

DIVISIÓN DE CIENCIAS E INGENIERIAS  
POSGRADO EN FÍSICA



Simulación Computacional con MCNP para la Determinación de  
Dosis en Cristalino y la Tiroides en Estudios de Tomografía  
Computarizada de Tórax

Para obtener el Título de Maestra en Física

P R E S E N T A:

BASILIA QUISPE HUILLCARA

ASESORES:

DR. MODESTO A. SOSA AQUINO  
DR. HECTOR RENE VEGA CARRILLO

LEON – GUANAJUATO

2018



Dedico este trabajo, a Dios  
Todopoderoso desde lo más profundo  
de mi corazón que me ama, me alienta  
y confía en mí dándome nuevas  
fuerzas en todo momento.

# AGRADECIMIENTOS

A **Dios** por su amor, fuerza, ayuda y por las bendiciones recibidas en el desarrollo de este trabajo de investigación.

Al **Dr. Modesto A. Sosa Aquino** por la orientación, apoyo y confianza depositada en mí.

Al **Dr. Héctor R. Vega Carrillo** por la orientación, paciencia y competencia.

Al los **Doctores Pablo Cerón Ramírez y Miguel Ángel Vallejo Hernández**, por brindarme su apoyo e incentivo en el desarrollo del presente trabajo.

A los médicos, técnicos y enfermeras que laboran en el Unidad de Imagenología del Hospital General de León por su apoyo en el desarrollo del presente trabajo.

A mis estimados amigos y compañeros de las Maestrías en Física y Ciencias Aplicadas; Rosario, Edgar, Jaime, Haydee, José Domingo, Georgina y Manuel, por su amistad, apoyo y motivación durante este trabajo.

A los profesores de la Maestría en Física que me brindaron su apoyo y esfuerzo durante mis estudios de posgrado.

A mi madre Jacoba Huillcara Taípe y mis hermanos Santos, Donato, Rodolfo, Maribel y Pilar por su apoyo, paciencia y permitirme dedicar el tiempo a mis estudios en lugar de estar con ellos para la realización del presente trabajo.

A todas las personas que de alguna u otras formas me ayudaron en la realización de este trabajo.

A CONACyT por el apoyo económico brindado sin la cual no hubiera sido posible la realización del presente trabajo de Investigación.

# ÍNDICE

LISTA DE ABREVIATURAS.....	VI
LISTA DE FIGURAS.....	VII
LISTA DE TABLAS.....	IX
RESUMEN .....	X
INTRODUCCION .....	1
OBJETIVO GENERAL.....	3
OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	3
CAPITULO I .....	4
FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	4
1.1 INTERACCION DE LOS FOTONES CON LA MATERIA .....	4
1.1.1 <i>Dispersión coherente</i> .....	4
1.1.2 <i>Efecto Fotoeléctrico</i> .....	5
1.1.3 <i>Dispersión Compton</i> .....	6
1.1.4 <i>Producción de Pares</i> .....	8
1.2 INTERACCION DE LOS ELECTRONES CON LA MATERIA .....	8
1.2.1 <i>Colisiones Inelásticas Coulombianas</i> .....	8
1.2.1.1 Colisiones suaves ( $b \gg a$ ) .....	9
1.2.1.2 Colisiones fuertes ( $b \approx a$ ) .....	9
1.2.2 <i>Colisiones radiativas</i> .....	11
1.2.2.1 Bremsstrahlung (inelástica) .....	11
1.2.2.2 Dispersión elástica.....	12
1.3 PRODUCCION DE RAYOS-X .....	12
1.3.1 <i>Rayos X continuos</i> .....	14
1.3.2 <i>Rayos X característicos</i> .....	15
1.4 MAGNITUDES RADIOLÓGICAS .....	17
1.4.1 <i>Magnitudes Radiométricas</i> .....	17
1.4.1.1 Fluencia de partículas ( $\Phi$ ) .....	17
1.4.1.2 Fluencia energética ( $\Psi$ ) .....	17
1.4.1.3 Tasa de fluencia de partículas ( $\Phi$ ).....	18
1.4.1.4 Tasa de fluencia energética ( $\Psi$ ).....	18
1.4.1.5 Distribución de la tasa de fluencia en función de la energía ( $\Phi E$ ).....	18
1.4.2 <i>Magnitudes Dosimétricas</i> .....	18
1.4.2.1 Exposición .....	18
1.4.2.2 Kerma .....	19
1.4.2.3 Dosis absorbida .....	19
1.4.2.4 Dosis equivalente.....	19
1.4.2.5 Dosis efectiva .....	20
1.4.2.6 Dosis equivalente ambiental, $H^*(d)$ .....	20
1.5 EL MÉTODO MONTE CARLO.....	22

1.5.1 Método de solución de la Ecuación de Transporte .....	22
1.5.2 Métodos Monte Carlo .....	24
1.5.3 El código Monte Carlo MCNP5.....	26
1.5.4 Ejecución del MCNP.....	27
1.5.5 Archivo de entrada .....	27
1.5.6 Modelación de la geometría .....	28
1.5.6.1 Superficies .....	28
1.5.6.2 Celdas .....	30
1.5.6.3 Materiales .....	31
1.5.6.4 Término fuente .....	31
A) Fuente de dos puntos isotrópicos en diferentes posiciones .....	32
B) Fuente isotrópico puntual con distribución de energía de fotón discreta .....	33
C) Fuente de disco monodireccional .....	34
D) Fuente de cascara cilíndrica (distribución espacial uniforme) .....	34
1.5.6.5 Modo de transporte.....	35
1.5.6.6 Estimadores (Tallies).....	35
A) Tally F1 .....	36
B) Tally F2, F4 y F5 (Flujo) .....	37
C) Tally F6 .....	37
D) Mesh Tally .....	38
1.5.6.7 Número de partículas.....	39
1.5.6.8 Datos de salida de MCNP.....	39
1.5.7 Editor Visual de MCNP/MCNPX (Vised) .....	40
1.6 TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA.....	41
1.6.1 Características y evolución de la Tomografía Computarizada.....	41
1.6.2 Componentes de un equipo de Tomografía Computarizada .....	45
1.6.3 TC Helicoidal y características .....	46
1.7 RADIOSENSIBILIDAD .....	47
1.6.1 Cristalino .....	48
1.6.2 Tiroides .....	49
<b>CAPITULO II.....</b>	<b>50</b>
<b>MATERIALES Y MÉTODOS .....</b>	<b>50</b>
2.1 DESCRIPCIÓN DEL TOMÓGRAFO SIEMENS SOMATOM PERSPECTIVE.....	50
2.2 SIMULACIONES CON MCNP5.....	52
2.2.1 Fuente de Rayos-X del tomógrafo .....	52
2.2.2 Modelo del paciente .....	56
2.3 SOFTWARE SPEKCALC .....	60
2.4 ESTIMACIONES DE FLUENCIA.....	61
2.5 ESTIMACIÓN DE LA DOSIS .....	62
<b>CAPITULO III .....</b>	<b>64</b>
<b>ANÁLISIS DE RESULTADOS Y DISCUSIONES.....</b>	<b>64</b>

3.1 RESULTADO DE LOS ESPECTROS DE RAYOS X DEL TOMÓGRAFO Y VALIDACIÓN .....	64
3.2 ELECTRONES SECUNDARIOS PRODUCIDOS EN LOS BLANCOS .....	68
3.3 DOSIS EQUIVALENTE AMBIENTAL .....	71
3.4 FLUENCIA DE LOS FOTONES EN EL CRISTALINO Y LA TIROIDES .....	72
3.5 DOSIS EN EL CRISTALINO Y LA TIROIDES .....	78
<b>REFERENCIAS .....</b>	<b>83</b>
<b>APENDICE A .....</b>	<b>87</b>
ARCHIVOS DE ENTRADA PARA GENERAR LOS ESPECTROS DE RAYOS X .....	87
<b>APENDICE B.....</b>	<b>94</b>
RESULTADOS DE LOS CALCULOS DE LOS ESPECTROS DE RAYOS X .....	94
<b>APENDICE C .....</b>	<b>98</b>
<b>PROGRAMAS DE ENTRADA PARA ESTIMAR LA DOSIS EN EL CRISTALINO Y LA TIROIDES .....</b>	<b>98</b>
<b>APENDICE D .....</b>	<b>103</b>
<b>RESULTADOS DE LAS ESTIMACIONES DE DOSIS EN EL CRISTALINO Y LA TIROIDES.....</b>	<b>103</b>
<b>CONVERSION DE LOS RESULTADOS DEL MCNP5 EN UNIDADES DE DOSIS .....</b>	<b>104</b>
<b>ANEXO I.....</b>	<b>105</b>
MANUAL DE TOMOGRAFO SIEMENS.....	105
<b>ANEXO II.....</b>	<b>109</b>
PARAMETROS ESTABLECIDOS PARA UNA EXPLORACION HELICOIDAL CON EL TOMOGRAFO SIEMENS.....	109

## LISTA DE ABREVIATURAS

TC/CT	Tomografía Computarizada
MCNP	Monte Carlo N-Particle Transport
MCNPX	Monte Carlo N-Particle eXtended
ICRP	Comisión Internacional de Protección Radiológica
ICRU	Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas
NIST	Instituto Nacional de Estándares y Tecnología
TLD	Dosímetro Termoluminiscente
TLD-100	Dosímetro Termoluminiscente de LiF:Mg,Ti
PET	Positron Emission Tomography
BOMAB	BOttle Mannequin Adsorber
GE	General Electrics
EUA	Estados Unidos de América
ASCII	Código Estadounidense Estándar para el Intercambio de Información
2D	Dos dimensiones
3D	Tres dimensiones
MSCT	Tomografía Computarizada Espiral Multicorte



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. 1 <i>Dispersión coherente Rayleigh</i> (Thomas, 1990) .....	5
Figura 1. 2 <i>Efecto Fotoeléctrico</i> (Thomas, 1990). .....	5
Figura 1. 3 <i>Esquema de la interacción Compton</i> (Eisbert & Reznick, 1993). .....	7
Figura 1. 4 <i>Parámetros, a y b, para la colisión de partículas cargadas y la materia</i> (Smith, 2000)..	9
Figura 1. 5 <i>Los componentes básicos de un tubo de rayos-X</i> (Thomas, 1990).....	13
Figura 1. 6 <i>La producción de radiación Bremsstrahlung</i> (Thomas, 1990). .....	14
Figura 1. 7 <i>El espectro continuo de rayos-X emitidos por un blanco de tungsteno para cuatro diferentes valores de la energía del electrón incidente (eV)</i> (Eisbert & Reznick, 1993). .....	15
Figura 1. 8 <i>Producción de rayos-X por radiación característica</i> (Faiz, 1984). .....	16
Figura 1. 9 <i>Espectro de energía de Rayos X</i> (Cranley, 1997). .....	16
Figura 1. 10 <i>Esfera de volumen dV, masa dm centrada en el punto P</i> (Marques de Sousa, 2010). ..	17
Figura 1. 11 <i>Geometría de irradiación de la esfera ICRU y el punto P en la esfera</i> (Ciemat, 1987) .	21
Figura 1. 12 <i>Sistema de coordenadas espacio-face</i> (Vega-Carrillo, 2017). .....	23
Figura 1. 13 <i>Fuente isotrópica emisora de fotones</i> (Shultis, 2008). .....	32
Figura 1. 14 <i>Fuente puntual con valores variables de energía</i> (Shultis, 2008). .....	33
Figura 1. 15 <i>Fuente disco monodireccional</i> (Shultis, 2008). .....	34
Figura 1. 16 <i>Campo de cáscara cilíndrica</i> (Goorley, 2005). .....	34
Figura 1. 17 <i>Diagrama para la descripción de conteo (tally) de la corriente en la superficie</i> (X-5 Monte Carlo, 2003). .....	37
Figura 1. 18 <i>Ventana del Editor Visual de MCNP (Vised)</i> . .....	40
Figura 1. 19 <i>Paciente ubicado en un tomógrafo EMI Mark I</i> (Cierniak, 2011). .....	41
Figura 1. 20 a) <i>Sistema de proyección de haz paralelo</i> (Cierniak, 2011) b) <i>Método de traslación/rotación de un tomógrafo de primera generación</i> (Ramirez, 2008). .....	42
Figura 1. 21 a) <i>Tomógrafo con sistema de ventilador de haz.</i> b) <i>Obtención de una secuencia de imágenes con tomógrafo de tercera generación,</i> (Cierniak, 2011). .....	43
Figura 1. 22 <i>Representación de un tomógrafo de cuarta generación</i> (Cierniak, 2011). .....	43
Figura 1. 23 <i>Esquema de funcionamiento de un tomógrafo helicoidal y multicorte</i> (Ramirez, 2008). .....	44
Figura 1. 24 <i>Equipo de Tomografía Computarizada</i> (Firmino, 2017). .....	46
Figura 1. 25 <i>Exploración helicoidal a) pitch &lt; 1, b) pitch = 1 y c) pitch &gt; 1.</i> .....	47
Figura 1. 26 <i>Descripción anatómica del globo ocular</i> (Campanella, 2017). .....	48
Figura 1. 27 <i>Descripción anatómica de la glándula tiroides</i> (Aderbal, 2017). .....	49
Figura 2. 1 <i>Tomógrafo Somatom Perspective del Hospital General Regional de León.</i> .....	50
Figura 2. 2 a) <i>Modelo de la geometría del tubo de rayos X del tomógrafo</i> b) <i>Representación 3D del modelo en Editor Visual Versión X24E de MCNPX.</i> .....	53
Figura 2. 3 <i>Tarjetas para definir la fuente monodireccional que emiten electrones en la dirección +Y en el código MCNP5.</i> .....	54
Figura 2. 4 <i>Representación de la geometría simulada para calcular el espectro de rayos X.</i> .....	54
Figura 2. 5 <i>Tarjetas para definir la salida o tally del espectro de rayos X.</i> .....	55
Figura 2. 6 <i>Tarjetas para calcular la dosis equivalente ambiental H*(10) a 50 cm del punto focal.</i> .....	55

Figura 2. 7 Tarjeta tally para medir la fluencia de electrones secundarios producidos próximos al blanco.....	56
Figura 2. 8 Fantoma Bottle Manikin Absorber (BOMAB). (ICRP 23).....	57
Figura 2. 9 Modelo del fantoma y el tomógrafo en el plano XY.....	58
Figura 2. 10 Representación del cristalino y la tiroides en el fantoma BOMAB. ....	59
Figura 2. 11 Geometría del fantoma BOMAB en el tomógrafo.....	59
<b>Figura 2. 12 Tarjetas del término fuente cilíndrica del tomógrafo con ancho de haz 3 cm.</b> .....	60
Figura 2. 13 Espectro de rayos X de un tubo a 130 kV a 50 cm en aire. ....	61
Figura 2. 14 Tarjetas de los tallies para calcular la fluencia de fotones en los cristalinos y la tiroides .....	61
Figura 2. 15 Tarjeta para mapear la fluencia de fotones con Mesh Tally. ....	62
Figura 3. 1 Posiciones de emisión de 50 primeros electrones de la fuente de disco monodireccional de radio de 0.07 cm. ....	64
Figura 3. 2 Visualización con el Editor Visual de MCNPX del haz de electrones emitidos por la fuente. ....	65
Figura 3. 3 Visualización con el Editor Visual de MCNPX de los fotones producidos para 10000 partículas.....	65
Figura 3. 4 Espectro de los rayos X producidos para electrones de 130 keV con blanco de W, Mo y Rh. ....	66
Figura 3. 5 Comparación de espectros para el blanco W con MCNP5 se ajusta SapekCalc con RMS de 0.042.....	68
Figura 3. 6 Electrones secundarios generados en el blanco de tungsteno del tubo de rayos X (Vised) .....	69
Figura 3. 7 Electrones secundarios generados por el impacto de electrones de 130 keV en el blanco de tungsteno. ....	69
Figura 3. 8 Electrones secundarios generados por el impacto de electrones de 130 keV en el blanco de molibdeno. ....	70
Figura 3. 9 Electrones secundarios generados por el impacto de electrones de 130 keV en el blanco de rodio. ....	70
Figura 3. 10 Comparación de las fluencias de los electrones cerca de los blancos. ....	71
Figura 3. 11 Fluencia de los fotones/cm <sup>2</sup> en los cristalinos. ....	72
Figura 3. 12 Fluencia de los fotones/cm <sup>2</sup> en la tiroides. ....	73
Figura 3. 13 Vista superior en el plano del centro de la tiroides de la fluencia de rayos X. ....	74
Figura 3. 14 Vista frontal de la fluencia de fotones, en el plano donde se está el haz. La elipse representa el tórax. ....	74
Figura 3. 15 Visualización en el plano YX para 1000 fotones de Rayos X emitidos por la fuente (izquierda) y caminos trazados por los fotones (derecha).....	75
Figura 3. 16 Colisiones plano XZ de los fotones de rayos X con el fantoma y medio exterior para 10000 partículas.....	76
Figura 3. 17 Panel de trazados que muestra los parámetros de los fotones. ....	76
Figura 3. 18 Representación de las pistas trazadas por los fotones de rayos X en el plano XZ con 1000 partículas.....	77
Figura 3. 19 Representación de las colisiones en 3D del modelo (Vised). ....	78
Figura 3. 20 Dosis absorbida en cristalino por historia.....	79

Figura 3. 21 *Dosis absorbida estimada por MCNP5 para los cristalinos y la tiroides*..... 79

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. 1 Factores de ponderación de riesgo de los tejidos o órganos (ICRP, 2007). .....	20
Tabla 1. 2 Información para definir algunas superficies en MCNP (X-5 Monte Carlo, 2003) .....	29
Tabla 1. 3 Macro cuerpos definidos en MCNP* (X-5 Monte Carlo, 2003). .....	30
Tabla 1. 4 Identificación de <i>tallies</i> por tipo, descripción y unidad (X-5 Monte Carlo, 2003). .....	36
Tabla 1. 5 Interpretación del error relativo R (X-5 Monte Carlo, 2003). .....	40
Tabla 2. 1 Especificaciones del Tomógrafo Siemens Somatom Perspective [Manual Siemens, Anexo I]. .....	51
Tabla 2. 2 Parámetros empleados en la exploración helicoidal del estudio (Anexo II). .....	51
Tabla 2. 3 Las dimensiones del fantoma de la figura 2.8 se representan en la siguiente. ....	57
Tabla 3. 1 Las energías de las transiciones que produce la radiación característica del espectro Rayos X. ....	67
Tabla 3. 2 Dosis equivalente ambiental $H^*(10)$ obtenido por MCNP5 y $H^*(10)$ . ....	72
Tabla 3. 3 Dosis adsorbida y efectiva calculado por MCNP5 en el cristalino y tiroides. ....	80
Tabla B. 1 Fluencia de fotones para cada energía para blancos de tungsteno, molibdeno y rodio. ..	94
Tabla D. 1 Mediciones de dosis para los diez cortes de exploración helicoidal de TC de tórax simple con el <i>tally</i> 6 de MCNP5. ....	103

# RESUMEN

La Tomografía Computarizada (TC) es un método de radiodiagnóstico por imágenes que deposita mayores dosis que otras técnicas. El conocimiento del espectro de los rayos X es importante, ya que tiene relación directa con la dosis que recibe el paciente. En este trabajo se estimó el espectro de los rayos X, producidos por la interacción de electrones monoenergéticos de 130 keV al incidir en los blancos de tungsteno, molibdeno y rodio, con la finalidad de determinar sus características energéticas a 50 cm del punto focal. El estudio se hizo mediante cálculos Monte Carlo con el código MCNP5 donde se modeló el tubo de rayos X de un tomógrafo Siemens SOMATOM Perspective del Hospital General Regional de León, México. El espectro calculado muestra una componente continua y otra discreta, para el caso de tungsteno la parte continua se comparó con el espectro calculado con el código SpekCalc con RMS de 0.44, mientras que la parte discreta para los tres blancos se comparó con el espectro del NIST. En los cálculos se usaron  $10^8$  historias y se obtuvo una incertidumbre relativa menor al 0.1%. Se modeló el tomógrafo según las características para la exploración de tomografía de Tórax; con isocentro de 53.5 cm, 70 cm de apertura del *gantry* y la fuente cilíndrica de ancho de haz de 3cm. Se simuló el cristalino y la tiroides en el maniquí Bottle Mannequin Absorber (BOMAB). Como término fuente se usó el espectro de los rayos X calculado para el blanco de Tungsteno. Para el cálculo de dosis absorbida por radiación dispersa se consideró según el protocolo; 70 mAs, tiempo de rotación 0.6 s, tiempo total de 5.71 s. y pitch igual a 1. Se encontró que la dosis absorbida que llega al cristalino es de  $7.80 \pm 0.08$  mGy y su respectiva dosis efectiva de  $0.936 \pm 0.010$  mSv, en tanto que para la tiroides se obtuvo un valor de  $76.63 \pm 0.78$  mGy y  $3.07 \pm 0.03$  mSv. Los valores encontrados de dosis se aproximan a los estimados con dosímetros TLD100.

**Palabras clave:** Espectro de Rayos X; Monte Carlo; MCNP5; TAC.

# INTRODUCCION

El estudio de la interacción de los fotones con la materia es importante en varios campos de la Física tales como de Altas Energías, Física Nuclear, Radiaciones, pero especialmente en la Física Médica. En este último caso, y en particular en Radiodiagnóstico, es fundamental conocer la cantidad de energía depositada en el medio (tejido humano) (Azorín, 2009). Un caso particular son los exámenes de Tomografía computarizada (TC), que experimentaron un aumento acentuado en los últimos años y la calidad de las imágenes está asociada a la dosis absorbida por el paciente. Aproximadamente en una radiografía de tórax el paciente recibe una dosis de 0.02 mSv, que es equivalente a 2.4 días de radiación de fondo natural, mientras que en una exploración por TC se recibe una dosis de 10 mSv, lo que equivale a la dosis que se recibe en 3.3 años por la radiación de fondo o a la dosis que se recibe en 500 radiografías de tórax (Baeza M., 2003). En estos equipos el tubo de rayos X es el elemento fundamental en el sistema de proyección de cada escáner TC. Su funcionamiento se basa en los complejos principios físicos involucrados en la generación de rayos X. El conocimiento de estos principios nos ayuda a diseñar equipos de rayos X mejorados y aplicarlos en una variedad de dispositivos médicos diferentes (Cierniak, 2011).

La energía de fotones utilizados en radiodiagnóstico (20 a 150 keV) provocan procesos de interacción con los materiales biológicos: interacción fotoeléctrico e interacción Compton. En la primera sucede la absorción total del fotón, y en la segunda el fotón no es absorbido sino sigue su trayectoria tras múltiples colisiones, lo que provocan múltiples desviaciones de su trayectoria, ello dará lugar a la radiación dispersa. Esta radiación, que puede ser emitida en cualquier dirección, es la causa principal de la irradiación de partes del cuerpo del paciente no sometidos al examen, de profesionales, trabajadores y público en general (Alcaraz, 2002). La radiación dispersa en pruebas de servicio de radiodiagnóstico se produce cuando el haz primario de rayos X interactúa con el paciente, esta hace un efecto rebote en el cuerpo y sale dispersado en muchas direcciones al azar (Radioblog Rx., 2017). En un examen de TC de tórax el cuerpo se expone a los rayos X (130 kV) irradiando cortes delgados (0.6 mm hasta 10 mm) que propician la radiación dispersa de rayos X sobre la superficie del cuerpo del paciente que alcanzan otras partes del cuerpo que son radiosensibles como es; la tiroides,

gónadas, glándulas salivales, cristalino y cerebro. Con el fin de evaluar los niveles de dosis en pacientes sometidos a exámenes por TC, Flores [1998] colocó dosímetros TLD-100 en las regiones del ojo, tiroides, pecho y ombligo de pacientes sometidos a TC de tórax con un tomógrafo ELSCINT y encontró que la dosis promedio fue de 1.45 mGy para el cristalino y 29.10 mGy en la tiroides (Flores W.& Borges J.C. & Mota H., 1998).

También McLaughlin & Mooney (2003), realizaron mediciones de la dosis de radiación (con dosímetros termoluminiscentes TLDs), en la tiroides y cristalino durante una exploración TC de la cabeza y el tórax respectivamente. Encontraron que el uso de blindaje reduce la dosis en el cristalino de  $6.0 \pm 0.3$  mGy a  $4.9 \pm 0.2$  mGy y en la tiroides de  $16.4 \pm 1.2$  mGy a  $7.1 \pm 0.5$  mGy (con voltaje de 120 kVp del tubo de rayos X y pitch de 1.5). Feng et al., 2010 midieron la dosis de radiación y riesgo de cáncer en exámenes de TC (64- slice ) pediátrico en fantoma antropomórfico usando TLD donde encontraron la dosis efectiva en el tórax de 3.5 mSv (McLaughlin & Mooney, 2004).

En 2015, Homa et al., realizaron el modelamiento con Monte Carlo (código MCNPX) del espectro de rayos X de un TC Somatom Spirit (Siemens) con ánodo de tungsteno y 140 kVp entre cátodo y ánodo. En 2016, Fallah et al., estimaron la dosis en los órganos en un examen TC de tórax usando simulación Monte Carlo, donde encontraron dosis efectiva de 7.4 mSv para 120 kV en un tomógrafo GE-*Light Sapeed* (64 slices) con ancho de haz de 40 mm (Homa, Asghar, & Mahmood, 2016).

El control de calidad de imágenes está asociado a la optimización de las dosis absorbidas por los pacientes. De modo que la preparación de los físicos en el área de simulación y métodos experimentales, en lo referente a partículas y radiación, constituye un punto de partida para el mejoramiento de la calidad de estos servicios médicos (Da Silva, 2011). El método Monte Carlo se considera un método experimental más que un método numérico ya que se realiza un modelo sobre el cuál se transportan las partículas tal y como ocurre en la naturaleza. El transporte se hace utilizando funciones de distribución que describen los diferentes procesos involucrados en el transporte de partículas. Estas funciones de distribución son muestreadas al azar utilizando números aleatorios. Después de simular el transporte de un número grande

de partículas, en el Monte Carlo se obtienen valores promedio de los procesos (Vega-Carrillo, 2017).

## Objetivo General

Estimar la dosis de radiación en el cristalino y la tiroides debido a la radiación dispersada en un examen de Tomografía Computarizada (TC) de tórax simple mediante cálculos Monte Carlo.

## Objetivos Específicos

- Proponer una geometría práctica que permita representar el transporte de radiación en la fuente de rayos X y el tomógrafo.
- Así mismo generar el espectro de rayos X con cálculos Monte Carlo MCNP5, tomando en cuenta las especificaciones de la fuente de rayos X del tomógrafo Siemens Somatom Perspective del Hospital General Regional de León, con distintos blancos de tungsteno, molibdeno y rodio.
- Comparar y validar el espectro de rayos X del modelo propuesto con el espectro de tungsteno generado por el software SpekCalc, y con los valores teóricos del Instituto Nacional de Estándares y Tecnología de los Estados Unidos (NIST).
- Modelar con el código MCNP5 un fantoma antropomórfico, que represente al paciente adulto incluyendo el cristalino y la tiroides.
- Ajustar el espectro de rayos X validado en el código MCNP5 para el blanco de tungsteno para un examen TC de tórax simple y así estimar la dosis absorbida debido a la radiación dispersa en el cristalino y la tiroides.

# CAPITULO I

## FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### 1.1 INTERACCION DE LOS FOTONES CON LA MATERIA

Cuando un material es atravesado por radiación ionizante puede ocurrir interacciones de la radiación con los átomos, con los electrones o con el núcleo del material.

Cuando un haz de rayos-X pasa a través de un medio, las interacciones entre el fotón y la materia dan lugar a la transferencia de energía a la materia.

En radiodiagnóstico en el rango de energías bajas, las interacciones son siempre con los electrones orbitales; en éstas, los fotones son absorbidos y dispersados en direcciones arbitrarias, los cuales no son usadas para darnos información.

Los fenómenos que se producen en la interacción con la radiación por la materia son: dispersión coherente (Rayleigh), efecto fotoeléctrico, dispersión Compton y producción de pares. Cabe mencionar que a energías menores a 1 MeV los procesos dominantes son el efecto fotoeléctrico y Rayleigh.

#### 1.1.1 Dispersión coherente

La dispersión coherente está dada por las interacciones en las cuales la radiación decae y cambia de dirección sin cambiar su longitud de onda. Se presenta dos tipos de dispersión coherente, dispersión de Thomson y dispersión de Rayleigh. En la dispersión de Thomson, un solo electrón está involucrado en la interacción. La dispersión de Rayleigh donde todos los electrones de un átomo están involucrados, ver Figura 1. 1.



Algunas veces ocurre esta interacción en el rango de energía de diagnóstico, esta radiación perjudica la calidad del filme en su nitidez, debido a la radiación dispersa.



Figura 1. 1 *Dispersión coherente Rayleigh (Thomas, 1990)* .

### 1.1.2 Efecto Fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico se produce cuando la radiación X, transfiere su energía total para un único electrón orbital cercano al núcleo (capas K, L, M ó N) expulsándolo del átomo con velocidad (proceso de ionización). El proceso de cambio de energía está dada por la ecuación:  $k = h\nu - \phi$ , siendo  $k$  la energía cinética del electrón,  $h\nu$  la energía del rayo-X incidente y  $\phi$  la energía de enlace del electrón a su órbita, también conocida como función de trabajo. El electrón expulsado del átomo es denominado fotoelectrón como podemos ver en la Figura 1. 2 y podrá perder la energía recibida del fotón, produciendo ionización en otros átomos.

La dirección de salida del fotoelectrón con relación a la de incidencia del fotón, varía con la energía de éste.

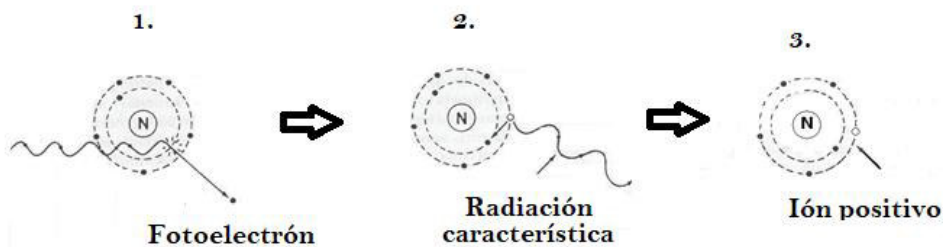


Figura 1. 2 *Efecto Fotoeléctrico (Thomas, 1990)*.

El efecto fotoeléctrico será más probable con energías ligeramente superiores a la energía de extracción.

La probabilidad de que se produzcan el efecto fotoeléctrico es gobernada por tres reglas (Thomas, 1990):

- La energía del fotón incidente debe estar por encima de la energía de enlace del electrón.
- La probabilidad de que se produzca el efecto fotoeléctrico (sección eficaz del efecto fotoeléctrico),  $\sigma_{EF}$ , disminuye, aproximadamente cuando la energía del fotón aumenta. Es decir, es inversamente proporcional al cubo de la energía del fotón, esto es:  $\sigma_{EF} \propto (1/h\nu)^3$ .
- Cuanto más firmemente un electrón está ligado en su órbita, más probable es una reacción fotoeléctrica. La probabilidad aumenta grandemente mientras que el número atómico( $Z$ ) aumenta, esto se da aproximadamente proporcional a la potencia cúbica del número atómico, es decir:  $\sigma_{EF} \propto Z^3$ .

### 1.1.3 Dispersión Compton

Cuando la energía de la radiación X aumenta, la dispersión Compton se torna más frecuente que el efecto fotoeléctrico. El efecto Compton es la interacción de un rayo-X con un electrón orbital, donde parte de la energía del rayo-X incidente es transferida como energía cinética para el electrón y el restante es cedida para el fotón dispersado, tomándose en consideración también la energía de ligación del electrón. El fotón dispersado tendrá una energía menor y una dirección diferente del incidente, como se muestra en la Figura 1. 3.

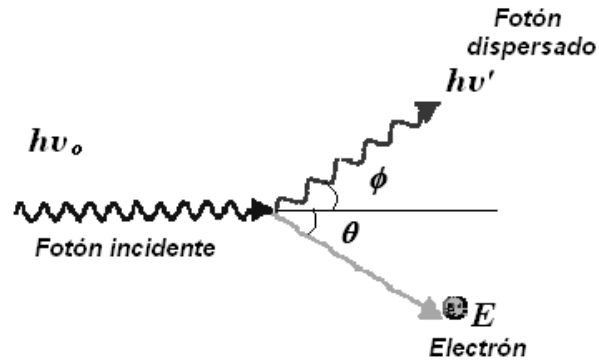


Figura 1. 3 Esquema de la interacción Compton (Eisbert & Recnick, 1993).

