

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE CIENCIAS

SIMULACIONES MONTE CARLO PARA EL CÁLCULO DE LOS  
ÍNDICES DE DOSIS EN EL TOMÓGRAFO *BRILLANCE BIG BORE*  
DEL HOSPITAL ONCOLÓGICO SOLCA NÚCLEO QUITO

PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE FÍSICO

COLOMA ESPIN ARNULFO ALEJANDRO  
alejandrocolomae@gmail.com

Director: MARCO VINICIO BAYAS REA, PH.D.  
marco.bayas@epn.edu.ec

QUITO, NOVIEMBRE 2014

## DECLARACIÓN

Yo COLOMA ESPIN ARNULFO ALEJANDRO, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual, correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su reglamento y por la normatividad institucional vigente.

---

Coloma Espin Arnulfo Alejandro

## CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por COLOMA ESPIN ARNULFO ALEJANDRO, bajo mi supervisión.

---

Marco Vinicio Bayas Rea, Ph.D.  
Director del Proyecto

## AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradezco a mi profesor Marco Bayas por guiarme con paciencia y dedicación durante todo este proyecto. También agradezco al Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito, en especial a Yolanda Défaz y a David Brito por su colaboración en las mediciones experimentales. Agradezco a Pablo Jácome, por su ayuda en el Laboratorio de Métodos Computacionales Avanzados y a Cristina Mantilla por sus valiosas sugerencias en la redacción de este proyecto.

## **DEDICATORIA**

*A mi padre Jeovanny y a mi madre Olivia, que en todos estos años me han apoyado incondicionalmente. Este logro no es más que el reflejo de todo lo que me han dado con tanto cariño.*

# Contenidos

<b>Resumen</b>	<b>ix</b>
<b>Abstract</b>	<b>x</b>
<b>1 Radioprotección en tomografía computarizada</b>	<b>1</b>
1.1 Aspectos físicos de la radiación . . . . .	1
1.1.1 Mecanismos de interacción de la radiación ionizante con la materia	3
1.1.2 Cantidades dosimétricas de la radiación . . . . .	6
1.2 Efectos biológicos de la radiación . . . . .	8
1.2.1 Efectos de la radiación en el ADN . . . . .	8
1.2.2 Dosis agudas y dosis crónicas . . . . .	8
1.3 Tomografía computarizada . . . . .	9
1.3.1 Características . . . . .	9
1.3.2 Riesgos asociados . . . . .	11
1.4 El CTDI: índice de dosis para tomografía computarizada . . . . .	13
1.4.1 $CTDI_{\infty}$ . . . . .	14
1.4.2 $CTDI^{pj}$ . . . . .	17
1.4.3 $CTDI_{FDA}$ y $CTDI_{100}$ . . . . .	17
1.4.4 $CTDI_w$ . . . . .	18
1.4.5 $CTDI_{VOL}$ . . . . .	18
1.4.6 DLP (“dose length product”) . . . . .	19
1.4.7 Dosis efectiva . . . . .	19
1.5 Dosimetría en pacientes . . . . .	20
<b>2 Métodos</b>	<b>21</b>

2.1	Algoritmos Monte Carlo para el transporte de la radiación en la materia	21
2.1.1	Transporte de fotones . . . . .	22
2.1.2	Transporte de electrones . . . . .	24
2.1.3	Códigos Monte Carlo de propósito general . . . . .	24
2.1.4	La plataforma de simulación GATE . . . . .	25
2.2	Procedimientos para el cálculo de dosis . . . . .	27
2.2.1	Descripción del tomógrafo <i>Brilliance Big Bore</i> . . . . .	27
2.2.2	Mediciones experimentales . . . . .	28
2.2.3	Simulaciones Monte Carlo . . . . .	30
<b>3</b>	<b>Medición experimental de los CTDIs</b>	<b>37</b>
3.1	Instalación del sistema dosimétrico . . . . .	37
3.2	Resultados para los CTDIs <sub>100</sub> <sup>Pj</sup> . . . . .	40
3.3	Resultados para los CTDIs <sub>100,w</sub> . . . . .	42
3.4	Evaluación del riesgo radiológico . . . . .	44
<b>4</b>	<b>Cálculo de los CTDIs con simulaciones Monte Carlo</b>	<b>47</b>
4.1	Factores de corrección por número de partículas simuladas . . . . .	47
4.2	Índices de dosis sin el filtro <i>bow tie</i> . . . . .	50
4.3	Índices de dosis con el filtro <i>bow tie</i> . . . . .	50
4.3.1	Efecto de $\varepsilon_x$ . . . . .	52
4.3.2	Efecto de $\varepsilon_y$ . . . . .	53
4.3.3	Efecto del ángulo del ánodo $\alpha$ . . . . .	53
4.3.4	Regresión del CTDI en función de $\varepsilon_x, \varepsilon_y$ y $\alpha$ . . . . .	56
4.3.5	Región de parámetros aceptables . . . . .	58
4.3.6	Resultados globales . . . . .	61
<b>5</b>	<b>Conclusiones y discusión</b>	<b>65</b>
	<b>Referencias</b>	<b>67</b>
<b>A</b>	<b>Anexo: Scripts</b>	<b>73</b>
<b>B</b>	<b>Anexo: Índices de dosis calculados con simulaciones</b>	<b>85</b>





# Resumen

Los niveles de radiación en tomografía computarizada son altos en comparación a otros procedimientos de radiodiagnóstico. Por esta razón, los organismos internacionales de protección radiológica sugieren la implementación de metodologías independientes que monitoricen la dosis en tomografía computarizada. En este trabajo se validaron los resultados de simulaciones Monte Carlo (MC) con la plataforma GATE para cálculos dosimétricos correspondientes al tomógrafo *Brilliance Big Bore* del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito. La validación se realizó mediante la comparación de los resultados de los índices de dosis calculados con simulaciones y los resultados de los índices de dosis medidos experimentalmente. Se estudiaron doce protocolos distintos para considerar una gran variedad de modos de operación del tomógrafo. La metodología se basó en la búsqueda de los valores de los parámetros que caracterizan las componentes geométricas del tomógrafo. Estos parámetros son: el ángulo del ánodo ( $\alpha$ ), y las variables de escalamiento  $\varepsilon_x$  y  $\varepsilon_y$  para el filtro *bow-tie*. Como resultado, se encontró lo que hemos denominado como la *región de parámetros aceptables* ( $\Theta$ ) del tomógrafo. Los valores de  $\alpha, \varepsilon_x, \varepsilon_y$  que pertenecen a  $\Theta$  pueden ser utilizados para calcular índices de dosis con simulaciones MC y obtener un error menor al 20%, respecto a las mediciones experimentales. Este margen de error está dentro de los límites de tolerancia establecidos por la Asociación Americana de Físicos en Medicina. En particular, se encontró que las simulaciones con los valores:  $\alpha = 19$ ,  $\varepsilon_y = 1.00$ ,  $\varepsilon_x = 0.30$ ,  $\varepsilon_x = 0.20$  para protocolos de cuerpo y cabeza, respectivamente, presentan el menor error. Este resultado sugiere que nuestro tomógrafo tiene dos filtros *bow-tie*, uno para protocolos de cuerpo y otro para protocolos de cabeza.

# Abstract

The radiation levels in computed tomography are higher than those in other radiological procedures. For this reason, international organizations for radiological protection suggest the implementation of independent methodologies to monitor the dose in computed tomography. In this project we have validated the results of Monte Carlo (MC) simulations using GATE for dosimetric calculations in the computed tomography scanner *Brilliance Big Bore* of the Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito. The validation was performed by comparing the results of the dose indexes that were obtained from MC simulations with the results of the dose indexes experimentally measured. Twelve protocols were studied in order to consider a large variety of operation modes. The methodology consisted in searching the values of the parameters that characterize the geometric components of the scanner. These parameters are: the anode angle ( $\alpha$ ), and the scaling variables  $\varepsilon_x$  and  $\varepsilon_y$  for the *bow-tie filter*. As a result, we found what we have called *acceptable parameters region* ( $\Theta$ ) of the scanner. The values of  $\alpha$ ,  $\varepsilon_x$  and  $\varepsilon_y$  that belong to  $\Theta$  can be used to calculate the dose indexes with MC simulations, and get errors up to 20% with respect to experimental measurements. This margin is within the tolerance limits established by the American Association of Physicists in Medicine. In particular, we found that by running simulations with the values  $\alpha = 19$ ,  $\varepsilon_y = 1.00$ ,  $\varepsilon_x = 0.30$ ,  $\varepsilon_x = 0.20$  for body and head protocols, respectively, we got lower errors. This result suggest that our scanner has two *bow-tie* filters, one for body protocols and other for head protocols.

