot>.

Al ejecutar la instrucción para visualizar el modelo el MCNP aparecerá en la pantalla del monitor la imagen del modelo con números ubicados en cada superficie. Estos números identifican las superficies.

Mediante la instrucción plot>label 0, las etiquetas de las celdas se cancelan. Mediante la instrucción extent x, donde x es un número positivo, se pueden obtener imágenes de todo el modelo.

Si en la construcción del archivo de entrada cometemos un error de geometría, en el trazo del modelo este error aparece en color rojo y con líneas punteadas; por lo tanto se recomienda usar la opción de visualización para verificar la condición del modelo.

Mediante la instrucción plot>origin x y z, donde x y z son coordenadas, el modelo se traza moviendo el centro del mismo a las coordenadas indicadas. Mediante las instrucciones px n, py n o pz n (vg. plot>px 8), donde n es un número entero, se muestra la imagen del modelo en el plano normal a la coordenada deseada.

Para salir del modo de trazo del modelo, se utiliza la instrucción plot>end que al activarla nos regresa a c:\mcp4c.

2.2 SIMULACIÓN

Primero se realizó un modelo con 4 esferas concéntricas para simular la cabeza de un paciente sometido a radioterapia como se muestra en la figura 2.2.1.

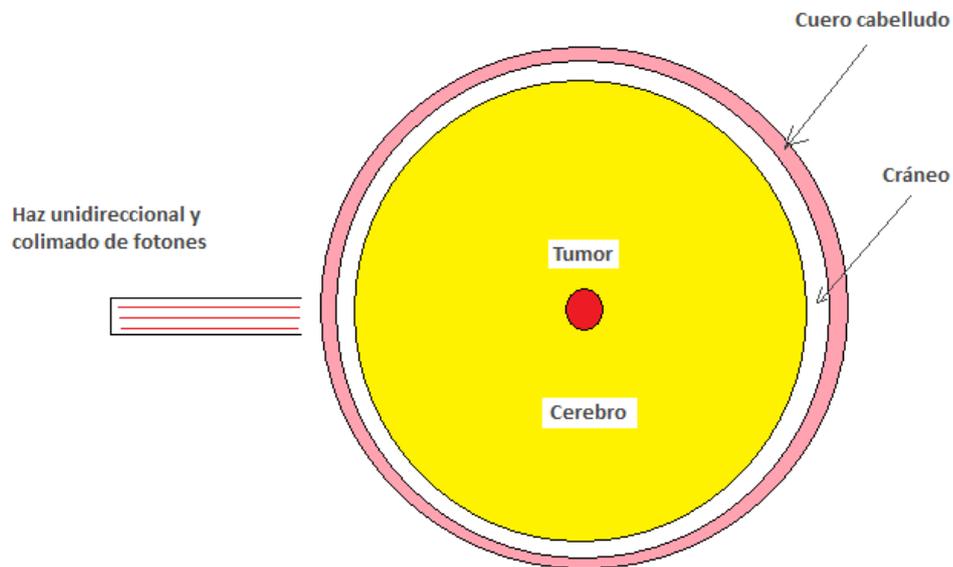


Fig. 2.2.1. Esquema del modelo esférico de la cabeza de un paciente sometido a radioterapia.

Para tener un modelo más realista de la cabeza se utilizó un modelo elíptico, para el caso del cerebro se modeló como un elipsoide de 5.75 cm de radio menor y 8.58 cm de radio mayor; el cráneo se modeló como un elipsoide de 6.75 cm de radio menor y 9.58 cm de radio mayor; un elipsoide de 7.05 cm de radio menor y 9.98 de radio mayor se uso para modelar el cuero cabelludo. En el centro de este modelo se colocó una esfera de 1 cm de radio que se usó para representar el tumor. En la figura 2.2.2 se muestra un corte del modelo elipsoidal de la cabeza.

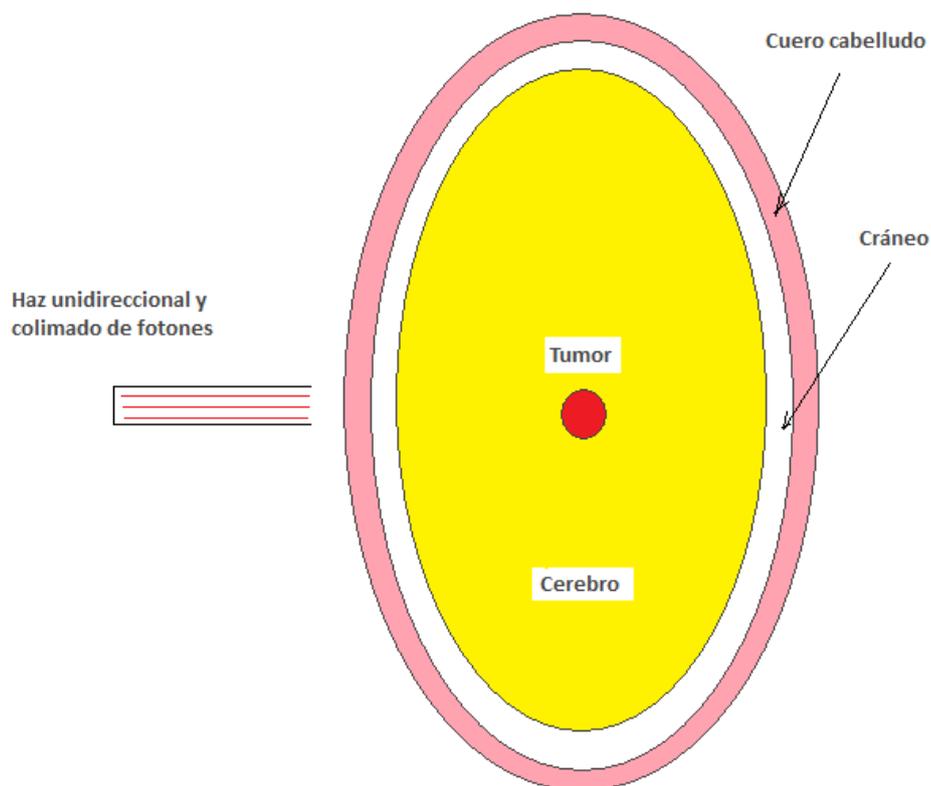


Fig. 2.2.2. Esquema del modelo elipsoidal de la cabeza de un paciente sometido a radioterapia.

Se especificaron cinco materiales, uno para el cuarto de irradiación, y otros para cada parte de la cabeza: cuero cabelludo, cráneo (hueso), cerebro y tumor, indicando el número atómico, la masa atómica, la densidad y la composición elemental para material.

Se definió una fuente puntual en el origen, la cual emitía un haz unidireccional y colimado de fotones monoenergéticos de 10 MeV. Para calcular el flujo de fotones se colocaron cuatro tallies (detectores), afuera de la cabeza, dentro del cuero cabelludo, dentro del cráneo y dentro del cerebro.

Los cálculos que se hicieron para el modelo esférico se repitieron para el modelo elipsoidal y los resultados se compararon entre sí.

CAPÍTULO 3

RESULTADOS

La figura 3.1 muestra los gráficos en 2D y 3D producidos por la simulación Monte Carlo de la cabeza de un paciente sometido a radioterapia representada por cuatro esferas concéntricas de diferentes materiales, dentro de una quinta esfera que simula el cuarto de irradiación.

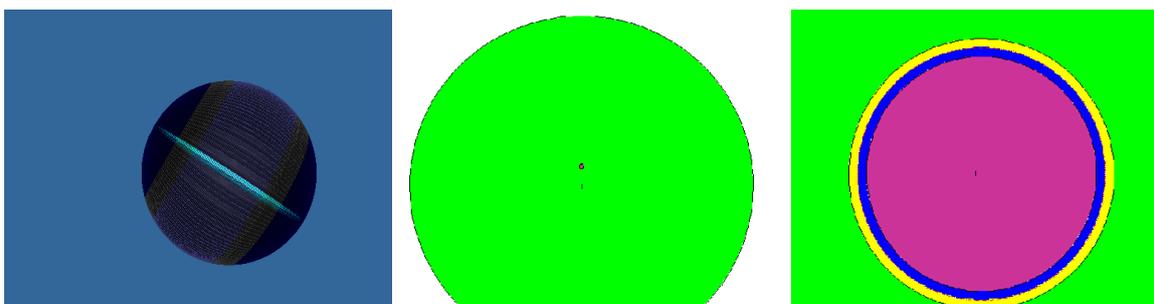


Fig. 3.1. Simulación MCNP de la cabeza de un paciente sometido a radioterapia.

En la figura 3.2 se muestran los gráficos en 3D de las esferas que representan las tres capas: cuero cabelludo, cráneo y cerebro, para simular la cabeza del paciente.

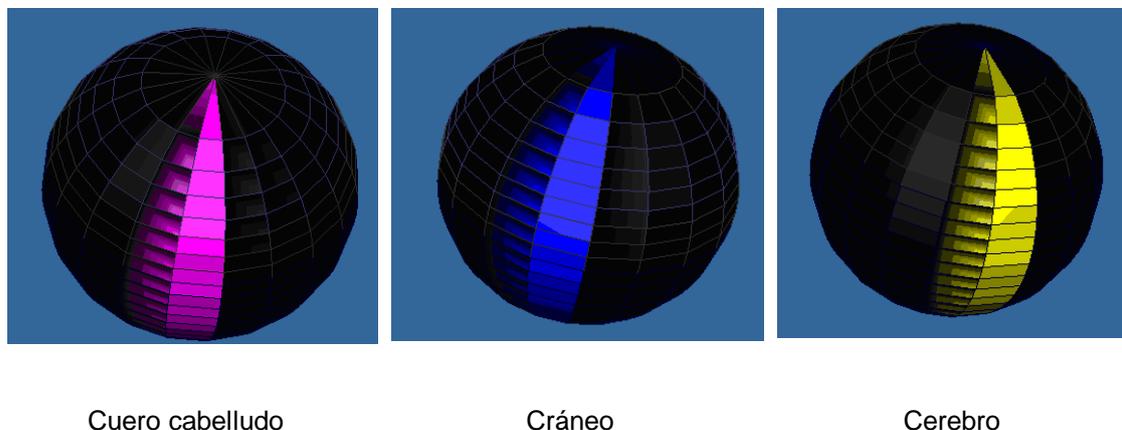


Fig. 3.2. Simulación MCNPX en 3D de la cabeza de un paciente sometido a radioterapia.

Para conocer la fluencia antes, durante y después de que la radiación penetrara la cabeza del paciente, la simulación se corrió para un millón de partículas.

En las tablas 3.1 y 3.2 se muestran parte de los resultados obtenidos al correr el código de simulación del paso de la radiación antes de penetrar la cabeza (tally 5) y después de atravesarla (tally 75).

En los apéndices se muestran las tablas completas.

Tabla 3.1. Tally 5 (antes de penetrar la cabeza).

nps	mean	error	vov	slope	fom
1000	9.9987E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
2000	9.9991E-01	0.0000	0.0000	1.8	1.0E+30
3000	9.9989E-01	0.0000	0.0000	1.8	1.0E+30
4000	9.9991E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30
5000	9.9990E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30
6000	9.9992E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30
7000	9.9993E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30
8000	9.9993E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30
9000	9.9992E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30
10000	9.9992E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30

Tabla 3.2. Tally 75 (después de atravesar la cabeza).

nps	mean	error	vov	slope	fom
6037622	5.4827E-01	0.0032	0.0883	5.9	285043
6533329	5.5022E-01	0.0027	0.0854	5.6	203265
4886267	5.4924E-01	0.0021	0.0569	5.8	225613
3045292	5.4991E-01	0.0018	0.0334	5.8	215439
3441974	5.5047E-01	0.0019	0.0863	4.8	155271
66149	5.5071E-01	0.0018	0.0632	4.6	148132
76361	5.5041E-01	0.0016	0.0554	4.2	160395
86843	5.5046E-01	0.0014	0.0459	3.9	165598
97563	5.5055E-01	0.0014	0.0384	3.9	167259
108208	5.5015E-01	0.0013	0.0352	4.1	177979

En la figura 3.3 se muestra la fluencia de fotones, por cada fotón que emite la fuente, a 5, 10, 15 y 20 cm de la fuente, a la mitad del cuero cabelludo, a la mitad del cráneo, en el cerebro y en el centro del tumor, como se puede ver la fluencia en aire no cambia con la distancia, la razón es que los fotones de la fuente son unidireccionales. Conforme el haz entra a los diferentes tejidos de la cabeza se observa que la cantidad de fotones disminuye conforme la distancia aumenta, esta disminución se debe a que los fotones son absorbidos y dispersados hacia otras direcciones.

En la figura también se puede observar que la fluencia de fotones es mayor para fotones de mayor energía y menor para la fuente que emite los fotones de menor energía. Se puede notar que aproximadamente el 60% de los fotones del Co-60 alcanzan el tumor, mientras que para el caso de una fuente de 15 MeV aproximadamente el 90% de los fotones logra llegar al centro del tumor.

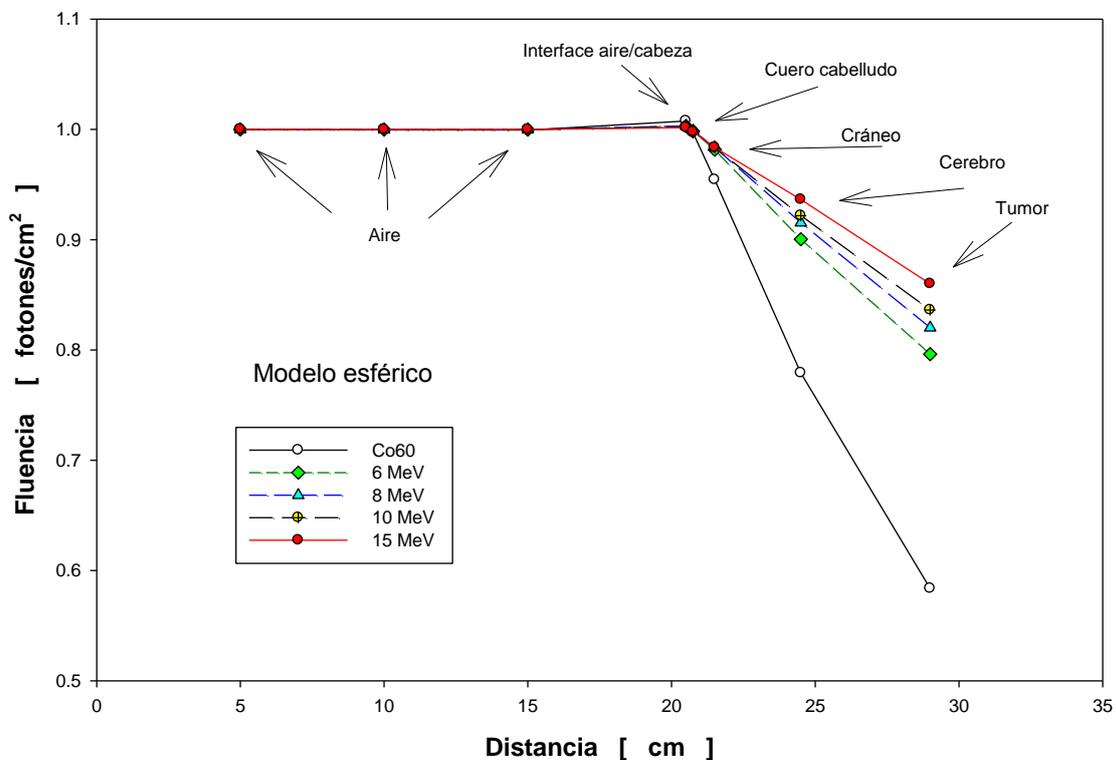


Fig. 3.3. Fluencia de fotones de las diferentes fuentes en el modelo esférico de la cabeza.

En la figura 3.4 se muestra la fluencia de las diferentes fuentes en los tejidos de la cabeza usando el modelo elíptico.

En esta figura se puede observar que ocurren los mismos procesos observados en el modelo esférico. Para ver si existen diferencias en virtud del modelo utilizado se trazaron las fluencias en los diferentes tejidos para los dos modelos. Así en la figura 3.5 se muestra la

fluencia de los fotones del ^{60}Co en ambos modelos, en la figura 3.6 se muestra la fluencia para el caso de la fuente de 6 MeV; los trazos de las fluencias para las fuentes de 8, 10 y 15 MeV se muestran en las figuras 3.7, 3.8 y 3.9 respectivamente.

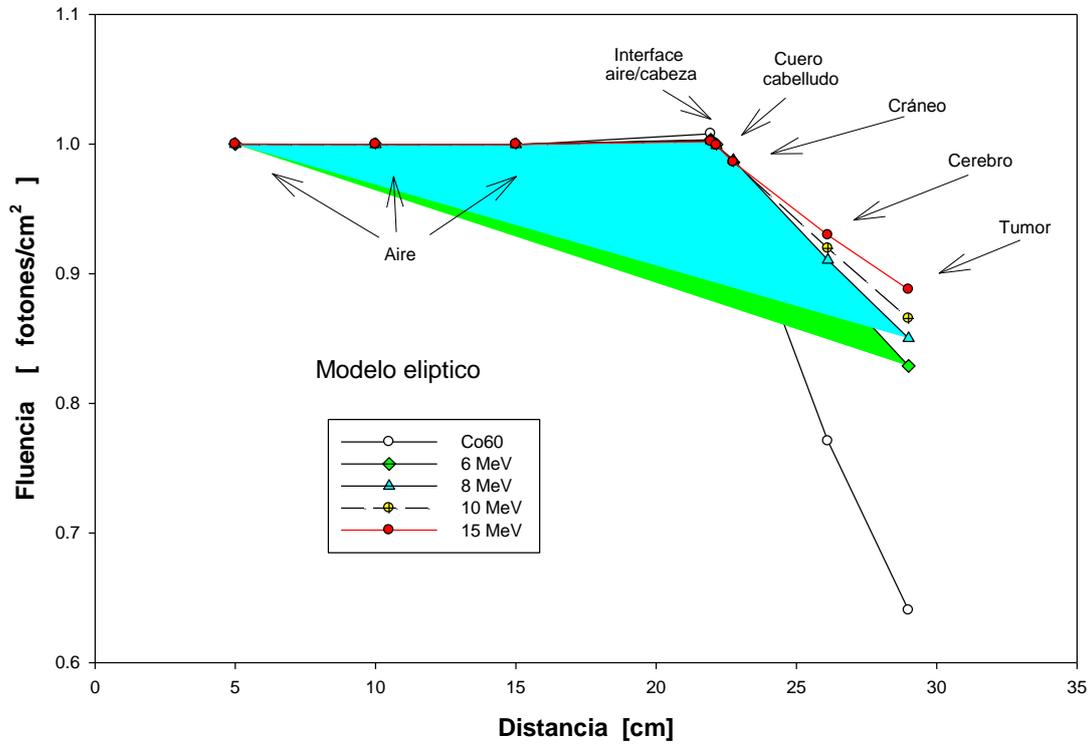


Fig. 3.4. Fluencia de fotones de las diferentes fuentes en el modelo elíptico de la cabeza.