El efecto Compton puede ser analizado en términos de colisión entre dos partículas, fotón y electrón, mediante la ley de conservación de energía y momento, del cual se derivan las siguientes relaciones:

$$E = h\nu_0 \frac{\alpha(1 - \cos \phi)}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)} \quad (1.1)$$

$$h\nu' = h\nu_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)} \quad (1.2)$$

$$\text{Cot} \theta = (1 + \alpha) \tan \phi / 2 \quad (1.3)$$

Donde:  $h\nu_0$ ,  $h\nu'$  y  $E$  son las energías del fotón incidente, dispersado y electrón;  $\phi$  es el ángulo de dispersión del fotón,  $\theta$  es el ángulo del electrón con respecto a la dirección del fotón incidente,  $\alpha$  es  $h\nu_0/m_0c^2$ , donde  $m_0c^2$  es la energía del electrón en reposo.

La dispersión Compton ocurre preferentemente entre los 100 keV y los 10 MeV. Este efecto es el responsable de la radiación dispersada.

### **1.1.4 Producción de Pares**

En producción de pares el fotón interactúa con alta energía con el núcleo de átomo, el fotón desaparece y la energía es convertida en materia y forma dos partículas. Uno de ellos es un electrón y el otro es un positrón, para poder obtener uno de ellos, cuya masa es  $0,511 \text{ MeV}/c^2$  hace falta disponer de una energía ( $E=mc^2$ ) de al menos  $0,511 \text{ MeV}$ , así que para conseguir una pareja  $e^+ e^-$ , se necesitan  $2 \times 0,511 \text{ MeV} = 1,022 \text{ MeV}$ . Entonces el umbral de energía por encima del cual puede crearse un positrón y un electrón en esta interacción es de  $1,022 \text{ MeV}$  (Thomas, 1990).

Esta interacción no tiene importancia en radiología de diagnóstico, donde se utilizan energías menores a  $150 \text{ keV}$ .

## **1.2 INTERACCION DE LOS ELECTRONES CON LA MATERIA**

### **1.2.1 Colisiones Inelásticas Coulombianas**

Las partículas cargadas pierden energía de una forma completamente distinta que las no cargadas. Un fotón o un neutrón pueden atravesar sin interactuar con la materia y sin perder energía. Una partícula cargada debido al campo de Coulomb que está involucrado interactúa con uno o más electrones, y con el núcleo de los átomos que se encuentran próximos a su trayectoria. Las partículas cargadas como electrones y positrones debido al elevado número de interacciones que ocurren en un determinado medio, su trayectoria tiene un valor esperado, que es un valor medio para una elevada población de partículas idénticas. El valor esperado se le llama alcance, recorrido total de la partícula en la materia.

Las fuerzas de interacción de Coulomb entre los electrones (o positrones) que recorren la materia y el electrón atómico pueden ser descritas en función del radio atómico clásico **a** y el parámetro de impacto **b**, como se ve en la siguiente Figura 1. 4.

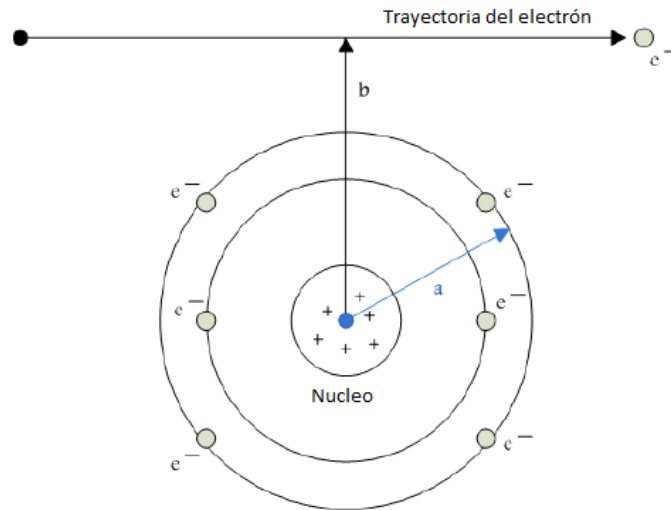


Figura 1. 4 Parámetros,  $a$  y  $b$ , para la colisión de partículas cargadas y la materia (Smith, 2000).

#### 1.2.1.1 Colisiones suaves ( $b \gg a$ )

Cuando una partícula cargada pasa cerca de un átomo a una distancia considerable, la influencia de las fuerzas del campo de Coulomb de las partículas afecta todo el átomo, distorsionando o excitando para niveles de mayor energía, a veces ionizando al interactuar con electrones de valencia. Existe una transferencia pequeña de energía al átomo.

Este tipo de colisión es la más probable, representan aproximadamente el 50% de la energía transferida al medio.

En algunas condiciones una pequeña parte de la energía gastada de las partículas cargadas se emite por el medio como una luz blanca azulada llamada Radiación Cherenkov.

#### 1.2.1.2 Colisiones fuertes ( $b \approx a$ )

Cuando el parámetro  $b$  es aproximadamente igual al radio atómico, la partícula interacciona principalmente solo con un electrón orbital el cuál es expulsado (rayo delta  $\delta$ ) del átomo con

una energía cinética,  $k$ , considerable. La probabilidad de este tipo de interacción es bastante inferior a las colisiones suaves, pero sin embargo las energías transferidas al medio por estas dos formas de colisiones son comparables.

En las interacciones electrón – electrón, el electrón primario transfiere parte de su energía  $\delta E$ , al electrón del átomo la consideramos en reposo. La energía transferida es definida por la ecuación (Smith, 2000):

$$\delta E = \frac{2e^4}{m_0 b^2 v^2} \quad (1.4)$$

Donde:  $e$  es la carga del electrón,  $m_0$  masa en reposo,  $b$  el parámetro de impacto y  $v$  la velocidad del electrón primario. En este tipo de colisiones la sección eficaz diferencial  $d\sigma$  en el intervalo de la energía cinética  $T$  designado por Moller, está dada por la ecuación (1.5).

$$\frac{d\sigma}{dT} = \frac{2\pi a^2 m_0}{\beta^2} \frac{1}{T^2} \left[ 1 + \frac{T^2}{(T_0 - T)^2} + \frac{\tau^2}{(\tau + 1)^2} \left[ \frac{T}{T_0} \right]^2 - \frac{2\tau + 1}{(\tau + 1)^2} \frac{T}{T_0 - T} \right] \quad (1.5)$$

Donde:  $\beta = v/c$  y  $T_0$  es la energía cinética del electrón incidente y  $\tau = T_0/m_0 c^2$  la energía cinética del electrón en unidades de masa del electrón. Como los electrones no se pueden distinguir la ecuación anterior es simétrica con respecto al cambio de energía, y la energía máxima transferida es  $T_0/2$ .

La ecuación (1.5) es válida solamente para electrones primarios con energía cinética mayor que la energía de ligadura del electrón al átomo. Es necesario realizar una corrección si estas energías son próximas.

## 1.2.2 Colisiones radiativas

### 1.2.2.1 Bremsstrahlung (inelástica)

Es un proceso de colisión inelástica ( $b \ll a$ ), ocurre cuando una partícula cargada rápida pasa muy cerca de un núcleo atómico, lo que provoca que sea desviado violentamente y emita un fotón con la consiguiente pérdida de energía.

La fuerza electrostática que ejerce el núcleo sobre la partícula incidente es  $F = Zze^2/b^2$ , esta fuerza provoca una aceleración  $a=F/m$  si  $m$  es la masa de la partícula. Según la electrodinámica clásica una carga acelerada emite radiación cuya energía es proporcional al cuadrado de la carga y al cuadrado de la aceleración. Esta energía es la que pierde la partícula y por lo tanto (Smith, 2000),

$$\delta E \propto \frac{Z^2}{m^2} \quad (1.6)$$

Las energías de los fotones irradiados pueden ser, asintóticamente, hasta el 100% de la energía cinética de los electrones. Esto significa que la pérdida de energía debido a la colisión radiativa es más significativa que las colisiones Coulombianas. La sección eficaz diferencial en energía  $k$  del fotón irradiado, para un electrón incidente con energía total  $E_0$  en un átomo de número atómico  $Z$ , está dada por la ecuación (1.7).

$$\frac{d\sigma}{dk} = \frac{4r_e^4 Z^2}{137k} \left\{ (1 + \varepsilon^2) \left[ \frac{\varphi_1(\xi)}{4} - \frac{1}{3} \ln Z - f(Z) \right] - \frac{2}{3} \varepsilon \left[ \frac{\varphi_2(\xi)}{4} - \frac{1}{3} \ln Z - f(Z) \right] \right\} \quad (1.7)$$

Donde  $\varepsilon = E/E_0$  representa la energía total dispersada por el electrón,  $f(Z)$  es un factor de corrección de Coulomb. La ecuación (1.7) es el resultado de la aproximación de Born, no válida para electrones de baja energía. La sección eficaz varía aproximadamente en  $1/k$  lo que es debido a su dependencia con  $Z^2$ , este efecto es más relevante en materiales con elevado número atómico.

### 1.2.2.2 Dispersión elástica

Ocurre cuando un electrón incidente es dispersado sin que exista excitación del núcleo, perdiendo solamente una pequeña cantidad de energía cinética, de modo que exista la conservación del momento y de la energía cinética total entre las dos partículas. Este tipo de colisión solo se presenta para energías bajas de electrones ( $< 100 \text{ keV}$ ). Dado que la masa del núcleo es mucho mayor que la masa del electrón incidente, la pérdida de la energía del electrón es muy pequeña con respecto a su energía inicial, se puede considerar despreciable, equivalente a asumir al núcleo con masa infinita, pero el electrón experimenta fuertes desviaciones en su trayectoria. Esto es la clásica dispersión de Rutherford por lo que la sección eficaz está dada por:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{r_e^4 Z^2 e^4 m_0 c / \beta p}{4 \sin^4(\theta/2)} \quad (1.8)$$

Donde:  $p$  es el momento del electrón incidente,  $\theta$  es el ángulo de dispersión,  $\beta$  es la velocidad del electrón incidente en términos de la velocidad de la luz,  $Z$  es el número atómico del átomo dispersor,  $m_0$  es la masa en reposo del electrón,  $c$  la velocidad de la luz y  $r_e = e^2 / 4\pi\epsilon_0 m c^2$  es el radio clásico del electrón.

## 1.3 PRODUCCION DE RAYOS-X

En noviembre de 1895, el físico alemán Wilhelm Roentgen, en el Laboratorio realizaba su investigación con un tubo de rayos catódicos; y fue ahí donde se dio origen al descubrimiento de los Rayos-X. En reconocimiento por esa extraordinaria contribución a la ciencia, Roentgen recibió el primer premio Nobel de Física en 1901.

Roentgen llegó a la conclusión de que los rayos-X son ondas electromagnéticas de longitud muy corta.



Los rayos-X es posible detectarlos de tres maneras: 1º) Detectores con gases porque los rayos-X ionizan el aire, 2º) Los rayos-X ennegrecen los filmes fotográficos, 3º) Por materiales que producen luz visible debido a la interacción con rayos-X.

Los rayos-X son producidos por los electrones que se mueven del cátodo al ánodo dentro de un tubo de rayos-X ver Figura 1. 5, los cuales son acelerados por una alta tensión de decenas de kilovoltios. Esos electrones llegan al material del ánodo con alta velocidad donde son frenados bruscamente por los átomos del ánodo.

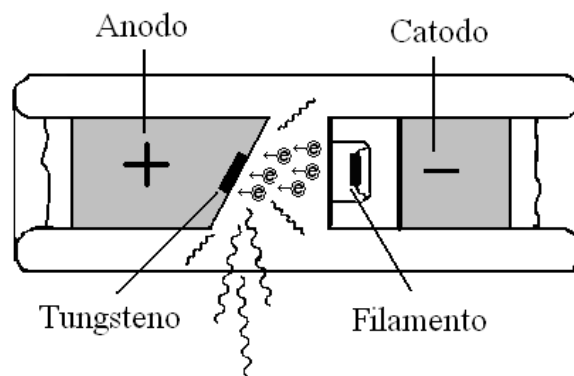


Figura 1. 5 *Los componentes básicos de un tubo de rayos-X (Thomas, 1990).*

La energía cinética del electrón ( $K$ ), que es acelerado por un voltaje ( $V$ ), se incrementa por:

$$k = e V \quad (1.9)$$

Donde:  $e$  = carga del electrón ( $1.60 \times 10^{-19} C$ ).

En el proceso de interacción de los electrones con los átomos del ánodo, ocurren dos procesos de emisión de radiación X, conocida como: la radiación característica y radiación de Bremsstrahlung (o frenado).

### 1.3.1 Rayos X continuos

La radiación de Bremsstrahlung o radiación de frenado es producida cuando los electrones acelerados son frenados bruscamente por los átomos del ánodo, esto se da cuando el electrón pasa cerca del núcleo del átomo y es desacelerado debido a la interacción Coulombiana. Resultando en la emisión de espectro continuo de la radiación X, como se observa en la Figura 1. 6. Con longitud de onda de un orden de magnitud menores a  $1 \text{ \AA}$ .

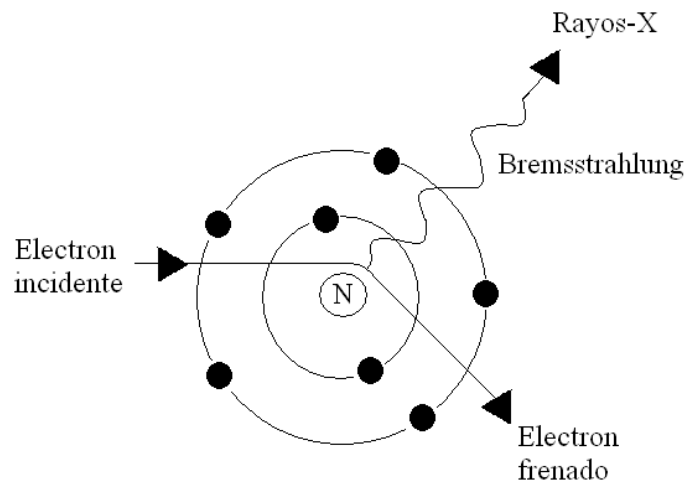


Figura 1. 6 *La producción de radiación Bremsstrahlung* (Thomas, 1990).

El espectro continuo producido por Bremsstrahlung, depende del voltaje se muestra en la Figura 1. 7.

La energía del fotón emitido depende de:  $Z$  (número atómico) del blanco, energía cinética del electrón y distancia del electrón al núcleo. En el proceso de Bremsstrahlung la energía liberada por el electrón varía entre el valor mínimo y máximo de la energía cinética dada por la alta tensión para acelerarlo.

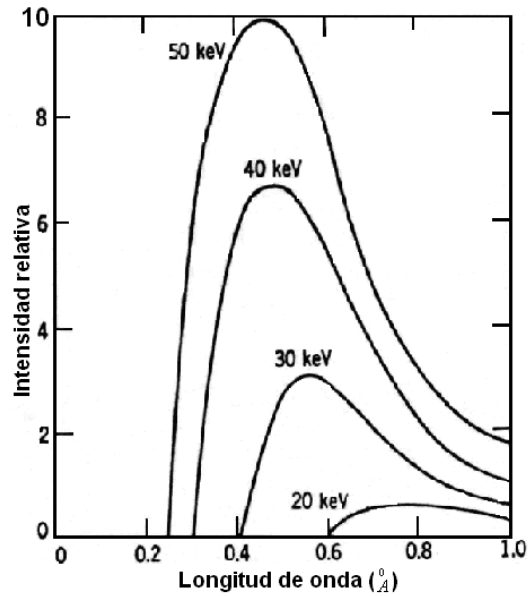


Figura 1. 7 El espectro continuo de rayos-X emitidos por un blanco de tungsteno para cuatro diferentes valores de la energía del electrón incidente (eV) (Eisbert & Reznick, 1993).

La relación entre el  $\lambda_{min}$  de un espectro de rayos-X y la alta tensión fue establecida por William Duane e Franklin Hunt: él consideró el caso de una colisión frontal entre el electrón y el núcleo. Toda la energía del electrón (ecuación (1.10)) es cedido al fotón resultante de rayos-X ( $E = h\nu$ ;  $h =$  constante de Plank,  $\nu =$  la frecuencia del fotón), en este caso la mínima longitud de onda puede ser calculado por (Thomas, 1990):

$$\lambda_{min} = \frac{12.4}{kVp} \quad (1.10)$$

### 1.3.2 Rayos X característicos

La radiación característica se produce cuando los electrones con energía cinética del orden de  $10^4$  eV colisionan con los átomos del ánodo arrancando electrones de las subcapas interiores del átomo. Quedando el átomo en un estado excitado, y al regresar al estado de equilibrio, emite fotones, característicos de las transiciones de los niveles de energía de los átomos del ánodo.

Cuando un electrón es acelerado con energía  $E_0$  cede energía  $\Delta E$  al átomo del blanco, arranca un electrón de la capa interna de energía  $E_n$  ( $n=K, L, M, N$ ), con energía igual a  $\Delta E - E_n$ , el nivel de energía que pierde un electrón es ocupado con otro electrón de un nivel de energía próxima, restableciendo el equilibrio del átomo (Faiz, 1984).

En este “salto” el electrón cede el exceso de energía en la forma de un fotón, cuya energía es igual a la diferencia de energía de los dos niveles involucrados (Figura 1. 8).

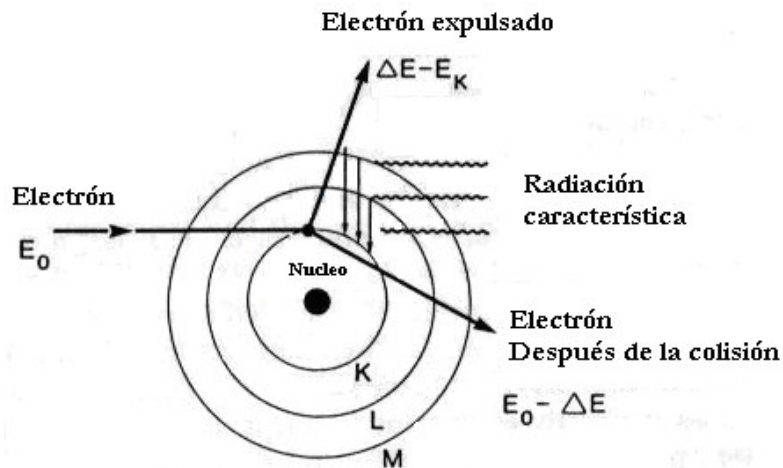


Figura 1. 8 Producción de rayos-X por radiación característica (Faiz, 1984).

La emisión de radiación Bremsstrahlung y la característica están ilustrados en la Figura 1. 9.

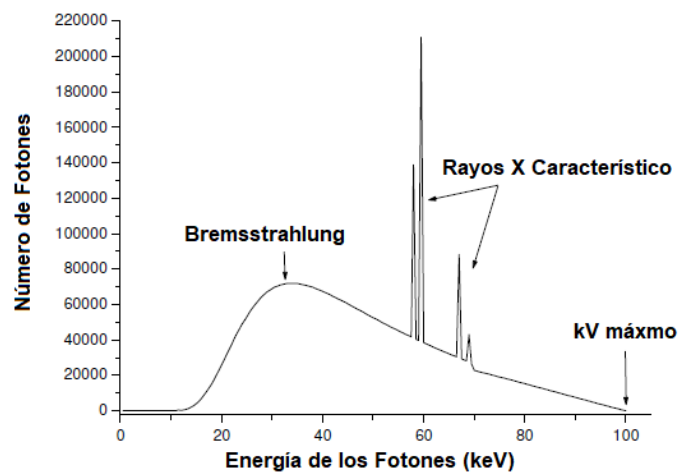


Figura 1. 9 Espectro de energía de Rayos X (Cranley, 1997).

## 1.4 MAGNITUDES RADIOLÓGICAS

### 1.4.1 Magnitudes Radiométricas

Consideremos que un punto P en el centro de una esfera, de volumen  $dV$  y sección transversal  $dA$ , como muestra la Figura 1. 10, pueden ser definidas las siguientes grandezas (ICRU, Oct. 2011).

#### 1.4.1.1 Fluencia de partículas ( $\Phi$ )

Es el cociente entre el número de partículas  $dN$  incidentes en la esfera que cruzan la sección transversal  $dA$  en  $m^{-2}$ . El número de partículas  $dN$  corresponde a las partículas emitidas, transferidas o recibidas (ecuación 1.11).

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (1.11)$$

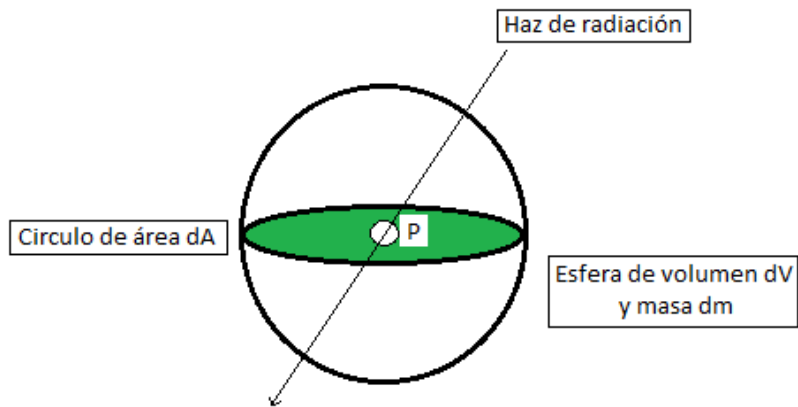


Figura 1. 10 Esfera de volumen  $dV$ , masa  $dm$  centrada en el punto P (Marques de Sousa, 2010).

#### 1.4.1.2 Fluencia energética ( $\Psi$ )

Es el cociente entre la energía de todos los fotones incidentes  $dR$  y la sección transversal  $dA$  de la esfera en  $J/m^{-2}$ .

$$\Psi = \frac{dR}{dA} \quad (1.12)$$

#### 1.4.1.3 Tasa de fluencia de partículas ( $\dot{\Phi}$ )

Es la fluencia de partículas por unidad de tiempo  $dt$ , en  $m^{-2} \cdot \text{seg}^{-1}$ .

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad (1.13)$$

#### 1.4.1.4 Tasa de fluencia energética ( $\dot{\Psi}$ )

Es la fluencia energética por unidad de tiempo  $dt$  en  $W \cdot m^{-2}$ .

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad (1.14)$$

#### 1.4.1.5 Distribución de la tasa de fluencia en función de la energía ( $\dot{\Phi}_E$ )

Cuando la energía es muy útil e importante ya que la respuesta de un detector (dosímetro) de radiación es generalmente función de la distribución de la distribución de energía.

$$\dot{\Phi}_E = \frac{d\Phi}{dE} \quad (1.15)$$

Donde,  $d\dot{\Phi}$  es la tasa de fluencia con energía  $E$  y  $E + dE$ . La  $\dot{\Phi}_E$  da en  $m^{-2} \cdot sJ$ .

### 1.4.2 Magnitudes Dosimétricas

Estas magnitudes tienen como objetivo describir de una forma rigurosa, la cantidad de energía que se deposita en la materia (Turner, 2007).

#### 1.4.2.1 Exposición

Magnitud que mide la cantidad de ionización producida por los rayos-X o gamma en el aire.

Es definida por la expresión:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1.16)$$

Donde  $dQ$  es la suma de todas las cargas del mismo signo creados en el aire cuando todos los electrones, liberados por fotones en un elemento de volumen de aire de masa  $dm$ , son completamente frenados en el aire. La unidad en el S.I. es el  $C.kg^{-1}$ . También es usada la antigua unidad especial de exposición Roentgen,  $R=2,58 \times 10^{-4} C/kg$ .

#### 1.4.2.2 Kerma

Magnitud utilizada para caracterizar la intensidad de un haz de radiación indirectamente ionizante. Es definida por la expresión:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.17)$$

donde  $dE_{tr}$  es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por fotones en un material de masa  $dm$ . La unidad de kerma es el  $J/kg$  y recibe el nombre especial de gray (Gy).

#### 1.4.2.3 Dosis absorbida

Es definida por:

$$D = \frac{de}{dm} \quad (1.18)$$

donde  $de$  es el valor esperado de la energía depositada por la radiación ionizante en el elemento de volumen de masa  $dm$ . La unidad de dosis absorbida en el S.I. es el  $J kg^{-1}$  y recibe también el nombre especial de gray (Gy). La unidad antigua de dosis es el rad.  $100 \text{ rad} = 1 \text{ Gy}$ . La dosis absorbida en el aire debido a una exposición de 1 R es igual a  $0,87 \text{ rad}$  ( $0,87 \text{ cGy}$ ).

#### 1.4.2.4 Dosis equivalente

Es el producto de dosis absorbida,  $D$ , por el factor de calidad de la radiación,  $W_r$ :

$$H = DW_r \quad (1.19)$$

El factor de calidad es derivado de la eficacia de producción de daño para una calidad dada de radiación, en comparación con el efecto producido por la radiación X o gamma. Por lo tanto,  $Q = 1$  para los rayos-X. La unidad de dosis equivalente es el sievert (Sv). La unidad antigua es el rem y  $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$ .

#### 1.4.2.5 Dosis efectiva

Es el producto de dosis equivalente, H, por el factor de ponderación del riesgo (de los tejidos o órganos, Tabla 1. 1),  $w_T$ . Unidad en el S.I. es el Sv.

$$E = W_T \cdot H \quad (1.20)$$

Los factores de ponderación se muestran en la Tabla 1.1 y son los valores recomendados por el ICRP, publicación 103 (ICRP, 2007).

**Tabla 1. 1 Factores de ponderación de riesgo de los tejidos o órganos (ICRP, 2007).**

<b>Tejido</b>	<b><math>w_T</math></b>
<b>Medula ósea, colon, pulmón, estómago, mama, resto de tejidos *</b>	<b>0.12</b>
<b>Gónadas</b>	<b>0.08</b>
<b>Vejiga, estómago, hígado, tiroides</b>	<b>0.04</b>
<b>Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales, piel.</b>	<b>0.01</b>

\*Resto de los tejidos: Adrenales, región extra torácica, vesícula, corazón, riñones, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, páncreas, intestino delgado, bazo, timo, útero/cérvix.

#### 1.4.2.6 Dosis equivalente ambiental, $H^*(d)$

Es una magnitud operacional para monitoreo de área definida por la ICRU (International Commission on Radiation Units & Measurement). La dosis equivalente ambiental,  $H^*(d)$ , es el valor equivalente de dosis, en un punto de un campo de radiación, que sería producido por el correspondiente campo expandido y alineado en la esfera ICRU en la profundidad  $d$ , en el



radio que se opone al campo alineado. La profundidad es considerada 10mm para radiación fuertemente penetrante,  $H^*(10)$  como para el caso de este trabajo.

La ICRU considera una esfera de diámetro de 30 cm y compuesta de un material de tejido equivalente, como simulador de tronco humano, basado en el hecho de que todos los órganos sensibles a la radiación pueden ser en ella englobados. De esa forma un valor obtenido a través de las mediciones en la esfera ICRU puede ser considerado como si fuese medido en un cuerpo humano.

La unidad en el S.I. es J/kg, pero es más usado Sv. En la siguiente Figura 1. 11 se representa la ilustración del procedimiento de obtención de  $H^*(d)$ .

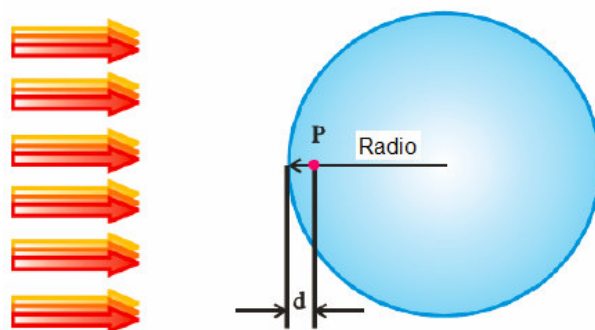


Figura 1. 11 Geometría de irradiación de la esfera ICRU y el punto P en la esfera (Ciemat, 1987) .

## 1.5 EL MÉTODO MONTE CARLO

### 1.5.1 Método de solución de la Ecuación de Transporte

En 1872 Boltzman, formuló la ecuación de transporte con el fin de determinar el coeficiente de difusión de un gas. En la formulación supuso que las moléculas se comportaban como esferas elásticas. Al hacer un balance de las partículas en una región del espacio obtuvo una ecuación integro-diferencial, que hoy se conoce como la ecuación de Transporte de Boltzmann.

En el transporte de la radiación la densidad de flujo de partículas, es la función más importante.

$$\Phi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t) d\Omega dE \quad (1.21)$$

La ecuación (1.21) depende de ocho variables, tres variables implícitas en el vector posición  $\vec{r}$ , tres en el vector de dirección  $\vec{\Omega}$  y las otras dos variables escalares de energía,  $E$ , y el tiempo,  $t$ . En cualquier instante del tiempo y para partículas cuya energía se encuentra entre  $E$  y  $dE$ , las variables que definen el flujo se muestran en la Figura 1. 12, que se conoce como sistema de coordenado de espacio-fase (Vega-Carrillo, 2017).

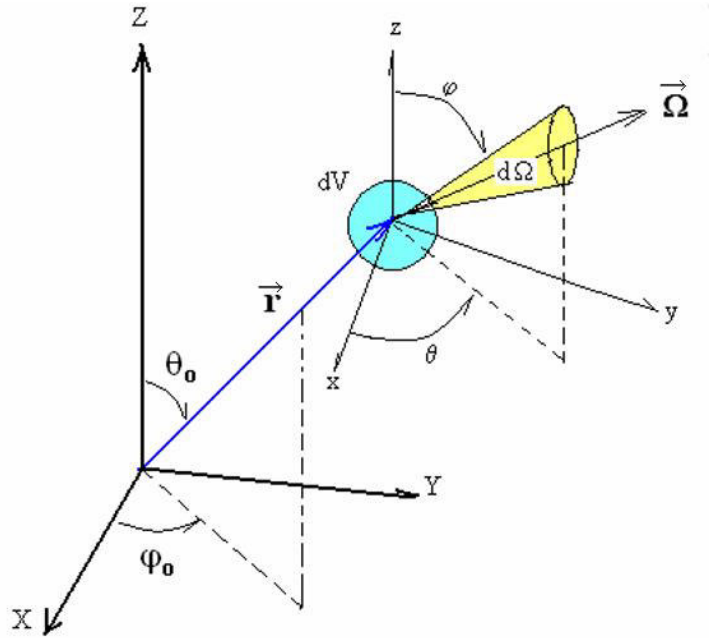


Figura 1. 12 Sistema de coordenadas espacio-face (Vega-Carrillo, 2017).

En el sistema de la Figura 1. 12, el flujo es el número de partículas por unidad de área y de tiempo que se encuentran en la posición  $r = f(r, \theta_0, \varphi_0)$ , y cuyas energías están entre  $E$  y  $E+dE$  y que se mueven a lo largo del ángulo sólido  $\Omega$  comprendido entre  $\Omega$  y  $\Omega + d\Omega$ . Estas partículas se pueden encontrar en el  $dV$  mediante los siguientes procesos; han “nacido” en  $dV$ , han sido dispersados hacia  $dV$ , se encontraban en  $dV$  pero con  $E'$  y/o  $\Omega'$  al sufrir una interacción entraron en fase.

En estado estacionario, las pérdidas son iguales a las ganancias, entonces:

- Fugas netas:  $\nabla \cdot \vec{\Omega} \Phi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E) dV d\Omega dE$
- Pérdidas por absorción:  $\sum_t(\vec{r}, E) \Phi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E) dV d\Omega dE$
- Término fuente:  $S(\vec{r}, \vec{\Omega}, E) dV d\Omega dE$
- Ganancias por dispersión:  $\sum s(\vec{r}, E') p(E' \rightarrow E, \Omega' \rightarrow \Omega) d\Omega' dE' \Phi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E') dV d\Omega dE$

Haciendo un balance, en estado estacionario, de las partículas que entran y salen del  $dV$  se obtiene la ecuación integrodiferencial de Boltzmann.

$$\iint_{E'\Omega'} s(\vec{r}, E') p(E' \rightarrow E, \Omega' \rightarrow \Omega) \Phi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E') d\Omega' dE' + S(\vec{r}, \vec{\Omega}, E) - [\nabla \cdot \vec{\Omega} \Phi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E) + \Sigma_t(\vec{r}, E) \Phi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E)] = 0$$

(1.22)

Esta ecuación no puede resolverse en forma exacta, sin embargo existen varios métodos numéricos de solución como el método de los Armónicos Esféricos, Método de Momentos, Teoría de la Difusión, etc. Existen códigos (MORSE, ANISN, etc.) que se han desarrollado y que utiliza estos métodos de solución, estas soluciones numéricas se les denomina Deterministas.