# Capítulo 1

## Radioprotección en tomografía computarizada

En los últimos cien años se ha desarrollado una gran variedad de aplicaciones de la física en la medicina, en especial las técnicas que utilizan radiación. Por ejemplo, la radiación ionizante es utilizada en el tratamiento del cáncer y además, en procedimientos de radiodiagnóstico. Desafortunadamente, la radiación ionizante puede causar efectos negativos, como el desarrollo de *carcinogénesis* o *enfermedad por radiación* en los tejidos vivos [1, 2, 3]. A pesar de estas desventajas, el uso de la radiación ionizante en la medicina se ha potenciado en los últimos años. Sin embargo, siempre se ha procurado estimar y reducir los niveles de radiación que reciben los pacientes expuestos [4, 5, 6, 7, 8].

En este capítulo se revisan los procesos físicos de la interacción de la radiación con la materia, cómo se mide su efecto y cuáles son sus consecuencias biológicas en los tejidos vivos expuestos. Particularmente, se aborda el tema de radioprotección en tomografía computarizada.

### 1.1 Aspectos físicos de la radiación

No todo tipo de radiación causa daño a los seres vivos, sus efectos dependen de su naturaleza y de su energía. Para empezar, es indispensable distinguir los tipos de radiación según sus habilidades para ionizar la materia. Según lo cual, la radiación puede ser no ionizante o ionizante [1, 2].

## Radiación no ionizante

La radiación no ionizante no es suficientemente energética para ionizar la materia. En el espectro electromagnético, la radiación no ionizante corresponde a los fotones de baja energía, como por ejemplo: luz visible, luz infrarroja, microondas y ondas de radio. Este tipo de radiación puede dañar los tejidos principalmente por efectos térmicos. Para alcanzar un efecto significativo se necesita una gran fluencia de fotones [9], y aún así, no se logra un daño apreciable en los enlaces químicos de los tejidos [1].

## Radiación ionizante

La radiación ionizante tiene la suficiente energía para ionizar la materia y se clasifica en dos grandes grupos:

- Directamente ionizante: Partículas cargadas como electrones y protones.
- Indirectamente ionizante: Partículas neutras como fotones y neutrones.

La radiación directamente ionizante deposita la energía en la materia mediante interacciones de Coulomb directas entre la partícula ionizante cargada y los electrones de los átomos del medio. La radiación indirectamente ionizante primero libera una partícula cargada que luego deposita su energía en el medio al igual que la radiación directamente ionizante.

Tradicionalmente, las partículas ionizantes que se han empleado para combatir el cáncer, mediante radioterapia, han sido electrones y fotones [1, 2]. No obstante, durante los últimos años, varios estudios han analizado la viabilidad de utilizar partículas pesadas debido a sus evidentes ventajas sobre la radioterapia con fotones y electrones [1]. En particular, al utilizar protones es posible conformar de mejor manera la deposición de energía en el tumor, produciendo así un menor daño al tejido sano [4]. Sin embargo, la aplicación de técnicas de radioterapia con partículas pesadas se ve restringida debido a su elevado costo.

Por otro lado, la tomografía computarizada emplea rayos-X para la obtención de imágenes de la estructura anatómica interna del cuerpo humano. Otras técnicas, como la tomografía por emisión de positrones (PET, por sus siglas en inglés: *Positron Emission Tomography*) y la tomografía por emisión de un solo fotón (SPECT, por sus siglas en inglés: *Single Positron Emission Computed Tomography*) usan radionucleidos cuyos decaimientos producen radiación ionizante que se utiliza para estudiar la funcionalidad del cuerpo humano [1]. Cualquiera de estos procedimientos de diagnóstico involucra la deposición de energía en los tejidos. Por ello, es importante conocer los niveles de radiación que reciben los pacientes en estos exámenes para compararlos con el beneficio de la información adquirida [4, 8].

### 1.1.1 Mecanismos de interacción de la radiación ionizante con la materia

Cuando una partícula ionizante atraviesa un material, esta puede interactuar con los átomos del medio de acuerdo a los mecanismos de interacción de la radiación ionizante. Los mecanismos por los cuales un fotón puede interactuar con la materia son: la dispersión Thomson, el efecto fotoeléctrico, la dispersión Compton, la dispersión Rayleigh, la producción de pares y la fotodesintegración. Por otra parte, los electrones interactúan con los átomos del medio por interacciones de Coulomb.

A continuación se describen los mecanismos de interacción más importantes del transporte de electrones y fotones en la materia para el rango de energías de interés de aplicación médica. Dicho rango va desde los pocos keV en radiodiagnóstico hasta decenas de MeV en radioterapia [10]. La probabilidad de que se lleve a cabo la dispersión Thomson o la fotodesintegración es nula en este rango de energía, por lo cual no es importante discutirlos en detalle.

#### Fotones

Cuando un haz monoenergético de fotones incide sobre un material, la intensidad del haz se reduce a medida que lo penetra. Esta reducción está dada por la ley exponencial de Beer  $I(x) = I(0)e^{-\mu x}$ , donde  $\mu$  es el coeficiente de atenuación lineal,  $I(0)$  es la intensidad del haz antes de penetrar el material e  $I(x)$  es la intensidad tras recorrer una distancia  $x$  en el material. Sin embargo, la atenuación de un haz de fotones polienergético, definido por su espectro, se desvía de la ley exponencial de Beer [9].

El haz se atenúa debido a las interacciones se llevan a cabo entre los fotones y los átomos del medio atenuador. La probabilidad (o sección eficaz) para cada mecanismo de interacción depende de la energía del fotón y del número atómico ( $Z$ ) del medio. En la Figura 1.1 se muestra el porcentaje de contribución de la sección eficaz de varios mecanismos de interacción a la sección eficaz total para un medio de Carbono ( $Z = 6$ ), como función de la energía.

En el contexto de las interacciones de fotones con la materia, se define a un electrón fuertemente ligado como un electrón de un orbital atómico con una energía de enlace del orden de la energía del fotón incidente. Un electrón libre se considera aquel que tiene una energía de enlace mucho menor a la energía del fotón [2].

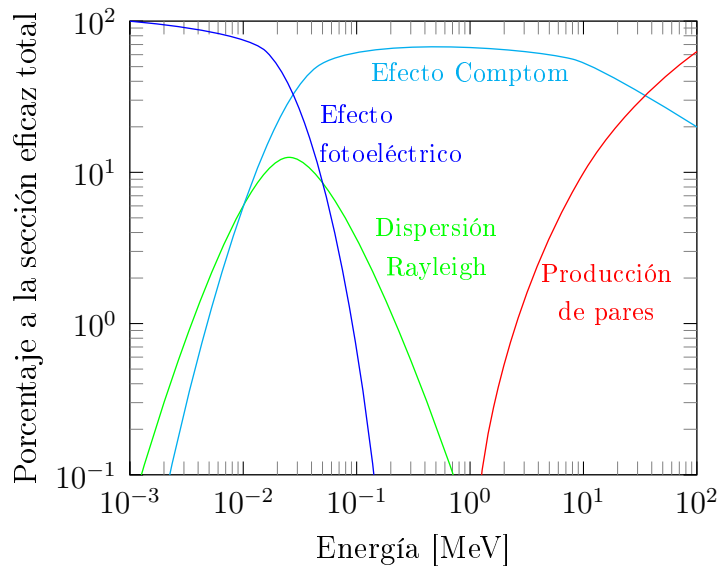
Los mecanismos de interacción que se dan entre los fotones y la materia en el rango de aplicación médica son los siguientes:

1. *Efecto fotoeléctrico.* Un fotón con energía  $h\nu$  interactúa con un electrón fuertemente ligado y desaparece. El electrón es expulsado del átomo como un *fotoelec-*

trón con energía cinética  $h\nu - E_B$ , donde  $E_B$  es la energía de enlace del electrón al átomo. Este mecanismo de interacción se lleva a cabo con electrones de las capas K, L, M o N [9]. Después de que el electrón haya sido expulsado del átomo, se crea una vacancia en la capa, dejando así al átomo en un estado excitado. La vacancia es llenada por un electrón de un orbital superior con la emisión de radiación característica o un electrón Auger.

La probabilidad del efecto aumenta para materiales con alto  $Z$  y con fotones de baja energía [10]. En la Figura 1.1 se puede ver que la sección eficaz del efecto fotoeléctrico disminuye a medida que la energía de los fotones se incrementa, hasta hacerse nula cerca de 1 MeV. Adicionalmente, la sección eficaz para el efecto fotoeléctrico muestra discontinuidades agudas (picos de absorción) cuando la energía de fotón incidente es igual a la energía de una capa atómica.