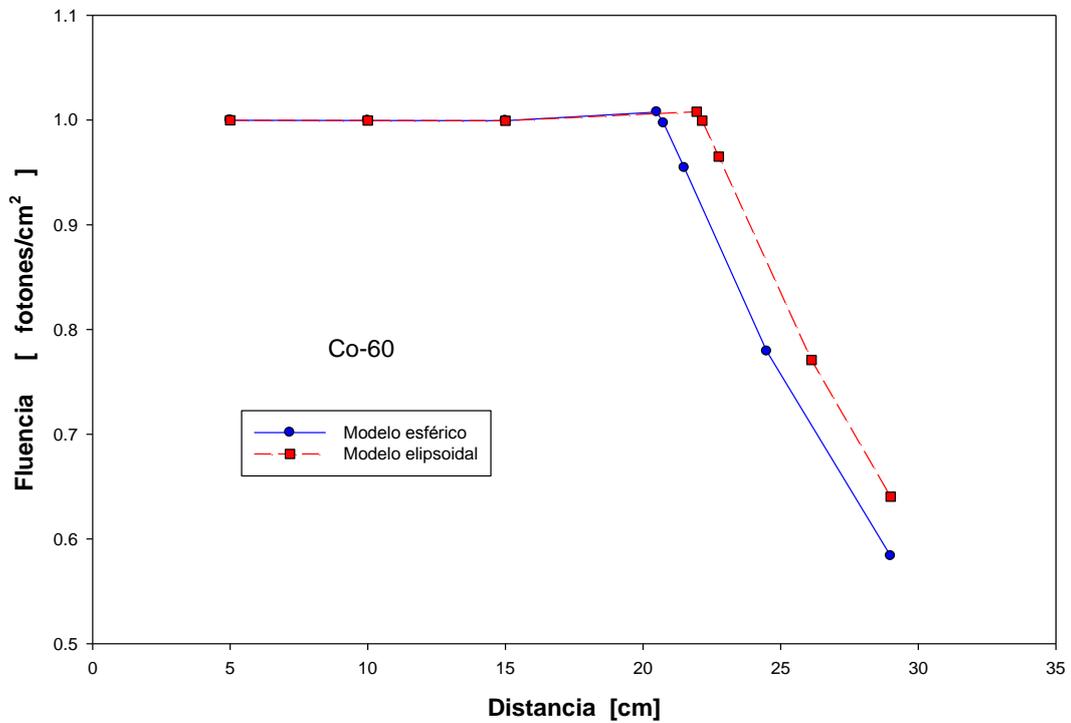


Fig. 3.5. Fluencia del Co-60 en ambos modelos de cabeza.

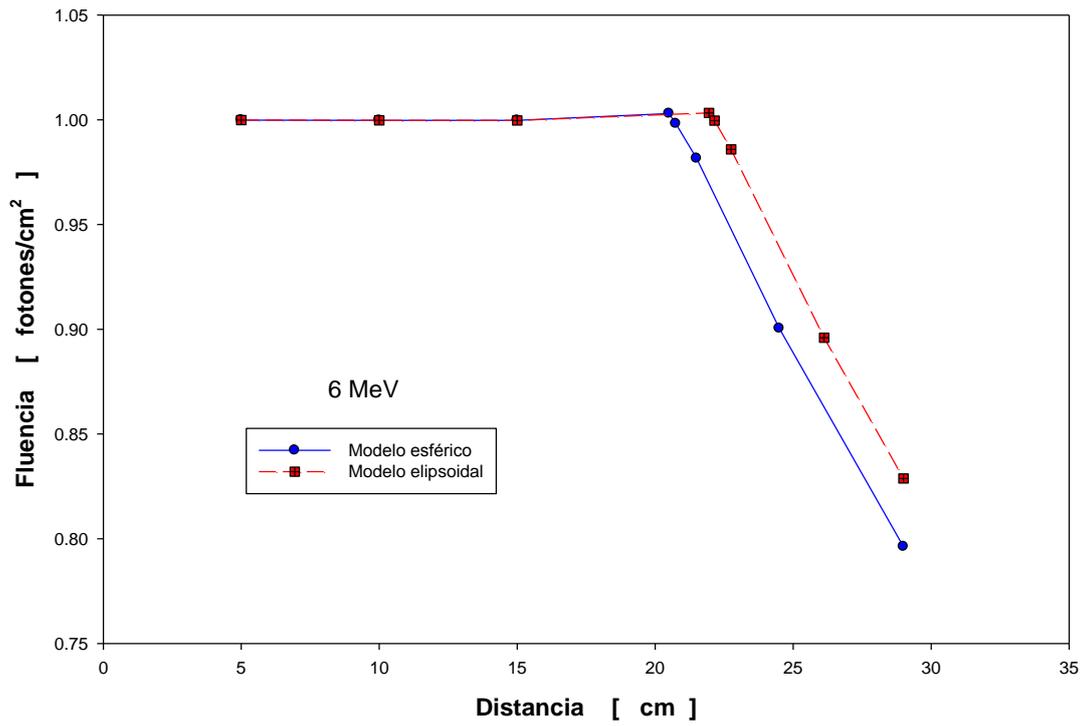


Figura 3.6. Fluencia de fotones de 6 MeV en ambos modelos de cabeza.

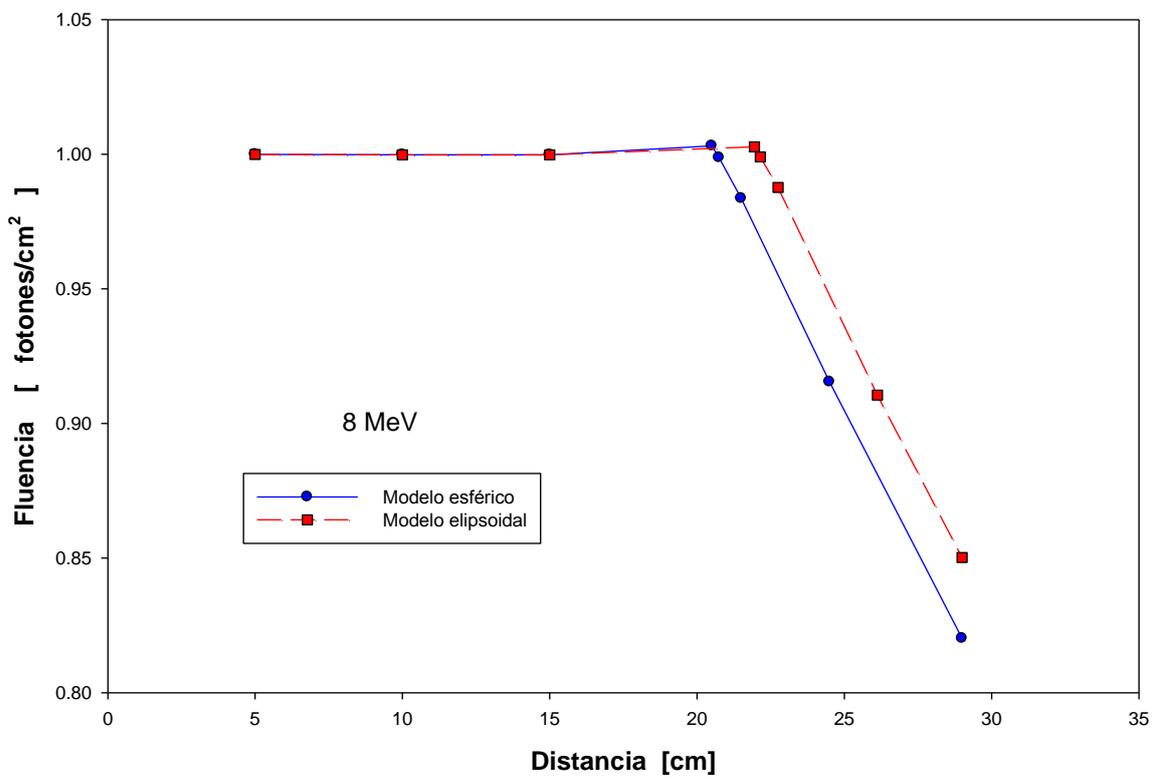


Fig. 3.7. Fluencia de fotones de 8 MeV en ambos modelos de cabeza.

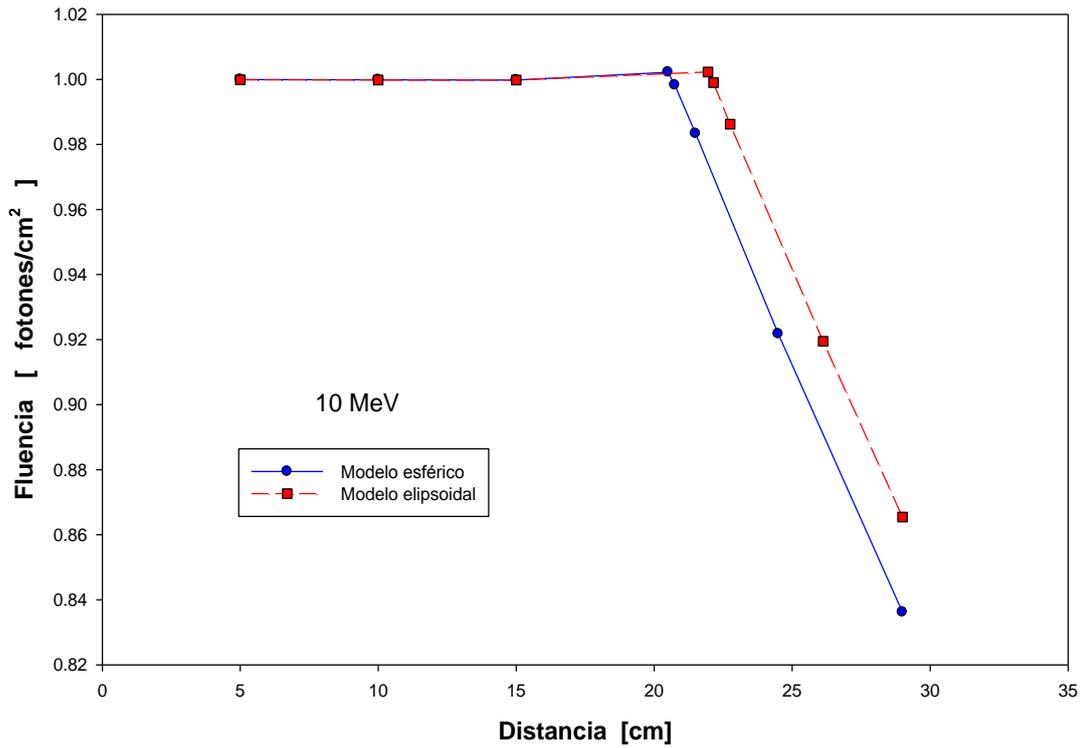


Fig. 3.8. Fluencia de fotones de 10 MeV en ambos modelos de cabeza.

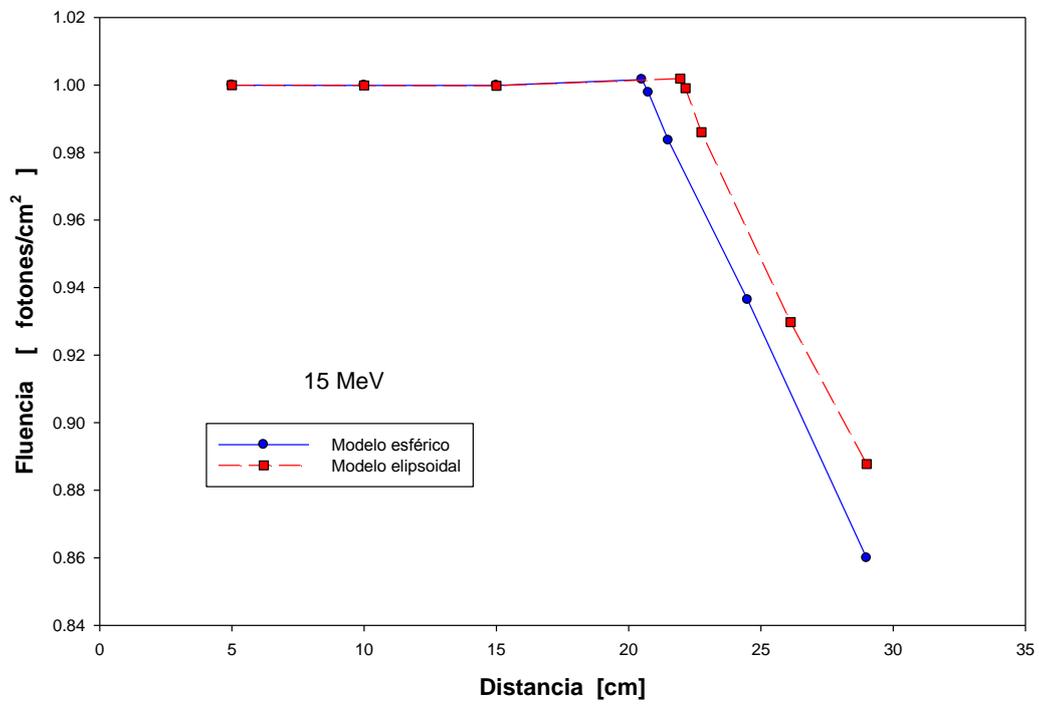


Fig. 3.9. Fluencia de fotones de 15 MeV en ambos modelos de cabeza.

Para todos los tipos de fuente se puede observar que en el tumor la fluencia es siempre mayor para el caso del modelo elipsoidal.

En la figura 3.10 se muestra los valores de la dosis absorbida durante la irradiación de la cabeza con las diferentes fuentes. Se puede observar que para el caso de la fuente de Co-60 es la que deposita la menor dosis en todos los tejidos, y estos valores se aumentan conforme la energía de los fotones aumenta.

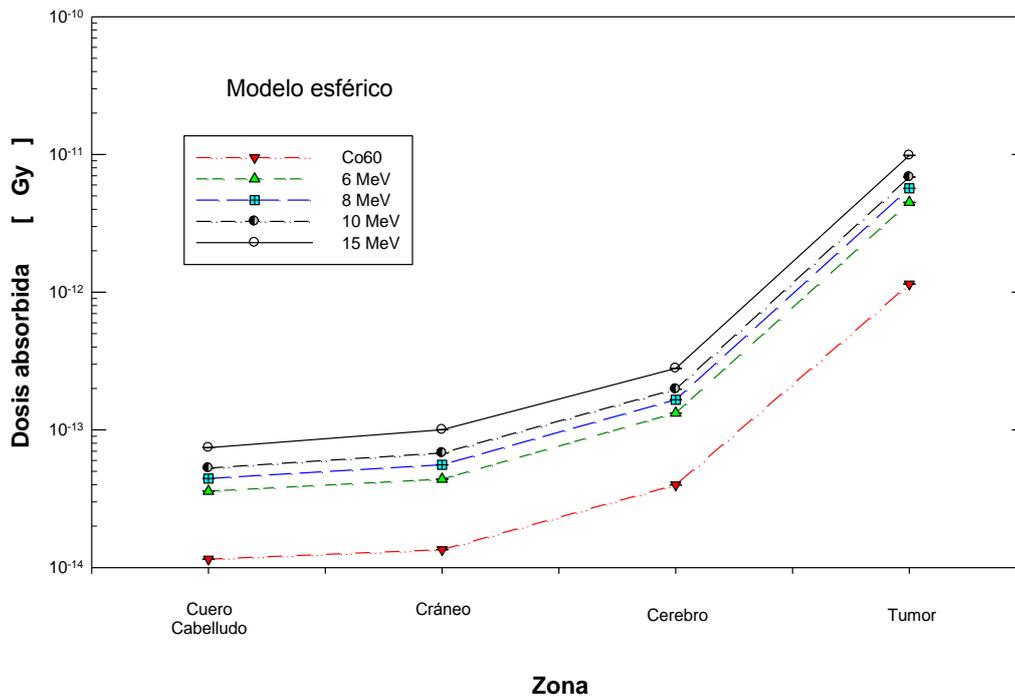


Fig. 3.10. Dosis absorbida por el modelo esférico de cabeza.

El comportamiento de la dosis absorbida en el modelo elíptico muestra comportamientos similares a los observados en el modelo esférico. En la figura 3.11 se muestra la dosis absorbida para el modelo elipsoidal.

Con el fin de hacer una comparación de la dosis para los distintos modelos en la figura 3.12 se muestra la dosis absorbida en los dos modelos para la fuente de Co-60. Para las fuentes de 6, 8, 10 y 15 MeV la dosis absorbida por los diferentes tejidos de ambos modelos de cabeza se muestran en las figuras 3.13, 3.14, 3.15 y 3.16 respectivamente.