Otros métodos para resolver la Ecuación de Transporte caen en la categoría de métodos No deterministas (o probabilísticos) que se basan en el uso de números aleatorios que permiten simular el transporte de las partículas, como los métodos Monte Carlo (Vega-Carrillo, 2017).

### 1.5.2 Métodos Monte Carlo

Los métodos Monte Carlo se utilizan bastante para calcular el transporte de radiación en la materia. Los métodos Monte Carlo también se utilizan para determinar el Kerma (K), la dosis absorbida (D), la dosis equivalente personal (Hp), la dosis efectiva (E) y la dosis equivalente ambiental H\*(10), depositadas por fuentes de radiación internas y externas [Vega-Carrillo, 2017].

Cosiste en construir un modelo matemático de un problema físico y tomar muestras del modelo para obtener una respuesta aproximada del problema. Aún a pesar de que sean utilizado los métodos Monte Carlo por largo tiempo, su aplicación se volvió relevante durante la segunda Guerra Mundial. El nombre del método proviene de la capital del principado de Mónaco.

El método Monte Carlo se considera método experimental más que un método numérico ya que se realiza un modelo sobre el cuál se transportan las partículas tal y como ocurren en la naturaleza. El transporte se hace utilizando funciones de distribución que describen los

diferentes procesos involucrados en el transporte de las partículas. Estas funciones de distribución son muestreadas al azar utilizando números aleatorios. Después de simular el transporte de un número grande de partículas, en el Monte Carlo se obtiene valores promedio de los procesos.

Los métodos Monte Carlo se utilizan para obtener una simulación detallada del transporte de la radiación ionizante a través de la materia. Cuando un electrón, fotón, o neutrón, se transporta a través de un medio, interactúa con los átomos y los núcleos de los diversos materiales del medio; en algunas de las interacciones se producen partículas secundarias. En su interacción la partícula experimenta dispersiones, elásticas e inelásticas, o es absorbida con la consecuente transferencia de energía al medio. Estos procesos son aleatorios por lo que no se puede determinar con absoluta certeza la distancia que puede viajar una determinada partícula de una cierta energía dentro del material, sin embargo, es posible predecir la distribución de las distancias de vuelo de varias partículas con una energía específica.

El número relativo de partículas monoenergéticas que viajan una distancia  $x$  sin experimentar una colisión está dada por  $\text{Exp}[-\mu x]$ , donde  $\mu$  es la sección eficaz macroscópica total en  $\text{cm}^{-1}$ . Para el caso de fotones,  $\mu$  representa la suma de las probabilidades de que el fotón interactúe con el medio a través del efecto fotoeléctrico, la dispersión de Compton, y la producción de pares.

Mediante los métodos Monte Carlo se utilizan números aleatorios para seleccionar las distancias de vuelo individuales para cada partícula, después de simular un número de partículas, las distancias de vuelo se distribuyen acorde a la función de distribución  $\text{Exp}[-\mu x]$ . También de la misma forma se selecciona la energía de la partícula, si la fuente es polienergética, así también para seleccionar el punto donde se emite la partícula se utilizan números aleatorios y la dirección de emisión con tres números aleatorios (cosenos directores). Luego se determina la trayectoria libre media de la partícula, que al recorrerla alcanzará algún átomo (Vega-Carrillo, 2017).

Este método utiliza una secuencia de números aleatorios para la realización de la simulación matemática del fenómeno físico. En el transporte de la radiación, el método consiste en acompañar cada partícula desde su nacimiento hasta su muerte (escape, absorción, etc...).

Este conjunto de eventos que ocurren con las partículas es llamada historia de la partícula. El comportamiento medio de las partículas se describe en términos de flujo o densidad de partículas de las cuales derivan magnitudes específicas como energía depositada o dosis (Lins, 2016).

### **1.5.3 El código Monte Carlo MCNP5**

El código MCNP5 (*Monte Carlo N-Particle Transport. Versión 5*) desarrollado por *Los Alamos National Laboratory* (EUA) fue lanzado el 2005. MCNP es un código que permite modelar y simular el transporte de neutrones, fotones y electrones mediante métodos Monte Carlo, reconocido internacionalmente como código eficiente. El transporte se puede hacer para partículas de un solo tipo (neutrones, fotones y electrones) o en forma acoplada (neutrón/fotón, fotón/electrón, o neutrón/fotón/electrón), en un intervalo de energías de 1 keV a 1 GeV (electrones y fotones) y entre  $1E(-11)$  hasta  $1E(3)$  MeV (neutrones), los cálculos se pueden realizar para distribuciones continuas y discretas de energía (X-5 Monte Carlo, 2003).

Su capacidad de tratamiento de geometrías complejas en 3 dimensiones, el transporte de diferentes tipos de partículas, el estudio de varios grupos de energía, la vasta biblioteca de secciones eficaces y la variedad de opciones para datos de entrada hacen de este código una herramienta poderosa en el campo de la investigación de física médica, protección radiológica, modelamiento de instalaciones nucleares, detectores y blindajes de la radiación y reactores nucleares (Lins, 2016).

En el MCNP5 las secciones eficaces provienen de valores experimentales y existen diferentes versiones de estas que se actualizan constantemente y el transporte se emula sin el uso de modelos.

En este trabajo, fue utilizado el MCNP5 con la que se dispone en México.

### 1.5.4 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, esto se puede construir en cualquier editor de textos. El archivo se debe incluir en el directorio que contiene el programa ejecutable MCNP (*mcnp5.exe*), que además debe incluir otro archivo denominado *xmdir*, donde se indican las bibliotecas y la dirección donde se encuentran las secciones eficaces (sub directorio denominado *xs*) en el directorio donde está el *mcnp5.exe* (Vega-Carrillo, 2017).

Para ejecutar el MCNP se debe habilitar el sistema operativo DOS y de ahí se debe buscar el subdirectorio donde se encuentra el MCNP (C:\mcnp5>).

### 1.5.5 Archivo de entrada

El archivo INPUT (archivo ASCII) contiene comandos en líneas llamados “tarjetas”, se caracteriza por presentar la siguiente información:

- Nombre del problema.
- Tarjeta de celdas.
- Tarjeta en blanco (línea en blanco delimitante).
- Tarjeta en superficies.
- Tarjeta en blanco (línea en blanco delimitante).
- Término fuente.
- Materiales y biblioteca de secciones eficaces.
- Cantidad(es) que se requiere(n) contabilizar.
- Tipo de partículas.
- Número de historias.
- Información sobre cada cuantas historias queremos almacenar los resultados.
- Instrucciones de impresión en el archivo de salida.

Las líneas de entrada del archivo INPUT están delimitadas a 80 columnas, teniendo en consideración que los caracteres alfabéticos puede ser mayúsculas, minúsculas o combinación de ambas. Con la entrada del \$ indicamos la culminación del ingreso de datos, el programa tomará como un comentario todo lo que prosigue al signo \$, siempre que no se excedan 80 columnas. Las líneas de comentario deberán tener una letra C ubicado en algún

lugar de las columnas seguida al menos por un espacio en blanco (X-5 Monte Carlo, 2003).

Las unidades utilizadas en MCNP son:

cm para longitud, MeV para energía,  $\text{g/cm}^3$  para la densidad (peso específico). Para el caso de la concentración elemental se usan la fracción atómica (o/a) o fracción en peso (o/w), ambas pueden ir normalizadas o en valores absolutos. Si se usan valores absolutos los valores se expresan en átomos/b-cm, barns para la secciones eficaces, MeV para la temperatura,  $10^{-8}\text{s}$  para el tiempo (*Shake*) y MeV/colisión para la energía liberada en la fisión o calentamiento (X-5 Monte Carlo, 2003).

### **1.5.6 Modelación de la geometría**

Las características geométricas de un problema se pueden modelar utilizando las capacidades geométricas del NCNP. 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 (toros).

#### *1.5.6.1 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 1. 2 se muestra los datos necesarios para definir un grupo de superficies.



**Tabla 1. 2 Información para definir algunas superficies en MCNP (X-5 Monte Carlo, 2003) .**

Símbolo	Tipo	Ecuación	Parámetros
P	Plano general	$Ax+By+Cz+D=0$	A,B,C,D
Px	Plano normal al eje x	$x-D=0$	D
Py	Plano normal al eje y	$y-D=0$	D
Pz	Plano normal del eje z	$z-D=0$	D
S	Esfera general	$(x-x')^2+(y-y')^2+(z-z')^2-R^2=0$	$x' y' z' R$
So	Esfera-centro de origen	$x^2+y^2+z^2-R^2=0$	R
Sx	Esfera centrada en el eje x	$(x-x')^2+y^2+z^2-R^2=0$	$x' R$
Sy	Esfera centrada en el eje y	$x^2+(y-y')^2+z^2-R^2=0$	$y' R$
Sz	Esfera centrada en el eje z	$x^2+y^2+(z-z')^2-R^2=0$	$z' R$
c/x	Cilindrado paralelo al eje x	$(y-y')^2+(z-z')^2-R^2=0$	$y' z' R$
c/y	Cilindrado paralelo al eje y	$(x-x')^2+(z-z')^2-R^2=0$	$x' z' R$
c/z	Cilindrado paralelo al eje z	$(x-x')^2+(y-y')^2-R^2=0$	$x' y' R$
Cx	Cilindro en el eje x	$y^2+z^2-R^2=0$	R
Cy	Cilindro en el eje y	$x^2+z^2-R^2=0$	R
Cz	Cilindro en el eje z	$x^2+y^2-R^2=0$	R

Otra forma de definir las superficies es mediante el uso de macrocuerpos que son estructuras predefinidas y se pueden usar en combinación con las superficies definidas en la Tabla 1. 2. En la Tabla 1. 3 se muestran los macrocuerpos.

**Tabla 1. 3 Macro cuerpos definidos en MCNP\* (X-5 Monte Carlo, 2003).**

Símbolo	Tipo de cuerpo
BOX	Caja ortogonal arbitrariamente orientada
RPP	Paralelepípedo rectangular con las superficies paralelas a los ejes.
SPH	Esfera
RCC	Cilindro circular recto
TRC	Cono truncado
ELL	Elipsoide
RHP o HEX	Prisma hexagonal recto
WED	Cuña
ARB	Poliedro arbitrario

(\*) La definición del macro cuerpo requiere más parámetros que se indican en el manual de MCNP5.

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

**NS      símbolo      parámetros**

Donde NS es el número de superficie, símbolo y parámetros como se muestra en las tablas.

#### 1.5.6.2 Celdas

Se utiliza una tarjeta para la celda. A cada celda se le asigna un número que le identifica. La celda se llena con un determinado material que se identifica con un número antecedido por la letra m (m1, m2, m3, ...). En la misma tarjeta se define la densidad del material de la celda. Si deseamos indicar el vacío se le debe asignar a la densidad el valor 0; si lleva un signo positivo implica que está definida en átomos/b-cm y si es negativo en g/cm<sup>3</sup> (X-5 Monte Carlo, 2003).

Cada celda se define con un conjunto de superficies. En la tarjeta se 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 (:), mientras que la intersección se establece dejando un espacio en blanco y el complemento se define con el símbolo almohadilla (#).

### 1.5.6.3 Materiales

Los materiales se especifican definiendo el número que les identifica, indicando el elemento con el número atómico y 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 forma,

**mn    ZZZ.AAA (ZAID)                    fracción (Densidad)**

### 1.5.6.4 Término fuente

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

La tarjeta que define la fuente tiene la siguiente estructura,

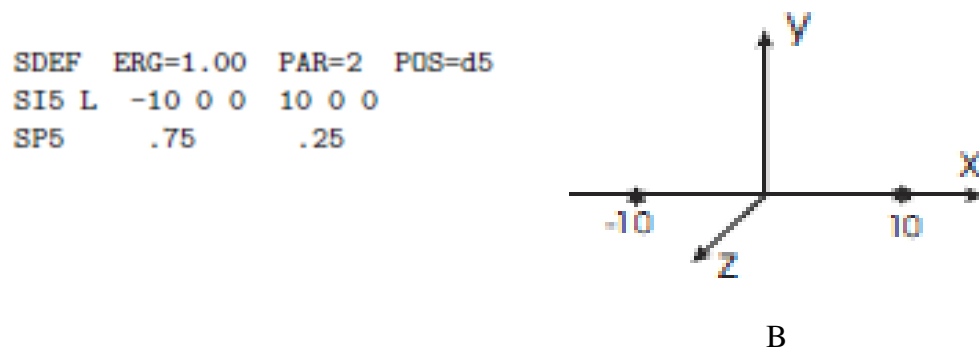
**Sdef pos=x y z cel=NC erg=E vec= x' y' z' dir=d par=m**

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), E es la energía de las partículas en MeV (si se omite MCNP trabaja con 14 MeV), x'y'z' es el vector dirección del flujo de partículas, d indica el sentido (-1,1) del flujo de partículas, m definición de

partículas  $m=1$  para neutrones,  $m=2$  para fotones y  $m=3$  para electrones. El MCNP contiene algunas funciones que se pueden utilizar para definir el término fuente con una función matemática.

Desarrollaremos algunos ejemplos de definiciones de fuentes.

### A) Fuente de dos puntos isotrópicos en diferentes posiciones



A

Figura 1. 13 Fuente isotrópica emisora de fotones (Shultis, 2008).

Es una fuente que emite fotones (PAR es 2) de 1 MeV de energía (ERG es 1.00). La fuente de radiación es caracterizada por dos fuentes puntuales cuyas localizaciones están definidas por POS, fue atribuida a una distribución “d5”. El comando SI hace referencia a coordenadas de dos puntos donde las fuentes están localizadas en las coordenadas x,y y z como se observa en la figura 1.13 B. La letra “L” indica que las posiciones son discretas. El comando SP, en este caso, la probabilidad de emisión de las fuentes de radiación y los valores están normalizados, esto quiere decir que la fuente localizada en la primera coordenada la probabilidad de emisión es de 75% en cuanto la segunda fuente es de 25%.

## B) Fuente isotrópico puntual con distribución de energía de fotón discreta

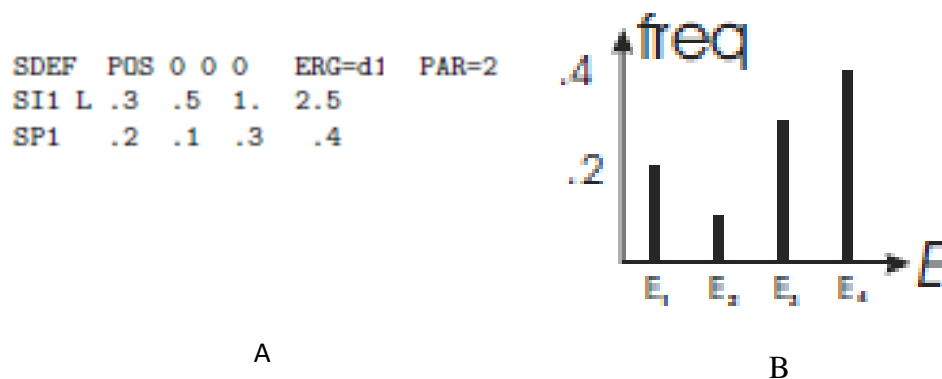


Figura 1. 14 Fuente puntual con valores variables de energía (Shultis, 2008).

La fuente de radiación descrita en la Figura 1. 14A diferente a la anterior no varía su posición, en este caso la distribución de probabilidad está asociada a la energía. La fuente está localizada en el centro del problema y las partículas que se emiten son fotones. La representación gráfica está mostrada en la Figura 1. 14B.

Su energía está asociada a una distribución “d1” y la letra *L* después de *SI1* significa que los valores de la energía son discretas. Esta fuente posee cuatro valores diferentes para la energía y están normalizados.

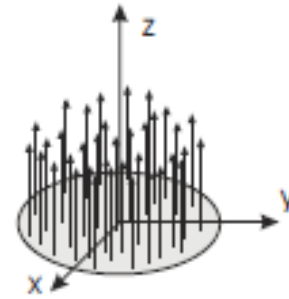
En el ejemplo de la Figura 1. 14, la energía de 2.5 MeV tiene mayor probabilidad de ser emitida durante la simulación, con 40% y la energía de 0.5 MeV es la de menor probabilidad apenas con un 10%.

### C) Fuente de disco monodireccional

```

SDEF POS=0 0 0  AXS=0 0 1  EXT=0  RAD=d1  PAR=1  ERG=1.2
      VEC=0 0 1  DIR=1
SI1 0 15
SP1 -21 1

```



A

B

Figura 1. 15 Fuente disco monodireccional (Shultis, 2008).

La fuente de la Figura 1. 15 otra vez su posición coincide con el origen de las coordenadas y es una fuente que emite uniformemente en la dirección del eje Z neutrones (PAR=1), el vector de dirección es (VEC=0 0 1) y sentido positivo (DIR=1). El vector de referencia para la extensión es (AXS=0 0 1) pero es de extensión cero (EXT=0) es un campo degenerado de un campo cilíndrico por lo que es un disco. La distancia radial de la posición que es de cero al radio del disco, indicado por SI1 de 0 a 15 cm, SP1 ponderación de muestreo radial;  $r^1$  para el disco.

### D) Fuente de cascara cilíndrica (distribución espacial uniforme)

```

SDEF POS=X Y Z  RAD=D1

```

```

AXS=0 1 0  EXT=D2

```

```

SI1 r1 r2

```

```

SP1 -21 1

```

```

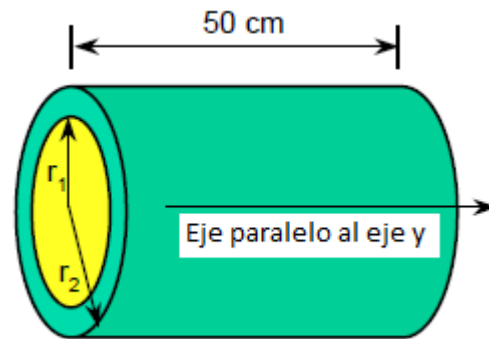
SI2 0 50

```

```

SP2 -21 0

```



A

B

Figura 1. 16 Campo de cáscara cilíndrica (Goorley, 2005).

El campo de la Figura 1. 16 es cilíndrico cuya posición es la de una de las bases del cilindro, el muestreo radial está asociada a una distribución “ $d1$ ” donde SI hace referencia que el muestreo radial es de  $r_1$  a  $r_2$ , con ponderación radial  $r^l$  para la cáscara cilíndrica. El campo cilíndrico se extiende a lo largo del eje  $y$  (AXS=0 1 0), está asociado a la distribución de  $d2$  con SI de 0 a 50 cm con ponderación de muestreo de  $r^0$ .

#### 1.5.6.5 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 requiere simular el transporte de electrones (y positrones) el modo sería *mode p e*. Si se requiere simular el transporte de neutrones y fotones el modo sería *mode p n*.

#### 1.5.6.6 Estimadores (Tallies)

MCNP dispone de diferentes métodos de contabilización (*tally o tallies*), para el caso de neutrones se tiene 7, para fotones 6 y para electrones 4. *Tally* es un concepto usado en este código, y que sirve para especificar el tipo de información y las cantidades físicas que el programa debe calcular, como flujo de partículas a través de superficies o energía depositada o la dosis absorbida en determinada celda, etc. Tales informaciones pueden ser requeridas con uno o más tarjetas de *tally* y la información será dada en un fichero de salida los cuales se pueden analizar fácilmente, interpretados, histogramados y visualizados. El formato general de la tarjeta es como sigue:

**Fn:partícula celda**

Donde  $n$  es un número entero entre 1 y 8, cada uno define un tipo de contabilización, *partícula* puede ser **n,p** y **e**, se debe especificar la celda o celdas. En la siguiente Tabla 1. 4 se encuentra la lista de *tallies*:

**Tabla 1. 4 Identificación de *tallies* por tipo, descripción y unidad (X-5 Monte Carlo, 2003).**

<b>Tally</b>	<b>Descripción</b>	<b>Unidad</b>
F1:p F1:e	Corriente en una superficie	Partículas
F2:p F2:e	Flujo medio en una superficie	Partículas /cm <sup>2</sup>
F4:p F4:e	Flujo medio en una celda	Partículas /cm <sup>2</sup>
F5:p	Flujo medio en un detector	Partículas /cm <sup>2</sup>
F6:p	Energía media depositada en una celda.	MeV/g
F8:p F8:e	Energía depositada en pulsos en un detector.	Pulsos

A continuación desarrollaremos con mayor detalle los *tallys* utilizados en el presente trabajo de investigación.

#### A) *Tally F1*

Cada vez que una partícula cruza una superficie especificada, su peso se agrega a la cuenta, y la suma de los pesos se informa como *tallyF1* en la salida de MCNP.

La cantidad de partículas en el tiempo  $t$ , en un elemento de volumen  $d\vec{r}$ , con dirección dentro  $d\hat{\Omega}$ , y energías  $dE$  es  $n(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)d\vec{r}d\hat{\Omega}dE$ . Cruza el volumen  $d\vec{r}$  que contiene la superficie elemental  $dA$  (superficie con vector normal  $\hat{n}$ ) y a lo largo de  $\hat{\Omega}$  para una distancia  $vdt$ , como se muestra en la Figura 1. 17. El elemento diferencial de volumen es  $d\vec{r} = vdt|\hat{\Omega} \cdot \hat{n}|dA$ , todas las partículas dentro de este volumen (con dirección  $d\hat{\Omega}$  y energía  $dE$ ) cruzarán la superficie  $dA$  en un tiempo  $dt$ . Así que el número de partículas que cruzan la superficie  $dA$  en un tiempo  $dt$  es  $|\hat{\Omega} \cdot \hat{n}|vn(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)d\hat{\Omega}dEdtdA$ . Por lo tanto el número de partículas que cruzan la superficie A esta dada por (X-5 Monte Carlo, 2003):

$$TallyF1 = \int_{E_i} dE \int_{t_j} dt \int_{\hat{\Omega}_k} d\hat{\Omega} \int dA |\hat{\Omega} \cdot \hat{n}|vn(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t) \quad (1.23)$$



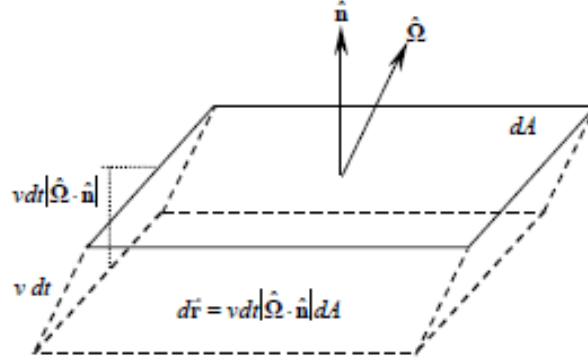


Figura 1. 17 Diagrama para la descripción de conteo (tally) de la corriente en la superficie (X-5 Monte Carlo, 2003).

### B) Tally F2, F4 y F5 (Flujo)

La definición de flujo escalar  $\phi(\vec{r}, E, t) = \int d\Omega \Psi(\vec{r}, \Omega, E, t)$  y el flujo total escalar en un elemento de volumen  $d\vec{r}$  sobre el volumen  $\vec{r}$  y elemento de energía  $dE$  de la energía  $E$  es  $\phi(\vec{r}, E, t) d\vec{r} dE$ , entonces tenemos (X-5 Monte Carlo, 2003):

$$TallyF2 = \frac{1}{A} \int_{E_i} dE \int_{t_j} dt \int dA \phi(\vec{r}, E, t) \quad (1.24)$$

$$TallyF4 = \frac{1}{V} \int_{E_i} dE \int_{t_j} dt \int dV \phi(\vec{r}, E, t) \quad (1.25)$$

$$TallyF5 = \int_{E_i} dE \int_{t_j} dt \phi(\vec{r}, E, t) \quad (1.26)$$

La ecuación (1.23) realiza un coteo del flujo promedio sobre una superficie, la ecuación (1.24) del flujo promedio sobre una celda y la ecuación (1.25) el flujo en un punto.

### C) Tally F6

El Tally F6 describe la deposición de energía (MeV/g), se determina a través de la siguiente ecuación:

$$TallyF6 = \frac{\rho_a}{m} \int_{E_i} dE \int_{t_j} dt \int dV \sigma_t(E) H(E) \phi(\vec{r}, E, t) \quad (1.27)$$

Donde, para fotones como en la presente investigación,  $H(E)$  es la respuesta térmica es definida por  $H(E) = E - \sum_{i=1}^3 p_i(E) [\bar{E}_{i,out}(E)]$ ;  $p_i(E)$  es la probabilidad de interacción  $i$ ,  $i=1$  corresponde a la Dispersión de Compton,  $i=2$  es para la Producción de Pares ( $\bar{E}_{i,out}(E) = 2m_0c^2 = 1,022016 \text{ MeV}$ ) y  $i=3$  corresponde al efecto fotoeléctrico ( $\bar{E}_{i,out}(E) = 0$ ). También  $\bar{E}_{i,out}(E)$  promedio de salida de energía para la reacción  $i$  con la energía incidente  $E$  (X-5 Monte Carlo, 2003).

#### D) Mesh Tally

Es una herramienta potente de MCNP5 para efectuar la caracterización y mapeo tridimensional de flujo de partículas, de deposición de energía, de las dosis y de otras cantidades, en superficies y volúmenes en los sistemas físicos simulados. El formato que utiliza es el siguiente:

Fmesh 4:p	geom=xyz	origen=x' y' z'
	Imesh=X	iiints=m
	Jmesh=Y	jjints=n
	Kmesh=Z	kkints=s

Donde; x'y'z' son las coordenadas del punto de inicio de malla, X Y Z ubicaciones de puntos de malla gruesa en la dirección x, y y z, los valores de m,n y s nos indican el número de puntos de malla fina que irán entre cada punto de malla gruesa.

El código MCNP también dispone de los comandos DE/DF (empleados en este trabajo) para factores de conversión. El término DF corresponde a una función de respuesta específica para el término DE, donde cada resultado de la simulación es multiplicado por un valor de la función de conversión DF correspondiente a la energía DE de la radiación incidente.

#### 1.5.6.7 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 (número de “historias”) por la fuente que se definen mediante, **nsp 1000**, donde indica mil partículas emitidas.

#### 1.5.6.8 Datos de salida de MCNP

Los resultados de la simulación de un problema en el código MCNP corresponden a la media de un gran número de variables, orden de  $10^n$  “historias” (con  $n=5,6,7,8,9\dots$ ), dependiendo solamente de la precisión que desea obtener en la respuesta del problema.

Todas las mediciones de los resultados calculados en MCNP, son representados en los archivos de los datos de salida seguidos por el valor de “error relativo” ( $R$ ), que representa la razón entre la desviación estándar de los valores medios ( $S_{\bar{X}}$ ) y la media verdadera ( $\bar{X}$ ) de todas las “historias” como se observa en la ecuación (1.27) (X-5 Monte Carlo, 2003).

$$R \cong \frac{S_{\bar{X}}}{\bar{X}} \quad (1.28)$$

La ecuación (1.28) mide la buena calidad de los resultados obtenidos, también el error relativo se relaciona de la forma  $R \cong 1/\sqrt{n}$ , siendo  $n$  el número de “historias”. Así para reducir el error relativo es necesario aumentar significativamente el número de historias. El error relativo es importante en la aceptación del resultado calculados por MCNP, en la Tabla 1. 5 se muestra como **R** es usado para interpretar el valor del *tally*.

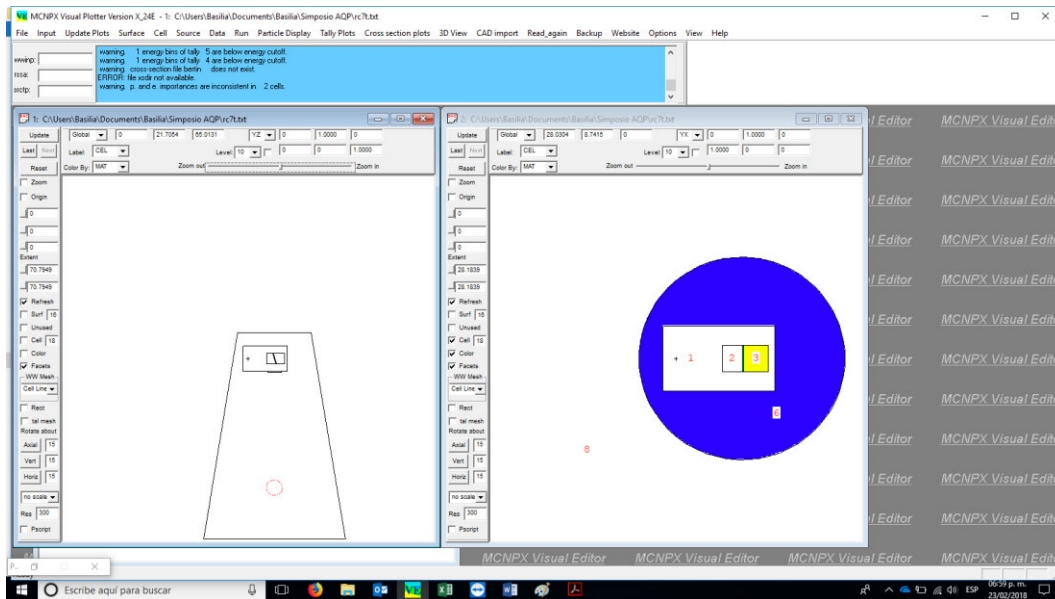
**Tabla 1. 5 Interpretación del error relativo R (X-5 Monte Carlo, 2003).**

Rango de error relativo (R)	Cualidad de Tally
> 0,5	No tiene significado
0,2 a 0,5	Poco significativo
< 0,1	Confiable (excepto para puntos/anillos detectores)
< 0,05	Confiable para detectores puntuales

**1.5.7 Editor Visual de MCNP/MCNPX (Vised)**

El Editor Visual es una interfaz gráfica para ayudar al usuario creada para mostrar gráficos de geometría y resultados obtenidos del código de computadora MCNP desarrollado en. La misma está escrita en C ++ que está vinculada directamente al código Fortran de MCNP. El trabajo en el Editor Visual comenzó alrededor de 1992 y se publicó por primera vez en 1993. Este mismo fue creado inicialmente para Sistemas Operativos Unix/Linux y se vinculó al código de la computadora MCNP y luego se adoptó a Windows en 1999.

El código de Visual Editor se convirtió en parte del paquete MCNP con el lanzamiento de la versión 5 de MCNP. En 2007, una beca permitió que el Editor Visual se adaptara para trabajar con MCNPX. El Editor visual permite al usuario configurar y modificar fácilmente la vista de la geometría MCNP / MCNPX y determinar la información del modelo directamente desde la ventana de trazado ver Figura 1. 18 (Schwarz, Schwarz, & Carter, Febrero, 2008).



**Figura 1. 18 Ventana del Editor Visual de MCNP (Vised).**

## 1.6 TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA

### 1.6.1 Características y evolución de la Tomografía Computarizada

El descubrimiento de la Tomografía Computarizada revolucionó la práctica clínica en el diagnóstico por imagen. Los equipos de TC se basan en el mismo principio que la radiografía convencional donde los tejidos de diferentes composiciones absorben la radiación de forma diferente. La TC es una técnica de diagnóstico médico que permite la formación de imágenes axiales, también en los planos coronal y sagital. En este examen el haz de rayos X atraviesa al paciente en múltiples direcciones por una fina sección axial y es detectada por un conjunto de detectores que registran la intensidad de la radiación que es transmitida, los colimadores definen el espesor del corte.