2. *Dispersión de Compton (incoherente)*. Un fotón interactúa con un electrón libre del medio atenuante. El fotón es dispersado y parte de su energía es transferida al electrón. La sección eficaz depende linealmente de  $Z$  y disminuye con el aumento de la energía, excepto para un rango de energías muy pequeñas, como se muestra en la Figura 1.1. La fórmula para calcular la sección eficaz del efecto Compton es conocida como la fórmula de Klein-Nishina. En el rango de pocas centenas de keV (rango utilizado en radiodiagnóstico) este efecto es el predominante [9, 10].
3. *Dispersión de Rayleigh (coherente)*. Un fotón interactúa con un electrón fuertemente ligado. El fotón se dispersa elásticamente con ángulos pequeños, sin transferir energía al medio. A pesar de ello, este efecto sí contribuye a la atenuación del haz de fotones. Como se muestra en la Figura 1.1, en un medio de Carbono y fotones con energías menores a 10 keV, la sección eficaz de la dispersión Rayleigh es mayor a la del efecto Compton. Para energías mayores, la probabilidad de que ocurra dispersión de Rayleigh disminuye al aumentar la energía del fotón [10].
4. *Producción de pares*. Un fotón interactúa con el campo Coulómbico del núcleo atómico y desaparece creando un par electrón-positrón con energía cinética combinada de  $h\nu - 2m_e c^2$ . Debido a que se crea la masa del electrón y del positrón a partir de un fotón (que no tiene masa), se requiere una energía umbral de  $2m_e^2 = 1.02$  MeV para que se produzca este efecto. La sección eficaz es proporcional a  $Z$  y aumenta rápidamente a medida que aumenta la energía. También se puede producir este mismo efecto en el campo de Coulomb de un electrón del orbital de un átomo, lo cual se conoce como producción triple. Para energías utilizadas en radiodiagnóstico (decenas y centenas de keV) este proceso tiene una probabilidad de ocurrencia nula, como se muestra en la Figura 1.1.



**Figura 1.1:** Porcentaje de contribución de varios mecanismos de interacción de fotones a la sección eficaz total para un medio de Carbono, en función de la energía. **Figura adaptada de [3].**

## Electrones

Cuando un haz de electrones (o de cualquier partícula cargada) incide en un medio, se producen interacciones de Coulomb entre los electrones del haz y los electrones de los orbitales atómicos o con los núcleos atómicos del medio. Como consecuencia, los electrones incidentes pueden perder su energía cinética (mediante colisiones y procesos radiativos) o simplemente pueden cambiar su dirección de movimiento (mediante dispersiones elásticas).

Para describir la pérdida gradual de la energía de los electrones debido a los procesos radiativos y de colisiones se utiliza el *poder de frenado*, definido como la pérdida de energía del electrón incidente por unidad de longitud. Dependiendo del proceso involucrado en la pérdida de energía del electrón incidente, el poder de frenado se denomina *poder de frenado de colisión* o *poder de frenado radiativo*.

El poder de frenado de colisión es empleado en colisiones inelásticas entre el electrón incidente y los electrones de los orbitales atómicos del medio atenuante. Dependiendo de la energía del electrón incidente, este puede excitar o ionizar al átomo con el que interactúa. Los electrones expulsados por ionización se llaman *electrones secundarios*. La probabilidad de creación de electrones secundarios está dada esencialmente por la sección eficaz inelástica de Møller [11]. Otras partículas cargadas tienen secciones eficaces específicas para la creación de partículas secundarias, por ejemplo los positrones manejan la sección eficaz de Bhabha [11].

El poder de frenado radiativo describe la pérdida energética del electrón cuando interactúa directamente con un núcleo atómico o el “background” eléctrico promedio. Como consecuencia de la desaceleración del electrón en este campo electromagnético tan fuerte, se emite un espectro continuo de fotones. Este proceso es conocido como Bremsstrahlung.

### 1.1.2 Cantidades dosimétricas de la radiación

Para fines dosimétricos, es indispensable contar con un sistema de unidades y medidas para la radiación ionizante. La Comisión Internacional de las Unidades y Medición de la Radiación (ICRU, por sus siglas en inglés: *International Commission on Radiation Units and Measurements*) ha publicado la definición de todas las cantidades para la dosimetría de la radiación en su reporte más reciente: el ICRU 85 [12]. A continuación se presentan algunas de esas magnitudes relevantes para nuestro trabajo.

#### Dosis

En la actualidad, la magnitud más utilizada en dosimetría de la radiación es la *dosis* o *dosis absorbida*. El ICRU [12] define a la dosis como la cantidad de energía depositada por unidad de masa. Su unidad en el Sistema Internacional es el gray (Gy), que equivale a  $1 \text{ J kg}^{-1}$ . La dosis forma parte de la información requerida para controlar, en primera aproximación, la seguridad radiológica de personas expuestas a radiaciones ionizantes [6].

#### Transferencia lineal de energía

La transferencia lineal de energía (LET, por sus siglas en inglés: *Linear Energy Transfer*), describe el promedio de la energía depositada localmente por unidad de longitud a lo largo del camino de la partícula ionizante [1, 2, 9, 12]. En contraste al poder de frenado discutido anteriormente, el LET hace referencia a la energía absorbida por unidad de longitud y no a la energía que pierde la partícula ionizante. El LET está relacionado con el *rango* de la partícula. El rango de una partícula se define como la distancia a la cual la partícula pierde energía hasta llegar a cierto umbral [1]. Un rango pequeño significa que la energía se disipa rápidamente, lo cual se refleja en un LET alto.

El LET permite escoger la partícula adecuada de acuerdo con la necesidad del procedimiento radiológico. En radiodiagnóstico es importante emplear partículas de bajo LET o rango grande, pues es de interés que estas atraviesen los tejidos para luego ser detectadas. Este es precisamente el caso de los rayos-X empleados en los tomógrafos, cuyos LETs son menores a los LETs de los electrones o partículas  $\alpha$ , que son preferentemente usados en radioterapia para tratamientos de tumores superficiales, por ejemplo en el cáncer de piel [1].



## Dosis equivalente

Para tomar en cuenta la dependencia del tipo de la partícula ionizante en el daño biológico al tejido vivo se ha definido el *efecto biológico relativo* (RBE, por sus siglas en inglés: *Relative Biological Effect*). El RBE se calcula mediante el cociente entre  $D_{\text{ref}}$  y  $D$ , donde  $D_{\text{ref}}$  es la dosis (depositada por fotones de 200 keV) requerida para causar el mismo daño biológico de la dosis ( $D$ ) depositada por la radiación bajo consideración [1, 3]. En radiodiagnóstico, el RBE casi siempre es la unidad, ya que usualmente se emplea fotones con energía de unas decenas de keV.

La cantidad dosimétrica que toma en cuenta la dosis absorbida en los órganos y el tipo de radiación empleada es la dosis equivalente ( $H$ ). Se define como el producto de la dosis (en grays) con el RBE [1, 2, 4, 13], su unidad en el Sistema Internacional es el sievert (Sv). Tradicionalmente se suele usar el rem (1 Sv=100 rem).

## Dosis efectiva

La dosis, el LET y la dosis equivalente proporcionan información acerca de la cantidad de energía depositada y la severidad del efecto de la partícula ionizante utilizada. Adicionalmente, se debe tomar en cuenta la radiosensibilidad de los tejidos expuestos. La cantidad dosimétrica que ayuda a tomar esto en cuenta es la dosis efectiva. Para su cálculo, se asigna un factor de peso radiativo ( $w_i$ ) a cada órgano, dependiendo de su radiosensibilidad. De esa forma se puede estimar el daño al cuerpo entero mediante una ponderación [13, 14, 15]:

$$\text{Dosis efectiva} = \sum_i D_i w_i, \quad (1.1)$$

donde  $D_i$  es la dosis depositada en el órgano con factor de peso radiativo  $w_i$ .

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, por sus siglas en inglés: *International Commission on Radiation Protection*) es la encargada de determinar estos factores mediante estudios de cohorte. La ICRP advierte que la dosis efectiva no debe ser usada para estimar el riesgo de un paciente en particular que se somete a radiación ionizante [3, 5, 13, 14], simplemente es un estimador que sirve para comparar el riesgo de detrimento radiológico por diferentes situaciones de exposición a radiación ionizante.

## 1.2 Efectos biológicos de la radiación

### 1.2.1 Efectos de la radiación en el ADN

La radiación ionizante es capaz de liberar los electrones ligados a los átomos y moléculas de los tejidos vivos. En material biológico, la interacción de las partículas ionizantes con las moléculas de agua crean radicales hidroxilos [3]. Estos radicales pueden interactuar con las moléculas de ácido desoxirribonucleico (ADN).

La correcta funcionalidad celular depende de la integridad del ADN. Cuando los radicales, creados por la radiación ionizante en los tejidos vivos, interactúan con el ADN, es muy probable que se desarrollen mutaciones y defectos genéticos. En el peor de los casos esto puede llevar al desarrollo de cáncer [1, 3, 15].

La reparación del daño causado al ADN se lleva a cabo por enzimas especializadas. En general, estas enzimas reparan el daño con mayor eficiencia si solamente una de las dos hebras del ADN se rompe [1, 3]. Esto explica por qué las partículas con alto LET son más peligrosas que las de bajo LET, pues se deposita una mayor concentración de energía, de modo que es más probable que una ruptura doble se produzca.