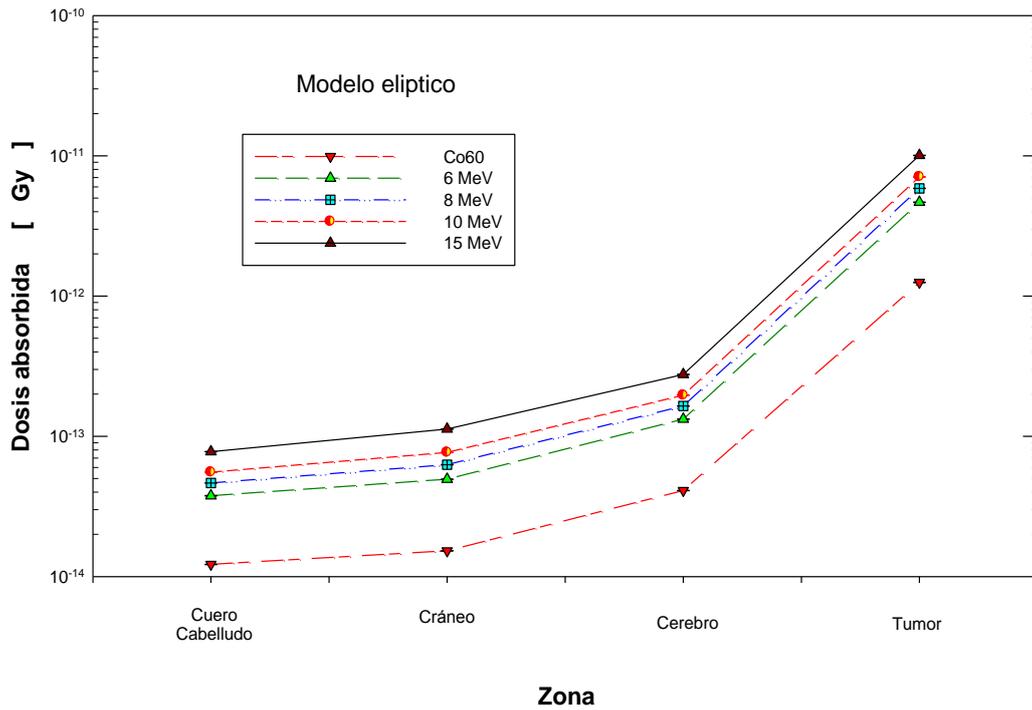


Fig. 3.11. Dosis absorbida por el modelo elíptico de cabeza.

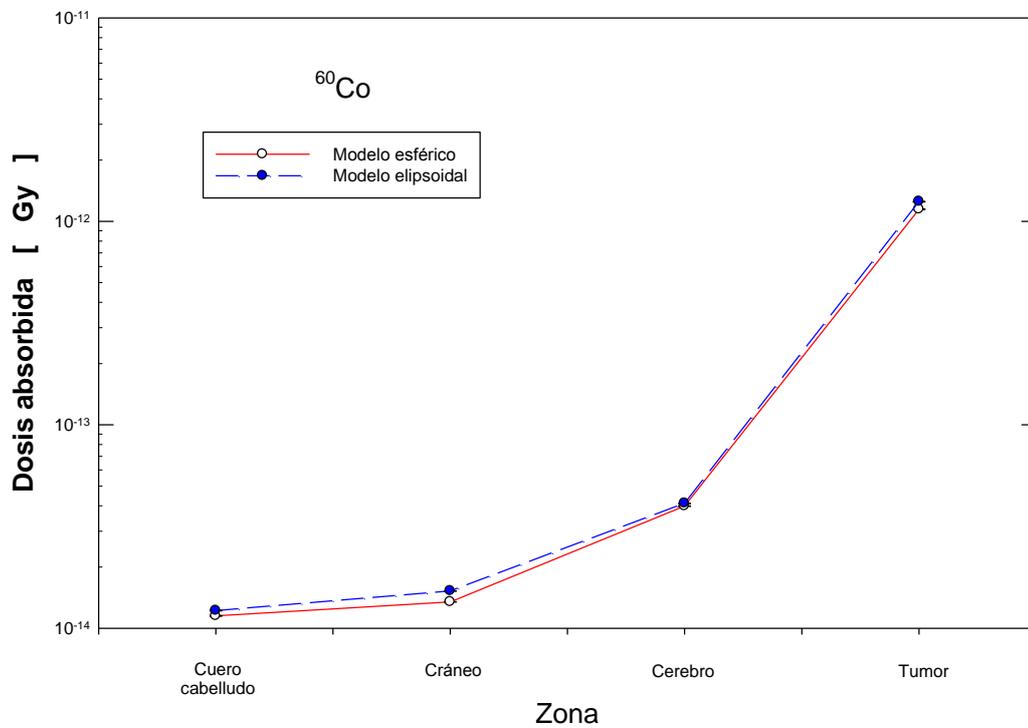


Fig. 3.12. Dosis absorbida debida al Co-60.

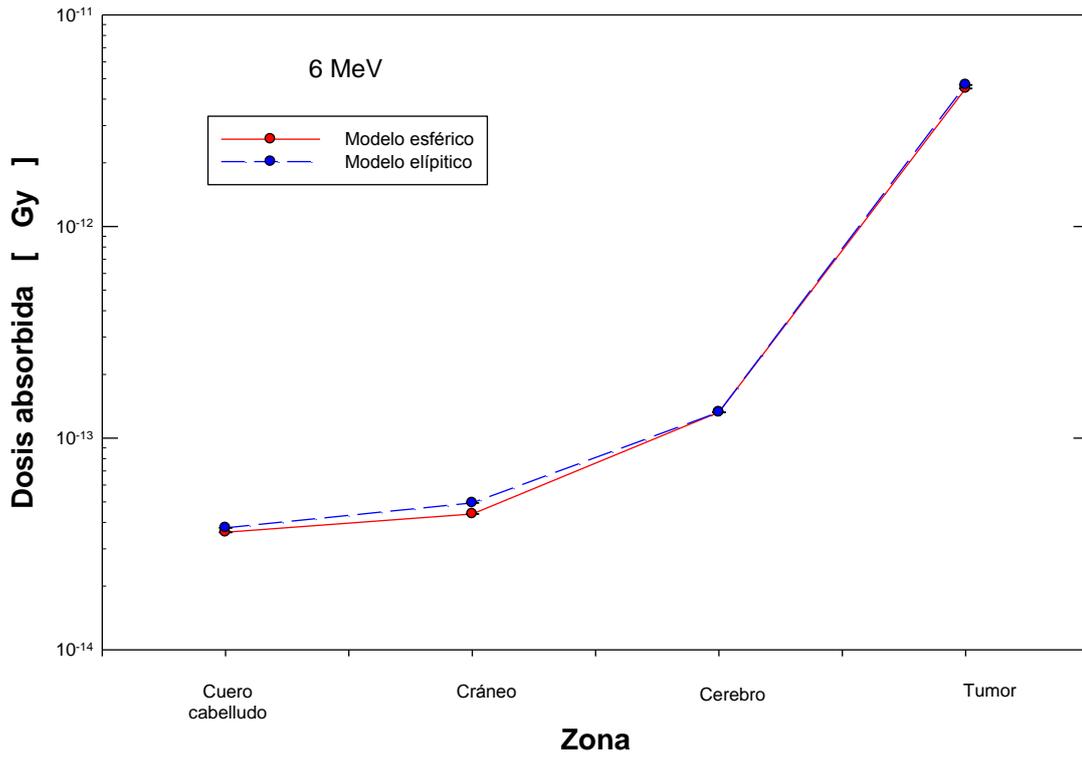


Fig. 3.13. Dosis absorbida debida a fotones de 6 MeV.

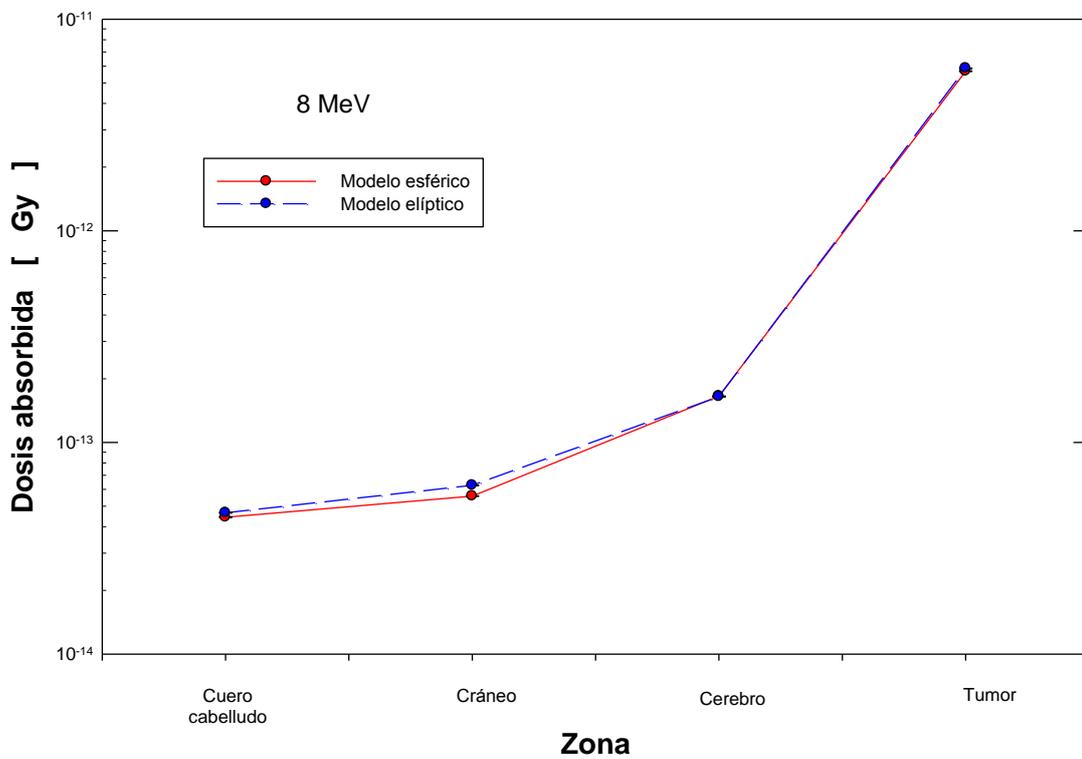


Fig. 3.14. Dosis absorbida debida a fotones de 8 MeV.

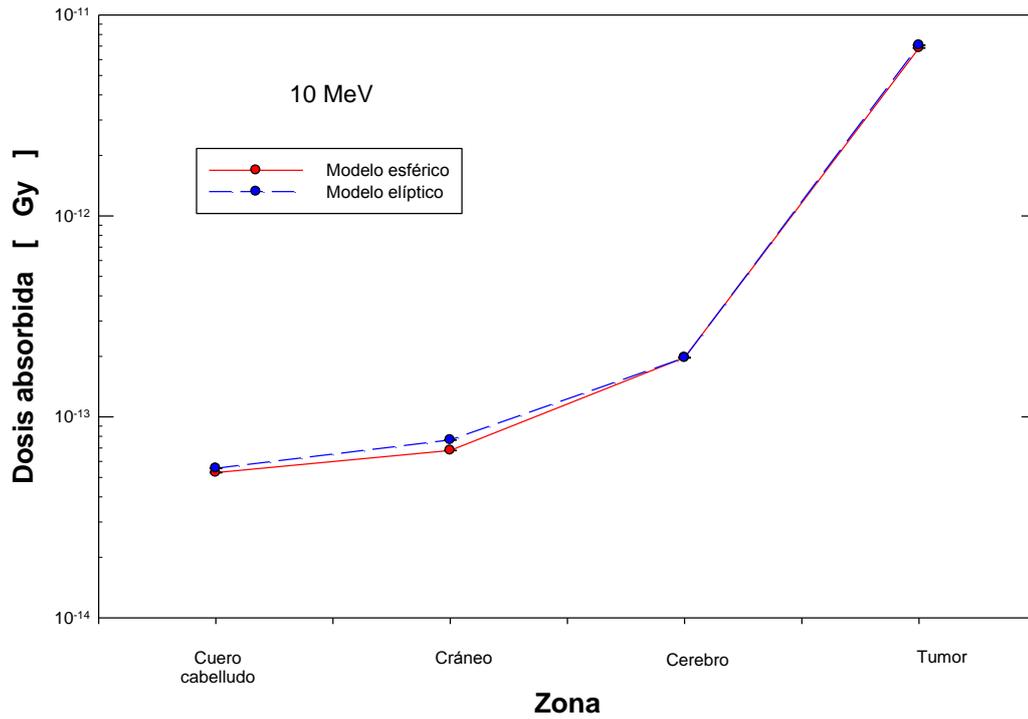


Figura 3.15.- Dosis absorbida debida a fotones de 10 MeV

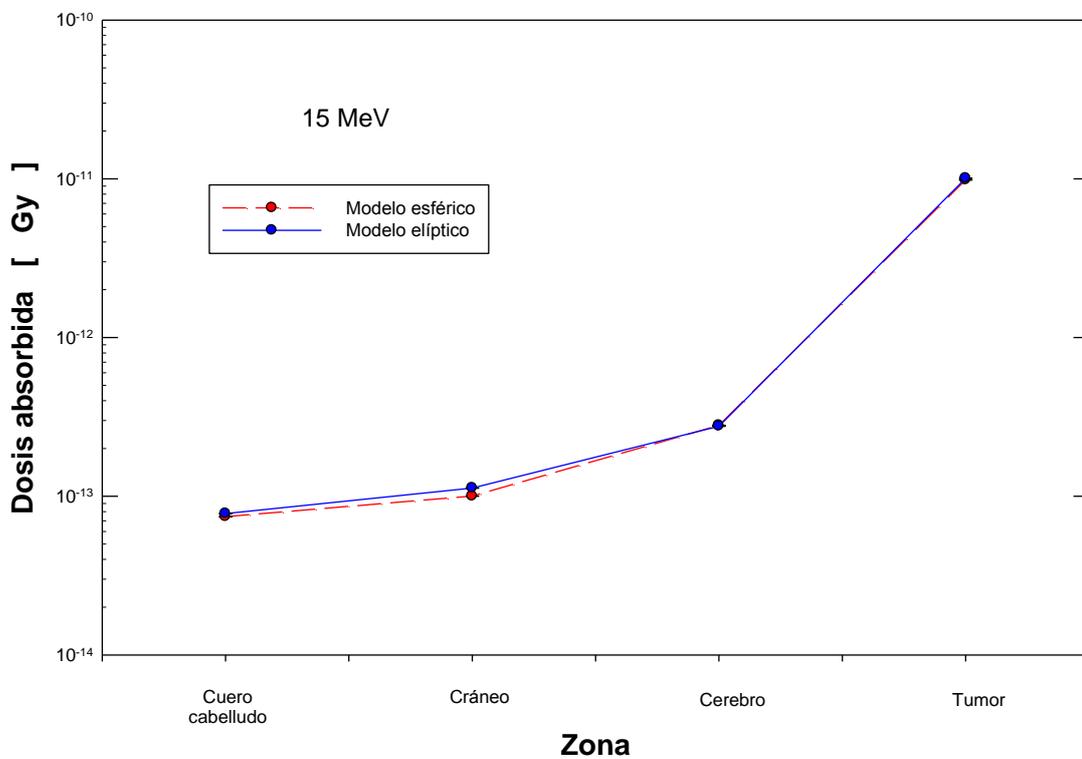


Fig. 3.16. Dosis absorbida debida a fotones de 15 MeV.

De estas figuras se puede observar que a pesar de que la fluencia en el tumor es diferente para ambos modelos de cabeza la dosis absorbida por el tumor es la misma.

A continuación se presentan los códigos Monte Carlo que se desarrollaron para simular el paso de la radiación a través de la cabeza del paciente.

Fuente puntual de fotones monoenergeticos de alta energia en CABEZA

c Nombre del archivo: h000

c Fuente de disco unidireccional y monoenergetica

c irradiando toda la cabeza

c UaEN-UAZ, Zacatecas, Zac. s/Jun-6/2009

c

c File H000 **Fuente de Co-60 irradiando solo el tumor**

C

C *****

C * CICATA - IPN *

C * MEXICO D. F. *

C * CLAUDIA AZORIN VEGA *

C *****

C

C *****

C * CELDAS *

C *****

c # mat densidad superficie import comentarios

C -----

1	5	-0.001205	-1 2	imp:p 1	\$sala - aire
2	4	-0.92	-2 3	imp:p 2	\$tejido adiposo
3	3	-1.85	-3 4	imp:p 3	\$craneo – hueso
4	2	-1.03	-4 5	imp:p 4	\$cerebro
5	1	1.04	-5	imp:p 5	\$tumor
6	0		+1	imp:p 0	\$mundo exterior

C *****

C * SUPERFICIES *

C *****

c # geom tamaño comentarios

C -----

1	so 150	\$esfera de radio=1.5m=150cm (sala)
2	sx 29 8.5	\$esfera de radio=8.5 cm (0.5 Piel del cuero cabelludo)
3	sx 29 8	\$esfera de radio=8 cm (craneo)
4	sx 29 7	\$esfera de radio=7 cm (cerebro)
5	sx 29 2	\$esfera de radio=2 cm (tumor)
6	px 0	

C *****

C * MATERIALES Y BIBLIOTECAS (SECCION EFICAZ) *

C *****

c #mat ZAID densidad comentarios


```

c def posicion #celda Eparticulas
c -----
c Fuente puntual de Co-60 que emite unidireccionalmente los
c fotones
c -----
sdef sur=6 erg=d1 pos=0 0 0 dir=1 rad=d2 ara=12.56
si1 l 1.173 1.332
sp1 d 1 1
si2 h 0 2.00
c *****
c * TALLIES *
c *****
c
c CALCULANDO EL FLUJO DE FOTONES
f5:p 5 0 0 0.5 $ A 5 cm de la fuente
f15:p 10 0 0 0.5 $ A 10 cm de la fuente
f25:p 15 0 0 0.5 $ A 15 cm de la fuente
f35:p 20.5 0 0 0.5 $ A 20 cm de la fuente (interfaz cabeza)
f45:p 20.75 0 0 0.5 $ A la mitad del cuero cabelludo
f55:p 21.5 0 0 0.5 $ A la mitad del craneo
f65:p 24.5 0 0 0.5 $ En cerebro
f75:p 29 0 0 1.0 $ En el centro del tumor
C
C CALCULANDO LA DOSIS ABSORBIDA, EN LAS CELDAS, EN MeV/g
C
f6:p 2 $detector afuera de cabeza
f16:p 3 $detector dentro del tejido adiposo
f26:p 4 $detector dentro del craneo
f36:p 5 $detector dentro del cerebro
c *****
c * NUMERO DE PARTICULAS *
c *****
mode p e
nps 20000
prdmp 1e9 1e4 0 1
print

```

Fuente puntual de fotones monoenergeticos de alta energia en CABEZA

c Nombre del archivo: h00

c Fuente de disco unidireccional y monoenergetica

c irradiando toda la cabeza

c UaEN-UAZ, Zacatecas, Zac. s/Jun-6/2009

c

c File H00 **Fuente de Co-60 irradiando toda la cabeza**

C

C *****

C * CICATA - IPN *

C * MEXICO D. F. *

C * CLAUDIA AZORIN VEGA *

C *****

C

C *****

C * CELDAS *

C *****

c # mat densidad superficie import comentarios

C -----

1	5	-0.001205	-1 2	imp:p 1	\$sala - aire
2	4	-0.92	-2 3	imp:p 2	\$tejido adiposo
3	3	-1.85	-3 4	imp:p 3	\$craneo – hueso
4	2	-1.03	-4 5	imp:p 4	\$cerebro
5	1	1.04	-5	imp:p 5	\$tumor
6	0		+1	imp:p 0	\$mundo exterior