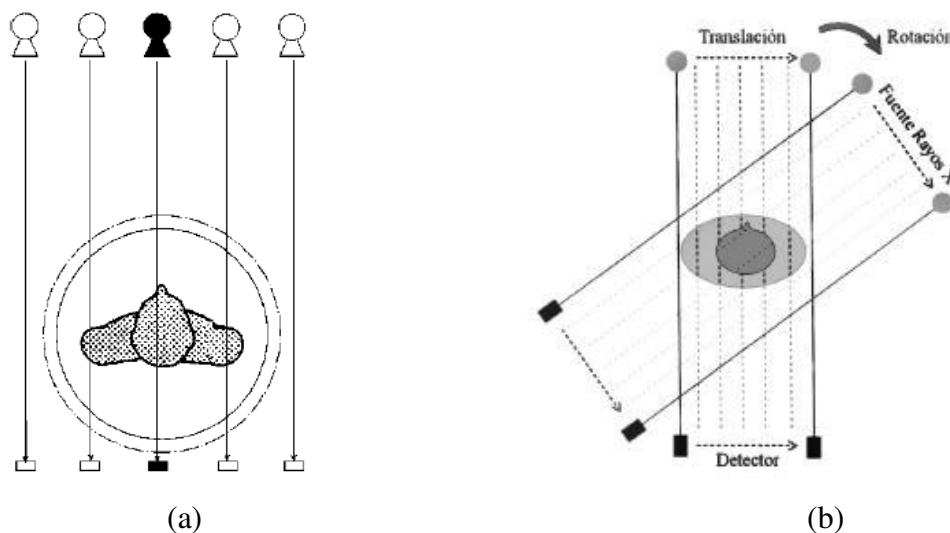
Godfrey Hounsfield y Allan Cormak realizaron estudios que condujeron al descubrimiento de la TC lo que permitió, en 1969, la construcción del prototipo del aparato de TC cerebral. Sus contribuciones independientes constituyeron fundamentos para la concesión del Premio Nobel de Medicina en 1979. Desde entonces, la técnica ha sido desarrollada y mejorada con la contribución de muchos otros físicos, ingenieros y médicos de renombre (Cierniak, 2011).

El primer TC comercializado en 1973 fue el EMI Mark I, que representó una revolución en el campo de la radiología (Figura 1. 19).



**Figura 1. 19** *Paciente ubicado en un tomógrafo EMI Mark I (Cierniak, 2011).*

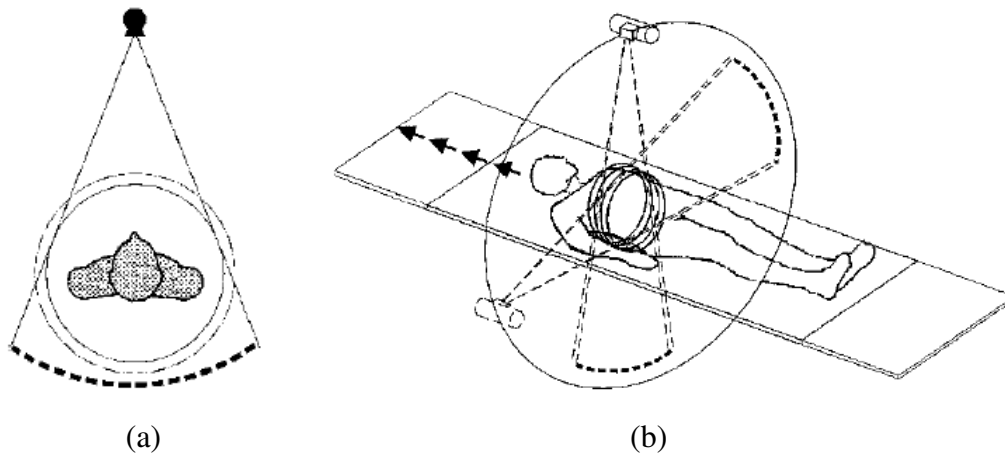
En los tomógrafos de primera generación, se producían rayos paralelos debido a un movimiento de traslación a lo largo del objeto y un solo detector, y este proceso se repetía con pequeños incrementos rotacionales hasta llegar a  $180^\circ$  (Figura 1. 20), el tiempo de adquisición fue 5 minutos.



**Figura 1. 20 a) Sistema de proyección de haz paralelo (Cierniak, 2011) b) Método de traslación/rotación de un tomógrafo de primera generación (Ramirez, 2008).**

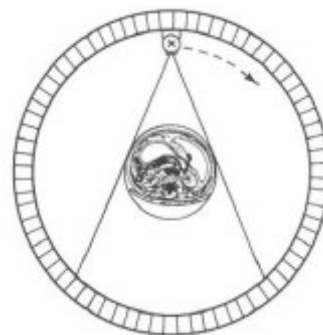
Los equipos de segunda generación funcionaban bajo un principio de traslación/rotación similar sin embargo el proceso era más rápido, porque tenían entre 3 y 52 detectores en la matriz. El uso del haz de radiación en forma de abanico permitió que las proyecciones en el cuerpo del paciente cubrieran mayor área para reconstruir una imagen de calidad satisfactoria, lo cual redujo el tiempo de adquisición de 20 y 60 s (Figura 1. 21).

En 1976, los diseñadores de escáner lograron limitar el movimiento en el sistema de proyección exclusivamente al movimiento de rotación. Estos tomógrafos son los de tercera generación de rotación continua o haz de ventilador. Una consecuencia obvia de esta modificación fue la necesidad de aumentar el número de detectores en la matriz (hasta 1000 detectores), moviéndose de forma sincronizada con los rayos X giratorios, el tiempo para adquirir una imagen se redujo a 5 s.



**Figura 1. 21 a) Tomógrafo con sistema de ventilador de haz. b) Obtención de una secuencia de imágenes con tomógrafo de tercera generación, (Cierniak, 2011).**

De la cuarta generación de tomógrafos (1985), ahora la rotación de la matriz se eliminó disponiéndolo en un anillo estacionario, fue un escáner conocido como escáner fijo por rotación (Figura 1. 22); la palabra rotar en el nombre se refiere al movimiento del tubo y la palabra fijada a la matriz de detectores (500 a 5000 detectores).

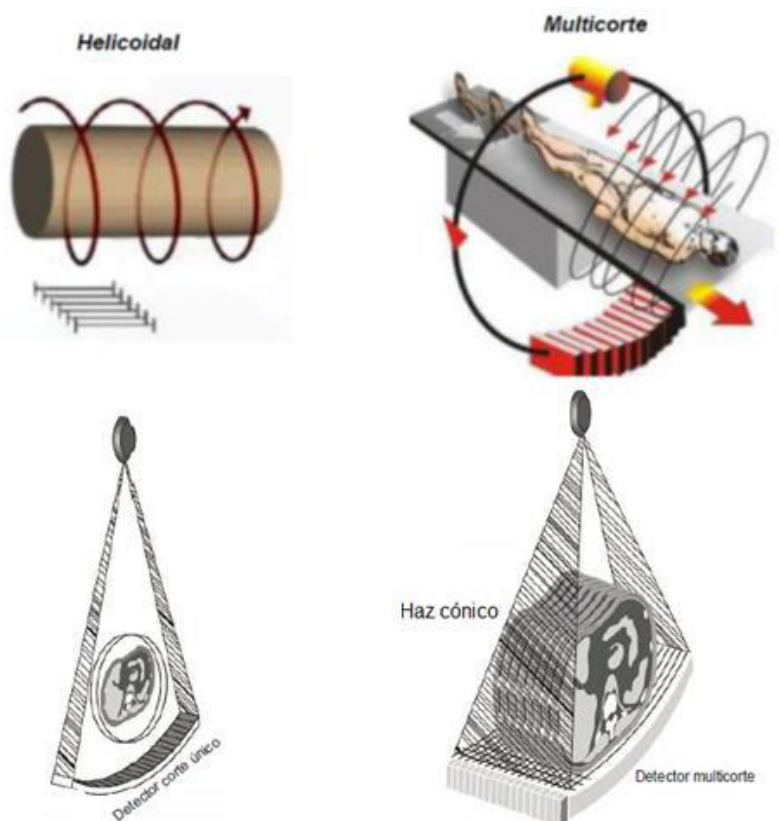


**Figura 1. 22 Representación de un tomógrafo de cuarta generación (Cierniak, 2011).**

En 1989 aparecieron los primeros diseños de escáneres que combinan el movimiento del tubo de rayos X alrededor del paciente, con el desplazamiento de la mesa del paciente conocidos

como la tomografía en espiral (helicoidal). Sin embargo, en estos tomógrafos el tubo de rayos X se podían sobrecalentar, especialmente para cortes más delgados. Este problema impulsó al desarrollo de escáneres de múltiples detectores. En 1998, surgió un diseño mejorado de escáner: el escáner de tomografía computarizada espiral multicorte (MSCT). El sistema de proyección aún se movía en espiral, pero el conjunto de detectores estaba formado entre 8 y 34 filas de detectores, lo que hace posible que este diseño de escáner obtenga cuatro cortes adyacentes simultáneamente (Figura 1. 23).

En la práctica el tomógrafo multicorte es más rápido, dos o tres veces más rápido que un tomógrafo de un solo corte, también la capacidad de reconstrucción después del procesamiento en comparación a las anteriores.



**Figura 1. 23** Esquema de funcionamiento de un tomógrafo helicoidal y multicorte (Ramírez, 2008).



## 1.6.2 Componentes de un equipo de Tomografía Computarizada

Un equipo de Tomografía Computarizada adquiere datos relativos a los coeficientes de atenuación de los diferentes tejidos atravesados por el haz de rayos-X, dependiendo de su densidad y número atómico, procesa y reconstruye imágenes.

El tomógrafo está formado por un tubo de rayos X conectado mecánicamente y electrónicamente a un sistema de detectores, que conjuntamente rueda 360° en torno al paciente.

En su constitución están presentes los elementos:

- Sistema de adquisición y transferencia de datos, formado por:
  - *Gantry*: Es el soporte circular que permite que la ampolla y los detectores giren en anillo de contacto deslizante – *slipring*. El colimador también es parte integrante y limita el tamaño de corte del haz de rayos-X antes que llegue al paciente, así limita la zona del paciente a la que llega el haz útil determinando la dosis que recibe el paciente. También están los colimadores predetectores para disminuir la radiación dispersa que llega a los detectores, aumentando la nitidez de la imagen. También se encuentran el generador de alta tensión y el sistema de refrigeración. Es el cuerpo vertical como se observa en la Figura 1. 24 que presenta un orificio central de 70 cm de ancho.
  - Mesa: Es donde se posiciona al paciente y que permite mediante su movilidad automática realizar los barridos necesarios en cada estudio. Este dispositivo automático está conectado al ordenador y al *gantry* y está diseñado para cambiar de posición después de cada barrido, de acuerdo con el programa utilizado.
  - Unidades de alta tensión y transferencia de datos.
    - Sistema de Computación que consiste el control del sistema por parte del operador, procesamiento de los datos por computadora y reconstrucción y registro de la imagen.

- Sistema de registro de la imagen y pós-procesamiento de la imagen.

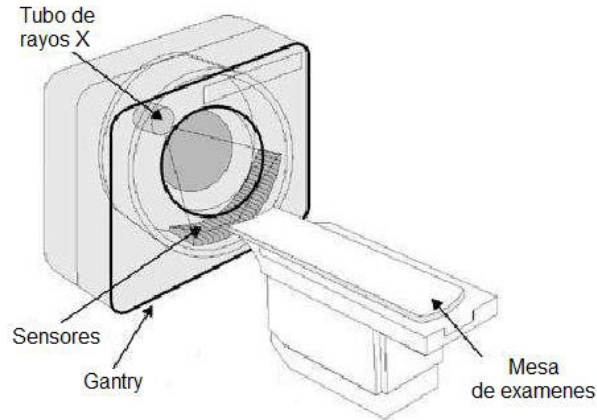


Figura 1. 24 *Equipo de Tomografía Computarizada (Firmino, 2017).*

### 1.6.3 TC Helicoidal y características

Una de las variables más importantes en la tomografía helicoidal es el *pitch* que relaciona la distancia que se desplaza la camilla en una rotación del *gantry* ( $d$  en *mm*), y el espesor del corte ( $e$  en *mm*) determinado por el colimador, como se observa en la ecuación (1.29).

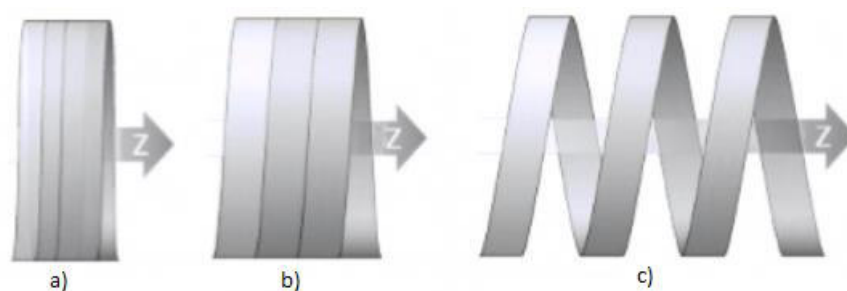
$$Pitch = \frac{d}{e} \quad (1.29)$$

La posibilidad de escanear órganos y regiones anatómicas continuamente, en breve tiempo lo cual fue una ventaja de esta innovación.

Un equipo helicoidal presenta las siguientes características: Haz divergente, movimiento espiral de rotación de 360° (Figura 1.23) alrededor del paciente, sistema de rotación continua ampolla/detectores con deslizamiento continuo del sistema mesa/paciente, utilización del sistema *Slips-rings* para transmisión de energía y datos, tensiones elevadas, intervalo de corte

por rotación de milisegundos hasta 4 segundos, reconstrucción de la imagen inferior a 1 segundo hasta 10 segundos, espesor mínimo de corte es inferior a 1mm.

En la Figura 1. 25, observamos cómo cambia la exploración helicoidal conforme cambia el valor del *pitch* en a) para *pitch* menor que 1 observamos que hay una superposición de las espiras por lo que esta implica mayor dosis, b) con *pitch* igual a 1 la radiación cubre toda la estructura explorada de esa manera obtendremos toda la información sin embargo en c) para *pitch* mayor que 1 el paciente está sometida a menor dosis de radiación pero al mismo tiempo podría implicar falta de información para un diagnóstico adecuado.



*Figura 1. 25 Exploración helicoidal a)  $pitch < 1$ , b)  $pitch = 1$  y c)  $pitch > 1$ .*

## 1.7 RADIOSENSIBILIDAD

La radiosensibilidad representa la susceptibilidad relativa de las células, tejidos, órganos o organismos de sufrir daños debido al efecto de radiación ionizante, esto es, la capacidad de respuesta de los tejidos a la irradiación. Esto depende del tipo de célula, tipo de radiación, edad del individuo, etapa de la división celular, parte del cuerpo expuesto, volumen del tejido expuesto, dosis total y el intervalo de tiempo sobre el cual la dosis fue recibida. Un elemento biológico es más sensible cuanto mayor es su respuesta a una dosis determinada de radiación (Serrao, 2013).

Mientras más jóvenes son los tejidos y los órganos, más radiosensibles son ellos. La radiosensibilidad es una función del estado metabólico del tejido irradiado. Esto se conoce

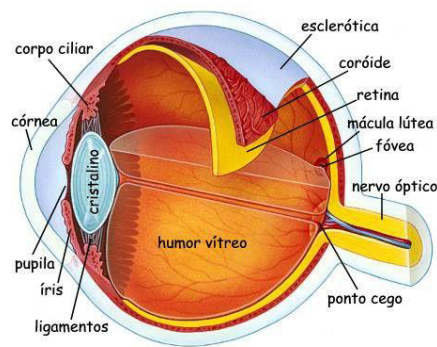
como la Ley de Begornié y Tribondeau, afirma que la radiosensibilidad del tejido vivo varía del modo siguiente (Domínguez, 2014):

- Las células tronco son radiosensibles. Mientras más madura es la célula, más resiste a la radiación.
- Cuando el nivel de actividad metabólica es elevada, la radiosensibilidad también lo es.
- Aumenta al aumentar la rapidez de proliferación celular y la rapidez de crecimiento de los tejidos.

Los Tejidos más radiosensibles son dañados en forma inmediata por la radiación, mientras que los más radioresistentes presentan respuesta a largo plazo, ocasionando los efectos tardíos o diferidos de la radiación.

### 1.6.1 Cristalino

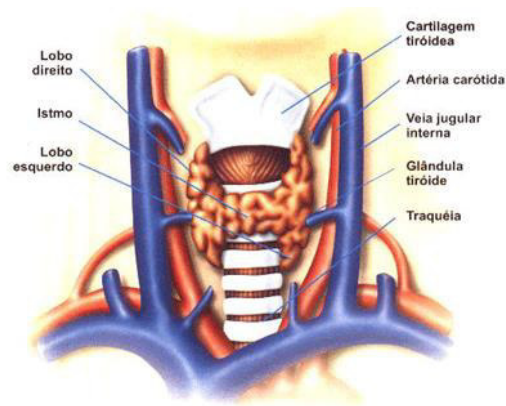
El globo ocular es un órgano extremadamente sensible que capta, estímulos luminosos provenientes del exterior luego los transforma en estímulos nerviosos que son convertidos en imágenes. El cristalino, se caracteriza por ser un estructura biconvexa transparente entre el iris y el humor vítreo como se observa en la Figura 1. 26.



*Figura 1. 26 Descripción anatómica del globo ocular (Campanella, 2017).*

## 1.6.2 Tiroides

La tiroides tiene la forma de escudo, es una glándula endocrina localizada en la parte inferior de la laringe y formada por dos lóbulos ligados por el istmo, segrega las hormonas; tiroideas tiroxina ( $T_4$ ) y triyodotironina ( $T_3$ ), son hormonas basadas en la tirosina, la principal responsable de la regulación del metabolismo. Si los niveles de estas hormonas tiroideas en la sangre están bajos, el cuerpo funciona más lentamente (hipotiroidismo). Si existe un aumento de los niveles hormonales tiroideas en la sangre, el cuerpo trabaja más rápidamente (hipertiroidismo). La glándula tiroides y los órganos involucrados se observa en la Figura 1. 27.



**Figura 1. 27** *Descripción anatómica de la glándula tiroides (Aderbal, 2017).*

# CAPITULO II

## MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 DESCRIPCIÓN DEL TOMÓGRAFO SIEMENS SOMATOM PERSPECTIVE

El tomógrafo modelado en las simulaciones se encuentra en el Hospital General de León, México. En la Unidad de Imagenología, el hospital cuenta con un tomógrafo Siemens SOMATOM Perspective de 64 *slices* como se observa en la Figura 2. 1, es un tomógrafo multicorte. Este tomógrafo posee las especificaciones que se muestra en la Tabla 2. 1.



**Figura 2. 1 Tomógrafo Somatom Perspective del Hospital General Regional de León.**

**Tabla 2. 1 Especificaciones del Tomógrafo Siemens Somatom Perspective [Manual Siemens, Anexo I].**

<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>
Abertura del <i>gantry</i> .	70 cm
Angulación del <i>gantry</i> .	$\pm 30^\circ$
Distancia de frontal del <i>gantry</i> al plano de exploración.	26 cm
Distancia del foco del tubo de rayos X al isocentro.	53.5 cm
Potencia del tubo de rayos X.	80 – 130 kVp
Corriente Máxima del tubo de rayos X.	345 mA

En este trabajo es importante mencionar que se estudió la radiación dispersa debido a una tomografía de tórax simple, el cual consiste en su primer etapa en un barrido general llamado topograma, este procedimiento nos permite determinar el área a exploración, para el caso del examen de tórax tiene una longitud de 30 cm en promedio y el ancho de tórax dependiendo de cada paciente. En la segunda etapa se inicia la exploración helicoidal en dirección de cráneo-caudal, donde el personal de salud usa los protocolos de exploración establecidos por Siemens, los cuales se muestran en la Tabla 2. 2.

**Tabla 2. 2 Parámetros empleados en la exploración helicoidal del estudio(Anexo II).**

<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>
Voltaje entre cátodo y ánodo.	130 keV
Corriente de operación por s.	70 mA
Tiempo de rotación del tubo de rayos X.	0.6 s
Tiempo de duración total.	5.71 s
Espesor del corte.	5.0 mm
Corte de Adquisición.	64 x 0.6 mm
Dirección	Craneocaudal
Pitch	1
Longitud de exploración.	30 cm

## **2.2 SIMULACIONES CON MCNP5**

Se construyeron las diferentes geometrías utilizando el código MCNP5, descrito en el ítem (1.5.6 ) tanto para modelar; el tubo de rayos X, modelar el maniquí o fantoma y modelar el tomógrafo con la fuente que emite en forma continua, que nos permita medir la radiación dispersa en el cristalino y la tiroides que es el objetivo de este trabajo. A continuación desarrollamos los mismos.

### **2.2.1 Fuente de Rayos-X del tomógrafo**

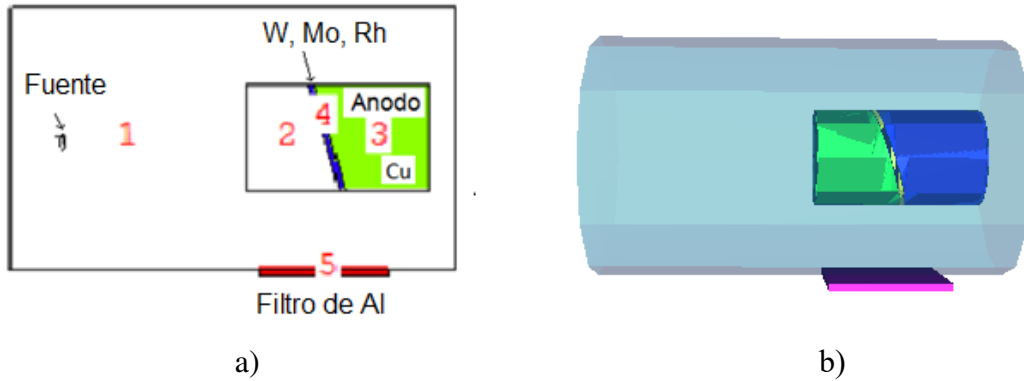
Para modelar el tubo de rayos X no se tuvo acceso a los datos técnicos del fabricante, por lo que se utilizaron las características de tubos de rayos X reportados en la literatura para tomógrafos, específicamente el trabajo de Hayati (2016).

En este trabajo se construyó el modelo del tubo de rayos X del tomógrafo con el código MCNP5 mediante un archivo de entrada definiendo las celdas, superficies y considerando los diferentes materiales del Compendio de datos de composición materiales para modelos de transporte de radiación (Williams, 2006).

El tubo de rayos X se modeló mediante un cilindro que contiene la fuente de electrones (cátodo), el blanco (ánodo) y el soporte de éste, este cilindro fue llenado de aire diluido (aproximadamente vacío) para evitar que los electrones perdieran energías por colisiones, es la celda 1 como se observa en la Figura 2. 2 a).

El blanco se modeló como disco inclinado de 2 mm de espesor adherido a un cilindro de Cu para disipar el calor que se produce en las interacciones, el ángulo de inclinación del blanco respecto a la vertical fue de 17°. En el modelo se incluyó un filtro de 3 mm de espesor de Al para representar el filtro inherente del equipo.





**Figura 2. 2 a) Modelo de la geometría del tubo de rayos X del tomógrafo b) Representación 3D del modelo en Editor Visual Versión X24E de MCNPX.**

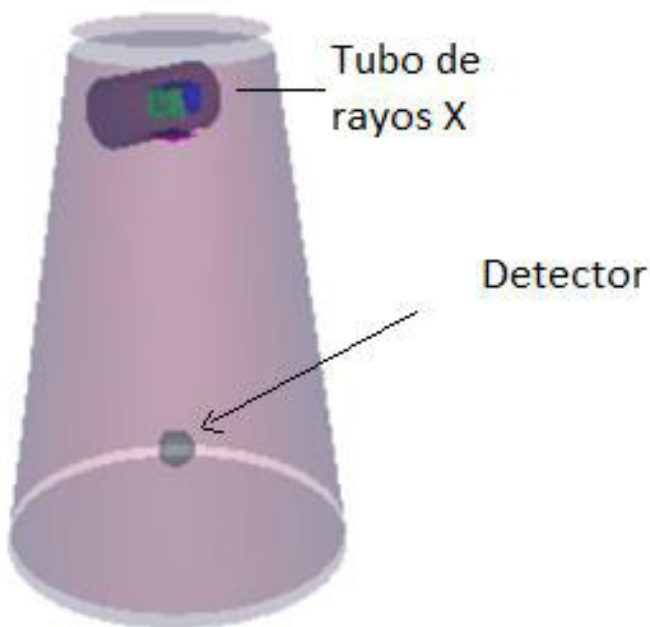
El término fuente de electrones se modeló como un disco de 0.07 cm de radio que emite unidireccionalmente los electrones, que se muestra en la Figura 2. 2 a), la distancia entre la fuente de electrones y los blancos de W, Mo y Rh fue de 10 cm, para evitar la pérdida de la energía cinética por colisiones se considera la *celda 1* sin ningún material (vacío) de la figura 2.2 a), y dentro del cilindro celeste de la Figura 2. 2 b). También la *celda 2* delante del blanco no tiene material con el mismo propósito.

Los tipos de partículas con la que llevó acabo la simulación en MCNP5 fueron electrones y fotones (MODE E P). Para definir el término fuente de electrones se utilizó un disco que emite unidireccionalmente los electrones, como la fuente que se describió en el ítem (1.5.6.4) y la Figura 1. 15. Para definir el término fuente se usó la tarjeta SDEF que incluye las coordenadas (POS), el eje de la dirección de emisión de los electrones (AXS), el tipo de partícula (PAR), que en este caso es 3 (electrones), la energía de los electrones (ERG) de 130keV, la dirección de emisión de los electrones (VEC) y la emisión unidireccional (DIR) los cuales fueron desarrollados en el ítem (1.5.6.4). Debido a que la fuente es un disco de 0,07 cm de radio se incluyeron otras dos tarjetas SI1 y SP2 para indicar rango y ponderación del muestreo radial, la tarjeta de entrada se observa en la Figura 2. 3.

```
sdef pos=0 0 0 axs=0 1 0 rad=d1 par=3 erg=0.13 vec=0 1 0 dir=1  
si1 0 0.07  
spl -21 0
```

**Figura 2. 3 Tarjetas para definir la fuente monodireccional que emiten electrones en la dirección +Y en el código MCNP5.**

Luego se insertó el tubo de rayos X modelado, dentro de un recinto o barrera del problema el cual fue un cono truncado lleno de aire atmosférico como se observa en la Figura 2. 4, la cual muestra una representación 3D generada por el VisedX\_24E editor visual (ítem 1.5.7).



**Figura 2. 4 Representación de la geometría simulada para calcular el espectro de rayos X.**

En la búsqueda de los espectros de rayos X, que es uno de los objetivos de este trabajo, al modelo se le incluyó una celda esférica de 3 cm de radio ubicada a 50 cm del punto focal lleno de aire. Para calcular el espectro de rayos X se usó con *tally* F5 (Ítem 1.5.6.6) que permite

estimar la fluencia de fotones en un detector puntual para cada energía, contando el número de fotones que cruzan el detector en términos de fotones/cm<sup>2</sup> (X-5 Monte Carlo, 2003).

La Figura 2. 5 especifica tarjeta en MCNP5 para obtener la salida del espectro de rayos X, donde evaluamos la fluencia de fotones f5:p en un detector puntual posicionado en (0,10,-50) cm en la geometría considerada con radio de 3cm. Las energías consideradas para este conteo se inicia en 1E-3 MeV hasta 0.13 MeV con 200 divisiones en esta brecha de energía.

```
f5:p 0 10 -50 3 $detector puntual
e5 1e-3 200i 0.13
```

**Figura 2. 5 Tarjetas para definir la salida o tally del espectro de rayos X.**

Se realizó tres programas en MCNP5 para calcular los espectros para los distintos blancos; W, Mo y Rh que se muestran en Apéndice A.

Así mismo, para determinar la dosis ambiental equivalente H\*(d), desarrollado en el ítem (1.4.2.6), cantidad usada en protección radiológica para radiación externa, se usó el valor recomendado de d=10 mm. Para radiación penetrante como los rayos X, se calculó a 50 cm del punto focal con un detector de 3 cm de radio usando el *tally* F5. Los coeficientes de conversión para dosis equivalente ambiental H\*(10) de fluencia de fotones se usaron según él ICRP 74 (ICRP., 1996), como se muestra en la Figura 2. 6.

```
Fc 105 Dosis ambiental equivalente H*(10) [pSv-s-1/Q] a 50 cm
f105:p 0 10 -50 3.0 $ H*(10) a 50 cm de la fuente
de105 log 0.010 0.015 0.020 0.030 0.040 0.050 0.060 0.080
0.100 0.150 0.200 0.300 0.400 0.500 0.600 0.800
1.000 1.500 2.000 3.000 4.000 5.000 6.000 8.000
10.00
df105 log 0.061 0.830 1.050 0.810 0.640 0.550 0.510 0.530
0.610 0.890 1.200 1.800 2.380 2.930 3.440 4.380
5.200 6.900 8.600 11.10 13.40 15.50 17.60 21.60
```

**Figura 2. 6 Tarjetas para calcular la dosis equivalente ambiental H\*(10) a 50 cm del punto focal.**

Las tarjetas de función de dosis y energía son consideradas del código MCNP5 (Ítem 1.4.2.6), siendo “*de*”, el cual define la red de energía para fluencia a factores de dosis, y “*df*”, que es la fluencia a factores de conversión de dosis, para lo cual se consideró la interpolación logarítmica.

La interacción de los electrones con el blanco produce electrones secundarios dispersados en la celda próximo al blanco, celda 2 que se encuentra delante del blanco como se observa en la Figura 2. 2. El contador que se utilizó fue el *tallyF4*, que nos permite determinar el flujo de electrones promedio sobre una celda, como se detalla en la Figura 2. 7. El *tallyF4* cuenta la fluencia de electrones sobre una celda para cada energía. Esta tarjeta *tally* cuenta el número de electrones que cruzan la celda en términos de electrones/cm<sup>2</sup>.

f4:e 2 e4 1e-3 100i 0.13
-----------------------------

**Figura 2. 7 Tarjeta tally para medir la fluencia de electrones secundarios producidos próximos al blanco.**

### **2.2.2 Modelo del paciente**

Con el fin de representar al paciente se usó el fantoma BOMAB (BOTTle Manikin Absorber), también conocido como maniquí absorbedor de botella (Figura 2. 8) que representa a una persona promedio de 170 cm de altura, consiste en diez cilindros de varias formas (circulares y elípticas) sus dimensiones están diseñadas para cumplir con los requisitos del Hombre de referencia descrito en ICRP 23 (tolerancias se mantienen dentro de  $\pm 10\%$ ) (Nuclear Technology Services, 2017).



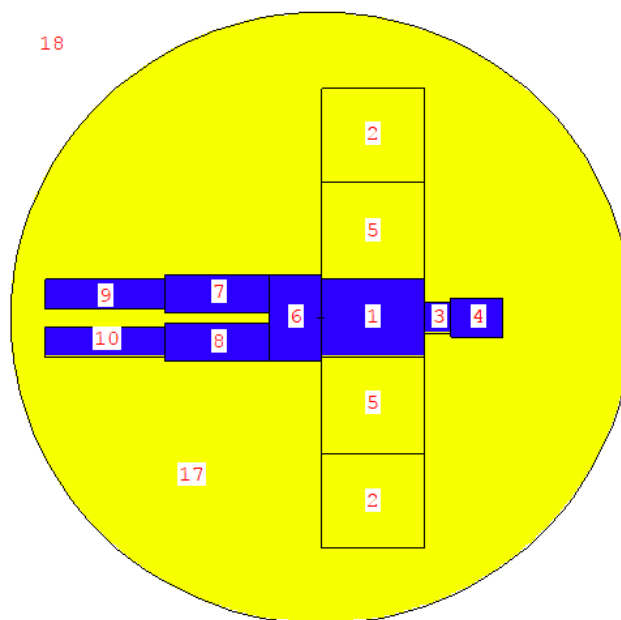
Figura 2. 8 *Fantoma BOTTle Manikin Absorber (BOMAB). (ICRP 23).*

Tabla 2. 3 Las dimensiones del fantoma de la figura 2.8 se representan en la siguiente.

	Forma	Sección transversal	Longitud vertical (cm)	Dimensiones (cm)	Volumen (cm <sup>3</sup> )
Cabeza	Cilindro elíptico	Elipse	20	7.5x9.65	4547.46
Cuello	Cilindro circular	Círculo	10	6.0	1130.97
Tórax	Cilindro elíptico	Elipse	40	15.35x11.50	22182.78
Cadera	Cilindro elíptico	Elipse	20	16.95x11.00	11715.00
Muslos	Cilindro circular	Círculo	40.3	7.5	7121.60
Piernas	Cilindro circular	Círculo	46.3	6.0	5236.41

El fantoma fue simulado con el código MCNP5 utilizando los macrocuerpos descritos en la Tabla 1. 3 con dimensiones especificadas en la tabla 2.3, el material que se consideró para las diferentes partes del cuerpo fue el tejido equivalente con densidad 1.04 g/cm<sup>3</sup>, en la Figura 2. 9 se observan las diferentes celdas consideradas en la geometría planteada, donde el color

azul representa el material de tejido equivalente y el color amarillo representa el aire atmosférico como se especifica en el programa de entrada de MCNP5 en el Apéndice C.