### 1.2.2 Dosis agudas y dosis crónicas

Los efectos de la radiación ionizante dependen de la dosis depositada, de la naturaleza de las partículas ionizantes y de la sensibilidad de los tejidos. Pero también es importante la tasa a la cual se deposita la dosis [1, 2, 13, 15]. Cuando la dosis es depositada rápidamente en los tejidos se habla de *dosis agudas*, cuyos efectos son distintos a los de las *dosis crónicas*, las cuales se depositan lentamente.

La consecuencia de una exposición a dosis agudas es un síndrome llamado *enfermedad por radiación*, que aparece dentro de unas horas, o semanas. La exposición a dosis agudas de unos cuantos grays pueden producir síntomas como fatiga, náusea, vómito y pérdida de cabello, y en el peor de los casos la muerte [13]. Por otra parte, no se puede predecir una enfermedad específica para un individuo expuesto a una dosis crónica. La consecuencia principal para este individuo es una predisposición a desarrollar cualquier tipo de cáncer [1].

Existe una relación predecible entre las dosis agudas y la gravedad de la enfermedad por radiación; la severidad aumenta mientras la dosis se incrementa. Las dosis entregadas rápidamente se encuentran en el *régimen determinístico* de las consecuencias de la radiación ionizante [1, 2, 15].

Por otra parte, cuando un individuo recibe lentamente una dosis, no se detecta inmediatamente una enfermedad, pero esta persona acumula un riesgo de por vida para

desarrollar eventualmente cáncer. Este efecto corresponde al *régimen estocástico* [1, 2, 15]. Las dosis entregadas por los tomógrafos entran en esta categoría.

Kane [1] realiza una excelente analogía del régimen estocástico, que a continuación citamos textualmente:

“La inducción a contraer cáncer por radiación crónica puede ser comparada con una perversa lotería en la cual la gente echa suerte para la pena máxima (contraer cáncer) en lugar de un premio; no hay manera de saber si un individuo en particular ganará.”

En el contexto de esta analogía, la probabilidad de que un individuo gane la pena máxima depende del número de boletos de lotería que compre; la probabilidad de que esa persona adquiera cáncer por una dosis crónica depende del número de exposiciones a radiaciones ionizantes y de su magnitud. Cabe mencionar que el cáncer, a pesar de desarrollarse en etapas, es una enfermedad de “todo o nada”, es decir, no se puede contraer “un poco de cáncer”. A diferencia de las dosis agudas, las exposiciones en el régimen estocástico son *exposiciones de por vida* [1, 3], esto significa que su efecto es acumulativo. Una persona tiene la misma probabilidad de desarrollar cáncer si una dosis crónica es entregada por partes o de una sola exposición.

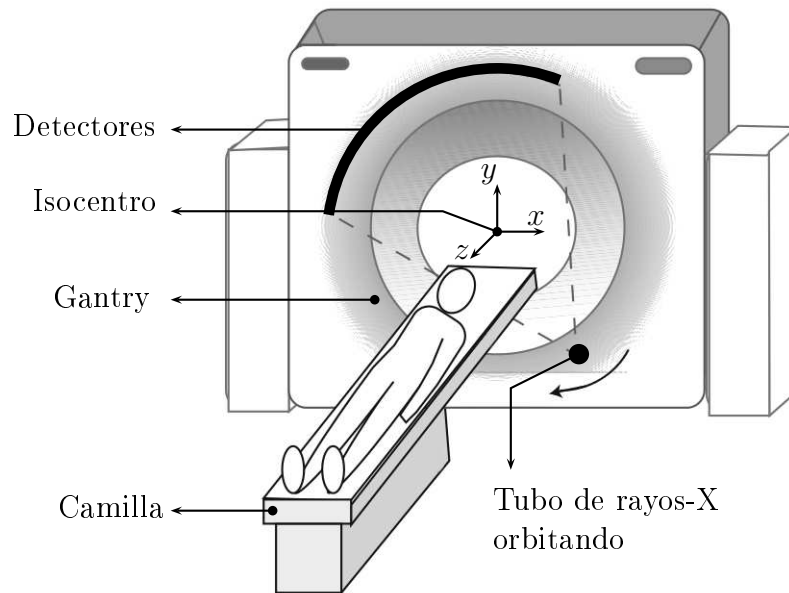
En base a lo explicado sobre los mecanismos de daño sobre el ADN por parte de la radiación ionizante, es posible entender por qué las dosis crónicas no causan daño inmediato como las dosis agudas. Cuando la radiación ionizante pasa por los tejidos, no es seguro que interactúe con las moléculas, ni que se liberen partículas ionizadas, tampoco es seguro que estas partículas rompan las hebras del ADN ni que ese daño sea reparado. Estas y otras condiciones tienen su correspondiente probabilidad de ocurrencia, que disminuye cuando la tasa de dosis se reduce, pues las enzimas reparadoras tienen mayor tiempo para corregir los daños causados.

## 1.3 Tomografía computarizada

### 1.3.1 Características

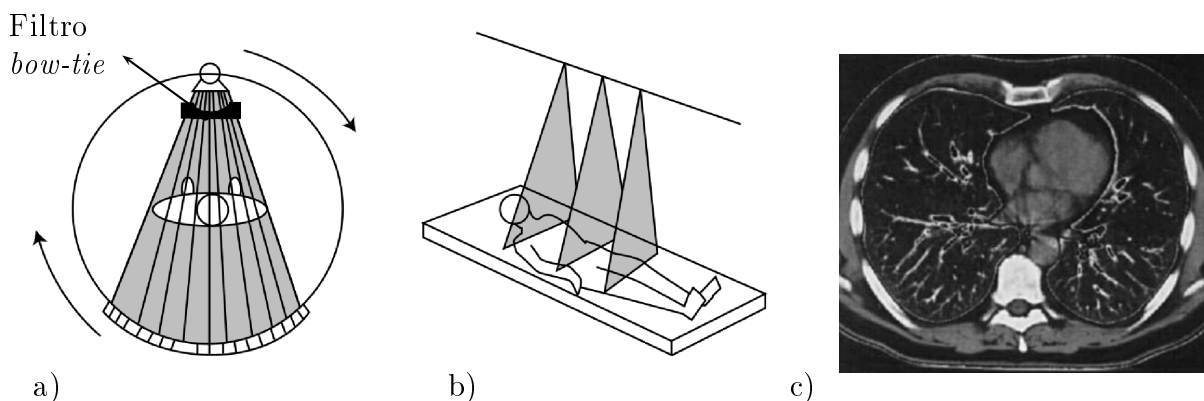
La tomografía computarizada es una técnica de radiodiagnóstico que utiliza fotones generados en un tubo de rayos-X para adquirir la imagen tridimensional del interior de un paciente. El equipo médico con el cual se realiza una tomografía computarizada se conoce como *tomógrafo*, el cual cuenta con un tubo de rayos-X, un arreglo de detectores que se encuentran en su *gantry* y una camilla para el paciente (Figura 1.2). El gantry se asemeja a una gran “dona”, con una apertura de aproximadamente 70 cm de diámetro por donde ingresa el paciente a ser escaneado. En el centro de la apertura del gantry se

ubica el *isocentro*, el cual es el origen del sistema de coordenadas del tomógrafo, como se muestra en la Figura 1.2.



**Figura 1.2:** Componentes principales de un tomógrafo junto al sistema de referencia  $xyz$  con el isocentro en el punto  $(0,0,0)$ . **Figura adaptada de [1].**

El proceso de adquisición de imágenes en un tomógrafo es el siguiente: el tubo de rayos-X irradia al paciente con un haz en forma de abanico en el plano  $xy$  del tomógrafo, mientras orbita sobre el gantry en sincronía con los detectores que se encuentran al otro lado de la apertura. En cada órbita se procesa la información de todas las proyecciones de la imagen del paciente, obteniendo así un *corte*, como se muestra en la Figura 1.3. El conjunto de varios cortes es lo que se conoce como tomografía.



**Figura 1.3:** Adquisición de una tomografía. a) Radiación del paciente por el tubo de rayos-X mientras completa una órbita en sincronía con el arreglo de detectores. También se indica la ubicación del filtro *bow-tie*. b) Distintos cortes para distintas órbitas del tubo de rayo-X. c) Corte de una tomografía de pecho. **Figura adaptada de [1].**

Los tomógrafos modernos trabajan bajo la modalidad de *multidetECCIÓN*, con la cual pueden adquirir varios cortes simultáneamente. En este tipo de tomógrafos los detectores están distribuidos en una matriz con decenas de miles de detectores, cada fila con aproximadamente mil detectores formando un arco [1, 9]. Estas filas se conocen como *canales* de detección. En la actualidad, los tomógrafos de uso clínico tienen entre 16 y 256 canales a lo largo del eje  $z$  [16].

El espectro de energía de los fotones producidos en el tubo de rayos-X es continuo y depende de la geometría del ánodo y del potencial eléctrico ( $V$ ) del tubo de rayos-X. Los potenciales típicos en tomografía computarizada van desde los 80 kV, hasta los 150 kV. La energía máxima de los fotones está dada por  $E_{\max} = V \times e$ , donde  $e$  es la carga del electrón. Este rango de energía es conocido como *ortovoltaje* [9].