C *****

C * SUPERFICIES *

C *****

c # geom tamaño comentarios

C -----

1	so 150	\$esfera de radio=1.5m=150cm (sala)
2	sx 29 8.5	\$esfera de radio=8.5 cm (0.5 Piel del cuero cabelludo)
3	sx 29 8	\$esfera de radio=8 cm (craneo)
4	sx 29 7	\$esfera de radio=7 cm (cerebro)
5	sx 29 2	\$esfera de radio=2 cm (tumor)
6	px 0	

C *****

C * MATERIALES Y BIBLIOTECAS (SECCION EFICAZ) *

C *****

c #mat ZAID densidad comentarios


```

c def posicion #celda Eparticulas
c -----
c Fuente puntual de Co-60 que emite unidireccionalmente los
c fotones
c -----
sdef sur=6 erg=d1 pos=0 0 0 dir=1 rad=d2 ara=63.61
si1 l 1.173 1.332
sp1 d 1 1
si2 h 0 4.25
c *****
c * TALLIES *
c *****
c
c CALCULANDO EL FLUJO DE FOTONES
f5:p 5 0 0 0.5 $ A 5 cm de la fuente
f15:p 10 0 0 0.5 $ A 10 cm de la fuente
f25:p 15 0 0 0.5 $ A 15 cm de la fuente
f35:p 20.5 0 0 0.5 $ A 20 cm de la fuente (interfaz cabeza)
f45:p 20.75 0 0 0.5 $ A la mitad del cuero cabelludo
f55:p 21.5 0 0 0.5 $ A la mitad del craneo
f65:p 24.5 0 0 0.5 $ En cerebro
f75:p 29 0 0 1.0 $ En el centro del tumor
C
C CALCULANDO LA DOSIS ABSORBIDA, EN LAS CELDAS, EN MeV/g
C
f6:p 2 $detector afuera de cabeza
f16:p 3 $detector dentro del tejido adiposo
f26:p 4 $detector dentro del craneo
f36:p 5 $detector dentro del cerebro
c *****
c * NUMERO DE PARTICULAS *
c *****
mode p e
nps 20000
prdmp 1e9 1e4 0 1
print

```

Fuente puntual de fotones monoenergeticos de alta energia en CABEZA

c Nombre del archivo: h11

c Fuente de disco unidireccional y monoenergetica

c irradiando toda la cabeza

c UaEN-UAZ, Zacatecas, Zac. s/Jun-6/2009

c

c File H11 **Fuente de 6 MV irradiando toda la cabeza**

c

c *****

c * CICATA - IPN *

c * MEXICO D. F. *

c * CLAUDIA AZORIN VEGA *

c *****

c

c *****

c * CELDAS *

c *****

c # mat densidad superficie import comentarios

c -----

1	5	-0.001205	-1 2	imp:p 1	\$sala - aire
2	4	-0.92	-2 3	imp:p 2	\$tejido adiposo
3	3	-1.85	-3 4	imp:p 3	\$craneo – hueso
4	2	-1.03	-4 5	imp:p 4	\$cerebro
5	1	1.04	-5	imp:p 5	\$tumor
6	0		+1	imp:p 0	\$mundo exterior

c *****

c * SUPERFICIES *

c *****

c # geom tamaño comentarios

c -----

1	so 150	\$esfera de radio=1.5m=150cm (sala)
2	sx 29 8.5	\$esfera de radio=8.5 cm (0.5 Piel del cuero cabelludo)
3	sx 29 8	\$esfera de radio=8 cm (craneo)
4	sx 29 7	\$esfera de radio=7 cm (cerebro)
5	sx 29 2	\$esfera de radio=2 cm (tumor)
6	px 0	

c *****

c * MATERIALES Y BIBLIOTECAS (SECCION EFICAZ) *

c *****

c #mat ZAID densidad comentarios


```

c def posicion #celda Eparticulas
c -----
c Fuente puntual ubicada en el origen que emite
c isotropicamente particulas tipo 2 (fotones) de
c energia 6 MeV
c -----
sdef sur=6 erg=6 pos=0 0 0 dir=1 rad=d1 ara=63.61
si1 4.25
c *****
c *                               TALLIES                               *
c *****
c
c CALCULANDO EL FLUJO DE FOTONES
f5:p  5  0 0 0.5 $ A 5 cm de la fuente
f15:p 10  0 0 0.5 $ A 10 cm de la fuente
f25:p 15  0 0 0.5 $ A 15 cm de la fuente
f35:p 20.5 0 0 0.5 $ A 20 cm de la fuente (interfaz cabeza)
f45:p 20.75 0 0 0.5 $ A la mitad del cuero cabelludo
f55:p 21.5 0 0 0.5 $ A la mitad del craneo
f65:p 24.5 0 0 0.5 $ En cerebro
f75:p 29  0 0 1.0 $ En el centro del tumor
C
C CALCULANDO LA DOSIS ABSORBIDA, EN LAS CELDAS, EN MeV/g
C
f6:p  2  $detector afuera de cabeza
f16:p 3  $detector dentro del tejido adiposo
f26:p 4  $detector dentro del craneo
f36:p 5  $detector dentro del cerebro
c *****
c *                               NUMERO DE PARTICULAS                               *
c *****
mode p e
nps 10000
prdmp 1e9 1e5 0 1
print

```

Fuente puntual de fotones monoenergeticos de alta energia en CABEZA

c Nombre del archivo: h22

c Fuente de disco unidireccional y monoenergetica

c irradiando toda la cabeza

c UaEN-UAZ, Zacatecas, Zac. s/Jun-6/2009

c

c File H22 **Fuente de 10 MV irradiando toda la cabeza**

C

C *****

C * CICATA - IPN *

C * MEXICO D. F. *

C * CLAUDIA AZORIN VEGA *

C *****

C

C *****

C * CELDAS *

C *****

c # mat densidad superficie import comentarios

C -----

1	5	-0.001205	-1 2	imp:p 1	\$sala - aire
2	4	-0.92	-2 3	imp:p 2	\$tejido adiposo
3	3	-1.85	-3 4	imp:p 3	\$craneo – hueso
4	2	-1.03	-4 5	imp:p 4	\$cerebro
5	1	1.04	-5	imp:p 5	\$tumor
6	0		+1	imp:p 0	\$mundo exterior

C *****

C * SUPERFICIES *

C *****

c # geom tamaño comentarios

C -----

1	so 150	\$esfera de radio=1.5m=150cm (sala)
2	sx 29 8.5	\$esfera de radio=8.5 cm (0.5 Piel del cuero cabelludo)
3	sx 29 8	\$esfera de radio=8 cm (craneo)
4	sx 29 7	\$esfera de radio=7 cm (cerebro)
5	sx 29 2	\$esfera de radio=2 cm (tumor)
6	px 0	

C *****

C * MATERIALES Y BIBLIOTECAS (SECCION EFICAZ) *

C *****

c #mat ZAID densidad comentarios


```

c def posicion #celda Eparticulas
c -----
c Fuente puntual ubicada en el origen que emite
c isotropicamente particulas tipo 2 (fotones) de
c energia 10 MeV
c -----
sdef sur=6 erg=10 pos=0 0 0 dir=1 rad=d1 ara=63.61
si1 4.25
c *****
c *                               TALLIES                               *
c *****
c
c CALCULANDO EL FLUJO DE FOTONES
f5:p  5  0 0 0.5 $ A 5 cm de la fuente
f15:p 10  0 0 0.5 $ A 10 cm de la fuente
f25:p 15  0 0 0.5 $ A 15 cm de la fuente
f35:p 20.5 0 0 0.5 $ A 20 cm de la fuente (interfaz cabeza)
f45:p 20.75 0 0 0.5 $ A la mitad del cuero cabelludo
f55:p 21.5 0 0 0.5 $ A la mitad del craneo
f65:p 24.5 0 0 0.5 $ En cerebro
f75:p 29  0 0 1.0 $ En el centro del tumor
C
C CALCULANDO LA DOSIS ABSORBIDA, EN LAS CELDAS, EN MeV/g
C
f6:p  2  $detector afuera de cabeza
f16:p 3  $detector dentro del tejido adiposo
f26:p 4  $detector dentro del craneo
f36:p 5  $detector dentro del cerebro
c *****
c *                               NUMERO DE PARTICULAS                               *
c *****
mode p e
nps 10000
prdmp 1e9 1e5 0 1
print

```

Fuente puntual de fotones monoenergeticos de alta energia en CABEZA

c Nombre del archivo: h33

c Fuente de disco unidireccional y monoenergetica

c irradiando toda la cabeza

c UaEN-UAZ, Zacatecas, Zac. s/Jun-6/2009

c

c File H33 **Fuente de 15 MV irradiando toda la cabeza**

c

c *****

c * CICATA - IPN *

c * MEXICO D. F. *

c * CLAUDIA AZORIN VEGA *

c *****

c

c *****

c * CELDAS *

c *****

c # mat densidad superficie import comentarios

c -----

1	5	-0.001205	-1 2	imp:p 1	\$sala - aire
2	4	-0.92	-2 3	imp:p 2	\$tejido adiposo
3	3	-1.85	-3 4	imp:p 3	\$craneo – hueso
4	2	-1.03	-4 5	imp:p 4	\$cerebro
5	1	1.04	-5	imp:p 5	\$tumor
6	0		+1	imp:p 0	\$mundo exterior

c *****

c * SUPERFICIES *

c *****

c # geom tamaño comentarios

c -----

1	so 150	\$esfera de radio=1.5m=150cm (sala)
2	sx 29 8.5	\$esfera de radio=8.5 cm (0.5 Piel del cuero cabelludo)
3	sx 29 8	\$esfera de radio=8 cm (craneo)
4	sx 29 7	\$esfera de radio=7 cm (cerebro)
5	sx 29 2	\$esfera de radio=2 cm (tumor)
6	px 0	

c *****

c * MATERIALES Y BIBLIOTECAS (SECCION EFICAZ) *

c *****

c #mat ZAID densidad comentarios


```

c def posicion #celda Eparticulas
c -----
c Fuente puntual ubicada en el origen que emite
c isotropicamente particulas tipo 2 (fotones) de
c energia 15 MeV
c -----
sdef sur=6 erg=15 pos=0 0 0 dir=1 rad=d1 ara=63.61
si1 4.25
c *****
c *                               TALLIES                               *
c *****
c
c CALCULANDO EL FLUJO DE FOTONES
f5:p  5  0 0 0.5 $ A 5 cm de la fuente
f15:p 10  0 0 0.5 $ A 10 cm de la fuente
f25:p 15  0 0 0.5 $ A 15 cm de la fuente
f35:p 20.5 0 0 0.5 $ A 20 cm de la fuente (interfaz cabeza)
f45:p 20.75 0 0 0.5 $ A la mitad del cuero cabelludo
f55:p 21.5 0 0 0.5 $ A la mitad del craneo
f65:p 24.5 0 0 0.5 $ En cerebro
f75:p 29  0 0 1.0 $ En el centro del tumor
C
C CALCULANDO LA DOSIS ABSORBIDA, EN LAS CELDAS, EN MeV/g
C
f6:p  2  $detector afuera de cabeza
f16:p 3  $detector dentro del tejido adiposo
f26:p 4  $detector dentro del craneo
f36:p 5  $detector dentro del cerebro
c *****
c *                               NUMERO DE PARTICULAS                               *
c *****
mode p e
nps 10000
prdmp 1e9 1e5 0 1
print

```

Fuente puntual de fotones monoenergeticos de alta energia en CABEZA

c Nombre del archivo: h111

c Fuente de disco unidireccional y monoenergetica

c irradiando toda la cabeza

c UaEN-UAZ, Zacatecas, Zac. s/Jun-6/2009

c

c File H111 **Fuente de 6 MV irradiando area del tumor**

C

C *****

C * CICATA - IPN *

C * MEXICO D. F. *

C * CLAUDIA AZORIN VEGA *

C *****

C

C *****

C * CELDAS *

C *****

c # mat densidad superficie import comentarios

C -----

1	5	-0.001205	-1 2	imp:p 1	\$sala - aire
2	4	-0.92	-2 3	imp:p 2	\$tejido adiposo
3	3	-1.85	-3 4	imp:p 3	\$craneo – hueso
4	2	-1.03	-4 5	imp:p 4	\$cerebro
5	1	1.04	-5	imp:p 5	\$tumor
6	0		+1	imp:p 0	\$mundo exterior

C *****

C * SUPERFICIES *

C *****

c # geom tamaño comentarios

C -----

1	so 150	\$esfera de radio=1.5m=150cm (sala)
2	sx 29 8.5	\$esfera de radio=8.5 cm (0.5 Piel del cuero cabelludo)
3	sx 29 8	\$esfera de radio=8 cm (craneo)
4	sx 29 7	\$esfera de radio=7 cm (cerebro)
5	sx 29 2	\$esfera de radio=2 cm (tumor)
6	px 0	

C *****

C * MATERIALES Y BIBLIOTECAS (SECCION EFICAZ) *

C *****

c #mat ZAID densidad comentarios


```

c def posicion #celda Eparticulas
c -----
sdef sur=6 erg=6 pos=0 0 0 dir=1 rad=d1 ara=12.56
si1 2.0
c *****
c *                               TALLIES                               *
c *****
c
c CALCULANDO EL FLUJO DE FOTONES
f5:p  5  0 0 0.5 $ A 5 cm de la fuente
f15:p 10  0 0 0.5 $ A 10 cm de la fuente
f25:p 15  0 0 0.5 $ A 15 cm de la fuente
f35:p 20.5 0 0 0.5 $ A 20 cm de la fuente (interfaz cabeza)
f45:p 20.75 0 0 0.5 $ A la mitad del cuero cabelludo
f55:p 21.5 0 0 0.5 $ A la mitad del craneo
f65:p 24.5 0 0 0.5 $ En cerebro
f75:p 29  0 0 1.0 $ En el centro del tumor
C
C CALCULANDO LA DOSIS ABSORBIDA, EN LAS CELDAS, EN MeV/g
C
f6:p  2 $detector afuera de cabeza
f16:p 3 $detector dentro del tejido adiposo

f26:p 4 $detector dentro del craneo
f36:p 5 $detector dentro del cerebro
c *****
c *                               NUMERO DE PARTICULAS                               *
c *****
mode p e
nps 10000
prdmp 1e9 1e5 0 1
print

```

Fuente puntual de fotones monoenergeticos de alta energia en CABEZA

c Nombre del archivo: h222

c Fuente de disco unidireccional y monoenergetica

c irradiando toda la cabeza

c UaEN-UAZ, Zacatecas, Zac. s/Jun-6/2009

c

c File H222 **Fuente de 10 MV irradiando area del tumor**

c

c *****

c * CICATA - IPN *

c * MEXICO D. F. *

c * CLAUDIA AZORIN VEGA *

c *****

c

c *****

c * CELDAS *

c *****

c # mat densidad superficie import comentarios

c -----

1	5	-0.001205	-1 2	imp:p 1	\$sala - aire
2	4	-0.92	-2 3	imp:p 2	\$tejido adiposo
3	3	-1.85	-3 4	imp:p 3	\$craneo – hueso
4	2	-1.03	-4 5	imp:p 4	\$cerebro
5	1	1.04	-5	imp:p 5	\$tumor
6	0		+1	imp:p 0	\$mundo exterior

c *****

c * SUPERFICIES *

c *****

c # geom tamaño comentarios

c -----

1	so 150	\$esfera de radio=1.5m=150cm (sala)
2	sx 29 8.5	\$esfera de radio=8.5 cm (0.5 Piel del cuero cabelludo)
3	sx 29 8	\$esfera de radio=8 cm (craneo)
4	sx 29 7	\$esfera de radio=7 cm (cerebro)
5	sx 29 2	\$esfera de radio=2 cm (tumor)
6	px 0	

c *****

c * MATERIALES Y BIBLIOTECAS (SECCION EFICAZ) *

c *****

c #mat ZAID densidad comentarios


```

c def posicion #celda Eparticulas
c -----
c Fuente puntual ubicada en el origen que emite
c isotropicamente particulas tipo 2 (fotones) de
c energia 10 MeV
c -----
sdef sur=6 erg=10 pos=0 0 0 dir=1 rad=d1 ara=12.56
si1 2.0
c *****
c *                               TALLIES                               *
c *****
c
c CALCULANDO EL FLUJO DE FOTONES
f5:p  5  0 0 0.5 $ A 5 cm de la fuente
f15:p 10  0 0 0.5 $ A 10 cm de la fuente
f25:p 15  0 0 0.5 $ A 15 cm de la fuente
f35:p 20.5 0 0 0.5 $ A 20 cm de la fuente (interfaz cabeza)
f45:p 20.75 0 0 0.5 $ A la mitad del cuero cabelludo
f55:p 21.5 0 0 0.5 $ A la mitad del craneo
f65:p 24.5 0 0 0.5 $ En cerebro
f75:p 29  0 0 1.0 $ En el centro del tumor
C
C CALCULANDO LA DOSIS ABSORBIDA, EN LAS CELDAS, EN MeV/g
C
f6:p  2  $detector afuera de cabeza
f16:p 3  $detector dentro del tejido adiposo
f26:p 4  $detector dentro del craneo
f36:p 5  $detector dentro del cerebro
c *****
c *                               NUMERO DE PARTICULAS                               *
c *****
mode p e
nps 10000
prdmp 1e9 1e5 0 1
print