**Figura 2. 9 Modelo del fantoma y el tomógrafo en el plano XY.**

En el fantoma BOMAB se simuló la tiroides mediante una celda esférica de radio 1.16 cm (Figura 2. 10), tomando como referencia el volumen de la glándula tiroides medidos experimentalmente  $6.54 \text{ cm}^3$  (Noa, Cantllo, & Quintana, 2013).

Las consideraciones para simular el globo ocular fueron; se colocaron dos esferas equidistantes del centro vertical del cilindro que representa la cabeza, con radios 1.2 cm, la celda para los cristalinos fueron representados por sección de la esfera de volumen de  $1.45 \text{ cm}^3$ , como se observa en la Figura 2. 10.

Se simuló también la mesa paciente con las dimensiones de  $50 \times 160 \times 5 \text{ cm}^3$  que está formado de policarbonato. Se consideraron los materiales proporcionados por la ICRP y ICRU para el tejido equivalente, cristalino, tiroides y poliestireno - policarbonato para la mesa del paciente como se observa en el programa de entrada de MCNP5 en el Apéndice B.

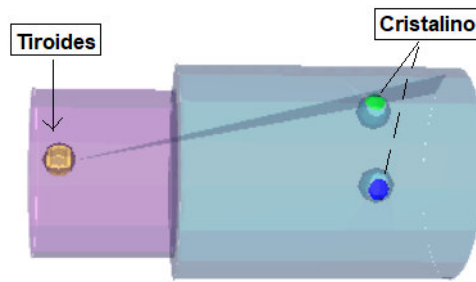


Figura 2. 10 Representación del cristalino y la tiroides en el fantoma BOMAB.

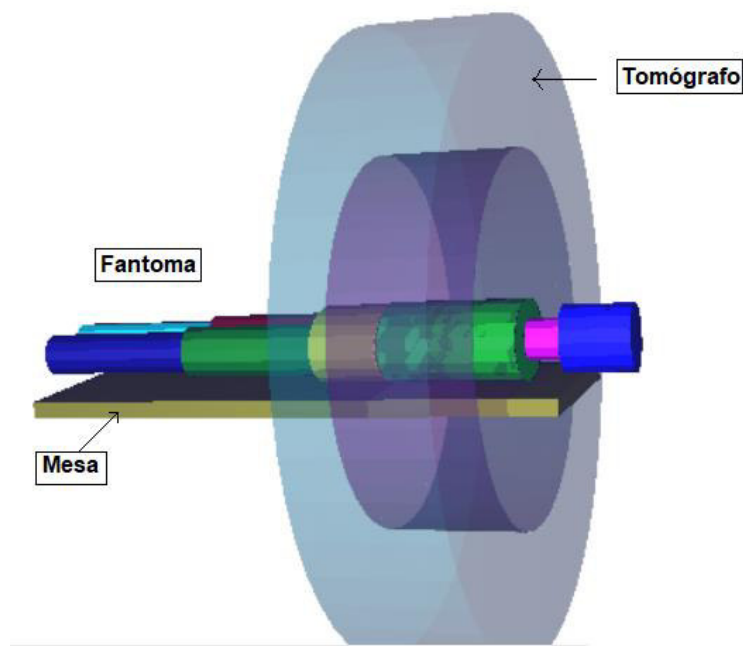


Figura 2. 11 Geometría del fantoma BOMAB en el tomógrafo.

En la Figura 2. 11 el eje axial del fantoma se ubicó en el isocentro del tomógrafo Somatom Perspective de 53.5 cm (distancia punto focal del tubo de rayos X al isocentro). Se utilizó la apertura máxima de los detectores de 3 cm debido a los tiempos del protocolo utilizado (Tabla 2. 2). Para modelar la fuente se consideró la fuente de cáscara cilíndrica especificada en el ítem (1.5.6.4 D)) de radio interior de 53.499 cm y exterior de 53.5 cm obteniendo así un cilindro de espesor de 0.001 cm y largo de 3 cm (EXT=D2) que simula la apertura de los colimadores pre-paciente. Esta fuente cilíndrica emite los fotones (PAR=2) de toda su superficie hacia el interior del cilindro los cuales interactúan con el tórax del fantoma, la

distribución de energía del espectro de rayos X (ERG=D3) y su respectiva probabilidad utilizada para esta fuente fue la obtenida con MCNP5 con el blanco de tungsteno para  $3 \times 10^8$  historias. Para ingresar este espectro de energía se realizó como descrito en el ítem (1.5.6.3 B)) para fuente isotrópico puntual con distribución de energía de fotón discreta como se puede observar en la Figura 2. 12.

```
sdef par=2 cel=5 pos=0 0 0  axs=1 0 0 rad=d1 ext=d2 erg=d3
si1 53.499 53.50 $ radio int y ext
si2 37 40 $ Ultimo centímetro del tórax
si3 l 1.00E-03 1.69E-03 2.38E-03 3.07E-03 3.77E-03 4.46E-03 5.15E-0 5.84E-03&
6.53E-03 7.22E-03 7.92E-03 8.61E-03 9.30E-03 9.99E-03 1.07E-02 1.14E-02&
1.21E-02 1.28E-02 1.34E-02 1.41E-02 1.48E-02 1.55E-02 1.62E-02 1.69E-02&
1.76E-02 1.83E-02 1.90E-02 1.97E-02 2.04E-02 2.11E-02
c probabilidad
sp3 0. 0. 0. 0. 0.0001 0.0021 0.0094 0.0299 0.0724 0.1037&
0.1491 0.1759 0.5287 0.2028 0.1176 0.0935 0.078 0.0796 0.0864 &
0.0818 0.1361 0.1833 0.3009 0.4685 0.7861 1.2685 1.8333 2.8148 &
3.6296 4.787 6.1759 7.4722 9.0093 10.6481 12.1296
```

**Figura 2. 12 Tarjetas del término fuente cilíndrica del tomógrafo con ancho de haz 3 cm.**

## 2.3 SOFTWARE SPEKCALC

SpekCalc es un programa para calcular el espectro del fotón de un tubo de rayos X con blanco de tungsteno, para un potencial del tubo de 40 a 300 kVp y ángulo del blanco de 6 a 30°. Es usado en radio diagnóstico.

Para validar el espectro de rayos X para el blanco de tungsteno modelado por MCNP5, se realizó usando el software SpekCalc, adquirido por el Área de Investigación de Física Médica de la Universidad de Guanajuato, con el que se obtuvo el espectro teórico con un voltaje 130 kVp en el tubo, ángulo blanco de 17°, filtro de 3 mm Al y a 50 cm de distancia en aire, como se observa en la Figura 2. 13.



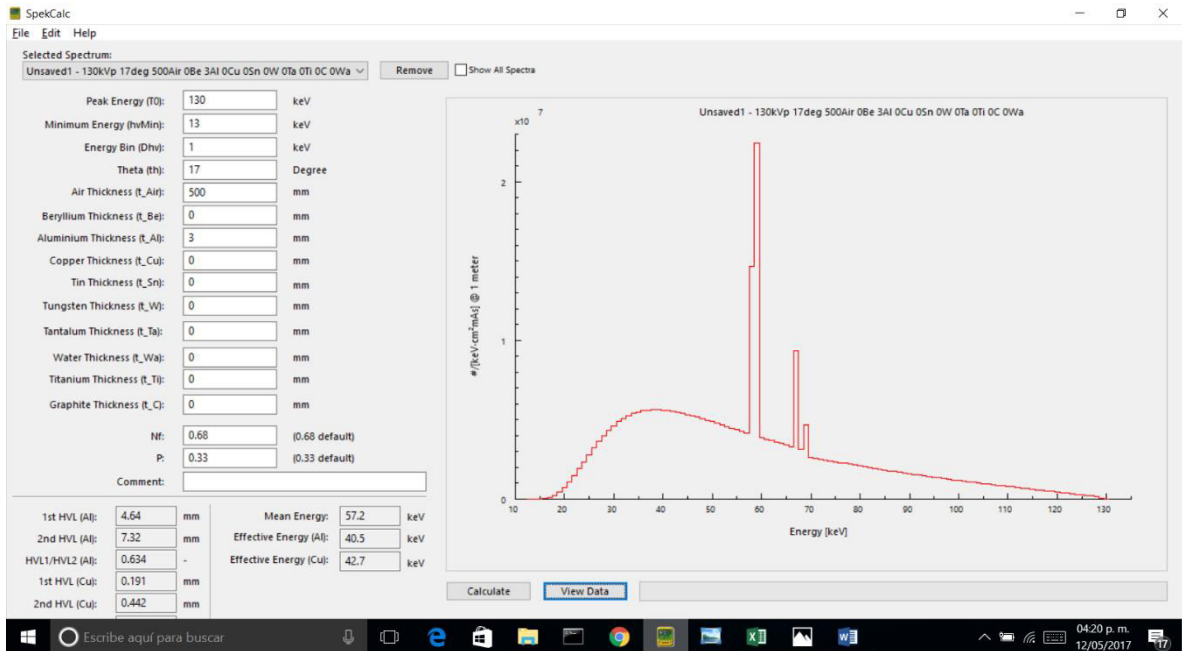


Figura 2. 13 Espectro de rayos X de un tubo a 130 kV a 50 cm en aire.

## 2.4 ESTIMACIONES DE FLUENCIA

Para estimar la fluencia en una celda se utilizó *tallyF4* (fotones/cm<sup>2</sup>) desarrollado en el ítem (1.5.6.6 B) y Tabla 1. 4), específicamente en el presente trabajo la fluencia en las celdas que representan los cristalinos y la tiroides. Esto se realizó como indica la tarjeta de entrada de la Figura 2. 14.

c Cálculo de la fluencia de rayos X (fotones/cm <sup>2</sup> ) en cada cristalino (derecho e izquierdo) y la tiroides		
f24:p	13	\$ CRISTALINO DER
f34:p	14	\$ CRISTALINO IZQ
f44:p	15	\$ TIROIDES

Figura 2. 14 Tarjetas de los tallies para calcular la fluencia de fotones en los cristalinos y la tiroides

Para observar la fluencia de los fotones en forma de mapeo tridimensional en la geometría propuesta (Figura 2. 11), se realizó con la ayuda *Mesh Tally* descrito en el ítem (1.5.6.6 D). La tarjeta de entrada fue el mostrado en la Figura 2.15.

```
c      Mesh de lado
fmesh4:p  geom=xyz  origin=39 -80 -80
          imesh=40  iints=1
          jmesh=80  jints=30
          kmesh=80  kints=30
c      Mesh desde arriba
fmesh14:p geom=xyz  origin=0 -15 3.5
          imesh=70  iints=30
          jmesh=15  jints=30
          kmesh=4.5 kints=1
```

Figura 2. 15 Tarjeta para mapear la fluencia de fotones con *Mesh Tally*.

## 2.5 ESTIMACIÓN DE LA DOSIS

Para obtener la dosis absorbida se estimó el número de fotones producidos cuando en el blanco del tubo de rayos-X impacta un electrón, con *Tally F1* (ítem 1.5.6.6 A)), que mide el número de partículas que atraviesa una superficie, esta medición se realizó sobre la superficie externa del filtro de aluminio (ver Figura 2. 2 a)) con  $10^8$  historias. También se realizó la medición de energía depositada promedio sobre una celda, en este caso sobre las celdas que representan al cristalino y la tiroides de la Figura 2. 10 con el *tally F6* en MeV/g (Tabla 1. 4).

Para simular el movimiento helicoidal del tubo de rayos X de un tomógrafo descrito en ítem (1.6.3), se modeló una fuente cilíndrica que emite fotones en su superficie interior con dirección al centro del macro cuerpo, así simulando el movimiento del tubo de rayos X de  $360^\circ$  con disparo continuo. El movimiento continuo del paciente se simuló al desplazar la fuente cilíndrica para el siguiente corte de 3 cm, el cuál es para la máxima apertura de los

colimadores usado en el examen TC de tórax simple pre-paciente, que se deduce de los tiempos de examen que figuran en los parámetros de exploración (Tabla 2. 2), así también asegurar que el *pitch* igual a 1.

Cada desplazamiento de la fuente cilíndrica de 3 cm generó un programa de entrada para MCNP5 (Apéndice C), para la exploración del tórax de 30 cm de longitud fueron diez programas de entrada en los cuales se realizaron las estimaciones de dosis en el cristalino y la tiroides con *tally* F6.

Para calcular la dosis absorbida en el cristalino y la tiroides a partir de los datos obtenidos por MCNP con *tally* F6 se consideró la siguiente ecuación [Marques de Sousa, 2010]:

$$DosisTotal = \sum_i^n [(TallyF6)_i \times 1.6 \times 10^{-10} \times 6.25 \times 10^{15} \times 70 \text{mA} \times tiempo] \quad (2.1)$$

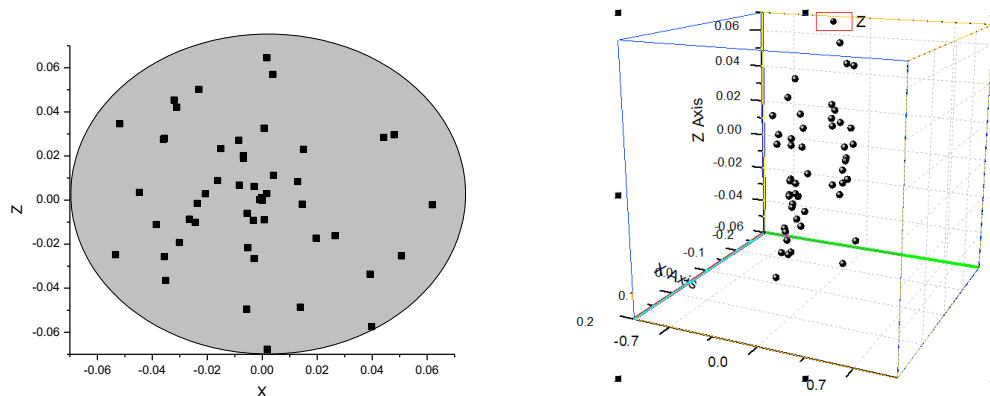
Donde se consideró:  $n$  es el número de corte,  $1.6 \times 10^{-10}$  es un factor de conversión MeV/g a J/Kg,  $6.25 \times 10^{15}$  es el número de electrones en 1 mAs, el Tomógrafo Siemens Somatom Perpective como muestra la Tabla 2. 2, la corriente de operación por segundo fue 70 mA y el tiempo total de 5.71 s. Al valor de dosis obtenido por la ecuación (2.1) se le multiplicó por la fluencia  $4.87 \times 10^{-4}$  fotones producidos por un electrón que impacta en el blanco del tubo, las especificaciones de los factores considerados se muestran en el Apéndice D.

# CAPITULO III

## ANÁLISIS DE RESULTADOS Y DISCUSIONES

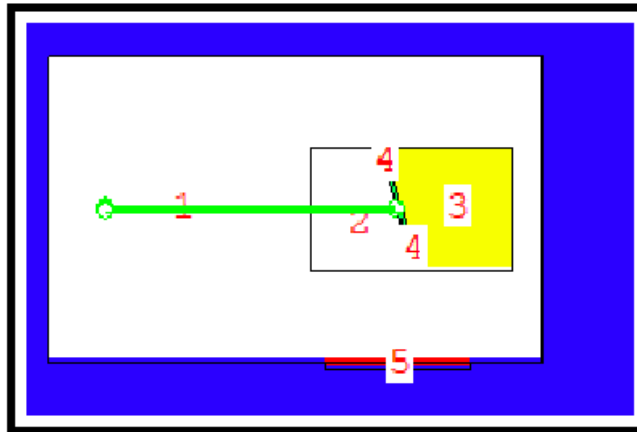
### 3.1 RESULTADO DE LOS ESPECTROS DE RAYOS X DEL TOMÓGRAFO Y VALIDACIÓN

En la Figura 3. 1 se muestra la posición en 2D y 3D de emisión de los primeros 50 electrones de 130 keV de energía emitidos por la fuente de disco monodireccional de radio de 0.07 cm, especificado por la tarjeta de entrada de la Figura 2. 3, (MCNP5 permite obtener estos datos con *print 110*, Apéndice A) los cuales impactarán en el blanco.

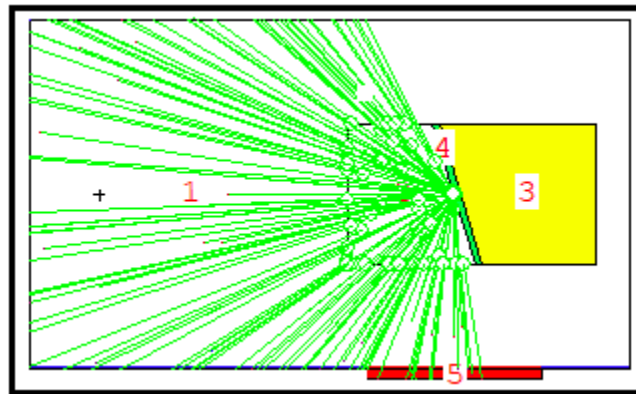


**Figura 3. 1** Posiciones de emisión de 50 primeros electrones de la fuente de disco monodireccional de radio de 0.07 cm.

En la Figura 3. 2 se muestra el haz de electrones emitidos por la fuente puntual descrito en la Figura 2. 3 con el Editor Visual de MCNPX donde se observa el camino que recorre cada electrón después de ser emitido por la fuente e impacta con el blanco del tubo de rayos X, la visualización es para 100 electrones emitidos por el cátodo, así mismo se visualiza en la Figura 3. 3 los fotones de rayos X producidos en el blanco para 10 000 partículas (electrones que emite la fuente).



*Figura 3. 2 Visualización con el Editor Visual de MCNPX del haz de electrones emitidos por la fuente.*



*Figura 3. 3 Visualización con el Editor Visual de MCNPX de los fotones producidos para 10000 partículas.*

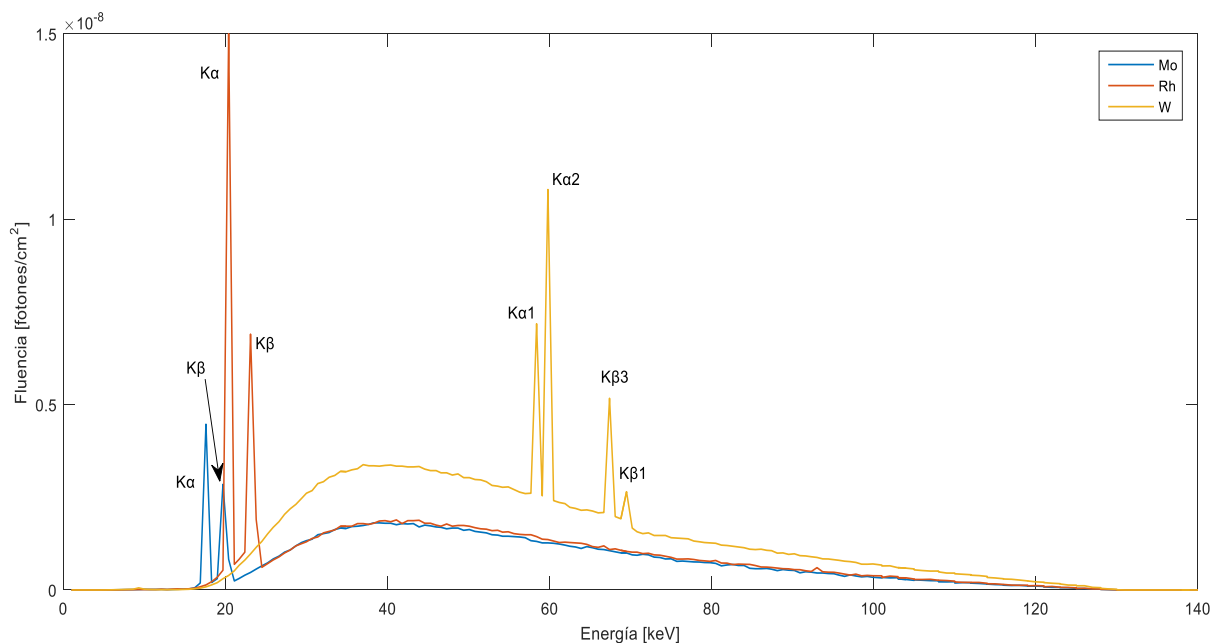
Se realizaron las estimaciones con MCNP5 de los espectros del tubo de rayos X con blancos de tungsteno, molibdeno y rodio, con la tarjeta de entrada que se muestra en la Figura 2.5.

En la

Figura 3. 4 se muestran los resultados de los espectros de rayos X calculados, con MCNP5 realizadas para energía de electrones de 130 keV, los cuales presentaron un error relativo  $R$  (ecuación 1.28) menor al 0.1% para  $1 \times 10^8$  historias. Según la Tabla 1. 5, la medida de un detector puntual para ser confiable el error relativo debe ser  $< 5\%$ , por lo que se cumple con este requisito en el presente trabajo.

Los datos obtenidos de las fluencias de fotones en un detector de 3 cm de radio para las diferentes energías con el *tally* F5 se muestran en el Apéndice B, los cuales fueron representados en la

Figura 3. 4 donde se observa que los espectros para los tres blancos presentan el espectro continuo o Bremsstrahlung así como los espectros discretos de los rayos X característicos  $K_{\alpha}$  y  $K_{\beta}$ .



**Figura 3. 4 Espectro de los rayos X producidos para electrones de 130 keV con blanco de W, Mo y Rh.**

La validación del espectro característico para los diferentes blancos se realizó mediante el cálculo del desvío, de los valores estimados por MCNP5 con respecto a los valores teóricos del Instituto Nacional de Estándares y Tecnología (NIST., 2017),  $|Valor_{NIST} - Valor_{MCNP5}| / Valor_{NIST} * 100\%$ , estos resultados se observan en la Tabla 3. 1.

**Tabla 3. 1** Las energías de las transiciones que produce la radiación característica del espectro Rayos X.

<b>Blanco</b>	<b>Transición</b>	<b>NIST (keV)</b>	<b>MCNP5 (keV)</b>	<b>% Desviación</b>
W	KL <sub>2</sub> (K <sub>α2</sub> )	57.982	58.398	0.72
	KL <sub>3</sub> (K <sub>α1</sub> )	59.319	59.781	0.78
	KM <sub>2</sub> (K <sub>β3</sub> )	66.952	67.388	0.65
	KM <sub>3</sub> (K <sub>β1</sub> )	67.245	69.463	3.30
Rh	K <sub>α</sub>	20.145	20.363	1.08
	K <sub>β</sub>	22.712	23.129	1.83
Mo	K <sub>α</sub>	17.427	17.597	0.98
	K <sub>β</sub>	19.598	19.672	0.38

Los rayos X característicos de los blancos W, Mo y Rh resultaron ser similares a los valores teóricos con desvíos <5% NIST, como se observa en la Tabla 3. 1.

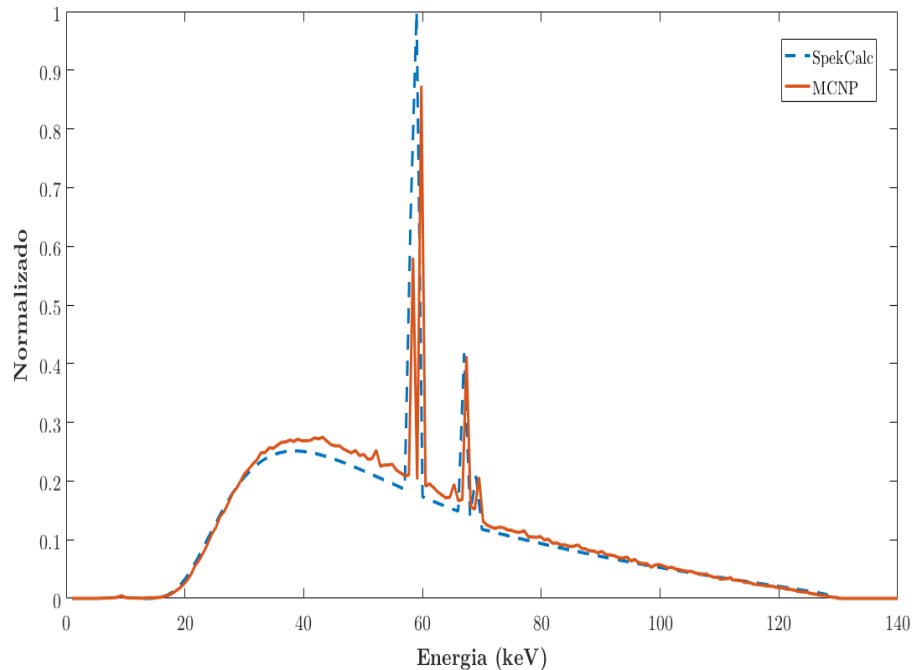
Para tener una medida cuantitativa de la desviación del espectro de rayos X simulado con MCNP5 con blanco de tungsteno, y el espectro teórico obtenido por SpeckCalc se ha calculado el error cuadrático medio (RMS), como se muestra en la ecuación 3.1.

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum(x_{teórico} - x_{simulado})^2}{n}} \quad (3.1)$$

*x<sub>simuladomax</sub>*

Este método permite evaluar si las variaciones observadas entre el espectro simulado y el espectro teórico se encuentran dentro de un intervalo aceptable (Querol, Gallardo,, Ródenas,, & Verdú,, 2008). En la Figura 3. 5 se observa el espectro simulado con MCNP5 se ajusta al espectro obtenido del SpekCalc, aunque existen pequeñas diferencias visibles, estas

diferencias producen un valor de RMS de 0.042. Estas desviaciones se atribuyen a los intervalos de clase usados en los cálculo Monte Carlo.



*Figura 3. 5 Comparación de espectros para el blanco W con MCNP5 se ajusta SapekCalc con RMS de 0.042.*

### **3.2 ELECTRONES SECUNDARIOS PRODUCIDOS EN LOS BLANCOS**

Cuando los electrones monoenergéticos impactan con los diferentes blancos donde se producen las diferentes interacciones descritas en el ítem 1.2 por los que se producen electrones secundarios próximos a los blancos (*Figura 3. 6*), esto se estimó con la tarjeta de entrada de la *Figura 2. 7*. En las *Figuras 3.7,3.8 y 3.9* observamos la fluencia de los electrones en la celda próximo a los blancos de W, Mo y Rh respectivamente, donde observamos electrones de energías menores de 130 keV que genera nuestra fuente, por lo que estoselectrones son generados debido a las diferentes interacciones (ionización y dispersión) de partículas cargadas con el material del blanco.



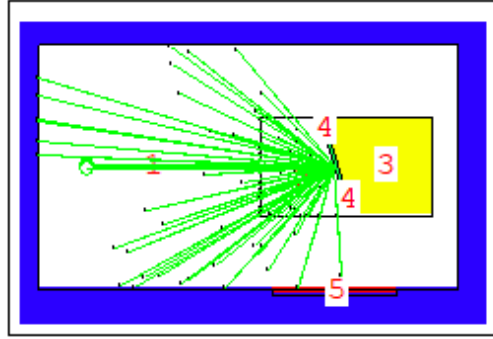


Figura 3. 6 *Electrones secundarios generados en el blanco de tungsteno del tubo de rayos X (Vised)*

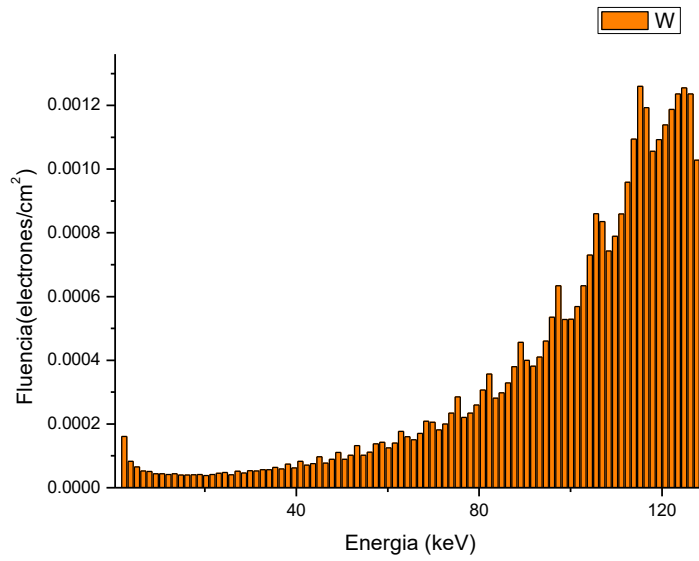
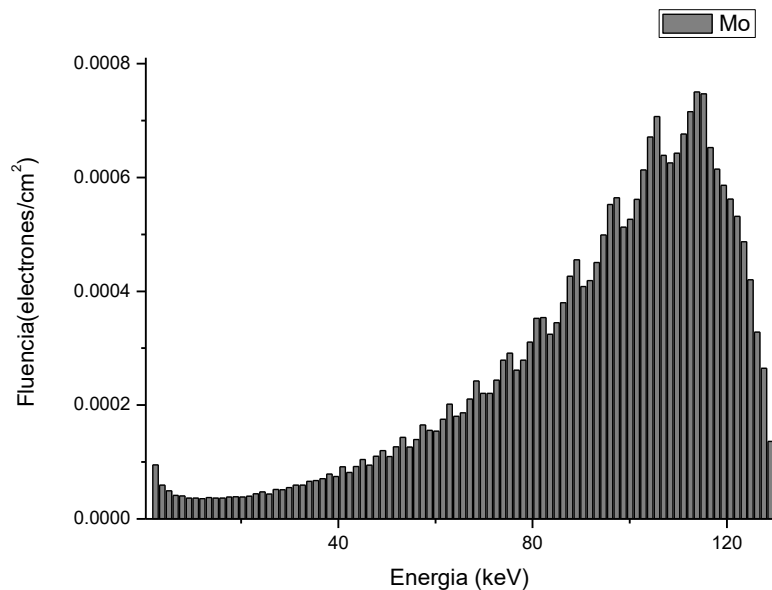
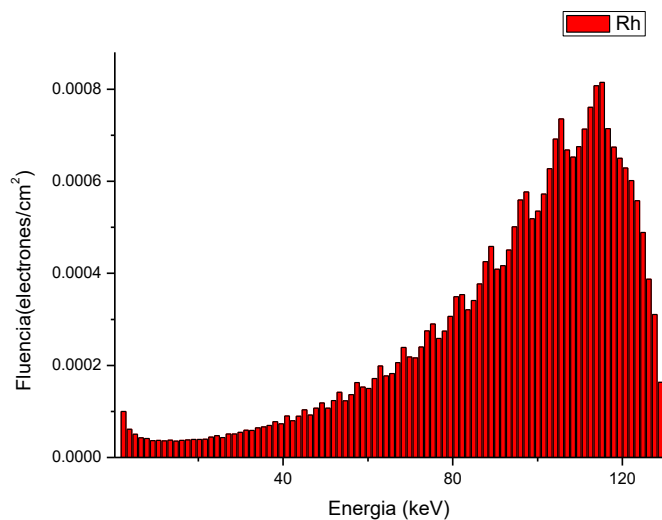


Figura 3. 7 *Electrones secundarios generados por el impacto de electrones de 130 keV en el blanco de tungsteno.*



**Figura 3. 8** *Electrones secundarios generados por el impacto de electrones de 130 keV en el blanco de molibdeno.*



**Figura 3. 9** *Electrones secundarios generados por el impacto de electrones de 130 keV en el blanco de rodio.*

La fluencia de emisión de los electrones secundarios depende del material del blanco donde impactan los electrones monoenergéticos emitidos. En la Figura 3. 10 podemos observar que para el blanco de tungsteno la fluencia de electrones se incrementa para energías cercanos a 130 keV, a diferencia que para los blancos de molibdeno y rodio presentan mayor fluencia para energías menores, esto es debido al número atómico de los mismos para W es 74, Mo es

42 y Rh es 45 lo que implica diferentes; estados de energía y energía de enlace de los electrones al núcleo.