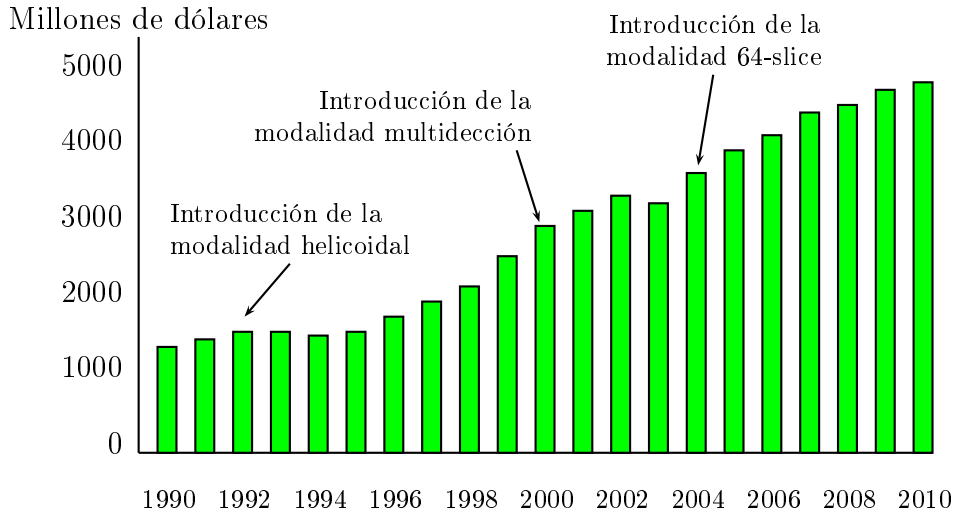
En el trayecto de los fotones, desde la fuente hasta el paciente, se ubican colimadores y filtros. Los colimadores definen el ancho del haz en la dirección longitudinal del tomógrafo (eje  $z$ ), el cual depende de las características deseadas de la tomografía. Adicionalmente, los tomógrafos cuentan con un filtro *bow-tie* (llamado así por su forma de corbatín). Este filtro está ubicado a pocos centímetros de la fuente y su función es la de homogeneizar el flujo de fotones que llegan a los detectores (Figura 1.3 a) . El filtro *bow-tie* introduce una atenuación variable para distintos ángulos de emisión en el plano  $xy$ ; en el centro del haz el grosor del filtro es mínimo y se va incrementando para ángulos mayores. El resultado de incluir esta atenuación sobre el haz de radiación es una disminución de la dosis en la periferia del paciente sin perder calidad de imagen.

### 1.3.2 Riesgos asociados

Desde su invención en el año de 1969 por Godfrey Hounsfield [1, 3, 4, 6], la tomografía computarizada ha revolucionado el radiodiagnóstico por la valiosa información que proporciona acerca de la estructura anatómica de un paciente en particular.

El gran aporte que representa esta técnica al momento de emitir un diagnóstico médico acertado, ha hecho que el número de tomografías se incremente de manera notable en los últimos años [3, 4, 8]. Según el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), se estimaba que las ventas de tomógrafos a nivel mundial se triplicarían para el 2010 en comparación a 1990 [4], como se puede ver en la Figura 1.4. La Organización Mundial de la Salud estimaba que en el 2010, en el Ecuador se encontraban en funcionamiento 29 tomógrafos solo en el sector público, sin tomar en cuenta el sector privado [17].

Los organismos de radioprotección han puesto especial énfasis en el control de los niveles de radiación que emiten los tomógrafos, pues estos son mucho mayores a los de otros procedimientos radiológicos. La dosis en tomografía representa el 70% res-



**Figura 1.4:** Ventas mundiales de tomógrafos en los últimos 20 años. **Figura adaptada de [4].**

pecto al total de todos los procedimientos de diagnóstico, a pesar de que el número de tomografías solo es el 25% del total de exámenes de radiodiagnóstico [3, 4, 8].

Por ejemplo, la dosis típica que recibe un paciente adulto que se somete a una tomografía de abdomen es de 10 mSv al estómago, mientras una radiografía convencional de pecho es de 0.01 mSv en los pulmones [3]. Los estudios epidemiológicos estiman que mil tomografías de abdomen con una dosis de 10 mSv serían responsables de incrementar una muerte en exceso por cáncer [1]. Es ilustrativo comparar el riesgo que representa esta dosis con otras actividades de riesgo, como se muestra en la Tabla 1.1.

**Tabla 1.1:** Comparación de los riesgos para varias actividades de peligro. **Datos tomados de [1, 5].**

---



---

Una exposición de 2 mSv de radiación ionizante tiene un riesgo comparable a:
• Fumar 150 cigarrillos
• Viajar 8000 kilómetros en auto
• Escalar rocas por dos horas y media

---



---

Es por esta razón que los organismos reguladores han establecido normas para el control de los niveles de radiación que emiten los tomógrafos. El principio por el que se rige la seguridad radiológica en los procedimientos de radiodiagnóstico se abrevia como ALARA (tan bajo como sea razonablemente alcanzable, por sus siglas en inglés: *As Low As Reasonably Achievable*) [1, 2, 5, 8, 18]. Esto significa que la radiación solo debe ser empleada cuando se obtiene un beneficio neto de su uso, y aún así se debe reducir la dosis al mínimo.

Cumplir con el principio ALARA es especialmente importante con infantes, pues son inherentemente más radiosensibles que los adultos y tienen menor material atenuante

sobre el cual distribuir la energía de la radiación ionizante. Más aun, tienen más años por delante para desarrollar un cáncer inducido por una exposición de por vida [3, 19]. En respuesta a esto, en el 2008, varias organizaciones de física médica y radioprotección fundaron la *Alianza*<sup>1</sup> [19], con el fin de concientizar y educar a la comunidad médica sobre la importancia de la dosimetría en niños que se someten a procedimientos de radiodiagnóstico.

Con este objetivo en mente, a lo largo de muchos años de investigación, se ha mejorado en muchos aspectos la tomografía computarizada [1]. Mejoras en el diseño de la fuente de rayos-X, la colimación, la sensibilidad de los detectores, y los algoritmos de reconstrucción, han aportado a la reducción de la dosis suministrada a los pacientes que se someten a una tomografía sin perder calidad de la imagen. Desde luego, el principio ALARA sugiere que, en lo posible, se empleen técnicas que no usen radiaciones ionizantes, tales como resonancias magnéticas o ultrasonidos [8].

Tras comprender la importancia de monitorizar los niveles de radiación en tomografía computarizada, surge la necesidad de establecer un método estándar que pueda ser practicado clínicamente. Para ello, se ha definido el índice de dosis para tomografía computarizada.

## 1.4 El CTDI: índice de dosis para tomografía computarizada

En 1990, la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM, por sus siglas en inglés: *American Association of Physicists in Medicine*) estableció una metodología estándar para controlar los niveles de radiación entre los distintos tomógrafos y los protocolos<sup>2</sup> que ellos emplean [7]. Para ello, tomaron el indicador propuesto por Shope *et. al.* en 1981: *el índice de dosis para tomografía computarizada* (CTDI, por sus siglas en inglés: *Computed Tomography Dose Index*). Originalmente se propuso este índice como una medida experimental para cuantificar la emisión de radiación de una tomografía consistente de múltiples cortes escaneados contiguamente [7, 20, 21]. Sin embargo, se fueron introduciendo cantidades derivadas del CTDI que toman en cuenta las nuevas modalidades de los tomógrafos modernos (multideteción, escaneo helical, etc) [4, 5, 6, 19].

En tomografía computarizada, al igual que en cualquier situación en que se desee cuantificar la radiación ionizante, se deben utilizar instrumentos especializados para las características de la radiación a medir (naturaleza de la partícula, energía, etc). El

---

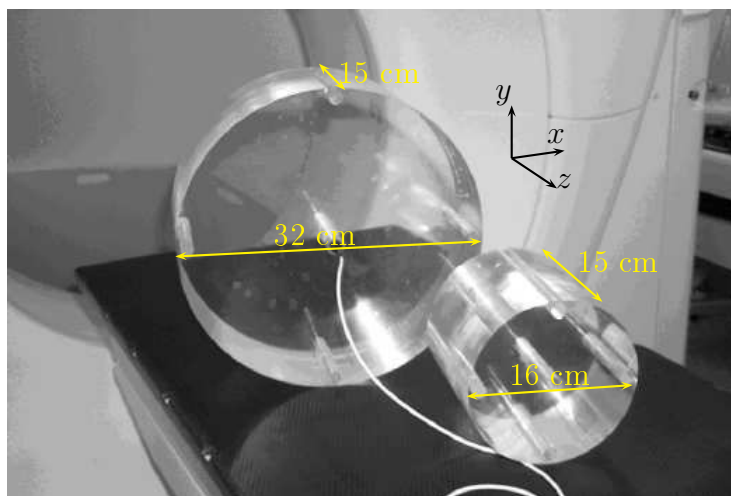
<sup>1</sup>Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging

<sup>2</sup>Se entiende como *protocolo* al conjunto de condiciones en las que opera el tomógrafo: voltaje, corriente en el tubo de rayos-X, tiempo de exposición y ancho del haz en el isocentro.

sistema dosimétrico utilizado para tomografía computarizada consta de una cámara de ionización tipo lápiz, un electrómetro, un barómetro y un termómetro.