```

Fuente puntual de fotones monoenergeticos de alta energia en CABEZA

c Nombre del archivo: h333

c Fuente de disco unidireccional y monoenergetica

c irradiando toda la cabeza

c UaEN-UAZ, Zacatecas, Zac. s/Jun-6/2009

c

c File H333 **Fuente de 15 MV irradiando area del tumor**

c

c *****

c * CICATA - IPN *

c * MEXICO D. F. *

c * CLAUDIA AZORIN VEGA *

c *****

c

c *****

c * CELDAS *

c *****

c # mat densidad superficie import comentarios

c -----

1	5	-0.001205	-1 2	imp:p 1	\$sala - aire
2	4	-0.92	-2 3	imp:p 2	\$tejido adiposo
3	3	-1.85	-3 4	imp:p 3	\$craneo – hueso
4	2	-1.03	-4 5	imp:p 4	\$cerebro
5	1	1.04	-5	imp:p 5	\$tumor
6	0		+1	imp:p 0	\$mundo exterior

c *****

c * SUPERFICIES *

c *****

c # geom tamaño comentarios

c -----

1	so 150	\$esfera de radio=1.5m=150cm (sala)
2	sx 29 8.5	\$esfera de radio=8.5 cm (0.5 Piel del cuero cabelludo)
3	sx 29 8	\$esfera de radio=8 cm (craneo)
4	sx 29 7	\$esfera de radio=7 cm (cerebro)
5	sx 29 2	\$esfera de radio=2 cm (tumor)
6	px 0	

c *****

c * MATERIALES Y BIBLIOTECAS (SECCION EFICAZ) *

c *****

c #mat ZAID densidad comentarios


```

c def posicion #celda Eparticulas
c -----
c Fuente puntual ubicada en el origen que emite
c isotropicamente particulas tipo 2 (fotones) de
c energia 15 MeV
c -----
sdef sur=6 erg=15 pos=0 0 0 dir=1 rad=d1 ara=12.56
si1 2.0
c *****
c *                               TALLIES                               *
c *****
c
c CALCULANDO EL FLUJO DE FOTONES
f5:p  5  0 0 0.5 $ A 5 cm de la fuente
f15:p 10  0 0 0.5 $ A 10 cm de la fuente
f25:p 15  0 0 0.5 $ A 15 cm de la fuente
f35:p 20.5 0 0 0.5 $ A 20 cm de la fuente (interfaz cabeza)
f45:p 20.75 0 0 0.5 $ A la mitad del cuero cabelludo
f55:p 21.5 0 0 0.5 $ A la mitad del craneo
f65:p 24.5 0 0 0.5 $ En cerebro
f75:p 29  0 0 1.0 $ En el centro del tumor
C
C CALCULANDO LA DOSIS ABSORBIDA, EN LAS CELDAS, EN MeV/g
C
f6:p  2  $detector afuera de cabeza
f16:p 3  $detector dentro del tejido adiposo
f26:p 4  $detector dentro del craneo
f36:p 5  $detector dentro del cerebro
c *****
c *                               NUMERO DE PARTICULAS                               *
c *****
mode p e
nps 10000
prdmp 1e9 1e5 0 1
print

```

CAPÍTULO 4

CONCLUSIONES

1. La fluencia no cambia con la distancia en el aire, antes de penetrar la cabeza del paciente, debido a que los fotones de la fuente son unidireccionales.
2. Conforme el haz entra a los diferentes tejidos de la cabeza se observa que la fluencia de fotones disminuye conforme la distancia aumenta, esta disminución se debe a que los fotones son absorbidos por efecto fotoeléctrico, dispersados por efecto Compton hacia otras direcciones y porque dan origen a un par electrón/positrón.
3. El haz de rayos gamma del Cobalto-60 es el que deposita la menor dosis en todos los tejidos.
4. La dosis absorbida por el tumor aumenta a mayor energía de los fotones porque el coeficiente másico de transferencia de energía aumenta al incrementarse la energía de la radiación.
5. A pesar de que la fluencia en el tumor es diferente para ambos modelos de cabeza la dosis absorbida por el tumor es la misma ya que la energía depositada por unidad de masa no cambia.
6. Los resultados de este trabajo de investigación de tesis, permiten concluir que la hipótesis que se estableció en un principio consistente en “Comprobar que el paso de los fotones, producidos en un acelerador lineal para usos médicos, a través de la cabeza de un paciente con un tumor cerebral, se puede simular por métodos de Monte Carlo”, fue comprobada.

CAPÍTULO 5

TRABAJO A FUTURO

Debido a que algunos casos quedan fuera del alcance de este trabajo de investigación de tesis, se pueden considerar como trabajo a futuro los siguientes.

- ▣ Simulaciones en braquiterapia automática de alta tasa de dosis para:
 - Cáncer cervicouterino.
 - Cáncer de próstata.

- ▣ La creación de una interfaz gráfica de usuario (*Graphic User Interface- GUI*) para lograr que el software del plan de tratamiento para radioterapia de intensidad modulada (*Intensity Modulated Radiotherapy-IMRT*) que utilizan los físicos médicos en los hospitales sea amigable y fácil de usar.

BIBLIOGRAFÍA

- ▣ Azorín Nieto Juan. *Introducción a la Física Nuclear*. Ediciones Científicas AZVEG S. A. de C. V. (1997)
- ▣ Banks J. and Carson J. S. *Discrete-event System Simulation*. Prentice-Hall. (1984)
- ▣ Binder, K. and Heermann, D. W. *Monte Carlo Simulation in Statistical Physics*. Springer. (1997)
- ▣ Bratley P., Fox B. L., Schrage L. E. *A Guide to Simulation*. 2nd edition. Springer Verlag. (1987)
- ▣ Briesmeister, J. F. (editor). *MCNP7M, A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, version 4C. Report LA-13709-M*, Los Alamos National Laboratory. (2000)
- ▣ Creutz M. *Quantum Fields on the Computer*. World Scientific. (1992)
- ▣ Davies R. and O'Keefe R. *Simulation Modelling with Pascal*. Prentice-Hall. (1989)
- ▣ Flannery B. P., Teukolsky S. A., Vetterling W. T. *Numerical Recipes in C*. Cambridge University Press. (1990)
- ▣ Guyton, Arthur. *Tratado de Fisiología Médica*. Interamericana-McGraw-Hill. 8^a. edición. (1991)
- ▣ Hoover S. V. and Perry R. F. *Simulation. A Problem Solving Approach*. Addison-Wesley. (1989)
- ▣ ICRP Publ. 74 *Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation*. Annals of the ICRP. Vol. 26 (3/4) (1996)
- ▣ Johns, H. E. and Cunningham, J. R. *The Physics of Radiology*. Charles C. Thomas Press. (1983)
- ▣ Kalos, M. H. and Whitlock, P. A. *Monte Carlo Methods*. Wiley-Intersciencie. (1986)
- ▣ Knoll, Glenn F. *Radiation Detection and Measurement*. John Wiley and Sons. (1979)
- ▣ Knuth, D. E. *The Art of Computer Programming*. Addison-Wesley. vol 2. (1997)
- ▣ Kreutzer W. *System Simulation, Programming Styles and Languages*. Addison-Wesley. (1986)
- ▣ Law A. and Kelton W. *Simulation Models and Analysis*. Segunda edición. McGraw-Hill (1991)
- ▣ Martini, Frederic. *Anatomy & Physiology*. Pearson. (2005)
- ▣ McLeish A., Don L. *Monte Carlo Simulation and Finance*. John Wiley & Sons.
- ▣ Russell E. C. *Building Simulation Models with SIMSCRIPT II.5*. CACI Products Co. (1989)
- ▣ Russell E. C. *SIMSCRIPT II.5, Programming Language*. CACI Products Co. (1994)
- ▣ Stauffer, A., Aharony, A. *Introduction to Percolation Theory*. Taylor & Francis (1991)
- ▣ Teukolsky, Vetterling, W. T. *Numerical Recipes in C*. W. H. Press, B. P. Flannery, S. A. Cambridge University Press (1990)

- ▣ National Cancer Institute Fact Sheet 2.11, [*Clinical Trials: Questions and Answers*](http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Information/clinical-trials) (<http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Information/clinical-trials>)

- ▣ National Cancer Institute Fact Sheet 7.3, [*Hyperthermia in Cancer Treatment: Questions and Answers*](http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Therapy/hyperthermia) (<http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Therapy/hyperthermia>)

- ▣ National Cancer Institute Fact Sheet 7.7, [*Photodynamic Therapy for Cancer: Questions and Answers*](http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Therapy/photodynamic) (<http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Therapy/photodynamic>)

- ▣ National Cancer Institute Fact Sheet 7.47, [*How To Find a Doctor or Treatment Facility If You Have Cancer*](http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Therapy/doctor-facility) (<http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Therapy/doctor-facility>)

- ▣ National Cancer Institute Fact Sheet 7.49, [*Targeted Cancer Therapies: Questions and Answers*](http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Therapy/targeted) (<http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Therapy/targeted>)

- ▣ [*Radiation Therapy and You: Support for People With Cancer*](http://www.cancer.gov/cancertopics/radiation-therapy-and-you) (<http://www.cancer.gov/cancertopics/radiation-therapy-and-you>)

APÉNDICE A

FUENTE DE Co-60 IRRADIANDO SÓLO EL TUMOR

	tally 5					tally 6					tally 15				
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	9.9977E-01	0.0000	0.0000	1.7	1.0E+30	6.0433E-05	0.0080	0.0031	10.0	102835	9.9935E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
2000	9.9971E-01	0.0000	0.0000	1.7	1.0E+30	6.0783E-05	0.0058	0.0017	10.0	98988	9.9938E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
3000	9.9972E-01	0.0000	0.0000	1.7	1.0E+30	6.1148E-05	0.0049	0.0013	10.0	93942	9.9939E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
4000	9.9970E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	6.1191E-05	0.0042	0.0010	10.0	94128	9.9939E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30
5000	9.9971E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	6.1203E-05	0.0038	0.0008	10.0	93560	9.9944E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30
6000	9.9971E-01	0.0000	0.0000	1.2	1.0E+30	6.1032E-05	0.0034	0.0007	10.0	95732	9.9942E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30
7000	9.9973E-01	0.0000	0.0000	1.2	1.0E+30	6.1023E-05	0.0032	0.0006	10.0	96214	9.9947E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
8000	9.9973E-01	0.0000	0.0000	1.2	1.0E+30	6.0949E-05	0.0030	0.0005	10.0	95743	9.9945E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
9000	9.9972E-01	0.0000	0.0000	1.2	1.0E+30	6.0927E-05	0.0028	0.0005	10.0	95182	9.9946E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
10000	9.9974E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	6.0955E-05	0.0027	0.0005	10.0	94532	9.9945E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
11000	9.9975E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	6.0949E-05	0.0026	0.0004	10.0	94770	9.9945E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
12000	9.9974E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	6.0993E-05	0.0025	0.0004	10.0	94628	9.9946E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
13000	9.9975E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	6.0971E-05	0.0024	0.0003	10.0	94482	9.9947E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
14000	9.9975E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	6.0973E-05	0.0023	0.0003	10.0	94252	9.9946E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
15000	9.9977E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	6.1006E-05	0.0022	0.0003	10.0	93788	9.9947E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
16000	9.9976E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	6.0950E-05	0.0021	0.0003	10.0	93615	9.9947E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
17000	9.9976E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	6.0953E-05	0.0021	0.0003	10.0	93888	9.9948E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
18000	9.9977E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	6.0955E-05	0.0020	0.0002	10.0	94086	9.9948E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
19000	9.9977E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	6.0934E-05	0.0019	0.0002	10.0	94367	9.9947E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
20000	9.9978E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	6.0929E-05	0.0019	0.0002	10.0	94015	9.9947E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
	tally 16					tally 25					tally 26				
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	7.2844E-05	0.0104	0.0024	10.0	61646	9.9936E-01	0.0002	0.3282	0.0	2.2E+08	1.8529E-04	0.0128	0.0023	10.0	40867
2000	7.2195E-05	0.0074	0.0011	10.0	60843	9.9942E-01	0.0001	0.1232	0.0	1.7E+08	1.8152E-04	0.0093	0.0011	10.0	39025
3000	7.2882E-05	0.0061	0.0007	10.0	61277	9.9937E-01	0.0001	0.0897	0.0	1.9E+08	1.8371E-04	0.0077	0.0009	10.0	37695
4000	7.2994E-05	0.0053	0.0006	10.0	61243	9.9944E-01	0.0001	0.0547	10.0	1.5E+08	1.8390E-04	0.0067	0.0007	10.0	38091
5000	7.2819E-05	0.0047	0.0005	10.0	60271	9.9947E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8354E-04	0.0060	0.0005	10.0	37766
6000	7.2861E-05	0.0043	0.0004	10.0	61068	9.9945E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8349E-04	0.0054	0.0004	10.0	38146

7000	7.3020E-05	0.0040	0.0003	10.0	60983	9.9948E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8444E-04	0.0050	0.0004	10.0	38352
8000	7.2897E-05	0.0037	0.0003	10.0	60952	9.9951E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8413E-04	0.0047	0.0003	10.0	38100
9000	7.2828E-05	0.0035	0.0003	10.0	60972	9.9948E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8378E-04	0.0045	0.0003	10.0	37936
10000	7.2738E-05	0.0033	0.0002	10.0	60912	9.9950E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8389E-04	0.0043	0.0002	10.0	37705
11000	7.2739E-05	0.0032	0.0002	10.0	60602	9.9949E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8383E-04	0.0041	0.0002	10.0	37532
12000	7.2757E-05	0.0031	0.0002	10.0	60954	9.9948E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8399E-04	0.0039	0.0002	10.0	37610
13000	7.2715E-05	0.0029	0.0002	10.0	60799	9.9948E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8385E-04	0.0037	0.0002	10.0	37589
14000	7.2768E-05	0.0028	0.0002	10.0	60933	9.9946E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8393E-04	0.0036	0.0002	10.0	37651
15000	7.2762E-05	0.0027	0.0001	10.0	60825	9.9947E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8403E-04	0.0035	0.0002	10.0	37663
16000	7.2678E-05	0.0027	0.0001	10.0	60588	9.9947E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8368E-04	0.0034	0.0002	10.0	37281
17000	7.2690E-05	0.0026	0.0001	10.0	60659	9.9947E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8350E-04	0.0033	0.0001	10.0	37182
18000	7.2705E-05	0.0025	0.0001	10.0	60802	9.9946E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8350E-04	0.0032	0.0001	10.0	37307
19000	7.2747E-05	0.0024	0.0001	10.0	60736	9.9944E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8355E-04	0.0031	0.0001	10.0	37318
20000	7.2775E-05	0.0024	0.0001	10.0	60556	9.9944E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.8358E-04	0.0030	0.0001	10.0	37268

1tally fluctuation charts

nps	tally 35					tally 36					tally 45				
	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	1.0031E+00	0.0007	0.0941	10.0	1.3E+07	1.3285E-03	0.0208	0.0025	10.0	15380	9.9004E-01	0.0012	0.2732	4.7	4488537
2000	1.0030E+00	0.0005	0.0356	10.0	1.4E+07	1.2965E-03	0.0148	0.0013	10.0	15444	9.9013E-01	0.0008	0.1222	10.0	5835214
3000	1.0031E+00	0.0004	0.0225	10.0	1.3E+07	1.2997E-03	0.0122	0.0009	10.0	15194	9.8984E-01	0.0006	0.0712	10.0	6367428
4000	1.0032E+00	0.0004	0.0152	10.0	1.3E+07	1.3069E-03	0.0105	0.0007	10.0	15372	9.9028E-01	0.0005	0.0435	10.0	6266590
5000	1.0032E+00	0.0003	0.0130	2.9	1.2E+07	1.2962E-03	0.0094	0.0006	10.0	15296	9.9084E-01	0.0005	0.0473	1.8	4942094
6000	1.0032E+00	0.0003	0.0107	2.1	1.2E+07	1.2968E-03	0.0086	0.0005	10.0	15309	9.9073E-01	0.0005	0.0371	1.3	5133356
7000	1.0031E+00	0.0003	0.0089	1.4	1.2E+07	1.3067E-03	0.0079	0.0004	10.0	15317	9.9059E-01	0.0004	0.0308	10.0	5285910
8000	1.0033E+00	0.0003	0.0698	10.0	9490495	1.3011E-03	0.0075	0.0004	10.0	15188	9.9088E-01	0.0004	0.0375	10.0	4331142
9000	1.0032E+00	0.0003	0.0604	10.0	9904435	1.2964E-03	0.0071	0.0003	10.0	15137	9.9090E-01	0.0004	0.0324	10.0	4159692
10000	1.0032E+00	0.0003	0.0498	10.0	9955398	1.2927E-03	0.0067	0.0003	10.0	15074	9.9091E-01	0.0004	0.0281	10.0	4250020
11000	1.0032E+00	0.0002	0.0430	10.0	1.0E+07	1.2924E-03	0.0064	0.0003	10.0	15047	9.9090E-01	0.0004	0.0242	10.0	4219226
12000	1.0032E+00	0.0002	0.0379	10.0	1.0E+07	1.2902E-03	0.0061	0.0003	10.0	15080	9.9080E-01	0.0004	0.0219	10.0	4327217
13000	1.0032E+00	0.0002	0.0333	10.0	1.0E+07	1.2908E-03	0.0059	0.0002	10.0	15035	9.9077E-01	0.0003	0.0201	10.0	4477228
14000	1.0032E+00	0.0002	0.0295	10.0	1.1E+07	1.2901E-03	0.0057	0.0002	10.0	15095	9.9072E-01	0.0003	0.0185	10.0	4612561
15000	1.0033E+00	0.0002	0.0260	10.0	1.1E+07	1.2892E-03	0.0055	0.0002	10.0	15076	9.9096E-01	0.0003	0.0369	10.0	3756261
16000	1.0033E+00	0.0002	0.0234	10.0	1.1E+07	1.2904E-03	0.0053	0.0002	10.0	15095	9.9090E-01	0.0003	0.0346	10.0	3873960
17000	1.0033E+00	0.0002	0.0213	10.0	1.1E+07	1.2892E-03	0.0052	0.0002	10.0	14998	9.9086E-01	0.0003	0.0323	10.0	3968228