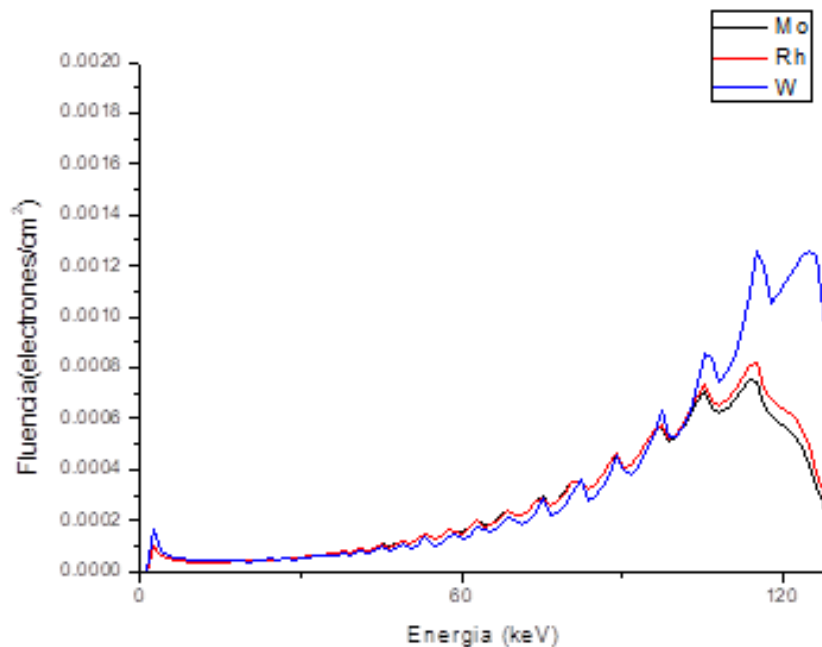


Figura 3. 10 Comparación de las fluencias de los electrones cerca de los blancos.

### 3.3 DOSIS EQUIVALENTE AMBIENTAL

El cálculo de la dosis equivalente ambiental  $H^*(10)$  obtenidos a través de la simulación MCNP5 descrito como en el ítem 2.3 para un detector puntual a 50 cm del punto focal como se muestra en la Figura 2. 4, para los diferentes blancos W, Mo y Rh como específica la tarjeta de entrada de la Figura 2. 6. Se muestra en la Tabla 3.2 los cálculos con MCNP5 de la dosis ambiental equivalente  $H^*(10)$  en pSv/e el cual se convierte considerando la cantidad de electrones que se tiene en 1 mAs que es  $6.25 \times 10^{15}$  electrones y la corrientes de 70 mAs que emplea el Hospital General de León en un examen de TC de tórax.

Tabla 3. 2 Dosis equivalente ambiental  $H^*(10)$  obtenido por MCNP5 y  $H^*(10)'$  para los límites de corriente en un examen de TC de tórax.

Blanco	$H^*(10)$ ( $pSv/e$ )	R	$H^*(10)'$ ( $mSv/seg$ )
W	1.62E-07	0.0016	71±0.16
Mo	8.86E-08	0.0015	38.8±0.06
Rh	1.10E-07	0.0022	48±0.07

El error relativo que se obtuvo al calcular  $H^*(10)$  fue menor a 0.05, el cual según las directrices para la interpretación del error relativo R es confiable para un detector puntual en MCNP5 (Tabla 1. 5) como el que se utilizó en el presente trabajo.

### 3.4 FLUENCIA DE LOS FOTONES EN EL CRISTALINO Y LA TIROIDES

Se estimó la fluencia como fue descrito en el ítem 2.4 con la tarjeta de entrada de la Figura 2. 14, los resultados se muestran en la Figura 3. 11, donde observa que el mismo a medida que incrementamos el corte es decir el tubo de rayos X se aleja de los cristalinos.

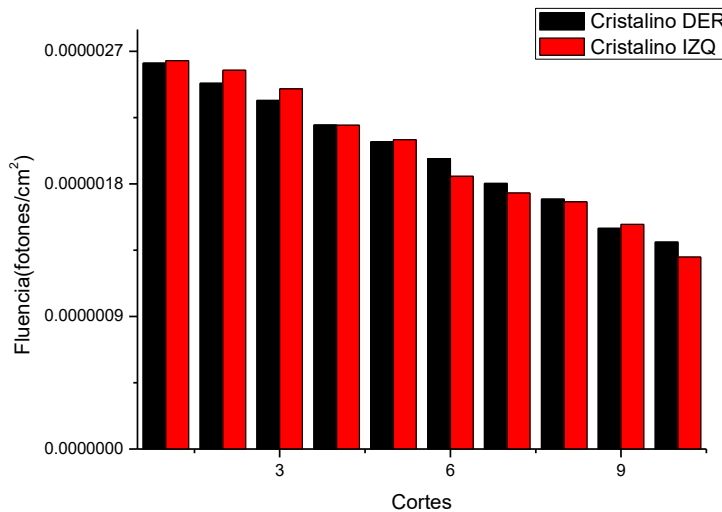
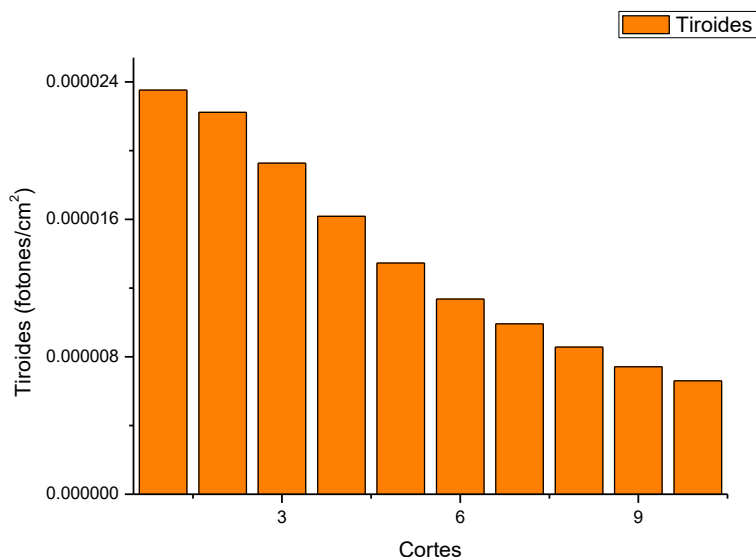


Figura 3. 11 Fluencia de los fotones/cm<sup>2</sup> en los cristalinos.

La fluencia de los fotones en la celda que representa a la tiroides se muestra en la Figura 3. 12 donde observamos también que disminuye a medida que la fuente de rayos X se aleja de la glándula tiroides.



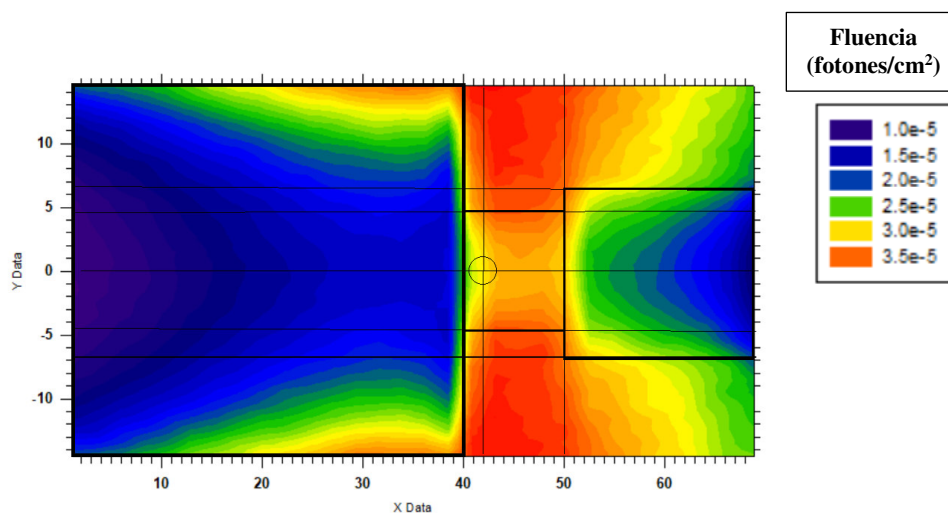
**Figura 3. 12 Fluencia de los fotones/cm<sup>2</sup> en la tiroides.**

Para observar mejor la fluencia de los fotones a través de las celdas consideradas en la geometría planteada en la Figura 2. 11, se estimó el mismo con *Mesh Tally* como se especifica en ítem 2.4 y la tarjeta de entrada en MCNP5 de la Figura 2.15.

En la Figura 3. 13 se muestra el trazo de malla (mesh tally) de la distribución de la fluencia de rayos X por historia en el plano del centro de la tiroides en un corte de 1 cm, fuente cilíndrica de rayos X emite fotones entre 39 y 40 cm del tórax que se ubica de 0 a 40 cm, el cuello está entre 40 y 50 cm y la cabeza entre 50 y 70 cm.

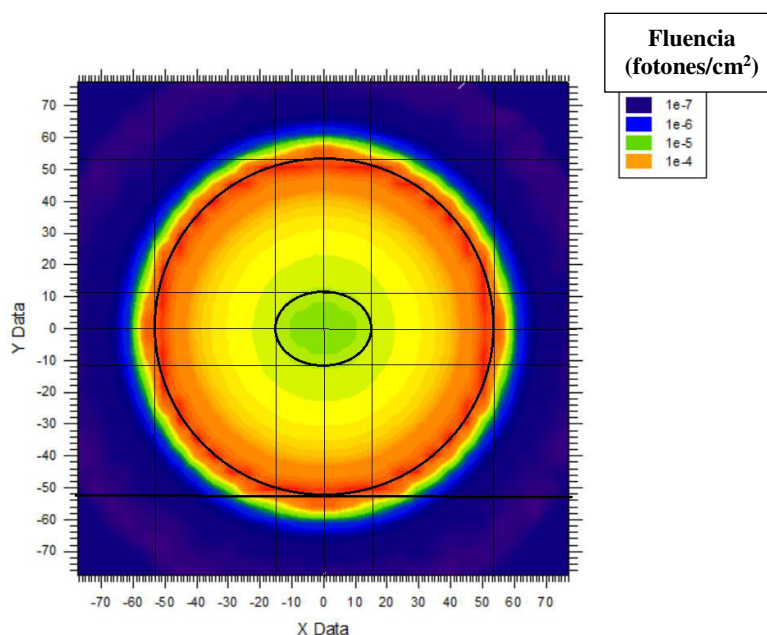
En el cuello se muestra un círculo que es el corte en el plano medio de ésta. Como se puede notar a pesar de que los rayos X están dirigidos solo entre 39 y 40 cm, la mayor fluencia se

observa a los lados del cuello donde hay vacío y esos fotones son dispersados en el tórax del paciente, alcanzando incluso la cabeza.



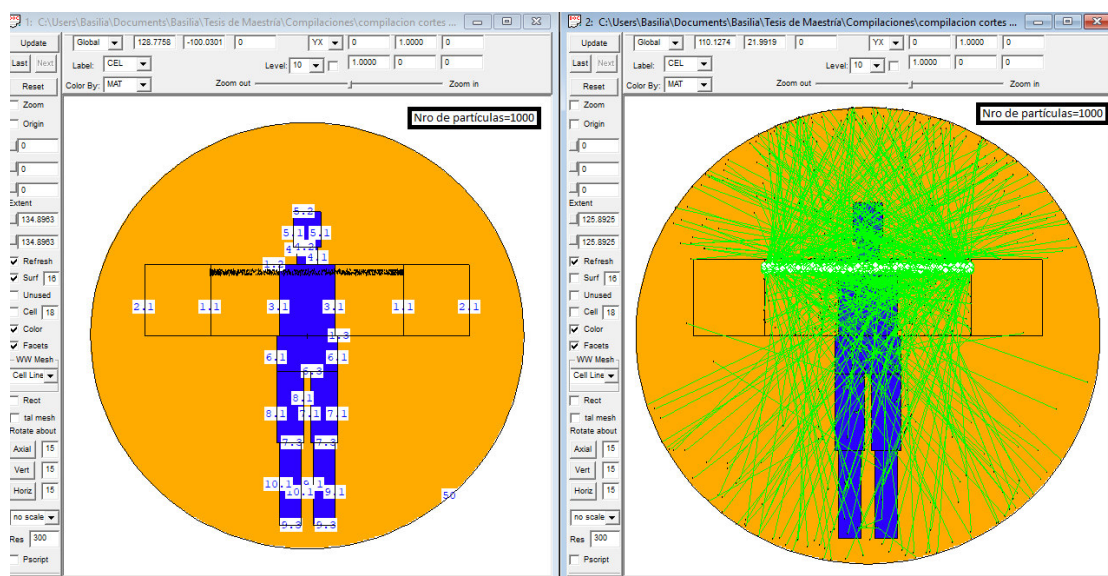
**Figura 3. 13 Vista superior en el plano del centro de la tiroides de la fluencia de rayos X.**

También se mapeo la vista frontal de la fluencia de fotones, en el plano donde está el haz de rayos X de forma de anillo (Figura 2. 11). En la Figura 3. 14 la elipse representa el tórax y el círculo representa la fuente de rayos X, podemos observar que la fluencia es mayor cerca de la fuente y también en el medio de aire entre fantoma y la fuente cilíndrica.



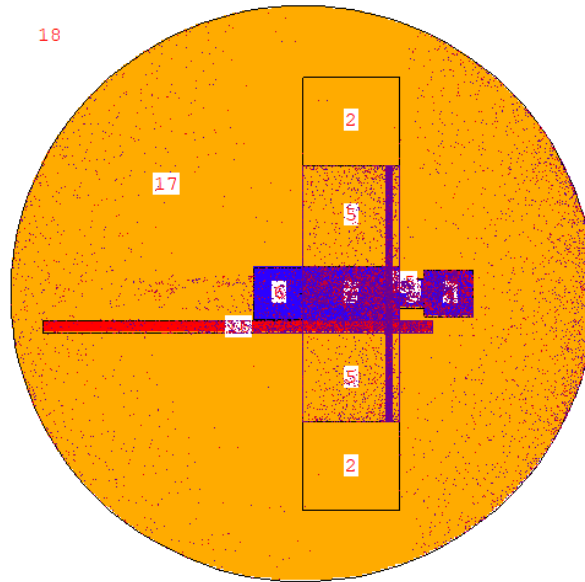
**Figura 3. 14 Vista frontal de la fluencia de fotones, en el plano donde se está el haz. La elipse representa el tórax.**

En la Figura 3. 15 muestra un gráfico en el plano XY del Editor Visual de MCNP de una fuente cilíndrica que emite fotones de Rayos X del tomógrafo multicorte y helicoidal con las características de la Tabla 2. 2 y fantoma (Tabla 2. 3) definidas (izquierda) en la Figura 2. 12, opcionalmente se pueden trazar pistas de partículas en este caso fotones (derecho) donde se observa como el tórax dispersa los fotones los cuales alcanzan la tiroides y el cristalino.



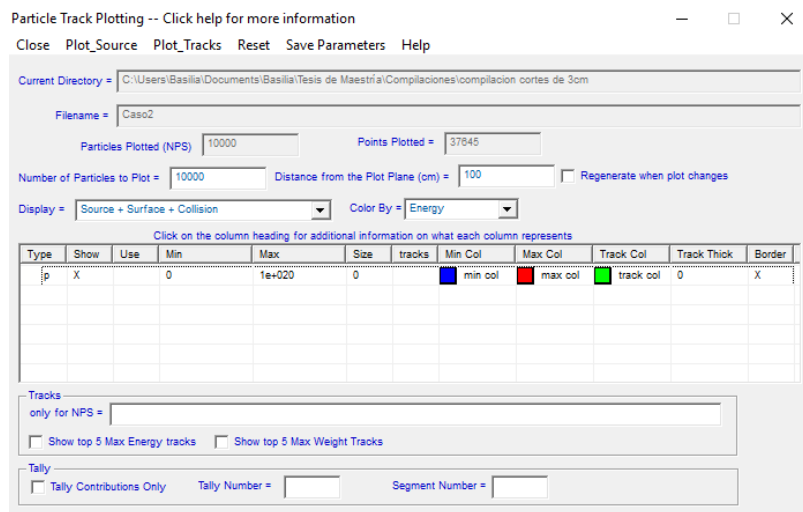
**Figura 3. 15 Visualización en el plano YX para 1000 fotones de Rayos X emitidos por la fuente (izquierda) y caminos trazados por los fotones (derecha).**

También es posible trazar puntos de colisión de las partículas con el Editor Visual de MCNP, se consideró el plano XZ donde se observa los puntos de colisión de los fotones (100000 partículas), como se muestra en la Figura 3. 16 vemos también que el fantoma dispersa los fotones los cuales colisionan también con el ambiente esférico externo que se considera de radio de 120 cm.



**Figura 3. 16 Colisiones plano XZ de los fotones de rayos X con el fantoma y medio exterior para 10000 partículas.**

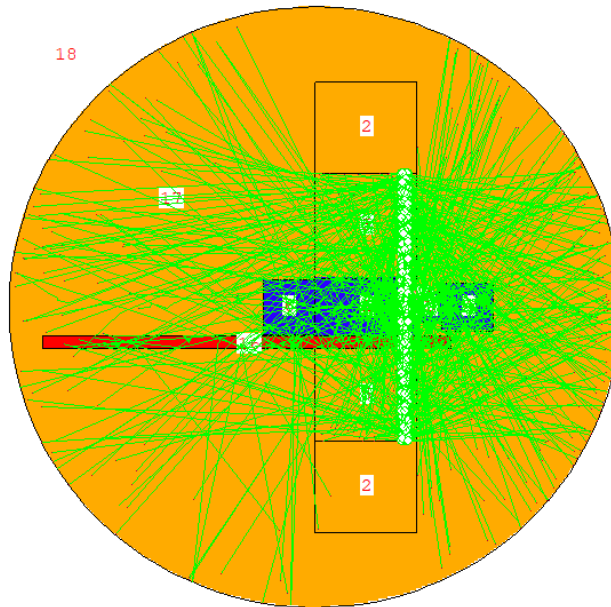
La Figura 3. 17 muestra el panel de trazado de las pistas de partículas en el Editor visual, para este problema donde se observa los parámetros de trazado para los fotones con los que se generó la Figura 3. 16.



**Figura 3. 17 Panel de trazados que muestra los parámetros de los fotones.**

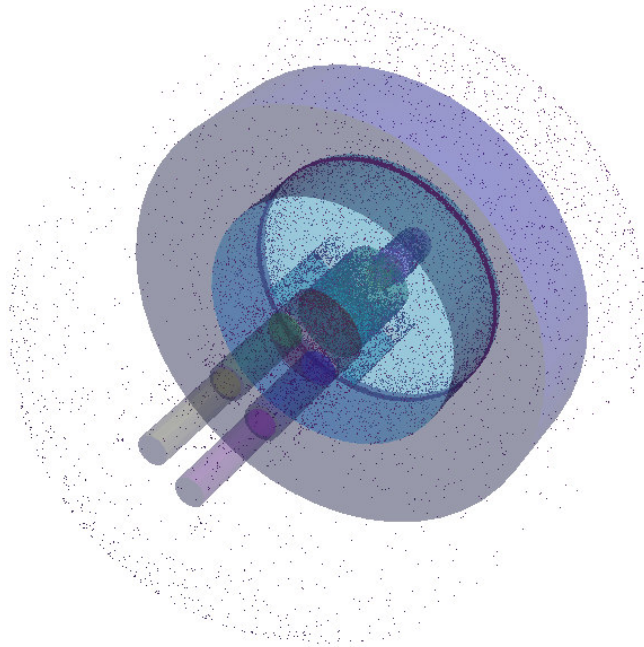


En la siguiente Figura 3. 18 se observa las pistas trazadas por los fotones de rayos X, generados por la fuente cilíndrica de un tomógrafo multicorte y helicoidal, con ancho de haz de 30 mm y isocentro 53.5 cm. Podemos apreciar en el plano XZ del modelo considerado en MCNP5 (Apéndice C) para estimar la dosis en el cristalino y la tiroides, fue representado para 1000 partículas.



*Figura 3. 18 Representación de las pistas trazadas por los fotones de rayos X en el plano XZ con 1000 partículas.*

Finalmente, en la Figura 3. 19 se observa la representación del modelo desarrollado (Apéndice C) en 3D, donde se observa los puntos de colisión de los fotones con las diferentes celdas consideradas para para 10000 partículas.



*Figura 3. 19 Representación de las colisiones en 3D del modelo (Vised).*

### **3.5 DOSIS EN EL CRISTALINO Y LA TIROIDES**

Las estimaciones de dosis absorbida con *tally F6* en MCNP5 para los diferentes cortes se muestran en la tabla B.1 del Apéndice B.

En la Figura 3. 20 observamos como la dosis absorbida en el cristalino disminuye conforme el tubo de rayos X se aleja de los cristalinos, también indicar que la radiación que llega deposita energía por unidad de masa de forma semejante en ambos cristalinos.

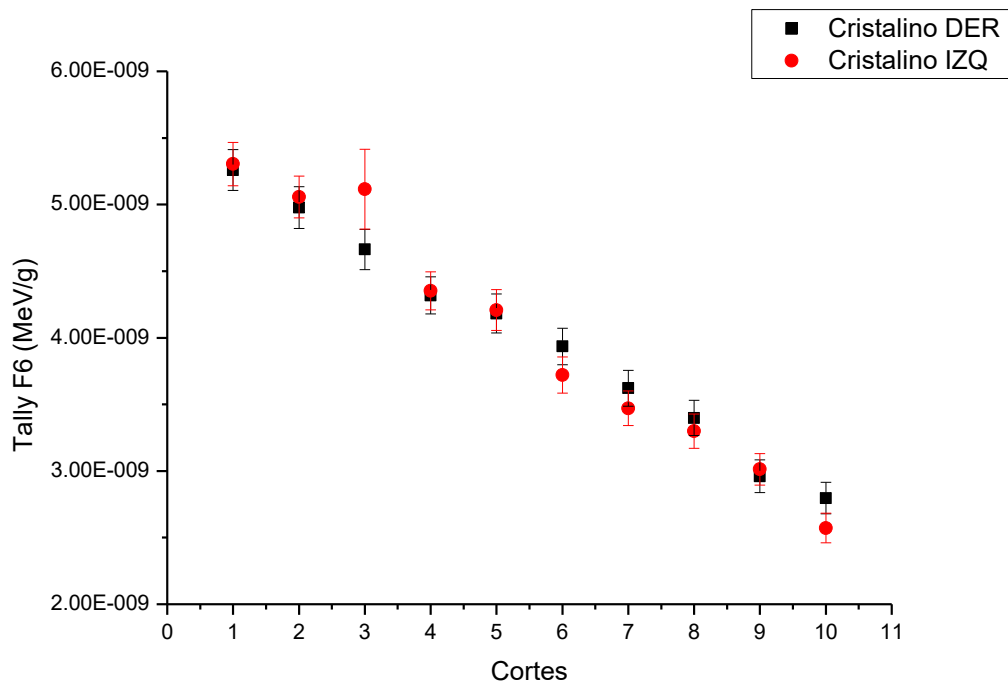


Figura 3. 20 Dosis absorbida en cristalino por historia

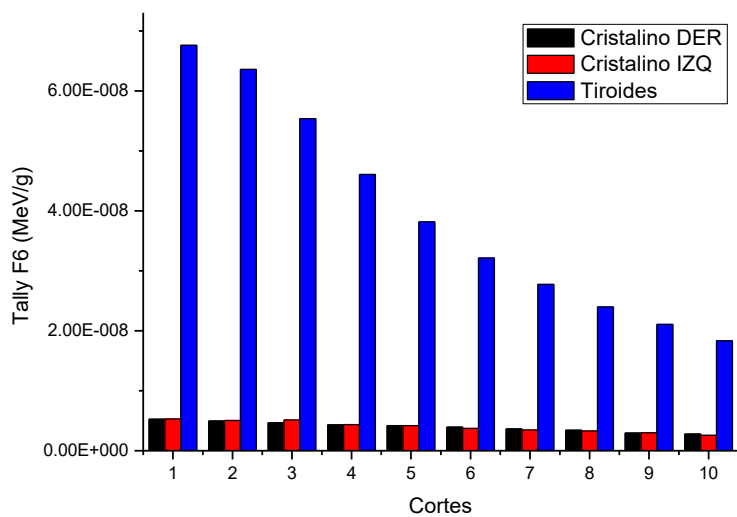


Figura 3. 21 Dosis absorbida estimada por MCNP5 para los cristalinos y la tiroides.

En la Figura 3. 21 se observa que dosis en tiroides también disminuye cuando el tubo de rayos X se aleja del mismo, siendo el mayor en el primer corte. Cabe indicar que la dosis absorbida en la tiroides es mayor que en los cristalinos para los diferentes cortes.

Para estimar la dosis absorbida por radiación dispersa en los cristalinos y la tiroides en un examen de TC de tórax simple se realizó como descrito en ítem 2.6, utilizando la ecuación 2.1, los valores obtenidos se muestran en la Tabla 3. 3. Para estimar la dosis efectiva se consideró las ecuaciones (1.19) y (1.20) y la Tabla 1. 1 para los factores de ponderación de los tejidos los cuales fueron 0.12 para el cristalino y 0.04 para la tiroides, los resultados se presentan en la Tabla 3. 3.

**Tabla 3. 3 Dosis adsorbida y efectiva calculado por MCNP5 en el cristalino y tiroides.**

<b>Órgano</b>	<b>Dosis absorbida (mGy)</b>	<b>Dosis Efectiva (mSv)</b>
Cristalino	7.80 ± 0.08	0.936 ± 0.010
Tiroides	76.63 ± 0.78	3.07 ± 0.03

El grupo de investigación del Área de Física Médica de la Universidad de Guanajuato, han realizado mediciones con dosímetros TLD100 en las mismas instalaciones y con el mismo equipo, donde estimaron la dosis absorbida entre 8 a 10 mGy para el cristalino para un TC de tórax simple, aun no se cuenta con mediciones para la tiroides.

La dosis determinada con dosímetros TLD por Flores (1998) en el cristalino representa el 5% de la tiroides, en el presente trabajo encontramos que la dosis estimada con Monte Carlo en el cristalino representa el 10% de la tiroides, en cuanto a magnitud, las mediciones de Flores son menores a los estimados con MCNP5, por lo que podemos decir el incremento del número de cortes y la emisión continua de los rayos X por la fuente del tomógrafo está ligado al incremento de dosis, ya que son tomógrafos con diferentes especificaciones técnicas.

Los trabajos siguientes fueron estimaciones con Monte Carlo para un TC de tórax: Fallah et al. (2016) determinaron la dosis efectiva de 7.4 mSv, y la presente investigación la dosis efectiva en el cristalino representa el 12.6% y para la tiroides el 41.5 % del valor estimado por Fallah et al., los potenciales del tubo de rayos X son 120 y 130 kVp , 40 mm y 30 mm de ancho de haz respectivamente, en ambos trabajos consideraron tomógrafos de 64 *slices*.

ICRP 118 (2011) recomienda el umbral para la dosis absorbida del cristalino de 0.5 Gy, la dosis absorbida de la tabla 3.3 observamos que es menor a este umbral. Para el caso de la tiroides indica que la dosis menor e igual a 0,1 Gy no produce deterioro funcional y según la Tabla 3.3 podemos decir que la dosis almacenada por radiación dispersa en un examen de Tomografía Computarizada de tórax simple está por debajo de este límite.

# CONCLUSIONES

Logramos representar el transporte de la radiación en la fuente de rayos X de un tomógrafo multicorte Siemens Somatom Perpective del Hospital General Regional de León.

Mediante métodos Monte Carlo se ha obtenido los espectros de los rayos X generados durante la interacción de electrones monoenergéticos de 130 keV, utilizado por el tomógrafo Siemens Somatom Perpective, con blanco de W, Mo y Rh.

Los espectros estimados por MCNP5 presentan el espectro continuo debido al Bremsstrahlung, el cual se comparó con el espectro generado por el software SpekCalc para el blanco de W, donde se encontró una diferencia no significativa. Los rayos X característicos para los tres blancos resultaron ser similares a los valores del NIST.

Se modeló el fantoma antropomórfico BOMAB para un paciente de 170 cm de altura, con el cristalino de volumen de  $1.4476 \text{ cm}^3$  y la tiroides de volumen de  $6.538 \text{ cm}^3$ .

Logramos modelar una fuente cilíndrica que emite fotones de rayo X para el blanco de W hacia el centro, con apertura de haz de 30 mm simulando así el movimiento continuo del tubo de rayos X de un tomógrafo helicoidal multicorte. Los fotones impactan en el tórax el cuál es absorbida y dispersada por éste alcanzando la glándula tiroides y el cristalino.

Se estimó que la dosis absorbida en cristalino, debida a la radiación dispersada en el tórax es de  $7.80 \pm 0.08 \text{ mGy}$  y la dosis efectiva es de  $0.936 \pm 0.010 \text{ mSv}$ . En el caso de la tiroides la dosis absorbida es  $76.63 \pm 0.78 \text{ mGy}$  y la efectiva es  $3.07 \pm 0.03 \text{ mSv}$ .

Los valores de dosis obtenidos mediante el modelo MCNP5 propuesto son comparables en orden y magnitud respecto a los estimados con dosimetría termoluminiscente (TLD100).

Se encuentran también por debajo de los límites establecidos en el ICRP 118 (2011).

## REFERENCIAS

- Aderbal, J. (Oct. de 2017). *Cirurgia Endócrina:A glândula tireóide*. Obtenido de <<http://www.cirurguaendocrina.com.br/thyroid.html>>
- Alcaraz M. (2002). Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico. Murcia: Servicio de publicaciones de la Universidad de Murcia.
- Almeida P. (2004 - 2005). *Biofísica*. Lisboa: Facultad de Ciencias de la Universidad de Lisboa.
- Asadi, S., Vaez-zadeh, M., & Masoudi, S. F. (2015). Gold nanoparticle-based brachytherapy enhancement in choroidal melanoma using a full Monte Carlo model of the human eye. *Journal of Applied clinical Medical Physics* , 16, 344-357.
- Azorín, C. (2009). *Simulaciones de la interacción de fotones en la materia usando el Método Monte Carlo*. Tesis del Centro de Investigación en Ciencia Avanzada y Tecnología Aplicada-IPN.
- Baeza M., C. A. (2003). Estimación de dosis de Tomografía Computarizada en cinco centros para irradiaciones frecuentes en cinco áreas anatómicas. *Revista de Física Medica*, 4:7-17.
- Belinato W. (2016). Dosimetria de pacientes adultos y pediátricos empleando método de Monte Carlo en PET/CT. *Tesis de la Universidad Federal de Sergipe*. São Cristóvão, Brasil.
- Campanella, L. (oct. de 2017). *Tu mundo médico*. Obtenido de <<http://tumundomedico.blogspot.mx/2012/04/anatomia-ocular-anatomia.html>>
- Ciemat. (1987). *Nuevas Magnitudes ICRU para la vigilancia Radiologica ambiental e individual*. Madrid: Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas.
- Cierniak, R. (2011). X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering. London: Springer – Verlag.
- Cranley, K. e. (1997). Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data: Report N° 78. The Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM).
- Da Silva, K. (2011). Estudio por Monte Carlo de espectros de rayos X de radiodiagnóstico para aplicaciones na Física Medica. Ilhéus Bahia, Brasil: Tesis de la Universidade Estadual de Santa Cruz.
- Domínguez, A. C. (2014). Fundamentos de Protección Radiológica (P.O.E.). México: Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares.
- Eisbert, & Reznick. (1993). Física Cuántica de Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos y Partículas. México: Limusa.

- Faiz, M. K. (1984). *The Physics of Radiation Therapy*. Minnesota: Willians & Wilkins.
- Fallah, Riyahi, Geraily, & Paydar,. (2016). Thorax organ dose estimation in computed tomography based on patient CT data using Monte Carlo simulation. *International Journal of Radiation Research* , 14:313-321.
- Feng., e. a. (2009). Radiation dose and cancer risk from pediatric CT examinaton on 64-slice CT: A phantom study. *European Journal of Radiology*, 76:19-23.
- Firmino, W. (Nov. de 2017). *Visualização em processamento de imagenes médicas*.  
Obtenido de  
<<http://www.dca.fee.unicamp.br/courses/IA369P/2s2009/projects/Silva/html/home.html>>
- Flores W.& Borges J.C. & Mota H. (1998). *Evaluación de dosis en diagnóstico por Tomografía Computarizada*. Universidad Federal de Rio de Janeiro. Brasil: Rio de Janeiro.
- Goorley, T. (2005). *Using MCNP5 for Medical Physics Applications: American Nuclear Society Topical Meeting- Monte Carlo 2005*. USA: Los Alamos National Laboratory.
- Hayati, H. &. (2016). Monte Carlo modeling of a conventional X-ray computed tomography scanner for gel dosimetry purposes. *Radiol Phys Technol*, 9:37-43.
- Homa, H., Asghar, M., & Mahmood, N. (2016). Monte Carlo modeling of a conventional X-ray compueted tomography scanner for gel dosimetry purposes. *Radiol Phys Technol*, 9:37-43.
- ICRP. (2007). *ICRP. Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. ICRP Publicación 103*. España: Sociedad Española de Protección Radiológica, Publicación 103.
- ICRP. (2011). *Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context*. ICRP Publication 118 Annals of the ICRP 41(1/2).
- ICRP. (1996). Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRP Publicación 74. Annals of the ICRP 26.
- ICRU. (Oct. 2011). Fundamental Quantities and units for Ionizing Radiation. *Journal of the ICRU* , 11:11-15.
- Lins, B. K. (2016). Estudo, utilizando o codigo mcnpx, da radiacao espalhada e produzida pelas paredes de salas de radioterapia e seus efeitos sobre doses equivalentes, doses efetivas e fatores de risco para carcinogenese radioinduzida nos pacientes. Rio de Janeiro, Brasil: Tesis: Mag. Instituto Militar de .
- Marques de Sousa, D. (2010). Medição e cálculo, utilizando simulações Monte Carlo, das doses em exames de Tomografia Computarizada. Portugal: Tesis de la Universidad Nova de Lisboa.