En la medición experimental del CTDI se coloca la cámara de ionización tipo lápiz dentro de un fantoma de polimetil-metacrilato (PMMA) que está posicionado de manera que su centro coincida con el isocentro del tomógrafo. El CTDI se mide con la mesa estática mientras el tubo de rayos-X completa un giro irradiando al fantoma bajo las condiciones de operación específicas del protocolo que se desea estudiar. La unidad del CTDI es el gray.

Este método ha sido aceptado por la Administración de Drogas y Alimentos (FDA, por sus siglas en inglés: *Food and Drugs Administration*) y cuenta con su registro oficial en el Código de Regulaciones Federales de los Estados Unidos [5, 7, 21]. En esta regulación se especifican la composición, el diámetro y la longitud de los fantomas empleados. Para evaluar exámenes de cabeza se utiliza un fantoma cilíndrico de PMMA de 16 cm de diámetro y de 15 cm de longitud, y para exámenes de cuerpo el diámetro del fantoma es de 32 cm (Figura 1.5). La estandarización de estos fantomas ayuda a que la medición del CTDI sea reproducible y consistente.



**Figura 1.5:** Fantomas de cabeza (head) con 16 cm de diámetro, y de cuerpo (body) con 32 cm de diámetro. **Figura adaptada de [22].**

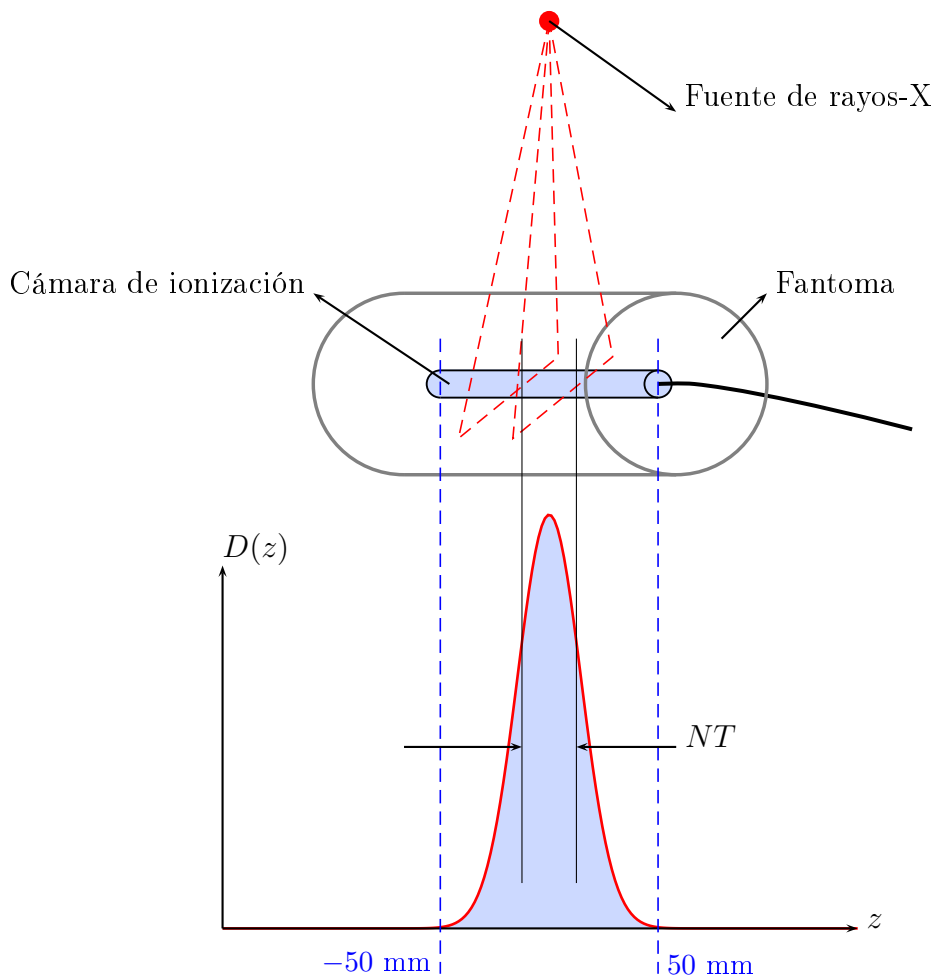
### 1.4.1 $CTDI_{\infty}$

También conocido simplemente como CTDI, el  $CTDI_{\infty}$  se define como la integral del perfil de dosis sobre un eje paralelo al eje axial del tomógrafo, dividida para el ancho total del haz primario en el isocentro [4, 5, 6, 7, 19, 20, 23, 22], es decir:

$$CTDI_{\infty} = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz,$$

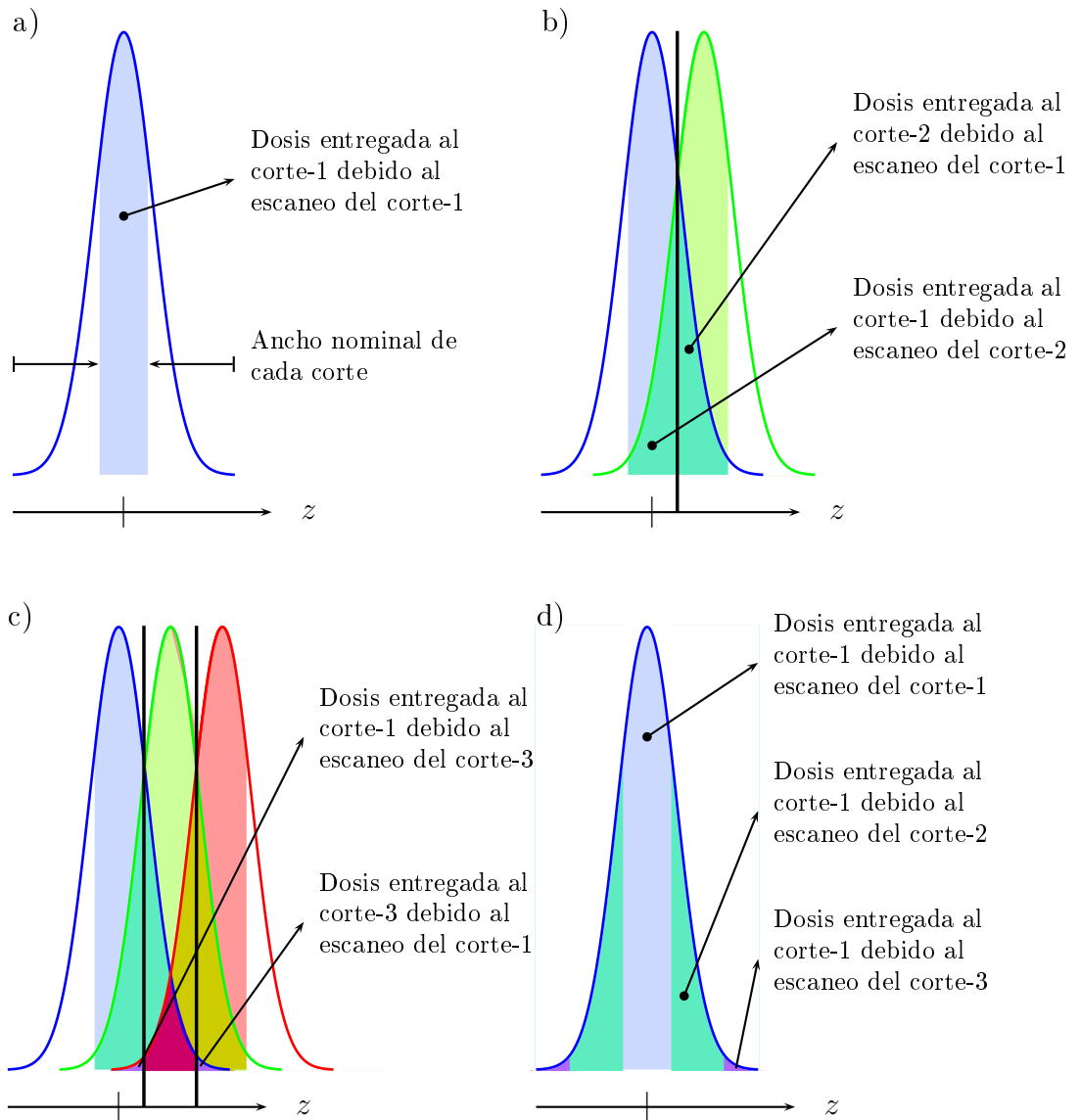


donde  $N$  es el número de cortes adquiridos por cada rotación del gantry, el cual es equivalente al número de canales activos a lo largo del eje longitudinal del tomógrafo y  $T$  es el ancho de cada canal. De esta forma,  $NT$  es el *ancho total de irradiación en el isocentro* del tomógrafo para el protocolo bajo estudio. En la Figura 1.6 se muestra el esquema para medir experimentalmente el CTDI.