18000	1.0032E+00	0.0002	0.0198	10.0	1.1E+07	1.2888E-03	0.0050	0.0002	10.0	14968	9.9079E-01	0.0003	0.0310	10.0	4112042
19000	1.0032E+00	0.0002	0.0179	10.0	1.1E+07	1.2878E-03	0.0049	0.0002	10.0	14984	9.9082E-01	0.0003	0.0288	10.0	417793
20000	1.0032E+00	0.0002	0.0165	10.0	1.1E+07	1.2885E-03	0.0048	0.0001	10.0	14939	9.9083E-01	0.0003	0.0269	10.0	4242930

tally 55

tally 65

tally 75

nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	9.3115E-01	0.0022	0.3117	2.4	1405282	7.5548E-01	0.0021	0.1383	2.6	1545591	2.2205E-01	0.0131	0.0122	10.0	38836
2000	9.3217E-01	0.0016	0.1048	1.8	1297033	7.5606E-01	0.0013	0.0531	3.5	1875082	2.2328E-01	0.0095	0.0090	5.5	37631
3000	9.3193E-01	0.0013	0.0652	1.8	1428344	7.5582E-01	0.0011	0.0359	3.9	1978986	2.2079E-01	0.0075	0.0066	5.1	39799
4000	9.3235E-01	0.0011	0.0422	2.0	1455615	7.5627E-01	0.0010	0.0264	4.9	1867121	2.2185E-01	0.0064	0.0043	8.9	40993
5000	9.3211E-01	0.0010	0.0570	2.9	1346732	7.5633E-01	0.0009	0.0311	5.3	1636234	2.2173E-01	0.0057	0.0033	10.0	41084
6000	9.3204E-01	0.0009	0.0453	4.1	1414035	7.5651E-01	0.0009	0.0245	2.6	1521801	2.2122E-01	0.0052	0.0027	10.0	41521
7000	9.3184E-01	0.0008	0.0373	4.2	1398124	7.5633E-01	0.0008	0.0208	2.3	1599429	2.2107E-01	0.0048	0.0023	10.0	42010
8000	9.3207E-01	0.0008	0.0312	2.9	1291574	7.5634E-01	0.0007	0.0184	2.3	1598511	2.2045E-01	0.0044	0.0020	10.0	43178
9000	9.3216E-01	0.0008	0.0270	2.3	1224305	7.5614E-01	0.0007	0.0156	2.5	1636629	2.2047E-01	0.0042	0.0017	10.0	43480
10000	9.3200E-01	0.0007	0.0244	2.3	1287680	7.5611E-01	0.0006	0.0142	2.7	1616691	2.1993E-01	0.0039	0.0015	10.0	3744
11000	9.3212E-01	0.0007	0.0209	2.5	1265040	7.5601E-01	0.0006	0.0126	2.7	1654505	2.1984E-01	0.0038	0.0014	10.0	43819
12000	9.3197E-01	0.0007	0.0197	2.8	1337666	7.5620E-01	0.0006	0.0109	3.1	1599028	2.1972E-01	0.0036	0.0013	10.0	44211
13000	9.3202E-01	0.0006	0.0194	3.0	1267772	7.5605E-01	0.0006	0.0099	3.5	1633691	2.1956E-01	0.0034	0.0012	10.0	44714
14000	9.3238E-01	0.0006	0.0173	3.1	1184115	7.5612E-01	0.0006	0.0090	3.9	1588615	2.1964E-01	0.0033	0.0011	10.0	44601
15000	9.3221E-01	0.0006	0.0163	3.3	1222229	7.5593E-01	0.0005	0.0084	4.3	1632364	2.1971E-01	0.0032	0.0010	10.0	44084
16000	9.3221E-01	0.0006	0.0148	3.4	1224821	7.5600E-01	0.0005	0.0075	3.5	1626370	2.1988E-01	0.0031	0.0009	10.0	43979
17000	9.3220E-01	0.0006	0.0138	3.8	1239920	7.5603E-01	0.0005	0.0069	3.3	1639593	2.1979E-01	0.0030	0.0009	10.0	43787
18000	9.3220E-01	0.0005	0.0129	3.9	1253121	7.5609E-01	0.0005	0.0064	3.2	1659738	2.1990E-01	0.0029	0.0008	10.0	43866
19000	9.3222E-01	0.0005	0.0120	3.8	1258535	7.5594E-01	0.0005	0.0060	3.4	1679672	2.1980E-01	0.0029	0.0008	10.0	43793
20000	9.3208E-01	0.0005	0.0116	3.7	1298437	7.5604E-01	0.0005	0.0055	3.6	1662286	2.1992E-01	0.0028	0.0008	10.0	43647

APÉNDICE B

FUENTE DE Co-60 IRRADIANDO TODA LA CABEZA

nps	tally 5					tally 6					tally 15				
	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	9.9972E-01	0.0000	0.0000	1.7	1.0E+30	7.3956E-05	0.0096	0.0025	10.0	122642	9.9931E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
2000	9.9971E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.3747E-05	0.0067	0.0012	10.0	126057	9.9940E-01	0.0000	0.0000	1.9	1.0E+30
3000	9.9974E-01	0.0000	0.0000	0.0	1.0E+30	7.4210E-05	0.0055	0.0009	10.0	121239	9.9936E-01	0.0000	0.0000	0.0	1.0E+30
4000	9.9971E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4521E-05	0.0048	0.0007	10.0	119161	9.9937E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30
5000	9.9968E-01	0.0000	0.0000	0.0	1.0E+30	7.4216E-05	0.0043	0.0005	10.0	118643	9.9935E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30
6000	9.9969E-01	0.0000	0.0000	1.7	1.0E+30	7.4286E-05	0.0039	0.0004	10.0	118476	9.9934E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30
7000	9.9970E-01	0.0000	0.0000	1.7	1.0E+30	7.4250E-05	0.0036	0.0004	10.0	119726	9.9937E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
8000	9.9972E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4136E-05	0.0034	0.0003	10.0	118704	9.9938E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
9000	9.9970E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4325E-05	0.0032	0.0003	10.0	118004	9.9939E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
10000	9.9970E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4272E-05	0.0031	0.0003	10.0	117905	9.9939E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
11000	9.9970E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4269E-05	0.0029	0.0002	10.0	118109	9.9938E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
12000	9.9969E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4179E-05	0.0028	0.0002	10.0	117552	9.9939E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
13000	9.9969E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4093E-05	0.0027	0.0002	10.0	117464	9.9939E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
14000	9.9969E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4166E-05	0.0026	0.0002	10.0	117443	9.9939E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
15000	9.9971E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4116E-05	0.0025	0.0002	10.0	117190	9.9938E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
16000	9.9970E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4105E-05	0.0024	0.0002	10.0	117038	9.9938E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
17000	9.9971E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4060E-05	0.0024	0.0002	10.0	117558	9.9939E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
18000	9.9971E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4072E-05	0.0023	0.0002	10.0	117183	9.9938E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
19000	9.9971E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4099E-05	0.0022	0.0001	10.0	116847	9.9938E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
20000	9.9971E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.4113E-05	0.0022	0.0001	10.0	116660	9.9938E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
nps	tally 16					tally 25					tally 26				
	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	8.9393E-05	0.0110	0.0020	10.0	93362	9.9931E-01	0.0002	0.3294	10.0	3.8E+08	2.3402E-04	0.0132	0.0019	10.0	64449
2000	8.8371E-05	0.0076	0.0010	10.0	96176	9.9933E-01	0.0001	0.1412	1.9	3.2E+08	2.2864E-04	0.0095	0.0010	10.0	61822
3000	8.8817E-05	0.0063	0.0007	10.0	92874	9.9931E-01	0.0001	0.0989	10.0	3.4E+08	2.2981E-04	0.0079	0.0007	10.0	60246
4000	8.9010E-05	0.0055	0.0005	10.0	92624	9.9944E-01	0.0001	0.0519	1.2	2.3E+08	2.3046E-04	0.0068	0.0005	10.0	60225
5000	8.8649E-05	0.0049	0.0004	10.0	91385	9.9940E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.2976E-04	0.0061	0.0004	10.0	59871
6000	8.8865E-05	0.0045	0.0003	10.0	91795	9.9938E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3088E-04	0.0055	0.0003	10.0	60130

7000	8.9106E-05	0.0041	0.0003	10.0	92729	9.9936E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3142E-04	0.0051	0.0003	10.0	61094
8000	8.8989E-05	0.0039	0.0003	10.0	93269	9.9935E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3107E-04	0.0048	0.0003	10.0	61381
9000	8.9023E-05	0.0037	0.0002	10.0	92263	9.9931E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3102E-04	0.0045	0.0002	10.0	61255
10000	8.9033E-05	0.0035	0.0002	10.0	91871	9.9930E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3074E-04	0.0043	0.0002	10.0	61007
11000	8.9014E-05	0.0033	0.0002	10.0	92013	9.9930E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3056E-04	0.0041	0.0002	10.0	60755
12000	8.8866E-05	0.0032	0.0002	10.0	92096	9.9932E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3045E-04	0.0039	0.0002	10.0	60737
13000	8.8821E-05	0.0031	0.0002	10.0	91486	9.9932E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3036E-04	0.0038	0.0002	10.0	60656
14000	8.8882E-05	0.0029	0.0002	10.0	91625	9.9932E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3036E-04	0.0036	0.0001	10.0	60605
15000	8.8951E-05	0.0028	0.0001	10.0	91690	9.9932E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3035E-04	0.0035	0.0001	10.0	60799
16000	8.8922E-05	0.0027	0.0001	10.0	91847	9.9932E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3037E-04	0.0034	0.0001	10.0	60639
17000	8.8845E-05	0.0027	0.0001	10.0	92012	9.9930E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3020E-04	0.0033	0.0001	10.0	60386
18000	8.8819E-05	0.0026	0.0001	10.0	91604	9.9929E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3007E-04	0.0032	0.0001	10.0	60379
19000	8.8795E-05	0.0025	0.0001	10.0	91704	9.9928E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3002E-04	0.0031	0.0001	10.0	60482
20000	8.8797E-05	0.0025	0.0001	10.0	91261	9.9927E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.2999E-04	0.0030	0.0001	10.0	60204

1tally fluctuation charts

nps	tally 35					tally 36					tally 45				
	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	9.9951E-01	0.0002	0.1413	1.7	1.8E+08	3.1193E-04	0.0679	0.0089	0.0	2429	9.8548E-01	0.0003	0.1068	1.6	1.1E+08
2000	1.0003E+00	0.0003	0.0573	1.5	6.6E+07	3.1280E-04	0.0477	0.0051	10.0	2450	9.8589E-01	0.0003	0.1050	1.4	4.8E+07
3000	1.0003E+00	0.0003	0.1318	1.5	4.8E+07	3.0707E-04	0.0387	0.0033	10.0	2484	9.8570E-01	0.0003	0.1052	1.4	4.8E+07
4000	1.0003E+00	0.0002	0.0821	10.0	4.7E+07	3.1758E-04	0.0333	0.0025	10.0	2504	9.8625E-01	0.0003	0.0566	10.0	3.6E+07
5000	1.0004E+00	0.0002	0.0550	10.0	4.5E+07	3.1630E-04	0.0299	0.0020	10.0	2484	9.8637E-01	0.0003	0.0533	10.0	2.9E+07
6000	1.0004E+00	0.0002	0.0443	10.0	4.8E+07	3.1588E-04	0.0274	0.0017	10.0	2462	9.8650E-01	0.0003	0.0445	10.0	2.8E+07
7000	1.0004E+00	0.0002	0.0617	10.0	4.1E+07	3.1841E-04	0.0252	0.0014	10.0	2491	9.8650E-01	0.0002	0.0373	10.0	2.9E+07
8000	1.0004E+00	0.0002	0.0520	10.0	4.3E+07	3.1686E-04	0.0237	0.0012	10.0	2483	9.8651E-01	0.0002	0.0352	10.0	2.8E+07
9000	1.0004E+00	0.0002	0.0447	10.0	4.4E+07	3.1823E-04	0.0224	0.0012	10.0	2469	9.8650E-01	0.0002	0.0305	10.0	2.9E+07
10000	1.0004E+00	0.0002	0.0378	10.0	4.5E+07	3.1702E-04	0.0213	0.0011	10.0	2440	9.8649E-01	0.0002	0.0290	10.0	8E+07
11000	1.0004E+00	0.0001	0.0336	10.0	4.7E+07	3.1759E-04	0.0204	0.0010	10.0	2443	9.8647E-01	0.0002	0.0258	2.5	9E+07
12000	1.0004E+00	0.0001	0.0353	4.2	4.3E+07	3.1951E-04	0.0194	0.0009	10.0	2468	9.8648E-01	0.0002	0.0232	2.1	9E+07
13000	1.0004E+00	0.0001	0.0312	3.0	4.4E+07	3.1883E-04	0.0187	0.0008	10.0	2453	9.8646E-01	0.0002	0.0210	1.9	0E+07
14000	1.0005E+00	0.0001	0.0267	2.5	4.3E+07	3.1752E-04	0.0180	0.0008	10.0	2445	9.8651E-01	0.0002	0.0182	1.8	9E+07
15000	1.0005E+00	0.0001	0.0238	2.2	4.3E+07	3.1624E-04	0.0173	0.0007	10.0	2459	9.8661E-01	0.0002	0.0752	1.5	2E+07
16000	1.0005E+00	0.0001	0.0220	2.0	4.3E+07	3.1661E-04	0.0168	0.0007	10.0	2460	9.8657E-01	0.0002	0.0712	10.0	3E+07
17000	1.0005E+00	0.0001	0.0200	2.0	4.3E+07	3.1839E-04	0.0162	0.0006	10.0	2468	9.8658E-01	0.0002	0.0648	10.0	2.3E+07

APÉNDICE C

FUENTE DE 6 MeV IRRADIANDO TODA LA CABEZA

tally 5						tally 6						tally 15					
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom		
1000	9.9983E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3218E-04	0.0099	0.0031	10.0	41104	9.9970E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		
2000	9.9983E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3281E-04	0.0071	0.0016	10.0	39528	9.9969E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		
3000	9.9983E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3310E-04	0.0057	0.0010	10.0	40036	9.9972E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		
4000	9.9983E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3354E-04	0.0049	0.0006	10.0	39937	9.9971E-01	0.0000	0.0000	1.5	1.0E+30		
5000	9.9983E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3293E-04	0.0044	0.0005	10.0	39868	9.9973E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30		
6000	9.9982E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3250E-04	0.0040	0.0004	10.0	40439	9.9972E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30		
7000	9.9982E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3252E-04	0.0037	0.0003	10.0	40311	9.9973E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30		
8000	9.9986E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3251E-04	0.0035	0.0003	10.0	39713	9.9973E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30		
9000	9.9986E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3293E-04	0.0033	0.0003	10.0	39715	9.9973E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30		
10000	9.9985E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.3317E-04	0.0031	0.0002	9.2	39820	9.9972E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30		
tally 16						tally 25						tally 26					
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom		
1000	2.9015E-04	0.0103	0.0019	10.0	37537	9.9956E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.6925E-04	0.0118	0.0022	10.0	28634		
2000	2.9052E-04	0.0074	0.0010	10.0	35920	9.9980E-01	0.0001	0.1983	2.0	1.6E+08	7.7444E-04	0.0086	0.0012	10.0	26803		
3000	2.9040E-04	0.0060	0.0006	10.0	36068	9.9974E-01	0.0000	0.0000	1.9	1.0E+30	7.7499E-04	0.0070	0.0007	10.0	26428		
4000	2.9043E-04	0.0052	0.0005	10.0	35558	9.9969E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.7520E-04	0.0061	0.0005	10.0	26257		
5000	2.9062E-04	0.0047	0.0004	10.0	35231	9.9968E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.7548E-04	0.0054	0.0004	10.0	26289		
6000	2.9047E-04	0.0043	0.0003	10.0	35551	9.9969E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.7721E-04	0.0050	0.0004	10.0	26261		
7000	2.9076E-04	0.0039	0.0003	10.0	35680	9.9970E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.8015E-04	0.0046	0.0003	10.0	26170		
8000	2.9079E-04	0.0037	0.0002	10.0	35297	9.9970E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.8047E-04	0.0043	0.0003	10.0	25906		
9000	2.9122E-04	0.0035	0.0002	10.0	35294	9.9968E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.8098E-04	0.0041	0.0002	10.0	25973		
10000	2.9147E-04	0.0033	0.0002	10.0	35280	9.9972E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	7.8254E-04	0.0038	0.0002	10.0	26154		
tally 35						tally 36						tally 45					
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom		
1000	1.0003E+00	0.0003	0.1582	1.6	4.8E+07	1.2433E-03	0.0721	0.0105	0.0	773	9.9432E-01	0.0004	0.1618	1.5	2.8E+07		
2000	1.0001E+00	0.0002	0.0844	1.5	5.8E+07	1.2541E-03	0.0495	0.0045	10.0	808	9.9412E-01	0.0002	0.0806	1.4	3.5E+07		
3000	1.0001E+00	0.0001	0.0544	1.4	6.1E+07	1.2403E-03	0.0410	0.0030	10.0	780	9.9404E-01	0.0002	0.0524	1.4	3.9E+07		
4000	1.0001E+00	0.0001	0.0367	1.4	5.8E+07	1.2903E-03	0.0346	0.0022	10.0	815	9.9433E-01	0.0002	0.0371	10.0	2.7E+07		

5000	1.0001E+00	0.0001	0.0276	1.5	5.7E+07	1.2866E-03	0.0311	0.0017	10.0	808	9.9445E-01	0.0002	0.0292	10.0	2.4E+07
6000	1.0001E+00	0.0001	0.0232	10.0	5.8E+07	1.2913E-03	0.0284	0.0014	10.0	809	9.9445E-01	0.0002	0.0242	10.0	2.4E+07
7000	1.0001E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.3096E-03	0.0262	0.0012	10.0	809	9.9453E-01	0.0002	0.0183	10.0	2.3E+07
8000	1.0002E+00	0.0001	0.0182	10.0	4.7E+07	1.3097E-03	0.0245	0.0011	10.0	806	9.9453E-01	0.0002	0.0423	10.0	2.0E+07
9000	1.0003E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.3129E-03	0.0230	0.0009	10.0	808	9.9454E-01	0.0001	0.0357	10.0	2.0E+07
10000	1.0002E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.3008E-03	0.0219	0.0008	10.0	808	9.9456E-01	0.0001	0.0302	10.0	2.0E+07

tally 55

tally 65

tally 75

nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	9.6545E-01	0.0012	0.4547	1.5	2872412	8.7812E-01	0.0007	0.1405	10.0	7440123	4.7248E-01	0.0040	0.0819	7.5	248993
2000	9.6531E-01	0.0008	0.2520	1.6	2831382	8.7796E-01	0.0005	0.0529	10.0	8422556	4.7266E-01	0.0027	0.0339	6.2	264973
3000	9.6512E-01	0.0006	0.1814	2.9	3508986	8.7771E-01	0.0004	0.0649	10.0	7893524	4.7257E-01	0.0023	0.0243	7.1	257413
4000	9.6482E-01	0.0005	0.1626	4.6	4403912	8.7773E-01	0.0003	0.0420	10.0	8246273	4.7333E-01	0.0021	0.0338	5.4	218376
5000	9.6518E-01	0.0005	0.1600	4.8	3212181	8.7806E-01	0.0005	0.2212	4.3	3712159	4.7291E-01	0.0018	0.0271	5.2	240432
6000	9.6527E-01	0.0005	0.1153	4.8	2995033	8.7807E-01	0.0004	0.1782	3.1	3976161	4.7265E-01	0.0016	0.0218	4.3	254496
7000	9.6511E-01	0.0004	0.1024	5.3	3207172	8.7799E-01	0.0004	0.1550	2.8	4291698	4.7276E-01	0.0015	0.0175	4.6	259556
8000	9.6504E-01	0.0004	0.0957	6.4	3528325	8.7799E-01	0.0003	0.1201	2.3	4203287	4.7288E-01	0.0014	0.0142	7.2	258629
9000	9.6525E-01	0.0004	0.1393	2.9	2196029	8.7802E-01	0.0003	0.1066	2.1	4446305	4.7291E-01	0.0013	0.0121	8.4	264213
10000	9.6518E-01	0.0004	0.1334	2.5	2394742	8.7793E-01	0.0003	0.0954	2.1	4676894	4.7256E-01	0.0012	0.0108	9.9	276784