- McLaughlin, & Mooney. (2004). Dose reduction to radiosensitive tissue in CT. Do commercially available shields meet the users' needs? *Clinical Radiology*, 59:446-450.
- NIST. (Abril de 2017). *X-ray Transition Energies Database*. Obtenido de <<http://www.physics.nist.gov/PhysRefData/>>National Institute of Standards and Technology.
- Noa, C., Cantllo, R., & Quintana, B. (2013). *Thyroid volume by means of a thyroid ultrasound scan in healthy adult male population from Ciego de Avila*. Ciego Avila, Cuba.: MEDICIEGO.
- Nuclear Technology Services. (2017). Obtenido de BOMAB PHANTOM (Catalog # NTSBMP01): <[http://www.ntsincorg.com/bomab\\_phantom.htm](http://www.ntsincorg.com/bomab_phantom.htm)>
- Querol, A., G. S., R. J., & V. G. (2008). *Análisis de incertidumbres en la simulación de rayos X utilizando MCNP5*. España: Departamento de Ingeniería Química y Nuclear, Universidad Politécnica de València.
- Radioblog Rx. (Oct de 2017). *Radiación dispersa en pruebas de servicio de radiodiagnostico*. Obtenido de <<http://radioblogrx.blogspot.mx/2015/03/radiacion-dispersa-en-pruebas-de.html>>
- Ramirez, J. (2008). Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad. *Revista de Ingeniería Biomédica*, 4: 13 – 31.
- Schwarz, L., Schwarz, A., & Carter, L. (Febrero, 2008). *MCNP/MCNPX Visual Editor Computer Code Manual for Vised version 22S*. E.U.: Los Alamos National Laboratory.
- Serrao J.I. (2013). Simulações Monte Carlo da redução da dose no cristalino e na tiroide em exames de Tomografia Computarizada utilizando protecções de bismuto. *Tesis de la Universidad Nova de Lisboa*. Portugal.
- Serrao, J. (2013). Simulações Monte Carlo da redução da dose no cristalino e na tiroide em exames de Tomografia Computarizada utilizando protecções de bismuto. Lisboa, Portugal: Tesis de la Universidad Nova de Lisboa.
- Shultis, J. &. (2008). *An MCNP primer*. Kansas State University. USA: Dept. of Mechanical and Nuclear Engineering.
- Smith, F. (2000). *A primer in Applied Radiation Physics*. Singapore: World Scientific Publishing.
- Thomas, S. J. (1990). *Christensen's Physics of diagnostic radiology*. USA: Lea&Febiger.
- Turner, J. (2007). *Atoms, Radiation and Radiation Protection*. República Federal de Alemania: Wiley - VCH .

- Vega-Carrillo, H. (2017). Introducción al Método Monte Carlo y al código MCNP. *Documento UaEN/07/CAI-UAZ/02140317*. México: Universidad Autónoma de Zacatecas.
- White, D. (1993). The design and manufacture of anthropomorphic. *Radiation Protection Dosimetry*, 49, 359-369.
- Williams, R. G. (2006). *Compendium of material composition data for radiation transport modeling*. Pacific Northwest National Laboratory report PNNL-15870.
- X-5 Monte Carlo, T. (2003). *A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5*. Los Alamos: Approved for public release.

# APENDICE A

## ARCHIVOS DE ENTRADA PARA GENERAR LOS ESPECTROS DE RAYOS X

### A) Para el blanco de Tungsteno

Fuente de Rayos X de un tomógrafo

```

c
c *****
c *
c * SIMULACION POR METODO MONTE CARLO Y AL CODIGO MCNP *
c *
c *
c *
c *
c *
c *
c *
c *****
c
c Basilia Quispe Huilcara, Hector Rene Vega Carrillo, PhD ,
c Modesto Sosa Aquino, PhD
c
c Versión 1.0 Fuente monodireccional de e- en un recinto
c en el vacío.
c Propósito: Determinar el espectro de rayos-X y la dosis
c ambiental a 50 cm del punto focal
c Termino fuente: electrones monoenergéticos 130 keV
c
c Files: r7x/r7xt/r7xo
c
c *****
c *
c * CELDAS *
c * ----- *
c * Cell Density Surfaces Importance $ Comentario *
c * # <0, g/cm3 *
c *****
1 0 -1 2 imp:e=1 imp:p=1 $ Recinto
2 0 -2 -3 imp:e=1 imp:p=1 $ delante del blanco
3 3 -8.960 -2 4 imp:e=1 imp:p=1 $ disipador calor
4 2 -19.250 -2 3 -4 imp:e=1 imp:p=1 $ blanco
5 4 -2.6989 -5 imp:e=1 imp:p=1 $ Filtro de Al.
6 1 -1.205E-3 -6 1 5 imp:e=0 imp:p=1 $ celda afuera
7 1 -1.205E-6 -7 imp:e=0 imp:p=1 $ celda detectora
8 0 6 imp:e=0 imp:p=0 $ recinto exterior
c *****

```

```

c *
c * Geom          Size          $ Coments
c *****
1 rcc  0 -2 0 0 17 0 5          $ ampolla del tubo recinto [cm]
2 rcc  0 7 0 0 7 0 2          $ cilindro para el blanco
3 p    0 8 2.448 80.0          $ plano inclinado
4 p    0 8 2.448 81.6          $ plano inclinado
5 rpp -2.5 2.5 7.5 12.5 -5.3 -5.0 $ filtro espesor 3mmAl
6 trc  0 10 -70 0 0 80 27 14   $ cono truncado medio
7 s    0 10 -55 3              $ esfera detectora

```

```

c *****
c *
c *
c * Mat.  ZAID  Density (>0, At. Fracc.; <0, Weigth fracc.)
c * #    /      |
c *                               Comments
c *****
m1  8016  -0.231781          $ Air    Oxygen
    7014  -0.755268          $        Nitrogen
    6000  -0.000124          $        Carbon
    20000 -0.012827          $ Gases nobles
m2  74000 -1.000000          $ Tungsteno
m3  29000 -1.000000          $ Cobre
m4  13000 -1.000000          $ Filtro de Aluminio

```

```

c *
c * Termino fuente
c *****
c Fuente monodireccional disk source
sdef pos=0 0 0 axs=0 1 0 rad=d1 par=3 erg=0.13 vec=0 1 0 dir=1
si1 0 0.07
sp1 -21 0
c

```

```

c *****
c *
c * Tallies
c *****

```

```

c Tally 5: Detectores puntuales a varias distancias
c Calculo de la fluencia total de fotones
f4:e 2
e4 1e-3 100i 0.14
f5:p 0 10 -50 3 $detector puntual
e5 1e-3 200i 0.14
c

```

```

c *****
c * Calculo de la dosis por fotones
c *****
c Los factores (pSv-cm2) de H*(10)/FLX se obtuvieron
c del ICRP 74, 1997 pag.179
c

```

```

fc105 Dosis ambiental equivalente H*(10) [pSv-s-1/Q] a 50 cm
f105:p 0 10 -55 3.0 $ H*(10) a 50 cm de la fuente
de105 log 0.010 0.015 0.020 0.030 0.040 0.050 0.060 0.080
          0.100 0.150 0.200 0.300 0.400 0.500 0.600 0.800
          1.000 1.500 2.000 3.000 4.000 5.000 6.000 8.000
          10.00
df105 log 0.061 0.830 1.050 0.810 0.640 0.550 0.510 0.530
          0.610 0.890 1.200 1.800 2.380 2.930 3.440 4.380
          5.200 6.900 8.600 11.10 13.40 15.50 17.60 21.60
          25.60
mode e p
nps 1e8
prdmp 1e4 1e9 0 1
print 110

```

**B) Para el blanco de Molibdeno**  
**Fuente de Rayos X de un tomógrafo**

```

c
c *****
c *
c * SIMULACION POR METODO MONTE CARLO Y AL CODIGO MCNP *
c *
c * División de Ciencias e Ingenierías *
c * Universidad de Guanajuato *
c * mayo/2017 *
c *
c *****
c
c Basilia Quispe Huillcara, Hector Rene Vega Carrillo, PhD ,
c Modesto Sosa Aquino, PhD
c
c Version 1.0 Fuente monodireccional de e- en un recinto
c en el vacío.
c Proposito: Determinar el espectro de rayos-X y la dosis
c ambiental a 50 cm del punto focal
c
c Termino fuente: electrones monoenergéticos 130 keV
c
c
c *****
c * CELDAS *
c * ----- *
c * Cell Density Surfaces Importance $ Comentario *
c * # <0, g/cm3 *

```

```

c *****
1 0      -1 2    imp:e=1 imp:p=1 $ Recinto
2 0      -2 -3   imp:e=1 imp:p=1 $ delante del blanco
3 3 -8.960 -2 4    imp:e=1 imp:p=1 $ disipador calor
4 2 -10.220 -2 3 -4  imp:e=1 imp:p=1 $ blanco Molibdeno
5 4 -2.6989 -5    imp:e=1 imp:p=1 $ Filtro de Al.
6 1 -1.205E-3 -6 1 5  imp:e=0 imp:p=1 $ celda afuera
7 1 -1.205E-3 -7    imp:e=0 imp:p=1 $ celda detectora
8 0      6      imp:e=0 imp:p=0 $ recinto exterior

```

```

c *****
c *          SUPERFICIES          *
c * Geom    Size  $ Coments          *
c *****
1 rcc 0 -2 0 0 17 0 5  $ ampolla del tubo recinto [cm]
2 rcc 0 7 0 0 7 0 2    $ cilindro para el blanco
3 p 0 8 2.448 80.0    $ plano inclinado
4 p 0 8 2.448 81.6    $ plano inclinado
5 rpp -2.5 2.5 7.5 12.5 -5.3 -5.0 $ filtro espesor 3mmAl
6 trc 0 10 -70 0 0 80 27 14 $ cono truncado medio
7 s 0 10 -55 3      $ esfera detectora

```

```

c *****
c *          MATERIALES          *
c * ----- *
c * Mat. ZAID Density (>0, At. Fracc.; <0, Weigth fracc.) *
c * # / | Comments          *
c *****
m1 8016 -0.231781 $ Air      Oxygen
    7014 -0.755268 $         Nitrogen
    6000 -0.000124 $         Carbon
    20000 -0.012827 $ Gases nobles
m2 42000 -1.000000 $ Molibdeno
m3 29000 -1.000000 $ cobre
m4 13000 -1.000000 $ Filtro de Aluminio

```

```

c *****
c *          Termino fuente          *
c *****
c Fuente monodireccional disk source
sdef pos=0 0 0 axs=0 1 0 rad=d1 par=3 erg=0.13 vec=0 1 0 dir=1
si1 0 0.07
sp1 -21 0

```

```

c *****
c *          Tallies          *
c *****
c Tally 5: Detectores puntuales a varias distancias
c Calculo de la fluencia total de fotones

```

```

f4:e 2
e4 1e-3 100i 0.14
f5:p 0 10 -55 3 $detector puntual
e5 1e-3 200i 0.14
c
c *****
c *   Calculo de la dosis por fotones   *
c *****
c *****
c Los factores (pSv-cm2) de H*(10)/FLX se obtuvieron
c del ICRP 74, 1997 pag.179
c
fc105 Dosis ambiental equivalente H*(10) [pSv-s-1/Q] a 50 cm
f105:p  0 10 -55 3.0 $ H*(10) a 50 cm de la fuente
de105 log 0.010 0.015 0.020 0.030 0.040 0.050 0.060 0.080
        0.100 0.150 0.200 0.300 0.400 0.500 0.600 0.800
        1.000 1.500 2.000 3.000 4.000 5.000 6.000 8.000
        10.00
df105 log 0.061 0.830 1.050 0.810 0.640 0.550 0.510 0.530
        0.610 0.890 1.200 1.800 2.380 2.930 3.440 4.380
        5.200 6.900 8.600 11.10 13.40 15.50 17.60 21.60
        25.60
mode e p
nps 1e8
prdmp 1e9 1e6 0 1
print 110

```

C) Para el blanco de Rodio

Fuente de Rayos X de un tomógrafo

```

c
c *****
c *                                     *
c * SIMULACION POR METODO MONTE CARLO Y AL CODIGO MCNP *
c *                                     *
c *   División de Ciencias e Ingenierías   *
c *   Universidad de Guanajuato           *
c *   mayo/2017                           *
c *                                     *
c *****
c
c Basilia Quispe Huilcara, Hector Rene Vega Carrillo, PhD ,
c Modesto Sosa Aquino, PhD
c
c Version 1.0 Fuente monodireccional de e- en un recinto

```

```

c      en el vacío.
c Proposito: Determinar el espectro de rayos-X y la dosis
c      ambiental a 50 cm del punto focal
c
c Termino fuente: electrones monoenergéticos 130 keV
c
c Files: r7x/r7xt/r7xo
c
c *****
c *          CELDAS          *
c * ----- *
c * Cell Density  Surfaces  Importance $ Comentario  *
c * # <0, g/cm3          *
c *****
1 0      -1 2      imp:e=1 imp:p=1 $ Recinto
2 0      -2 -3      imp:e=1 imp:p=1 $ delante del blanco
3 3 -8.960  -2 4      imp:e=1 imp:p=1 $ disipador calor
4 2 -12.40  -2 3 -4      imp:e=1 imp:p=1 $ blanco rodio
5 4 -2.6989  -5      imp:e=1 imp:p=1 $ Filtro de Al.
6 1 -1.205E-3 -6 1 5      imp:e=0 imp:p=1 $ celda afuera
7 1 -1.205E-3 -7      imp:e=0 imp:p=1 $ celda detectora
8 0      6      imp:e=0 imp:p=0 $ recinto exterior

c *****
c *          SUPERFICIES          *
c * Geom  Size  $ Coments          *
c *****
1 rcc 0 -2 0 0 17 0 5  $ ampolla del tubo recinto [cm]
2 rcc 0 7 0 0 7 0 2  $ cilindro para el blanco
3 p 0 8 2.448 80.0  $ plano inclinado
4 p 0 8 2.448 81.6  $ plano inclinado
5 rpp -2.5 2.5 7.5 12.5 -5.3 -5.0 $ filtro espesor 3mmAl
6 trc 0 10 -70 0 0 80 27 14 $ cono truncado medio
7 s 0 10 -55 3  $ esfera detectora

c *****
c *          MATERIALES          *
c * ----- *
c * Mat.  ZAID  Density (>0, At. Fracc.; <0, Weigth fracc.)  *
c * # / |  Comments          *
c *****
m1 8016  -0.231781  $ Air      Oxygen
    7014  -0.755268  $      Nitrogen
    6000  -0.000124  $      Carbon
    20000 -0.012827  $ Gases nobles
m2 45000 -1.000000  $ Rodio
m3 29000 -1.000000  $ cobre
m4 13000 -1.000000  $ Filtro de Aluminio

```



```

c *****
c *          Termino fuente          *
c *****
c Fuente monodireccional disk source
sdef pos=0 0 0 axs=0 1 0 rad=d1 par=3 erg=0.13 vec=0 1 0 dir=1
si1 0 0.07
sp1 -21 0
c
c *****
c *          Tallies                    *
c *****
c Tally 5: Detectores puntuales a varias distancias
c Calculo de la fluencia total de fotones
f4:e 2
e4 1e-3 100i 0.14
f5:p 0 10 -55 3 $detector puntual
e5 1e-3 200i 0.14
c
c *****
c *    Calculo de la dosis por fotones    *
c *****
c *****
c Los factores (pSv-cm2) de H*(10)/FLX se obtuvieron
c del ICRP 74, 1997 pag.179
c
fc105 Dosis ambiental equivalente H*(10) [pSv-s-1/Q] a 50 cm
f105:p  0 10 -55 3.0 $ H*(10) a 50 cm de la fuente
de105 log 0.010 0.015 0.020 0.030 0.040 0.050 0.060 0.080
        0.100 0.150 0.200 0.300 0.400 0.500 0.600 0.800
        1.000 1.500 2.000 3.000 4.000 5.000 6.000 8.000
        10.00
df105 log 0.061 0.830 1.050 0.810 0.640 0.550 0.510 0.530
        0.610 0.890 1.200 1.800 2.380 2.930 3.440 4.380
        5.200 6.900 8.600 11.10 13.40 15.50 17.60 21.60
        25.60
mode e p
nps 1e8
prdmp 1e9 1e6 0 1
print 110

```

# APENDICE B

## RESULTADOS DE LOS CALCULOS DE LOS ESPECTROS DE RAYOS X

**Tabla B. 1 Fluencia de fotones para cada energía para blancos de tungsteno, molibdeno y rodio.**

Energía MeV	Fluencia (fotones/cm <sup>2</sup> -historia)			1.62E-02	4.02E-11	5.70E-11	4.81E-11
	Tungsteno	Molibdeno	Rodio				
1.00E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.69E-02	6.05E-11	1.88E-10	8.61E-11
1.69E-03	1.58E-36	5.21E-39	1.59E-37	1.76E-02	1.09E-10	4.47E-09	1.36E-10
2.38E-03	4.28E-23	1.39E-21	7.00E-22	1.83E-02	1.73E-10	2.02E-10	2.23E-10
3.07E-03	1.47E-16	9.59E-17	1.21E-16	1.90E-02	2.51E-10	3.06E-10	3.44E-10
3.77E-03	5.49E-14	3.70E-15	4.92E-15	1.97E-02	3.48E-10	2.85E-09	5.33E-10
4.46E-03	3.34E-13	9.41E-14	4.69E-14	2.04E-02	4.74E-10	8.27E-10	1.50E-08
5.15E-03	1.71E-12	7.99E-13	3.49E-13	2.11E-02	6.37E-10	2.44E-10	6.91E-10
5.84E-03	5.49E-12	2.42E-12	1.51E-12	2.17E-02	8.38E-10	3.11E-10	8.30E-10
6.53E-03	1.09E-11	4.83E-12	2.56E-12	2.24E-02	9.83E-10	3.99E-10	1.02E-09
7.22E-03	1.20E-11	7.41E-12	5.12E-12	2.31E-02	1.17E-09	4.73E-10	6.90E-09
7.92E-03	1.74E-11	9.66E-12	7.47E-12	2.38E-02	1.39E-09	5.64E-10	1.90E-09
8.61E-03	2.75E-11	1.05E-11	8.60E-12	2.45E-02	1.64E-09	6.50E-10	6.12E-10
9.30E-03	6.99E-11	1.25E-11	1.24E-11	2.52E-02	1.81E-09	7.30E-10	7.10E-10
9.99E-03	2.32E-11	1.75E-11	1.03E-11	2.59E-02	2.09E-09	8.37E-10	8.10E-10
1.07E-02	1.34E-11	1.40E-11	1.29E-11	2.66E-02	2.22E-09	9.11E-10	8.91E-10
1.14E-02	1.24E-11	1.47E-11	1.24E-11	2.73E-02	2.44E-09	1.02E-09	9.98E-10
1.21E-02	1.12E-11	1.70E-11	2.13E-11	2.80E-02	2.68E-09	1.08E-09	1.08E-09
1.28E-02	6.55E-12	1.27E-11	1.31E-11	2.87E-02	2.82E-09	1.19E-09	1.19E-09
1.34E-02	1.20E-11	1.41E-11	2.22E-11	2.94E-02	3.01E-09	1.28E-09	1.25E-09
1.41E-02	2.01E-11	1.95E-11	2.97E-11	3.00E-02	3.18E-09	1.33E-09	1.30E-09
1.48E-02	1.55E-11	2.35E-11	2.15E-11	3.07E-02	3.30E-09	1.37E-09	1.39E-09
1.55E-02	2.34E-11	2.88E-11	3.22E-11	3.14E-02	3.43E-09	1.49E-09	1.43E-09
				3.21E-02	3.54E-09	1.52E-09	1.54E-09

3.28E-02	3.72E-09	1.55E-09	1.58E-09
3.35E-02	3.73E-09	1.63E-09	1.62E-09
3.42E-02	3.85E-09	1.67E-09	1.72E-09
3.49E-02	3.84E-09	1.66E-09	1.72E-09
3.56E-02	3.92E-09	1.71E-09	1.72E-09
3.63E-02	3.99E-09	1.72E-09	1.79E-09
3.70E-02	4.00E-09	1.74E-09	1.79E-09
3.77E-02	4.05E-09	1.77E-09	1.77E-09
3.83E-02	4.01E-09	1.81E-09	1.80E-09
3.90E-02	4.07E-09	1.81E-09	1.86E-09
3.97E-02	4.03E-09	1.80E-09	1.87E-09
4.04E-02	4.03E-09	1.80E-09	1.84E-09
4.11E-02	4.04E-09	1.76E-09	1.89E-09
4.18E-02	4.10E-09	1.79E-09	1.79E-09
4.25E-02	4.08E-09	1.78E-09	1.87E-09
4.32E-02	4.12E-09	1.79E-09	1.87E-09
4.39E-02	4.02E-09	1.70E-09	1.88E-09
4.46E-02	3.93E-09	1.75E-09	1.80E-09
4.53E-02	3.90E-09	1.73E-09	1.80E-09
4.60E-02	3.90E-09	1.70E-09	1.75E-09
4.66E-02	3.83E-09	1.69E-09	1.72E-09
4.73E-02	3.77E-09	1.65E-09	1.78E-09
4.80E-02	3.72E-09	1.67E-09	1.72E-09
4.87E-02	3.78E-09	1.67E-09	1.74E-09
4.94E-02	3.65E-09	1.61E-09	1.74E-09
5.01E-02	3.68E-09	1.63E-09	1.72E-09
5.08E-02	3.56E-09	1.58E-09	1.68E-09
5.15E-02	3.57E-09	1.56E-09	1.65E-09
5.22E-02	3.79E-09	1.54E-09	1.64E-09
5.29E-02	3.38E-09	1.49E-09	1.60E-09
5.36E-02	3.41E-09	1.48E-09	1.61E-09

5.42E-02	3.41E-09	1.45E-09	1.56E-09
5.49E-02	3.43E-09	1.45E-09	1.57E-09
5.56E-02	3.28E-09	1.44E-09	1.52E-09
5.63E-02	3.21E-09	1.43E-09	1.50E-09
5.70E-02	3.14E-09	1.41E-09	1.49E-09
5.77E-02	3.15E-09	1.33E-09	1.49E-09
5.84E-02	8.71E-09	1.31E-09	1.44E-09
5.91E-02	3.04E-09	1.27E-09	1.37E-09
5.98E-02	1.31E-08	1.27E-09	1.36E-09
6.05E-02	2.87E-09	1.26E-09	1.32E-09
6.12E-02	2.93E-09	1.24E-09	1.28E-09
6.19E-02	2.83E-09	1.21E-09	1.29E-09
6.25E-02	2.73E-09	1.18E-09	1.28E-09
6.32E-02	2.65E-09	1.16E-09	1.27E-09
6.39E-02	2.57E-09	1.12E-09	1.26E-09
6.46E-02	2.59E-09	1.17E-09	1.23E-09
6.53E-02	2.92E-09	1.14E-09	1.17E-09
6.60E-02	2.50E-09	1.10E-09	1.15E-09
6.67E-02	2.53E-09	1.09E-09	1.19E-09
6.74E-02	6.19E-09	1.06E-09	1.09E-09
6.81E-02	2.35E-09	1.03E-09	1.11E-09
6.88E-02	2.28E-09	1.00E-09	1.07E-09
6.95E-02	3.10E-09	9.99E-10	1.04E-09
7.02E-02	1.97E-09	9.47E-10	1.02E-09
7.08E-02	1.88E-09	9.37E-10	1.02E-09
7.15E-02	1.83E-09	9.63E-10	9.81E-10
7.22E-02	1.79E-09	9.48E-10	9.91E-10
7.29E-02	1.82E-09	8.87E-10	9.47E-10
7.36E-02	1.81E-09	8.77E-10	9.39E-10
7.43E-02	1.75E-09	8.37E-10	9.10E-10
7.50E-02	1.74E-09	8.41E-10	8.80E-10

7.57E-02	1.70E-09	7.72E-10	8.33E-10
7.64E-02	1.69E-09	7.80E-10	8.34E-10
7.71E-02	1.73E-09	7.69E-10	8.39E-10
7.78E-02	1.58E-09	7.57E-10	8.22E-10
7.85E-02	1.57E-09	7.54E-10	7.96E-10
7.91E-02	1.56E-09	7.41E-10	7.86E-10
7.98E-02	1.58E-09	7.37E-10	7.72E-10
8.05E-02	1.50E-09	7.18E-10	7.96E-10
8.12E-02	1.51E-09	6.51E-10	7.27E-10
8.19E-02	1.41E-09	6.75E-10	7.24E-10
8.26E-02	1.42E-09	6.88E-10	6.85E-10
8.33E-02	1.37E-09	6.61E-10	6.98E-10
8.40E-02	1.37E-09	6.61E-10	6.93E-10
8.47E-02	1.33E-09	5.85E-10	6.90E-10
8.54E-02	1.33E-09	5.74E-10	6.59E-10
8.61E-02	1.37E-09	5.74E-10	6.20E-10
8.68E-02	1.28E-09	5.81E-10	6.17E-10
8.74E-02	1.27E-09	5.61E-10	6.07E-10
8.81E-02	1.22E-09	5.22E-10	5.91E-10
8.88E-02	1.21E-09	5.51E-10	5.74E-10
8.95E-02	1.17E-09	5.34E-10	5.70E-10
9.02E-02	1.20E-09	5.27E-10	5.49E-10
9.09E-02	1.12E-09	4.63E-10	5.47E-10
9.16E-02	1.11E-09	4.92E-10	5.18E-10
9.23E-02	1.09E-09	4.81E-10	4.99E-10
9.30E-02	1.04E-09	4.58E-10	6.03E-10
9.37E-02	1.03E-09	4.58E-10	4.91E-10
9.44E-02	1.06E-09	4.44E-10	4.80E-10
9.51E-02	9.55E-10	4.38E-10	4.77E-10
9.57E-02	9.98E-10	4.02E-10	4.57E-10
9.64E-02	9.15E-10	3.68E-10	4.28E-10

9.71E-02	8.92E-10	4.07E-10	4.02E-10
9.78E-02	8.87E-10	3.78E-10	4.27E-10
9.85E-02	7.99E-10	3.54E-10	3.82E-10
9.92E-02	8.58E-10	3.66E-10	3.94E-10
9.99E-02	8.64E-10	3.43E-10	3.84E-10
1.01E-01	8.06E-10	3.26E-10	3.82E-10
1.01E-01	7.79E-10	3.38E-10	3.38E-10
1.02E-01	7.96E-10	3.26E-10	3.74E-10
1.03E-01	7.28E-10	3.31E-10	3.59E-10
1.03E-01	7.46E-10	2.98E-10	3.29E-10
1.04E-01	7.04E-10	2.83E-10	3.27E-10
1.05E-01	6.87E-10	2.60E-10	2.95E-10
1.05E-01	7.04E-10	2.72E-10	2.83E-10
1.06E-01	6.46E-10	2.63E-10	2.83E-10
1.07E-01	6.22E-10	2.52E-10	2.88E-10
1.08E-01	6.18E-10	2.49E-10	2.61E-10
1.08E-01	5.95E-10	2.20E-10	2.63E-10
1.09E-01	5.45E-10	2.18E-10	2.54E-10
1.10E-01	5.31E-10	2.23E-10	2.38E-10
1.10E-01	4.95E-10	1.88E-10	2.17E-10
1.11E-01	5.00E-10	1.99E-10	2.06E-10
1.12E-01	5.36E-10	1.94E-10	2.05E-10
1.12E-01	4.81E-10	1.85E-10	2.03E-10
1.13E-01	4.65E-10	1.76E-10	2.03E-10
1.14E-01	4.41E-10	1.62E-10	1.80E-10
1.14E-01	4.16E-10	1.59E-10	1.68E-10
1.15E-01	4.07E-10	1.46E-10	1.65E-10
1.16E-01	3.55E-10	1.40E-10	1.48E-10
1.16E-01	3.62E-10	1.30E-10	1.49E-10
1.17E-01	3.44E-10	1.21E-10	1.32E-10
1.18E-01	3.19E-10	1.26E-10	1.26E-10

1.19E-01	3.12E-10	1.09E-10	1.29E-10
1.19E-01	3.04E-10	1.04E-10	1.13E-10
1.20E-01	2.71E-10	1.05E-10	1.18E-10
1.21E-01	2.64E-10	9.58E-11	1.10E-10
1.21E-01	2.44E-10	8.24E-11	8.71E-11
1.22E-01	2.31E-10	7.21E-11	9.53E-11
1.23E-01	2.00E-10	7.00E-11	7.36E-11
1.23E-01	1.83E-10	6.16E-11	7.02E-11
1.24E-01	1.67E-10	6.03E-11	6.79E-11
1.25E-01	1.56E-10	4.48E-11	5.83E-11
1.25E-01	1.38E-10	4.12E-11	3.97E-11
1.26E-01	1.12E-10	3.82E-11	4.65E-11
1.27E-01	8.56E-11	2.67E-11	2.93E-11
1.28E-01	7.46E-11	2.41E-11	2.58E-11
1.28E-01	5.65E-11	1.64E-11	1.76E-11
1.29E-01	3.39E-11	9.49E-12	1.26E-11
1.30E-01	1.84E-11	5.09E-12	5.57E-12
1.30E-01	5.51E-12	8.15E-13	9.68E-13
Total	<b>3.26E-07</b>	<b>1.39E-07</b>	<b>1.63E-07</b>

# APENDICE C

## PROGRAMAS DE ENTRADA PARA ESTIMAR LA DOSIS EN EL CRISTALINO Y LA TIROIDES

prob0 -- Proyecto CT Caso 1: los primeros 3 cm

```

c
c*****
c *      Fluencia y Dosis absorbida en cristalinos          *
c *      y tiroides debidas a los rayos X de un CT        *
c *      Basilia Quispe                                    *
c *      Oct/2017                                          *
c *      Leon, Gto                                         *
c*****
c Dr Hector Rene Vega Carrillo
c Dr Modesto A. Sosa Aquino
c UaEN-UAZ
c Caso: Fx, Mesh y D en irradiaciones de 3 cm de espesor
c File: j5
c Files: j5/j5t/j5o/Mesh5
c
c*****
c *      Datos de las celdas                                *
c *      -----
c * Celda No  Densidad Superficies  Importancia $ Comentario *
c * #  Material <0, g/cm3
c*****
1  1  -1.04   -3      imp:p=5   $ Torax
2  5  -1.205e-3  1 -2    imp:p=0   $ Tomografo
3  1  -1.04   -4 13     imp:p=8   $ Cuello
4  1  -1.04   -5 11 12  imp:p=10  $ Cabeza
5  5  -1.205e-3  3 -1 14  imp:p=1   $ Espacio torax-Tomo
6  1  -1.04   -6      imp:p=1   $ Cadera
7  1  -1.04   -7      imp:p=1   $ muslo der
8  1  -1.04   -8      imp:p=1   $ muslo izq
9  1  -1.04   -9      imp:p=1   $ Pantorrilla der
10 1  -1.04  -10      imp:p=1   $ Pantorrilla izq
11 3  -1.0   -11 -5    imp:p=12  $ Ojo der
12 3  -1.0   -12 -5    imp:p=12  $ Ojo 1zq
13 2  -1.1   -11 5     imp:p=14  $ CRISTALINO DER