**Figura 1.6:** Esquema de medición del CTDI<sub>100</sub>. Mientras el fantoma permanece estático, la fuente de rayos-X lo orbita e irradia durante un segundo. La cámara de ionización mide la dosis depositada a lo largo del eje  $z$ , es decir, la integral del perfil de dosis:  $\int_{-50}^{50} D(z)dz$ . También se muestra el ancho del haz en el isocentro  $NT$ .

A pesar de que la medición del CTDI<sub>∞</sub> se realiza con la mesa estática y con un solo giro del gantry, este índice está definido de modo que se tomen en cuenta todas las irradiaciones de los cortes que forman el escaneo completo. Para entender esto, observemos la Figura 1.7a que ilustra el perfil de dosis correspondiente al escaneo del corte-1. La región sombreada representa la dosis que la región del corte-1 absorbe cuando el corte-1 es escaneado. Nótese que este perfil de dosis también deposita un porcentaje de la dosis en los cortes adyacentes.



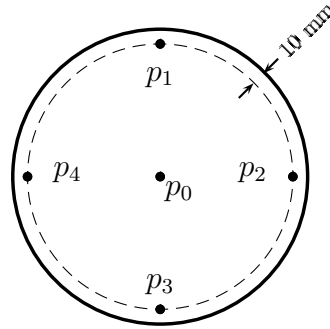
**Figura 1.7:** Construcción del CTDI. **Figura adaptada de [20, 23].**

¿Qué sucede cuando se escanea un corte contiguo? (corte-2 en la Figura 1.7b). La región más oscura, sombreada a la derecha del corte-1 representa la dosis que el escaneo del corte-1 proporciona al corte-2. Nótese la simetría en la dosis que el escaneo del corte-2 entrega al corte-1. En la Figura 1.7c se muestra el efecto de un tercer corte (corte-3). Se puede ver que la contribución de escaneo del corte-1 a la dosis del corte-3 (región más oscura) es menor que la contribución del corte-2 a la dosis del corte-3. Sin embargo, se repite la simetría encontrada anteriormente; la dosis que el escaneo del corte-1 entrega al corte-3 es igual a la dosis que el escaneo del corte-3 entrega al corte-1.

Aumentando más cortes (Figura 1.7 d) se llega a la siguiente conclusión: *la dosis que el escaneo del corte-1 entrega a todos los cortes es igual a la dosis que el corte-1 recibe de los escaneos de todos los cortes*. Esto explica por qué la medición del CTDI (que es la integración del perfil de dosis correspondiente al escaneo de un solo corte) toma en cuenta la irradiación de varios cortes, aunque su medición deba realizarse con el escaneo de un solo corte.

### 1.4.2 CTDI<sup>p<sub>j</sub></sup>

El CTDI<sup>p<sub>j</sub></sup> es el CTDI medido en una posición específica del fantoma; en el centro o en la periferia. El subíndice  $j$  puede tomar los valores 0, 1, 2, 3, 4 para las posiciones: central, anterior, lateral derecha, posterior y lateral izquierda, respectivamente. En la Figura 1.8 se ilustran estas posiciones.



**Figura 1.8:** Posiciones de la cámara de ionización en los fantomas para la medición del CTDI<sup>p<sub>j</sub></sup>.

### 1.4.3 CTDI<sub>FDA</sub> y CTDI<sub>100</sub>

La definición formal del CTDI, con los límites de integración de  $-\infty$  a  $+\infty$ , asegura que todo el perfil de dosis sea tomado en cuenta. Desde luego, en la práctica la medición del CTDI, definido de esta manera, no es posible. Es por ello que en 1984, la FDA estandarizó los límites de integración desde  $-7T$  a  $7T$  [5, 7, 22].

$$\text{CTDI}_{\text{FDA}} = \frac{1}{NT} \int_{-7T}^{7T} D(z) dz$$

Más tarde, en 1990, la AAPM introdujo el uso de una cámara de ionización con un volumen activo de  $3 \text{ cm}^3$  y longitud activa de  $10 \text{ mm}$  [7]. Desde entonces, los límites de integración utilizados son desde  $-50 \text{ mm}$  a  $50 \text{ mm}$ .

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{50} D(z) dz.$$

En la actualidad el CTDI<sub>100</sub> es la magnitud derivada del CTDI más común, pues las cámaras de ionización de uso clínico tienen una longitud sensible de  $100 \text{ mm}$ .

#### 1.4.4 CTDI<sub>w</sub>

El CTDI<sub>w</sub> fue introducido por Leitz en 1995 [5, 6] y está incluido en los protocolos de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC, por sus siglas en inglés: *International Electrotechnical Commission*) [5, 6, 13, 19, 21, 22, 23]. Este índice combina los valores de los CTDIs medidos en la periferia y en el centro del fantoma de PMMA:

$$\text{CTDI}_w = \frac{1}{3}\text{CTDI}^{p_o} + \frac{2}{3} \left( \frac{\text{CTDI}^{p_1} + \text{CTDI}^{p_2} + \text{CTDI}^{p_3} + \text{CTDI}^{p_4}}{4} \right). \quad (1.2)$$

El CTDI<sub>w</sub> fue introducido para estimar el promedio del CTDI en el plano axial (o sobre el campo de visión FOV, por sus siglas en inglés: *Field Of View*). Los valores 1/3 y 2/3 aproximan las áreas relativas representadas por el centro y el borde del fantoma [5]. La IEC ha estandarizado al CTDI<sub>100,w</sub> (es decir, el CTDI<sub>w</sub> medido con una cámara de ionización de 100 mm de longitud activa) como el indicador de la cantidad de radiación de un protocolo en específico. Los fabricantes de tomógrafos están obligados a proporcionar los CTDIs<sub>100,w</sub> de todos sus protocolos para mostrarlos en la consola de operación del tomógrafo antes de realizar cualquier tomografía [5, 22].

#### 1.4.5 CTDI<sub>VOL</sub>

El CTDI<sub>VOL</sub> incluye el espaciamiento entre dos exposiciones contiguas, correspondientes a dos rotaciones del gantry consecutivas [4, 5, 6, 19, 20, 23, 22]:

$$\text{CTDI}_{\text{VOL}} = \frac{\text{CTDI}_w}{p} \quad (1.3)$$

donde  $p = b/NT$  es conocido como el *pitch* y  $b$  es la distancia que avanza la mesa por cada rotación del gantry. Mediante esta definición, se puede evaluar la eficiencia de la “densidad” de escaneo sobre la dosis para una tomografía en particular:

1. Cuando  $p < 1$ , los haces de rayos-X correspondientes a dos rotaciones contiguas se están sobreponiendo entre sí.
2. Cuando  $p > 1$ , los haces de rayos-X correspondientes a dos rotaciones contiguas dejan espacios sin irradiar entre sí.

Evidentemente una mayor densidad de irradiación ( $p < 1$ ) conlleva a una mayor dosis, lo cual es reflejado en un aumento del CTDI<sub>VOL</sub>, mientras una menor densidad, con  $p > 1$  grandes, hace que el CTDI<sub>VOL</sub> disminuya. Las simulaciones Monte Carlo realizadas por Jarry *et al.* [24] mostraron una dependencia del tipo  $1/p$  para la dosis absorbida en los órganos.

Mientras el  $\text{CTDI}_w$  representa el promedio de la dosis en el FOV, el  $\text{CTDI}_{\text{VOL}}$  representa el promedio volumétrico de la dosis absorbida por una tomografía en particular [5].

### 1.4.6 DLP (“dose length product”)

El DLP es el producto de la dosis por la longitud de escaneo y junto al  $\text{CTDI}_{\text{VOL}}$ , son las magnitudes reportadas<sup>3</sup> en la consola del tomógrafo para cada estudio que se realiza sobre cada paciente. A partir del 2002, la IEC exige [5, 8, 13, 15, 19, 21, 22] que todos los tomógrafos que se fabriquen muestren al operador del tomógrafo estas cantidades *antes* de realizar la irradiación. El DLP se define como:

$$\text{DLP} = \text{CTDI}_{\text{VOL}} L \quad (1.4)$$

donde  $L$  es la longitud total de escaneo. Es importante tener cuidado de no confundir la longitud de la imagen adquirida con  $L$ . Esta situación tiene especial relevancia en los tomógrafos helicoidales, que necesitan irradiar más allá de la longitud de la imagen adquirida debido a que los algoritmos de reconstrucción así lo requieren.