APÉNDICE D

FUENTE DE 10 MeV IRRADIANDO TODA LA CABEZA

tally 5						tally 6						tally 15					
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom		
1000	9.9987E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	3.4378E-04	0.0100	0.0019	10.0	29557	9.9976E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		
2000	9.9991E-01	0.0000	0.0000	1.8	1.0E+30	3.4443E-04	0.0071	0.0011	10.0	28692	9.9980E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		
3000	9.9989E-01	0.0000	0.0000	1.8	1.0E+30	3.4532E-04	0.0058	0.0007	10.0	28502	9.9978E-01	0.0000	0.0000	1.7	1.0E+30		
4000	9.9991E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	3.4561E-04	0.0050	0.0005	10.0	28208	9.9977E-01	0.0000	0.0000	1.6	1.0E+30		
5000	9.9990E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	3.4486E-04	0.0045	0.0004	10.0	27966	9.9977E-01	0.0000	0.0000	1.6	1.0E+30		
6000	9.9992E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	3.4404E-04	0.0041	0.0003	10.0	28178	9.9978E-01	0.0000	0.0000	1.5	1.0E+30		
7000	9.9993E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	3.4453E-04	0.0038	0.0003	10.0	28122	9.9979E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30		
8000	9.9993E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30	3.4452E-04	0.0035	0.0003	10.0	27869	9.9980E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30		
9000	9.9992E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30	3.4499E-04	0.0033	0.0002	10.0	27970	9.9979E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30		
10000	9.9992E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30	3.4511E-04	0.0032	0.0002	10.0	27921	9.9978E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30		
tally 16						tally 25						tally 26					
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom		
1000	4.5256E-04	0.0103	0.0017	10.0	27496	9.9966E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.1556E-03	0.0121	0.0018	10.0	20159		
2000	4.5226E-04	0.0074	0.0009	10.0	26140	9.9969E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.1601E-03	0.0087	0.0010	10.0	19234		
3000	4.5268E-04	0.0061	0.0006	10.0	25763	9.9967E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.1626E-03	0.0070	0.0006	10.0	19259		
4000	4.5278E-04	0.0052	0.0004	10.0	25530	9.9968E-01	0.0000	0.0000	1.6	1.0E+30	1.1645E-03	0.0061	0.0005	10.0	19076		
5000	4.5184E-04	0.0047	0.0004	10.0	25117	9.9971E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30	1.1600E-03	0.0054	0.0004	10.0	19241		
6000	4.5066E-04	0.0043	0.0003	10.0	25094	9.9975E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	1.1611E-03	0.0049	0.0003	10.0	19221		
7000	4.5169E-04	0.0040	0.0003	10.0	25092	9.9976E-01	0.0000	0.0000	1.2	1.0E+30	1.1659E-03	0.0046	0.0003	10.0	19102		
8000	4.5182E-04	0.0037	0.0002	10.0	24950	9.9980E-01	0.0000	0.0000	1.2	1.0E+30	1.1661E-03	0.0043	0.0002	10.0	19131		
9000	4.5223E-04	0.0035	0.0002	10.0	24904	9.9980E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30	1.1668E-03	0.0040	0.0002	10.0	19190		
10000	4.5227E-04	0.0034	0.0002	10.0	24793	9.9981E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.1675E-03	0.0038	0.0002	10.0	19193		
tally 35						tally 36						tally 45					
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom		
1000	1.0003E+00	0.0002	0.1364	1.6	5.0E+07	1.8342E-03	0.0715	0.0084	0.0	574	9.9572E-01	0.0003	0.0792	1.5	2.8E+07		
2000	1.0002E+00	0.0002	0.0745	1.5	5.3E+07	1.9169E-03	0.0492	0.0038	10.0	594	9.9542E-01	0.0002	0.0508	1.5	3.5E+07		
3000	1.0002E+00	0.0001	0.0426	1.5	4.6E+07	1.9086E-03	0.0403	0.0025	10.0	585	9.9551E-01	0.0002	0.0302	1.5	3.0E+07		
4000	1.0002E+00	0.0001	0.0351	1.5	4.9E+07	1.9898E-03	0.0341	0.0018	10.0	605	9.9562E-01	0.0002	0.0393	10.0	2.3E+07		

5000	1.0001E+00	0.0001	0.0298	10.0	5.2E+07	1.9695E-03	0.0306	0.0014	10.0	599	9.9552E-01	0.0001	0.0327	10.0	2.6E+07
6000	1.0002E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.9706E-03	0.0281	0.0012	10.0	589	9.9551E-01	0.0001	0.0255	10.0	2.6E+07
7000	1.0002E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.9976E-03	0.0260	0.0010	10.0	589	9.9551E-01	0.0001	0.0207	10.0	2.6E+07
8000	1.0003E+00	0.0001	0.0306	10.0	3.1E+07	1.9961E-03	0.0242	0.0009	10.0	591	9.9561E-01	0.0001	0.0381	10.0	1.9E+07
9000	1.0004E+00	0.0001	0.0249	10.0	3.0E+07	2.0013E-03	0.0228	0.0008	10.0	593	9.9558E-01	0.0001	0.0338	10.0	1.9E+07
10000	1.0004E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.9852E-03	0.0217	0.0008	10.0	590	9.9558E-01	0.0001	0.0293	10.0	2.0E+07

tally 55

tally 65

tally 75

nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	9.6995E-01	0.0003	0.1313	1.7	2.7E+07	9.0039E-01	0.0007	0.1008	10.0	6037622	5.4827E-01	0.0032	0.0883	5.9	285043
2000	9.6979E-01	0.0002	0.0594	1.6	3.0E+07	8.9996E-01	0.0005	0.0423	10.0	6533329	5.5022E-01	0.0027	0.0854	5.6	203265
3000	9.7050E-01	0.0005	0.3166	1.7	4513879	9.0018E-01	0.0004	0.0435	10.0	4886267	5.4924E-01	0.0021	0.0569	5.8	225613
4000	9.7052E-01	0.0004	0.2439	3.7	5170282	9.0047E-01	0.0005	0.1350	10.0	3045292	5.4991E-01	0.0018	0.0334	5.8	215439
5000	9.7050E-01	0.0003	0.2047	5.5	5883673	9.0022E-01	0.0004	0.1119	5.8	3441974	5.5047E-01	0.0019	0.0863	4.8	155271
6000	9.7046E-01	0.0003	0.1747	7.2	6478759	9.0277E-01	0.0027	0.9589	2.4	66149	5.5071E-01	0.0018	0.0632	4.6	148132
7000	9.7041E-01	0.0002	0.1581	9.7	7136228	9.0239E-01	0.0023	0.9531	2.2	76361	5.5041E-01	0.0016	0.0554	4.2	160395
8000	9.7049E-01	0.0002	0.1215	10.0	7010775	9.0210E-01	0.0020	0.9474	2.1	86843	5.5046E-01	0.0014	0.0459	3.9	165598
9000	9.7051E-01	0.0002	0.0985	10.0	6684843	9.0186E-01	0.0018	0.9430	2.1	97563	5.5055E-01	0.0014	0.0384	3.9	167259
10000	9.7059E-01	0.0002	0.0994	10.0	5625710	9.0169E-01	0.0016	0.9349	2.1	108208	5.5015E-01	0.0013	0.0352	4.1	177979

APÉNDICE E

FUENTE DE 15 MeV IRRADIANDO TODA LA CABEZA

tally 5						tally 6						tally 15					
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom		
1000	9.9988E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.8365E-04	0.0099	0.0025	10.0	21848	9.9979E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		
2000	9.9993E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.8609E-04	0.0071	0.0013	10.0	20900	9.9988E-01	0.0000	0.0000	0.0	1.0E+30		
3000	9.9991E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.8579E-04	0.0058	0.0008	10.0	20531	9.9998E-01	0.0000	0.0000	1.8	1.0E+30		
4000	9.9990E-01	0.0000	0.0000	1.6	1.0E+30	4.8738E-04	0.0050	0.0005	10.0	20265	9.9995E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		
5000	9.9990E-01	0.0000	0.0000	1.6	1.0E+30	4.8593E-04	0.0045	0.0004	10.0	20216	9.9992E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		
6000	9.9989E-01	0.0000	0.0000	1.6	1.0E+30	4.8441E-04	0.0041	0.0004	10.0	20301	9.9991E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		
7000	9.9990E-01	0.0000	0.0000	1.5	1.0E+30	4.8495E-04	0.0038	0.0003	10.0	20249	9.9990E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		
8000	9.9992E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.8465E-04	0.0036	0.0003	10.0	20001	9.9990E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		
9000	9.9993E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.8529E-04	0.0034	0.0002	10.0	19988	9.9989E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		
10000	9.9992E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.8565E-04	0.0032	0.0002	10.0	19932	9.9987E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		
tally 16						tally 25						tally 26					
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom		
1000	6.6528E-04	0.0104	0.0022	10.0	19769	9.9971E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.6504E-03	0.0116	0.0020	10.0	15954		
2000	6.6089E-04	0.0076	0.0010	10.0	18145	9.9994E-01	0.0001	0.1981	1.5	8.5E+07	1.6358E-03	0.0087	0.0010	10.0	14058		
3000	6.6125E-04	0.0062	0.0006	10.0	18177	9.9995E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30	1.6396E-03	0.0070	0.0007	10.0	14226		
4000	6.6348E-04	0.0053	0.0005	10.0	17989	9.9990E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	1.6448E-03	0.0061	0.0005	10.0	13821		
5000	6.6282E-04	0.0048	0.0004	10.0	17916	9.9991E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	1.6392E-03	0.0054	0.0004	10.0	14024		
6000	6.6217E-04	0.0044	0.0003	10.0	17938	9.9989E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	1.6402E-03	0.0049	0.0003	10.0	13981		
7000	6.6391E-04	0.0040	0.0003	10.0	17979	9.9987E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	1.6458E-03	0.0046	0.0003	10.0	13999		
8000	6.6426E-04	0.0038	0.0002	10.0	17882	9.9986E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	1.6462E-03	0.0043	0.0002	10.0	13983		
9000	6.6478E-04	0.0035	0.0002	10.0	17893	9.9986E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	1.6483E-03	0.0040	0.0002	10.0	14005		
10000	6.6482E-04	0.0034	0.0002	10.0	17845	9.9986E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	1.6491E-03	0.0038	0.0002	10.0	14093		
tally 35						tally 36						tally 45					
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom		
1000	1.0001E+00	0.0002	0.2018	1.7	5.6E+07	2.7616E-03	0.0713	0.0078	0.0	423	9.9612E-01	0.0003	0.1079	1.6	3.0E+07		
2000	1.0004E+00	0.0002	0.0615	1.5	2.8E+07	2.7737E-03	0.0500	0.0039	10.0	424	9.9630E-01	0.0004	0.6787	1.5	6073670		
3000	1.0004E+00	0.0002	0.0417	1.5	3.0E+07	2.7816E-03	0.0408	0.0027	10.0	417	9.9626E-01	0.0003	0.5239	1.5	7836866		
4000	1.0003E+00	0.0001	0.0333	10.0	3.2E+07	2.8688E-03	0.0349	0.0020	10.0	422	9.9636E-01	0.0002	0.3459	4.7	8290798		

5000	1.0003E+00	0.0001	0.0248	10.0	3.0E+07	2.8286E-03	0.0312	0.0016	10.0	423	9.9627E-01	0.0002	0.3029	7.9	9718788
6000	1.0003E+00	0.0001	0.0252	10.0	2.8E+07	2.8345E-03	0.0285	0.0013	10.0	417	9.9622E-01	0.0002	0.2629	10.0	1.1E+07
7000	1.0003E+00	0.0001	0.0207	10.0	2.8E+07	2.8755E-03	0.0263	0.0011	10.0	421	9.9626E-01	0.0002	0.2077	10.0	1.1E+07
8000	1.0003E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.8664E-03	0.0245	0.0009	10.0	421	9.9628E-01	0.0002	0.1568	10.0	1.1E+07
9000	1.0003E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.8787E-03	0.0230	0.0008	10.0	424	9.9631E-01	0.0001	0.1298	10.0	1.1E+07
10000	1.0003E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.8511E-03	0.0219	0.0008	10.0	422	9.9629E-01	0.0001	0.1087	10.0	1.1E+07

tally 55

tally 65

tally 75

nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	9.7404E-01	0.0008	0.4927	1.6	3786438	9.1255E-01	0.0020	0.7508	3.5	562893	5.9529E-01	0.0037	0.0517	3.3	157605
2000	9.7364E-01	0.0005	0.2798	1.7	5052529	9.1259E-01	0.0013	0.3650	4.5	669041	5.9587E-01	0.0027	0.0328	4.9	144023
3000	9.7354E-01	0.0004	0.1807	2.0	5205191	9.1224E-01	0.0009	0.3141	6.0	911274	5.9716E-01	0.0024	0.0279	5.1	118962
4000	9.7362E-01	0.0003	0.1213	4.2	5405923	9.1217E-01	0.0007	0.2645	7.6	1099045	5.9755E-01	0.0022	0.0259	5.3	110451
5000	9.7356E-01	0.0003	0.0988	6.5	6061935	9.1212E-01	0.0006	0.2250	3.5	1269610	5.9820E-01	0.0020	0.0192	8.1	105612
6000	9.7365E-01	0.0003	0.0834	6.8	5123053	9.1213E-01	0.0005	0.1702	2.6	1286123	5.9809E-01	0.0018	0.0161	6.3	105022
7000	9.7366E-01	0.0002	0.0690	9.9	5362974	9.1199E-01	0.0005	0.1549	2.5	1426044	5.9840E-01	0.0017	0.0127	8.2	105836
8000	9.7370E-01	0.0002	0.0620	10.0	5149857	9.1237E-01	0.0005	0.1274	2.1	981056	5.9833E-01	0.0015	0.0107	9.5	108137
9000	9.7365E-01	0.0002	0.0571	10.0	5538959	9.1241E-01	0.0005	0.1057	2.0	985638	5.9828E-01	0.0015	0.0098	7.4	106455
10000	9.7375E-01	0.0002	0.0724	10.0	4226765	9.1223E-01	0.0004	0.0992	1.9	1063273	5.9800E-01	0.0014	0.0142	5.6	103403

APÉNDICE F

FUENTE DE 6 MeV IRRADIANDO ÁREA DEL TUMOR

	tally 5						tally 6						tally 15					
nps	mean	error	vov	slope	fom		mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom		
1000	9.9987E-01	0.0000	0.0000	0.0	1.0E+30		1.9694E-04	0.0091	0.0025	10.0	25031	9.9973E-01	0.0000	0.0000	0.0	1.0E+30		
2000	9.9991E-01	0.0000	0.0000	1.8	1.0E+30		1.9685E-04	0.0066	0.0014	10.0	23806	9.9981E-01	0.0000	0.0000	1.8	1.0E+30		
3000	9.9992E-01	0.0000	0.0000	1.8	1.0E+30		1.9583E-04	0.0054	0.0010	10.0	23343	9.9977E-01	0.0000	0.0000	1.8	1.0E+30		
4000	9.9997E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		1.9648E-04	0.0047	0.0007	10.0	23071	9.9975E-01	0.0000	0.0000	1.7	1.0E+30		
5000	9.9995E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		1.9503E-04	0.0042	0.0006	7.1	23266	9.9978E-01	0.0000	0.0000	1.5	1.0E+30		
6000	9.9993E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		1.9483E-04	0.0038	0.0005	4.7	23468	9.9980E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30		
7000	9.9995E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		1.9548E-04	0.0036	0.0005	10.0	23168	9.9986E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30		
8000	9.9996E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		1.9528E-04	0.0033	0.0004	10.0	23121	9.9989E-01	0.0000	0.0000	1.2	1.0E+30		
9000	9.9998E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		1.9484E-04	0.0031	0.0004	10.0	23250	9.9986E-01	0.0000	0.0000	1.2	1.0E+30		
10000	9.9997E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30		1.9483E-04	0.0030	0.0003	10.0	23271	9.9986E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30		
	tally 16						tally 25						tally 26					
nps	mean	error	vov	slope	fom		mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom		
1000	2.4100E-04	0.0108	0.0022	10.0	17682		9.9961E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	6.3738E-04	0.0134	0.0034	10.0	11512		
2000	2.4095E-04	0.0076	0.0013	10.0	17707		9.9968E-01	0.0000	0.0000	1.9	1.0E+30	6.3976E-04	0.0093	0.0015	10.0	11794		
3000	2.3987E-04	0.0062	0.0008	10.0	17871		9.9973E-01	0.0000	0.0000	2.0	1.0E+30	6.3902E-04	0.0076	0.0009	10.0	11917		
4000	2.4009E-04	0.0054	0.0006	10.0	17770		9.9968E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30	6.3805E-04	0.0066	0.0007	10.0	11913		
5000	2.3865E-04	0.0048	0.0005	10.0	17923		9.9974E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	6.3397E-04	0.0059	0.0006	10.0	11966		
6000	2.3851E-04	0.0044	0.0004	10.0	18193		9.9977E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	6.3467E-04	0.0053	0.0005	10.0	12252		
7000	2.3951E-04	0.0040	0.0003	10.0	18204		9.9981E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30	6.3710E-04	0.0049	0.0004	10.0	12398		
8000	2.3938E-04	0.0038	0.0003	10.0	18062		9.9979E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30	6.3698E-04	0.0046	0.0003	10.0	12426		
9000	2.3899E-04	0.0036	0.0002	10.0	18172		9.9979E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	6.3660E-04	0.0043	0.0003	10.0	12439		
10000	2.3875E-04	0.0034	0.0002	10.0	18186		9.9979E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	6.3556E-04	0.0041	0.0003	10.0	12463		
	tally 35						tally 36						tally 45					
nps	mean	error	vov	slope	fom		mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom		
1000	1.0019E+00	0.0005	0.0603	1.8	9390631		5.6368E-03	0.0183	0.0026	10.0	6150	9.9776E-01	0.0007	0.0510	10.0	3719313		
2000	1.0014E+00	0.0003	0.0351	1.6	1.1E+07		5.7146E-03	0.0130	0.0013	10.0	6116	9.9639E-01	0.0004	0.0325	10.0	5555018		
3000	1.0016E+00	0.0004	0.3375	4.8	4714172		5.6652E-03	0.0106	0.0008	10.0	6171	9.9618E-01	0.0004	0.0392	10.0	5362794		
4000	1.0018E+00	0.0003	0.2015	10.0	4786096		5.7010E-03	0.0091	0.0006	10.0	6272	9.9628E-01	0.0004	0.1392	10.0	3356467		