```

14 2 -1.1 -12 5 imp:p=14 \$ CRISTALINO IZQ  
 15 4 -1.04 -13 imp:p=14 \$ TIROIDES  
 16 7 -0.93 -14 imp:p=2 \$ mesa paciente  
 17 5 -1.205e-3 -50#1#2#3#4#5#6#7#8#9#10#11#12#13#14#15#16 imp:p=1 \$  
 Recinto  
 18 0 +50 imp:p=0 \$ Exterior  
 c

\*\*\*\*\*  
 c \* **Datos de las Superficies** \*  
 c \* ----- \*  
 c \* **No Geomet Dimensiones \$Comentario** \*  
 c \*\*\*\*\*  
 c  
 c **Cilindros**  
 1 rcc 0 0 0 40 0 0 53.5 \$ Cilindro interno del Tomografo  
 2 rcc 0 0 0 40 0 0 90 \$ Cilindro externo del Tomografo  
 c **Fantoma**  
 3 rec 0 0 0 40 0 0 0 15.35 0 0 0 11.50 \$ Torax  
 4 rcc 40 0 0 10 0 0 6.0 \$ Cuello  
 5 rec 50 0 0 20 0 0 0 7.5 0 0 0 9.65 \$ Cabeza  
 6 rec -20 0 0 20 0 0 0 16.95 0 0 0 11.00 \$ Cadera  
 7 rcc -60.3 9.45 0 40.3 0 0 7.5 \$ Muslo D  
 8 rcc -60.3 -9.45 0 40.3 0 0 7.5 \$ Muslo I  
 9 rcc -106.6 9.45 0 46.3 0 0 6.0 \$ Panto D  
 10 rcc -106.6 -9.45 0 46.3 0 0 6.0 \$ Panto I  
 11 s 63 2.5 8 1.2 \$ Ojo D  
 12 s 63 -2.5 8 1.2 \$ Ojo I  
 13 s 42 0 4.04 1.16 \$ Tiroides  
 14 box -106.6 -25 -16.50 160 0 0 0 50 0 0 0 5 \$ Mesa paciente  
 c **Lab**  
 50 so 120 \$ Mundo exterior

c \*\*\*\*\*  
 c \* **Materials** \*  
 c \* ----- \*  
 c \* **Mat. ZAIID Density (>0, At. Fracc.; <0, Weigth fracc.)** \*  
 c \* # / | **Comments** \*  
 c \*\*\*\*\*  
 c  
 m1 1000 -10.1 \$ Tejido blando H  
 c 6000 -11.1 \$ C  
 7000 -2.6 \$ N  
 8000 -76.2 \$ O  
 c  
 m2 1000 -0.618329 \$ Cristalino ICRP H  
 6000 -0.101257 \$ C

```

7000 -0.023877 $ N
8000 -0.256537 $ O
c
m3 1000 2 $ Humor acuoso H
8000 1 $ O
c
m4 1000 -0.104 $ Tiroides H
6000 -0.119 $ C
7000 -0.024 $ N
8000 -0.745 $ O
11000 -0.002 $ Na
15000 -0.001 $
16000 -0.001 $
17000 -0.002 $
19000 -0.001 $
53127 -0.001 $
c
m5 8000 -0.231781 $ Aire O
7000 -0.755268 $ N
6000 -0.000124 $ C
c
m6 13000 +1 $ Aluminio
m7 1000 -0.143716 $ Mesa Paciente
6000 -0.856284

```

```

c
c *****
c * Tallies *
c *****

```

```

c
c Mesh de lado
fmesh4:p geom=xyz origin=39 -80 -80
imesh=40 iints=1
jmesh=80 jints=30
kmesh=80 kints=30
c Mesh desde arriba
fmesh14:p geom=xyz origin=0 -15 3.5
imesh=70 iints=30
jmesh=15 jints=30
kmesh=4.5 kints=1

```

```

c
c Calculo de la fluencia de rayos X (fotones/cm2) en cada cristalino
c (derecho e izquierdo) y la tiroides

```

```

c
f24:p 13 $ CRISTALINO DER
f34:p 14 $ CRISTALINO IZQ
f44:p 15 $ TIROIDES

```



c Calculo de la fluencia fuera del tomografo

c

c Calculo de la dosis absorbida en MeV/gr en cada cristalino

c (derecho e izquierdo) y la tiroides

f6:p 13 \$ CRISTALINO DER

f16:p 14 \$ CRISTALINO IZQ

f26:p 15 \$ TIROIDES

\*f8:p 13

\*f18:p 14

\*f28:p 15 \$Tiroides

c

c \*\*\*\*\*

c Termino fuente: Espectro de los rayos X del tomografo

c \*\*\*\*\*

sdef par=2 cel=5 pos=0 0 0 axs=1 0 0 rad=d1 ext=d2 erg=d3

si1 53.499 53.50 \$ radio int y ext

si2 34 37 \$ Ultimo centimetro del torax (pegado al cuello)

c Espectro de rayos X calculado por Basilia

si3 l 1.00E-03 1.69E-03 2.38E-03 3.07E-03 3.77E-03 4.46E-03 5.15E-03 5.84E-03 &  
6.53E-03 7.22E-03 7.92E-03 8.61E-03 9.30E-03 9.99E-03 1.07E-02 1.14E-02 &  
1.21E-02 1.28E-02 1.34E-02 1.41E-02 1.48E-02 1.55E-02 1.62E-02 1.69E-02 &  
1.76E-02 1.83E-02 1.90E-02 1.97E-02 2.04E-02 2.11E-02 2.17E-02 2.24E-02 &  
2.31E-02 2.38E-02 2.45E-02 2.52E-02 2.59E-02 2.66E-02 2.73E-02 2.80E-02 &  
2.87E-02 2.94E-02 3.00E-02 3.07E-02 3.14E-02 3.21E-02 3.28E-02 3.35E-02 &  
3.42E-02 3.49E-02 3.56E-02 3.63E-02 3.70E-02 3.77E-02 3.83E-02 3.90E-02 &  
3.97E-02 4.04E-02 4.11E-02 4.18E-02 4.25E-02 4.32E-02 4.39E-02 4.46E-02 &  
4.53E-02 4.60E-02 4.66E-02 4.73E-02 4.80E-02 4.87E-02 4.94E-02 5.01E-02 &  
5.08E-02 5.15E-02 5.22E-02 5.29E-02 5.36E-02 5.42E-02 5.49E-02 5.56E-02 &  
5.63E-02 5.70E-02 5.77E-02 5.84E-02 5.91E-02 5.98E-02 6.05E-02 6.12E-02 &  
6.19E-02 6.25E-02 6.32E-02 6.39E-02 6.46E-02 6.53E-02 6.60E-02 6.67E-02 &  
6.74E-02 6.81E-02 6.88E-02 6.95E-02 7.02E-02 7.08E-02 7.15E-02 7.22E-02 &  
7.29E-02 7.36E-02 7.43E-02 7.50E-02 7.57E-02 7.64E-02 7.71E-02 7.78E-02 &  
7.85E-02 7.91E-02 7.98E-02 8.05E-02 8.12E-02 8.19E-02 8.26E-02 8.33E-02 &  
8.40E-02 8.47E-02 8.54E-02 8.61E-02 8.68E-02 8.74E-02 8.81E-02 8.88E-02 &  
8.95E-02 9.02E-02 9.09E-02 9.16E-02 9.23E-02 9.30E-02 9.37E-02 9.44E-02 &  
9.51E-02 9.57E-02 9.64E-02 9.71E-02 9.78E-02 9.85E-02 9.92E-02 9.99E-02 &  
1.01E-01 1.015E-01 1.02E-01 1.03E-01 1.035E-01 1.04E-01 1.05E-01 &  
1.055E-01 1.06E-01 1.07E-01 1.08E-01 1.085E-01 1.09E-01 1.10E-01 &  
1.105E-01 1.11E-01 1.12E-01 1.125E-01 1.13E-01 1.14E-01 1.145E-01 &  
1.15E-01 1.16E-01 1.165E-01 1.17E-01 1.18E-01 1.19E-01 1.195E-01 &  
1.20E-01 1.21E-01 1.215E-01 1.22E-01 1.23E-01 1.235E-01 1.24E-01 &  
1.25E-01 1.255E-01 1.26E-01 1.27E-01 1.28E-01 1.285E-01 1.29E-01 &  
1.295E-01 1.315E-01

c \*\*\*\*\*

c probabilidad

sp3 0. 0. 0. 0. 0.0001 0.0021 0.0094 0.0299 &  
0.0724 0.1037 0.1491 0.1759 0.5287 0.2028 0.1176 0.0935 &

0.078 0.0796 0.0864 0.0818 0.1361 0.1833 0.3009 0.4685&  
 0.7861 1.2685 1.8333 2.8148 3.6296 4.787 6.1759 7.4722&  
 9.0093 10.6481 12.1296 13.9815 15.6481 17.037 18.8889 20.2778&  
 21.3889 22.8704 24.1667 24.8148 26.5741 27.037 28.1481 28.6111&  
 29.6296 29.537 30.000 30.2778 31.2963 31.0185 31.0185 30.9259&  
 31.1111 31.2037 30.9259 30.9259 30.7407 30.7407 30.8333 30.1852&  
 29.8148 29.8148 29.2593 29.2593 28.7037 28.9815 28.0556 28.0556&  
 27.5926 27.5 27.037 26.1111 25.9259 25.6481 25.7407 25.0926&  
 24.4444 24.0741 24.1667 66.4815 23.5185 100. 22.3148 21.8519&  
 21.5741 20.6481 20.3704 19.9074 20. 19.7222 19.2593 19.3519&  
 47.8704 18.3333 17.7778 24.537 15.463 14.537 14.0741 14.2593&  
 13.6111 13.6111 13.6111 13.0556 12.963 12.8704 12.7778 12.2222&  
 12.037 11.8519 11.7593 11.6667 11.2037 11.1111 10.9259 10.7407&  
 10.5556 10.1852 10.0926 10.1852 9.9074 9.8148 9.2037 9.2593&  
 8.8889 9.037 8.5741 8.5 8.2963 8.1296 7.7685 7.7407&  
 7.5648 7.4167 7.1944 7.0833 6.8796 6.4444 6.4352 6.5&  
 6.213 6. 6.037 5.5556 5.5741 5.4537 5.25 5.0278&  
 4.8519 4.7222 4.7315 4.5185 4.2315 4.213 4.0463 3.9259&  
 3.8056 3.6944 3.5926 3.3889 3.1296 3. 2.8056 2.7407&  
 2.6759 2.4815 2.2593 2.25 2.0278 1.9352 1.8426 1.6852&  
 1.5741 1.5 1.2315 1.1944 1.0463 1.0556 0.6546 0.5731&  
 0.4019 0.2639 0.1583 0.0429

c \*\*\*\*\*

c                   Volumenes y áreas de las celdas

c \*\*\*\*\*

c

vol    3408.5803 402123.8599 1124.4354 4535.8739 337498.1572&  
       11714.9990 7121.5978 7121.5978 5236.4066 5236.4066&  
       5.7906 5.7906 1.44764 1.44764 6.538&  
       40000 6197015.3280 1

c

area  13446.0166 8992.0236 8992.0236 22619.4671 25446.9005 22446.9005&  
       3408.5803 554.5696 554.5696 376.9911 113.0973 113.0973&  
       1086.0009 227.3727 227.3727 1795.5020 585.7499 585.7499&  
       1899.0928 176.7146 176.7146 1899.0928 176.7146 176.7146&  
       1745.4689 113.0973 113.0973 1745.4689 113.0973 113.0973&  
       18.0965 18.0965 16.9093 18100 180955.7378 1 1 1 1 1 1 1&  
       1 1

c

c

mode p  
 nps 1e8  
 prdmp 1e9 1e7 0 1  
 print

# APENDICE D

## RESULTADOS DE LAS ESTIMACIONES DE DOSIS EN EL CRITALINO Y LA TIROIDES

Tabla D. 1 Mediciones de dosis para los diez cortes de exploración helicoidal de TC de tórax simple con el *tally 6* de MCNP5.

Cortes	Espesor (cm)	Cristalino DER			Cristalino IZQ			Tiroides		
		Tally 6	error (%)	Error	Tally 16	error (%)	Error	Tally 26	error (%)	Error
1	37 - 40	5.26E-09	2.92	1.54E-10	5.30E-09	3.08	1.63E-10	6.76E-08	0.76	5.14E-10
2	34-37	4.98E-09	3.16	1.57E-10	5.06E-09	3.11	1.57E-10	6.36E-08	0.76	4.83E-10
3	31-34	4.66E-09	3.24	1.51E-10	5.12E-09	5.86	3.00E-10	5.54E-08	0.88	4.87E-10
4	28-31	4.32E-09	3.24	1.40E-10	4.35E-09	3.28	1.43E-10	4.61E-08	0.98	4.51E-10
5	25-28	4.18E-09	3.49	1.46E-10	4.21E-09	3.65	1.54E-10	3.82E-08	1.08	4.12E-10
6	22-25	3.94E-09	3.48	1.37E-10	3.72E-09	3.66	1.36E-10	3.21E-08	1.13	3.63E-10
7	19-22	3.62E-09	3.71	1.34E-10	3.47E-09	3.72	1.29E-10	2.77E-08	1.17	3.25E-10
8	16-19	3.40E-09	3.9	1.33E-10	3.30E-09	3.92	1.29E-10	2.40E-08	1.2	2.88E-10
9	13-16	2.96E-09	4.18	1.24E-10	3.01E-09	3.93	1.18E-10	2.11E-08	1.95	4.11E-10
10	10-13	2.80E-09	4.25	1.19E-10	2.57E-09	4.32	1.11E-10	1.83E-08	1.29	2.36E-10
	Σ	4.01E-08			4.01E-08			3.94E-07		

## CONVERSION DE LOS RESULTADOS DEL MCNP5 EN UNIDADES DE DOSIS

Una vez que los resultados de tally F6 son expresados en unidades de MeV/g por partícula emitida por la fuente, es necesario convertir de MeV/g a J/kg (Gy), que es la unidad de dosis (ítem 1.4.1.8), como sigue:

$$1 \frac{MeV}{g} = 1.6 \times 10^{-10} \frac{J}{kg} \quad (D.1)$$

Conociendo la dosis por partícula que emitida por la fuente (fotón), luego necesitamos determinar la dosis para el número total de fotones emitidos por la fuente de rayos X durante el funcionamiento de la misma, es necesario tomar en cuenta el producto entre la corriente del haz de electrones (mA) y el tiempo de exposición (s), utilizando el parámetro *mAs* cuyo valor nominal es característico del modo de funcionamiento del tomógrafo. Sabiendo que:

$$1A = \frac{1C}{1s}, \quad 1C = \frac{1}{1.6 \times 10^{-19}} \text{electrones} = 6.25 \times 10^{18} \text{electrones}$$

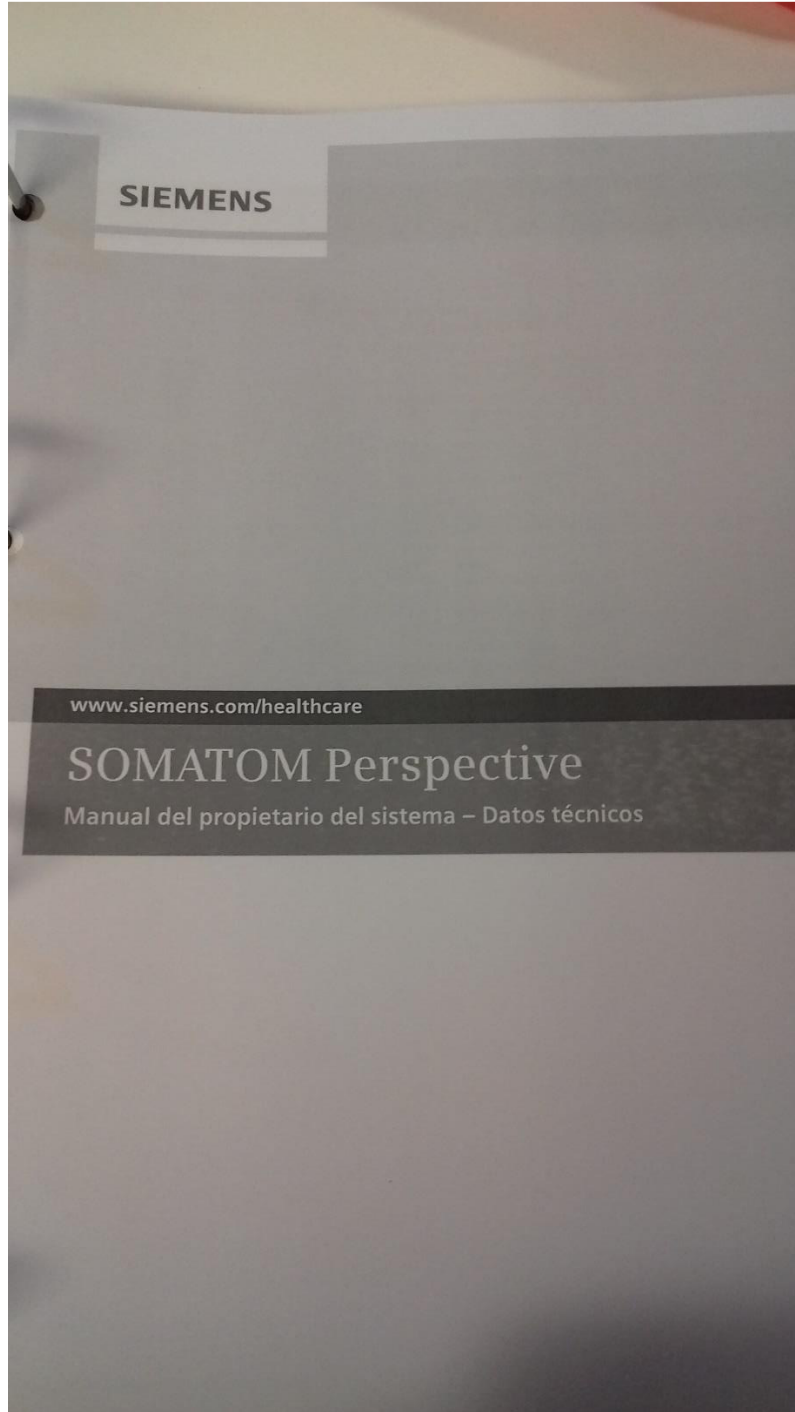
$$1A = \frac{6.25 \times 10^{18}}{1s} \text{electrones} \rightarrow 1mAs = 6.25 \times 10^{15} \text{electrones} \quad (D.2)$$

Las irradiaciones en un examen de tomografía de Tórax simple se realizaron a 70 mAs ver Tabla 2. 2 Parámetros empleados en la exploración helicoidal del estudio (Anexo II). Luego la fuente cilíndrica del tomógrafo simulado se consideraron energías y probabilidades de la misma estimada también con el MCNP5 para el blanco de tungsteno (Figura 2. 12). Por lo que se hace necesario considerar el número de fotones de rayos X producido por la fuente cuando un electrón impacta en el blanco, el cuál fue determinado por *tally F1* que determina el número de partículas que cruzan una superficie, se estimó entonces el número de fotones en la superficie exterior e inferior del filtro del aluminio (Figura 2. 2) que fue **4.87E-04** fotones/e.

Estos factores (D.1, D.2 y la fluencia de fotones/electrón) se consideran en la ecuación (2.1) para estimar la dosis absorbida debido a la radiación dispersa en un examen de tomografía computarizada de tórax.

# ANEXO I

## MANUAL DE TOMOGRAFO SIEMENS



# 1 Datos técnicos

Los datos técnicos son aplicables a la siguiente configuración:

- SOMATOM Perspective 128-slice
- SOMATOM Perspective 64-row/64-slice: la disponibilidad de esta configuración depende del país.
- SOMATOM Perspective 64-slice
- SOMATOM Perspective 32-slice
- SOMATOM Perspective 16-slice

Este documento está organizado en las siguientes secciones:

- **Clasificación**  
Clasificación del sistema de TC según las normas IEC 60529 e IEC 60601
- **Parámetros del sistema**  
Tiempo de rotación del giro de 360° del gantry y datos de la salida eléctrica
- **Parámetros del modo de exploración**  
Rango de los parámetros comunes de los modos de exploración típicos
- **Parámetros de reconstrucción**  
Rango de los parámetros de reconstrucción comunes
- **Componentes principales del sistema**  
Información detallada sobre los componentes principales del sistema de TC
- **Requisitos de la instalación**  
Información sobre los requisitos de la instalación del sistema de TC
- **Compatibilidad electromagnética**  
Información sobre los requisitos de CEM del sistema de TC



Los datos técnicos solo abarcan la información técnica legalmente exigida.

## 1.1 Clasificación del sistema de TC

Esta sección proporciona la clasificación del sistema de TC según IEC 60529 y IEC 60601.

Según IEC 60529:

Grado de protección	IPX0
---------------------	------

Según IEC 60601:

Clase del equipo	I
------------------	---

Parte aplicada	Tipo B (mesa)
----------------	---------------

1.3.2 Secuencia

	128-slice, 64-row/64-slice y 64-slice	32-slice y 16-slice
Número de exploraciones ininterrumpidas por rango	99	
Tiempo de exploración del tomograma	0,40 (240°); 0,67 (240°); 1,01 (240°); 0,34*(255°); 0,41*(305°); 0,48*(360°); 0,60 (360°); 1,0 (360°); 1,5 (360°); 2,0 (720°); 3,0 (720°) s	
Tolerancia del tiempo de exploración	± 10%	
Grosor de corte	0,6**; 0,75; 1,0; 1,2; 1,5; 2,0; 2,4; 3,0; 4,0; 4,8; 5,0; 6,0; 7,0; 7,2; 8,0; 9,6; 10,0; 15,0; 19,2***; 20 mm	0,6**; 0,75; 1,0; 1,2; 1,5; 2,0; 2,4; 3,0; 4,0; 4,8; 5,0; 6,0; 7,0; 7,2; 8,0; 9,6; 10,0; 15,0 mm
Tolerancia del grosor de corte	0,6 mm: ± 0,3 mm 0,75 mm: ± 0,5 mm 1,0 mm ≤ Valor ≤ 2,0 mm: ± 50% Valor > 2,0 mm: ± 1,0 mm	
*) Opcional		
**) Opcional; no aplicable a 64-row/64-slice ni a 16-slice en China		
***) No aplicable a 64-slice		

1.3.3 Espiral

Tiempo de exploración	máx. 100 s	Tolerancia: ± 10%
Tiempo de retardo		3 – 600 s
Número máx. de rangos automáticos por protocolo		19
Resolución temporal		≤ 200 ms
Longitud de exploración	máx. 1530 mm	Rango de exploración estándar
Grosor de corte	0,6* mm	Tolerancia: ± 0,3 mm
	0,75 mm	Tolerancia: ± 0,5 mm
	1,0; 1,5; 2,0 mm	Tolerancia: ± 50%
	3,0; 4,0; 5,0; 6,0; 7,0; 8,0; 10,0 mm	Tolerancia: ± 1,0 mm
Pitch de rutina	0,35 - 1,5**	Incremento de pitch: 0,05
Pitch de Neuro	0,35 - 1,5	Incremento de pitch: 0,05
Pitch de Cardio	0,27 (monosegmento)	Resolución temporal ≤ 200 ms
	0,20 (bisegmento)	
Pitch respiratorio	0,07 - 0,2	Incremento de pitch: 0,01
*) Opcional; no aplicable a 64-row/64-slice ni a 16-slice en China.		
**) 32-slice y 16-slice: el valor de pitch puede llegar a 2,0 en algunos casos.		

Parte aplicada	Tipo BF (ECG)
Modo de funcionamiento	Funcionamiento continuo con carga intermitente
Grado de seguridad	Equipo no adecuado para utilizarlo en presencia de material anestésico inflamable con aire o con oxígeno u óxido nitroso.

## 1.2 Parámetros del sistema

Esta sección proporciona el tiempo de rotación del giro de 360° del gantry y los datos de salida eléctrica.

### 1.2.1 Tiempo de rotación del giro de 360° del gantry

Tiempo de rotación	0,48*; 0,6; 1,0; 1,5 s
Tolerancia	± 1%
*) opcional	

### 1.2.2 Datos de salida eléctrica

Tensión nominal del tubo de rayos X y corriente máxima del tubo de rayos X	130 kV, 345 mA	Funcionamiento con la tensión máxima del tubo de rayos X
Corriente máxima del tubo de rayos X y tensión máxima de rayos X	345 mA, 130 kV	Funcionamiento con la corriente máxima de rayos X
Combinación de tensión y corriente del tubo de rayos X	130 kV, 345 mA	Funcionamiento con la salida eléctrica máxima
Potencia eléctrica nominal	45 kW 130 kV, 345 mA, 4 s	Funcionamiento con la potencia de salida eléctrica constante máxima

## 1.3 Modos de exploración

Esta sección proporciona los rangos de los parámetros comunes a los modos de exploración típicos.

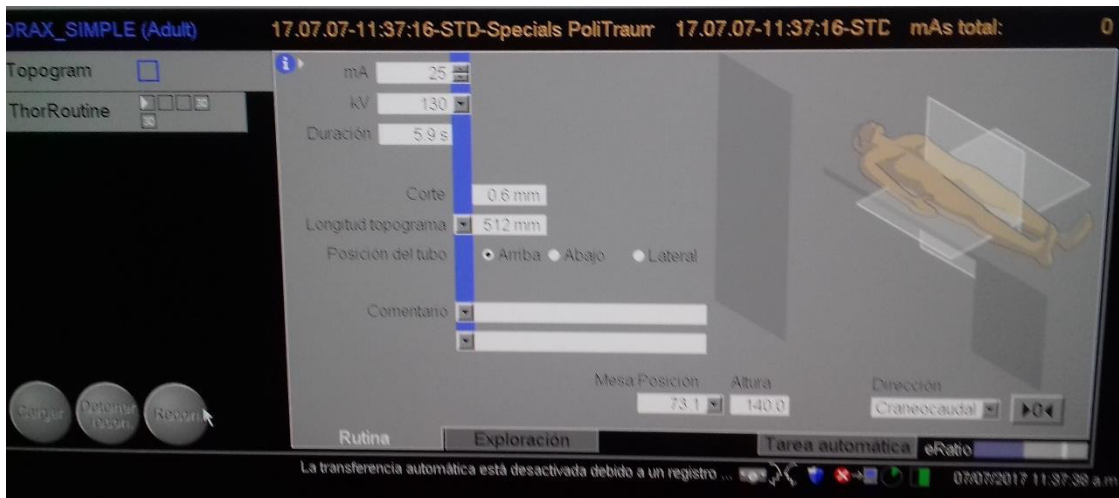
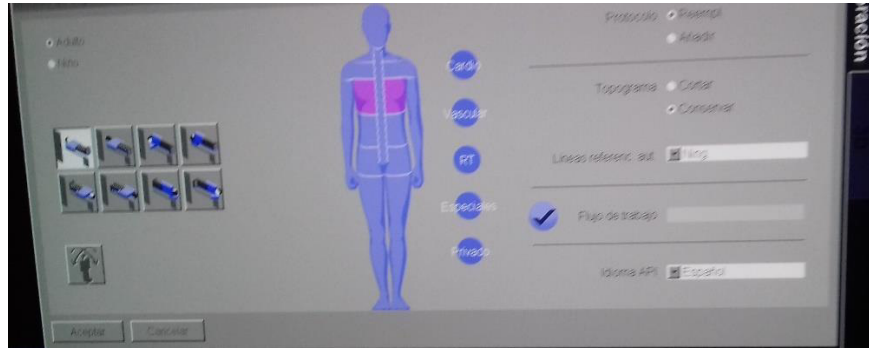
### 1.3.1 Topograma

Longitud de exploración	128 - 1500 mm	
Tiempo de exploración	2,08 - 15,8 s	Tolerancia: ± 10%
Vistas	a. p., p. a., lateral	



## ANEXO II

### PARAMETROS ESTABLECIDOS PARA UNA EXPLORACION HELICOIDAL CON EL TOMOGRAFO SIEMENS



# CARTAS DEL COMITÉ SINODAL



Oficio número: FMVL-18-04  
Asunto: Aprobación tesis  
Basilia Quispe

León, Gto., Enero 18, 2018

Dr. David Delepine  
Director  
División de Ciencias e Ingenierías

Por medio de la presente me permito informar que he revisado el trabajo titulado “Simulación Computacional con MCNP para la Determinación de Dosis en Cristalino y la Tiroides en Estudios de Tomografía Computarizada de Tórax” que para obtener el grado de “Maestra en Física” presenta Basilia Quispe Huillcara.

Considero que el trabajo tiene el nivel y calidad suficiente para obtener dicho grado por lo que no tengo inconveniente en que se realicen los procedimientos necesarios para su presentación ante el comité respectivo.

Sin otro en particular me despido quedando a sus órdenes para cualquier aclaración al respecto.

ATENTAMENTE  
“LA VERDAD OS HARÁ LIBRES”

Dr. Francisco Miguel Vargas Luna  
Profesor Titular B

C.c.p. Basilia Quispe  
C.c.p. Archivo FMVL

DEPARTAMENTO DE FISICA



UNIVERSIDAD DE GUANAJUATO

*Dr. Marco Antonio Reyes Santos*  
*Departamento de Física*  
*División de Ciencias e Ingenierías UG-CL*  
*Loma del Bosque 103*  
*Fracc. Lomas del Campestre*  
*León, Gto. 37150*  
*Tel: (477) 788-5100 ext 8425*

**DR. DAVID DELEPINE**  
DIRECTOR DE LA DIVISIÓN DE CIENCIAS E INGENIERÍAS

Por este medio hago de su conocimiento que he leído la tesis titulada "Simulación Computacional con MCNP para la Determinación de Dosis en Cristalino y la Tiroides en Estudios de Tomografía Computarizada de Tórax", la cual presenta **Basilía Quispe Huillcara** para obtener el grado de **Maestra en Física** que ofrece esta División, en la que se desarrolla un estudio de Monte Carlo de dispersión de rayos-X con finalidades prácticas, señalando que estoy de acuerdo en que su contenido, por lo que los resultados encontrados en dicha tesis pueden ser defendidos durante el examen de grado de la alumna.

Sin otro particular, quedo de Usted,

ATENTAMENTE

León, Gto., a 23 de Enero del 2018

Una firma manuscrita en tinta azul que parece decir "Marco Reyes Santos".

**DR. MARCO ANTONIO REYES SANTOS**

León, Gto., 11 de enero de 2018

**Dr. David Yves Ghislain Delepine**  
**Director División de Ciencias e Ingenierías**  
**Campus León**

Estimado Dr. Delepine:

Por medio de la presente le hago saber qué he revisado el trabajo de tesis *Simulación Computacional con MCNP para la Determinación de Dosis en Cristalino y la Tiroides en Estudios de Tomografía Computarizada de Tórax* de la Lic. **Basilia Quispe Huilcara**, considero que el trabajo puede ser presentado ante el comité sinodal para su defensa. Sin más por el momento me despido extendiéndole un cordial saludo.

**ATENTAMENTE**

**“LA VERDAD OS HARÁ LIBRES”**



---

**DR. FRANCISCO SASTRE CARMONA**

**Director del Depto. de Ingeniería Física**

**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA FÍSICA**



**Asunto:** Carta aval de sinodal

León, Gto., Enero 9 del 2018

**Dr. David Delepine**  
**Director**  
**División de Ciencias e Ingenierías**

**Estimado Dr. Delepine:**

Por medio de la presente hago constar que he revisado la tesis titulada: “**Simulación Computacional con MCNP para la Determinación de Dosis en Cristalino y la Tiroides en Estudios de Tomografía Computarizada de Tórax**” que para obtener el grado de Maestría en Física presenta la Lic. en Fís. **BASILIA QUISPE HUILLCARA**. Le comunico que he discutido cuidadosamente dicha tesis con la sustentante, a quien le he hecho llegar mis comentarios y correcciones. Le expreso además que en lo general me parece un buen trabajo por lo que avalo su presentación.

Sin otro particular por el momento, aprovecho para reiterarle las seguridades de mi consideración más distinguida.

**Atentamente**

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "P. Cerón", written over a light blue rectangular background.

---

**DR. PABLO VÍCTOR CERÓN RAMÍREZ**

PROFESOR DCI

Sinodal

**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA FÍSICA,  
DIVISION DE CIENCIAS E INGENIERÍAS, CAMPUS LEÓN**

Loma del Bosque 103, Fracc. Lomas del Campestre, C.P. 37150 León, Gto., México. Tel. (477) 788-5100, Fax: (477) 788-5100 ext. 8410, <http://www.fisica.ugto.mx>