5000	1.0017E+00	0.0003	0.1545	10.0	5233259	5.6585E-03	0.0081	0.0005	10.0	6242	9.9631E-01	0.0003	0.1012	10.0	3566629
6000	1.0017E+00	0.0002	0.1279	10.0	5693209	5.7014E-03	0.0075	0.0004	10.0	6148	9.9650E-01	0.0003	0.0722	10.0	3523839
7000	1.0017E+00	0.0002	0.1074	10.0	6072832	5.7497E-03	0.0069	0.0004	10.0	6162	9.9641E-01	0.0003	0.0616	10.0	3780433
8000	1.0017E+00	0.0002	0.0883	10.0	6274658	5.7708E-03	0.0065	0.0003	10.0	6174	9.9637E-01	0.0003	0.0701	2.7	3225050
9000	1.0017E+00	0.0002	0.0702	10.0	6263388	5.7559E-03	0.0061	0.0003	10.0	6196	9.9646E-01	0.0003	0.0546	1.9	3161544
10000	1.0017E+00	0.0002	0.0593	2.8	6360467	5.7354E-03	0.0058	0.0003	10.0	6219	9.9647E-01	0.0003	0.0469	10.0	3243478

tally 55

tally 65

tally 75

nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	9.6910E-01	0.0015	0.3813	5.1	881249	8.8651E-01	0.0016	0.0712	1.6	833736	5.0794E-01	0.0065	0.0428	3.7	48426
2000	9.7026E-01	0.0018	0.3602	3.7	334552	8.8545E-01	0.0010	0.0324	1.5	1011076	5.1183E-01	0.0047	0.0140	10.0	47064
3000	9.6977E-01	0.0012	0.2944	4.0	453429	8.8620E-01	0.0010	0.0875	1.6	662855	5.1190E-01	0.0038	0.0090	7.2	47484
4000	9.6998E-01	0.0010	0.2050	3.5	497687	8.8688E-01	0.0009	0.0544	1.5	623817	5.1355E-01	0.0033	0.0060	10.0	46365
5000	9.7106E-01	0.0010	0.1107	1.7	408946	8.8731E-01	0.0010	0.1213	2.4	398848	5.1396E-01	0.0030	0.0052	7.3	45050
6000	9.7112E-01	0.0009	0.0952	1.5	392262	8.8698E-01	0.0009	0.1062	3.1	445782	5.1537E-01	0.0029	0.0068	7.6	41733
7000	9.7055E-01	0.0008	0.0901	1.5	443576	8.8682E-01	0.0008	0.0893	3.8	473838	5.1559E-01	0.0027	0.0076	6.5	40147
8000	9.7036E-01	0.0007	0.0825	1.4	484793	8.8696E-01	0.0008	0.0755	4.1	431375	5.1607E-01	0.0025	0.0062	5.7	40551
9000	9.7089E-01	0.0008	0.1037	1.7	367793	8.8676E-01	0.0007	0.0673	2.8	456028	5.1590E-01	0.0024	0.0055	4.7	40590
10000	9.7081E-01	0.0007	0.0948	1.8	390419	8.8656E-01	0.0007	0.0610	2.6	481506	5.1563E-01	0.0022	0.0048	5.0	41781

APÉNDICE G

FUENTE DE 10 MeV IRRADIANDO ÁREA DEL TUMOR

	tally 5					tally 6					tally 15				
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	9.9990E-01	0.0000	0.0000	0.0	1.0E+30	2.9332E-04	0.0097	0.0050	4.2	15186	9.9999E-01	0.0001	0.4863	10.0	7.2E+07
2000	9.9999E-01	0.0000	0.0000	1.8	1.0E+30	2.9072E-04	0.0070	0.0022	2.7	14792	9.9992E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
3000	9.9995E-01	0.0000	0.0000	1.8	1.0E+30	2.9068E-04	0.0057	0.0013	3.2	15082	9.9990E-01	0.0000	0.0000	2.0	1.0E+30
4000	9.9998E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.9103E-04	0.0049	0.0009	3.6	15010	9.9989E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
5000	9.9996E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.9031E-04	0.0044	0.0007	5.6	14961	9.9986E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
6000	9.9998E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.8985E-04	0.0040	0.0006	10.0	15060	9.9984E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
7000	1.0000E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.9015E-04	0.0037	0.0005	10.0	15140	9.9984E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
8000	1.0000E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.9042E-04	0.0035	0.0004	10.0	15035	9.9987E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
9000	1.0000E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.9079E-04	0.0032	0.0004	10.0	15121	9.9987E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
10000	9.9999E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	2.9065E-04	0.0031	0.0003	10.0	15113	9.9986E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30

	tally 16					tally 25					tally 26				
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	3.7620E-04	0.0108	0.0023	10.0	12284	9.9970E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	9.6155E-04	0.0126	0.0025	10.0	8997
2000	3.7373E-04	0.0077	0.0012	10.0	12068	9.9976E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	9.5628E-04	0.0091	0.0013	10.0	8778
3000	3.7351E-04	0.0063	0.0008	10.0	12252	9.9975E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	9.5370E-04	0.0074	0.0009	10.0	8857
4000	3.7351E-04	0.0054	0.0006	10.0	12149	9.9982E-01	0.0000	0.0000	1.6	1.0E+30	9.5289E-04	0.0064	0.0007	10.0	8812
5000	3.7225E-04	0.0049	0.0005	10.0	12099	9.9984E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30	9.5000E-04	0.0057	0.0005	10.0	8858
6000	3.7182E-04	0.0044	0.0004	10.0	12146	9.9982E-01	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30	9.4885E-04	0.0052	0.0004	10.0	8844
7000	3.7264E-04	0.0041	0.0003	10.0	12218	9.9982E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	9.5121E-04	0.0048	0.0003	10.0	8933
8000	3.7288E-04	0.0038	0.0003	10.0	12138	9.9982E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	9.5378E-04	0.0045	0.0003	10.0	8885
9000	3.7301E-04	0.0036	0.0002	10.0	12203	9.9984E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	9.5338E-04	0.0042	0.0003	10.0	8897
10000	3.7294E-04	0.0034	0.0002	10.0	12180	9.9986E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	9.5288E-04	0.0040	0.0002	10.0	8880

	tally 35					tally 36					tally 45				
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	1.0023E+00	0.0005	0.0687	1.9	5041826	8.7649E-03	0.0178	0.0026	10.0	4523	9.9756E-01	0.0007	0.1305	1.9	3273386
2000	1.0018E+00	0.0003	0.0380	1.4	6140807	8.8056E-03	0.0126	0.0012	10.0	4554	9.9760E-01	0.0007	0.4600	1.4	1468365
3000	1.0015E+00	0.0003	0.0263	1.5	7218952	8.7592E-03	0.0104	0.0009	10.0	4491	9.9694E-01	0.0005	0.4145	1.5	2084516
4000	1.0021E+00	0.0005	0.2843	6.3	1754750	8.8003E-03	0.0089	0.0006	10.0	4581	9.9760E-01	0.0005	0.1633	4.1	1218668

5000	1.0019E+00	0.0004	0.2468	8.2	2051290	8.7698E-03	0.0080	0.0005	10.0	4525	9.9738E-01	0.0004	0.1458	5.3	1443686
6000	1.0019E+00	0.0004	0.1878	7.6	1920143	8.7830E-03	0.0074	0.0004	10.0	4448	9.9758E-01	0.0004	0.1123	6.1	1321708
7000	1.0018E+00	0.0003	0.1718	9.8	2135575	8.8395E-03	0.0068	0.0004	10.0	4459	9.9747E-01	0.0004	0.1050	8.5	1485868
8000	1.0019E+00	0.0003	0.1522	10.0	2287862	8.8965E-03	0.0063	0.0003	10.0	4478	9.9742E-01	0.0003	0.0898	8.7	1487422
9000	1.0019E+00	0.0003	0.1384	10.0	2456167	8.8892E-03	0.0060	0.0003	10.0	4467	9.9738E-01	0.0003	0.0804	10.0	1578824
10000	1.0019E+00	0.0003	0.1154	5.3	2241601	8.8751E-03	0.0057	0.0002	10.0	4476	9.9747E-01	0.0003	0.0687	2.3	1600047

tally 55

tally 65

tally 75

nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	9.8715E-01	0.0125	0.9723	2.7	9156	9.0688E-01	0.0014	0.0999	1.8	721526	5.9372E-01	0.0059	0.0198	10.0	41433
2000	9.8119E-01	0.0064	0.9460	3.4	17947	9.0640E-01	0.0010	0.0481	1.8	758602	5.9827E-01	0.0050	0.0398	4.3	29116
3000	9.7885E-01	0.0043	0.9249	3.8	26478	9.0671E-01	0.0008	0.0661	1.8	673931	5.9686E-01	0.0039	0.0228	5.5	31739
4000	9.7809E-01	0.0032	0.9034	4.3	34576	9.0765E-01	0.0008	0.0810	1.7	508960	5.9906E-01	0.0038	0.0514	4.5	25101
5000	9.7726E-01	0.0026	0.8954	2.6	43185	9.0794E-01	0.0007	0.0552	1.5	519625	6.0023E-01	0.0035	0.0326	3.5	23560
6000	9.7746E-01	0.0022	0.8402	1.7	50074	9.0777E-01	0.0007	0.0445	4.8	554947	5.9939E-01	0.0031	0.0254	3.2	24508
7000	9.7707E-01	0.0019	0.8189	1.6	57471	9.0852E-01	0.0012	0.5384	3.4	155365	5.9931E-01	0.0028	0.0207	2.9	25522
8000	9.7673E-01	0.0017	0.8039	1.5	64794	9.0952E-01	0.0013	0.3306	3.7	100298	5.9907E-01	0.0026	0.0172	3.6	26377
9000	9.7712E-01	0.0016	0.6540	1.4	65443	9.0985E-01	0.0013	0.2481	3.2	91387	5.9889E-01	0.0024	0.0147	4.0	27228
10000	9.7729E-01	0.0014	0.5868	1.4	68785	9.0950E-01	0.0012	0.2410	2.7	99952	5.9864E-01	0.0023	0.0127	3.9	28096

APÉNDICE H

FUENTE DE 15 MeV IRRADIANDO ÁREA DEL TUMOR

	tally 5					tally 6					tally 15				
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	9.9991E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.1540E-04	0.0099	0.0024	3.0	10659	9.9982E-01	0.0000	0.0000	0.0	1.0E+30
2000	1.0000E+00	0.0000	0.0000	1.8	1.0E+30	4.1406E-04	0.0070	0.0014	2.7	10861	9.9990E-01	0.0000	0.0000	1.9	1.0E+30
3000	1.0000E+00	0.0000	0.0000	1.8	1.0E+30	4.1305E-04	0.0057	0.0009	3.1	10878	9.9993E-01	0.0000	0.0000	1.9	1.0E+30
4000	1.0000E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.1259E-04	0.0049	0.0007	3.2	10628	9.9997E-01	0.0000	0.0000	1.2	1.0E+30
5000	9.9999E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.1149E-04	0.0044	0.0006	10.0	10550	9.9995E-01	0.0000	0.0000	1.2	1.0E+30
6000	9.9999E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.1067E-04	0.0040	0.0005	10.0	10509	1.0000E+00	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30
7000	9.9999E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.1084E-04	0.0037	0.0004	10.0	10435	9.9999E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
8000	9.9998E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.1072E-04	0.0035	0.0004	10.0	10392	1.0000E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
9000	9.9998E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.1069E-04	0.0033	0.0003	10.0	10471	1.0000E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30
10000	9.9997E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	4.1105E-04	0.0031	0.0003	10.0	10477	9.9999E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30

	tally 16					tally 25					tally 26				
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	5.6029E-04	0.0109	0.0020	10.0	8728	9.9984E-01	0.0001	0.9629	1.9	1.0E+08	1.3781E-03	0.0127	0.0029	10.0	6434
2000	5.5472E-04	0.0078	0.0012	10.0	8727	1.0000E+00	0.0001	0.1642	2.0	3.5E+07	1.3652E-03	0.0091	0.0015	10.0	6297
3000	5.5345E-04	0.0063	0.0008	10.0	8743	1.0000E+00	0.0000	0.0000	1.4	1.0E+30	1.3605E-03	0.0074	0.0009	10.0	6359
4000	5.5217E-04	0.0055	0.0006	10.0	8625	9.9994E-01	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	1.3568E-03	0.0064	0.0007	10.0	6285
5000	5.5125E-04	0.0049	0.0004	10.0	8655	1.0000E+00	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	1.3512E-03	0.0058	0.0005	10.0	6257
6000	5.5032E-04	0.0044	0.0004	10.0	8681	1.0000E+00	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	1.3491E-03	0.0052	0.0004	10.0	6311
7000	5.5126E-04	0.0041	0.0003	10.0	8652	1.0000E+00	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	1.3513E-03	0.0048	0.0003	10.0	6321
8000	5.5180E-04	0.0038	0.0003	10.0	8673	1.0000E+00	0.0000	0.0000	1.3	1.0E+30	1.3531E-03	0.0045	0.0003	10.0	6315
9000	5.5119E-04	0.0036	0.0002	10.0	8707	1.0000E+00	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.3526E-03	0.0042	0.0003	10.0	6328
10000	5.5153E-04	0.0034	0.0002	10.0	8715	9.9999E-01	0.0000	0.0000	10.0	1.0E+30	1.3547E-03	0.0040	0.0002	10.0	6319

	tally 35					tally 36					tally 45				
nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	1.0018E+00	0.0005	0.2917	1.5	3507655	1.2697E-02	0.0179	0.0028	10.0	3231	9.9781E-01	0.0007	0.2399	1.6	2361016
2000	1.0015E+00	0.0003	0.1373	1.5	4770351	1.2631E-02	0.0125	0.0013	10.0	3375	9.9745E-01	0.0004	0.1256	1.5	3408505
3000	1.0012E+00	0.0002	0.0894	1.4	5591476	1.2574E-02	0.0102	0.0009	10.0	3341	9.9767E-01	0.0003	0.0844	5.4	2902575
4000	1.0014E+00	0.0002	0.0520	10.0	5036479	1.2655E-02	0.0089	0.0007	10.0	3284	9.9810E-01	0.0003	0.0539	10.0	2288993

5000	1.0012E+00	0.0002	0.0410	10.0	5479796	1.2549E-02	0.0079	0.0005	10.0	3279	9.9789E-01	0.0003	0.0453	10.0	2614770
6000	1.0012E+00	0.0002	0.0333	10.0	5718351	1.2598E-02	0.0073	0.0005	10.0	3232	9.9776E-01	0.0002	0.0385	10.0	2855634
7000	1.0012E+00	0.0002	0.0261	10.0	5708156	1.2680E-02	0.0067	0.0004	10.0	3245	9.9781E-01	0.0002	0.0304	10.0	2929368
8000	1.0012E+00	0.0002	0.0207	10.0	5606424	1.2733E-02	0.0063	0.0003	10.0	3276	9.9780E-01	0.0002	0.0576	10.0	2509020
9000	1.0013E+00	0.0001	0.0173	10.0	5539058	1.2743E-02	0.0059	0.0003	10.0	3265	9.9777E-01	0.0002	0.0488	3.6	2586356
10000	1.0013E+00	0.0001	0.0153	10.0	5280310	1.2738E-02	0.0056	0.0003	10.0	3252	9.9783E-01	0.0002	0.0419	2.4	2443089

tally 55

tally 65

tally 75

nps	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom	mean	error	vov	slope	fom
1000	9.7538E-01	0.0006	0.0833	10.0	2792054	9.2014E-01	0.0017	0.0839	1.9	377642	6.5302E-01	0.0078	0.0305	6.3	17018
2000	9.7540E-01	0.0004	0.0318	10.0	2937045	9.1834E-01	0.0010	0.0481	2.0	511409	6.5215E-01	0.0053	0.0171	4.1	18702
3000	9.7582E-01	0.0005	0.0894	10.0	1686626	9.1929E-01	0.0012	0.2062	1.9	254689	6.5127E-01	0.0044	0.0325	3.3	17737
4000	9.7669E-01	0.0005	0.0489	10.0	1160193	9.1935E-01	0.0010	0.1387	1.8	269910	6.5552E-01	0.0044	0.0292	3.1	13540
5000	9.7657E-01	0.0004	0.0381	8.4	1236980	9.2000E-01	0.0009	0.0877	1.6	259924	6.5570E-01	0.0040	0.0273	3.2	13107
6000	9.7643E-01	0.0004	0.0347	2.3	1266957	9.2044E-01	0.0009	0.0721	1.9	209753	6.5491E-01	0.0035	0.0223	3.2	13957
7000	9.7643E-01	0.0003	0.0288	2.1	1305355	9.2018E-01	0.0008	0.0647	2.7	231054	6.5482E-01	0.0033	0.0218	3.1	13308
8000	9.7653E-01	0.0003	0.0550	1.8	1074640	9.2045E-01	0.0008	0.0511	3.2	223315	6.5576E-01	0.0034	0.0599	2.8	10877
9000	9.7659E-01	0.0003	0.0447	1.7	1031785	9.2031E-01	0.0007	0.0452	3.0	235160	6.5565E-01	0.0032	0.0525	2.7	11456
10000	9.7694E-01	0.0004	0.2081	1.5	541287	9.2009E-01	0.0006	0.0420	2.9	250592	6.5500E-01	0.0029	0.0470	2.8	11982