El DLP refleja la energía total impartida por la tomografía completa y es un descriptor más completo que el  $\text{CTDI}_{\text{VOL}}$  para un examen en particular. Por ejemplo, una tomografía de abdomen puede tener el mismo  $\text{CTDI}_{\text{VOL}}$  que una tomografía de pecho; sin embargo, la tomografía de pecho tiene una mayor longitud de escaneo y consecuentemente un mayor DLP.

### 1.4.7 Dosis efectiva

En la Sección 1.1.2 se introdujo el concepto de dosis efectiva para reflejar el riesgo de la radiación ionizante en los tejidos vivos. La dosis efectiva indica el riesgo de detrimento biológico de una exposición parcial y no uniforme del cuerpo a radiación ionizante, en términos de una exposición uniforme de cuerpo completo [14, 15]. Su cálculo se realiza formalmente con la ecuación (1.1) y los correspondientes factores de peso radiativo [13, 14, 15, 19]. Sin embargo, este método requiere que se conozcan las dosis entregadas en cada uno de los órganos especificados en la publicación 103 del ICRP [19].

Alternativamente, la dosis efectiva puede ser estimada mediante el uso de los llamados *coeficientes k*. Este método fue desarrollado por la Comisión Europea al comparar la dosis efectiva calculada con el método mencionado en el párrafo anterior y su co-

---

<sup>3</sup>Sin embargo, en ciertos tomógrafos, como el *Brilliance Big Bore*, la consola muestra el DLP junto al  $\text{CTDI}_w$ .

respondiente DLP, para un gran variedad de modelos de tomógrafos manteniendo la sección anatómica fija (por ejemplo: cabeza, pecho, abdomen). Como resultado, encontraron una relación lineal entre la dosis efectiva y su DLP [5, 15, 21].

$$\text{Dosis efectiva} \approx k \times \text{DLP} \tag{1.5}$$

La unidad del coeficiente  $k$  es  $\text{mSv mGy}^{-1}\text{cm}^{-1}$ . Los coeficientes dependen de la región anatómica irradiada y del fantoma utilizado (de cabeza o de cuerpo). Los valores que este método predice para la dosis efectiva son bastante consistentes con respecto al método de los factores  $w$ , reportando errores que no superan el 15% [15].

## 1.5 Dosimetría en pacientes

De lo expuesto en este capítulo, se puede concluir que es necesario conocer las dosis que reciben los órganos de los pacientes sometidos a una tomografía. Es importante, por ejemplo, conocer la dosis depositada en los pulmones de un paciente expuesto a cierto protocolo, o la dosis al corazón. Sin embargo, en la práctica es imposible introducir un dosímetro dentro de un órgano para medir la dosis en todo su volumen.

La dosimetría *in vivo* es el conjunto de técnicas mediante las cuales se mide la dosis en ciertos puntos del paciente al momento de la exposición a radiación ionizante. Es utilizada especialmente en radioterapia externa [25]. Con esta técnica se podría estimar, en primera aproximación, los niveles de radiación que los órganos reciben al momento de someterse a una tomografía. Lastimosamente, los problemas de este método son evidentes: incomodidad del paciente, limitación en la medición de la dosis para órganos profundos y la imposibilidad de medir la dosis en todo el volumen del órgano.

Alternativamente, existe la posibilidad de utilizar simulaciones Monte Carlo para el transporte de radiación en la materia, con el fin de calcular la dosis depositada en el medio. Con esta técnica, se puede modelizar el tomógrafo para simular la irradiación sobre el paciente y calcular la dosis depositada en los órganos de interés. Pero antes de ello, la modelización del tomógrafo debe ser validada. En general, este tipo de validaciones se realizan mediante la comparación de los resultados de simulaciones y mediciones experimentales de cierta magnitud física [26, 27].

El CTDI es la magnitud física ideal para este propósito, pues los sistemas dosimétricos en tomografía computarizada están diseñados para medir este índice en particular. El objetivo de este trabajo es utilizar el CTDI para validar la modelización del tomógrafo *Brilliance Big Bore* para simulaciones Monte Carlo, así como los cálculos dosimétricos realizados.

# Capítulo 2

## Métodos

En este capítulo se presenta la metodología para realizar los cálculos mediante simulaciones Monte Carlo (MC) de los índices de dosis en el tomógrafo *Brilliance Big Bore* (BBB) que posee el Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito.

El método MC permite simular el transporte de la radiación en la materia, permitiendo realizar estudios dosimétricos de la más alta precisión [2]. En los últimos 50 años, esta técnica se ha desarrollado de manera que ahora resulta indispensable para la física médica [28]. El código de propósito general MC, que se empleó en este trabajo fue *GEometry ANd Tracking 4* (GEANT4) [29], en particular su plataforma de simulación para aplicaciones médicas: *GEANT4 Application for Tomographic Emmission* (GATE) [30, 31].

Para la validación del método se debe verificar que los resultados de los cálculos de los índices de dosis calculados con simulaciones sean consistentes con las mediciones experimentales. El procedimiento experimental está regido por la metodología descrita en los reportes de los organismos internacionales de control [5, 6].

### 2.1 Algoritmos Monte Carlo para el transporte de la radiación en la materia

El método MC se define como un método que involucra el uso de número aleatorios en cálculos de un *proceso estocástico* [32]. Por proceso estocástico se entiende una sucesión de estados cuya evolución está determinada por eventos aleatorios. Este método es utilizado en diversas áreas con el objetivo de resolver problemas como: el cálculo de integrales multidimensionales, modelización de sistemas biológicos, cálculos cuánticos, transporte de la radiación en la materia, entre otros [32, 33]. En física médica se utiliza el método MC para el transporte de la radiación en la materia y así calcular la

distribución de dosis en los fantomas o en los pacientes. El transporte de radiación es un proceso estocástico natural, pues los mecanismos de interacción están determinados por sus distribuciones de probabilidad.

El método MC en el transporte de la radiación con la materia consiste en simular las trayectorias de cada una de las partículas ionizantes a lo largo del volumen de interés. Se realiza el seguimiento de las partículas hasta que su energía sea menor a cierto umbral, o bien hasta que escapen del volumen de interés. Toda la información de los procesos físicos en el viaje de cada partícula genera una *historia*. Con la información obtenida de todas las historias se puede extraer cantidades de interés, como la dosis o la fluencia de partículas [31, 11, 34].

El transporte de radiación en la materia puede ser descrito matemáticamente mediante un conjunto de ecuaciones de transporte integrodiferenciales [34]. Estas ecuaciones son sumamente complicadas para ser tratadas con un enfoque analítico, excepto bajo severas aproximaciones [34]. El método MC permite el cálculo de la dosis sin la resolución de dichas ecuaciones. La principal desventaja de las simulaciones MC para el transporte de la radiación es la incertidumbre inherente debido a su naturaleza estocástica [32, 34]. Otra desventaja es el alto costo computacional que se requiere para realizar las simulaciones de las altas fluencias de partículas ionizantes propias de los haces de radiación reales [34].

Los algoritmos empleados para el transporte de electrones y fotones son distintos. Todas las historias de los fotones son simuladas explícitamente mediante las llamadas *simulaciones análogas* [11, 34]. Mientras que las historias de los electrones son simuladas con algoritmos más complicados debido al gran número de interacciones que se llevan a cabo [11, 34, 35]. Para la simulación de un equipo de tomografía computarizada son primordiales las simulaciones análogas, debido a que las partículas que emiten los tomógrafos son fotones con energías entre 80 y 150 keV. Sin embargo, las interacciones que los fotones sufren en la materia producen electrones secundarios, los cuales deben ser simulados con sus algoritmos correspondientes.

### 2.1.1 Transporte de fotones

Una simulación análoga, para el transporte de fotones, consiste de cuatro pasos principales [34]:

1. *Selección de la distancia a la siguiente interacción.* Se genera la distancia aleatoria ( $d$ ) a la cual ocurrirá la siguiente interacción de la partícula. Para ello, se utiliza la distribución de probabilidad,  $p(r)dr = \mu e^{-\mu r} dr$ , de que la partícula interactúe en un intervalo  $dr$  a la distancia  $r$  (siendo  $\mu$  el coeficiente de atenuación lineal). El muestreo aleatorio de  $d$  se basa en el método de transformada



inversa [34, 36], en el cual se iguala la probabilidad acumulada a un número aleatorio uniforme entre cero y uno:

$$\int_0^d p(r) dr = \xi \quad \Rightarrow \quad d = -\frac{\ln(1 - \xi)}{\mu}.$$

2. *Transporte de la partícula al sitio de interacción.* Se realiza un trazado simple de rayos, tomando en cuenta las restricciones geométricas.
3. *Selección del tipo de interacción.* Es similar al primer paso, excepto que esta vez la distribución de probabilidad es discreta. Una vez que la partícula llega al sitio de interacción, restringido por el segundo paso, se debe escoger qué interacción ocurrirá. La forma de elección de dicha interacción se explica a continuación.

Cada interacción está caracterizada por su sección eficaz  $\sigma_i$  (por ejemplo, se puede definir a  $\sigma_1$  como la probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico,  $\sigma_2$  como la probabilidad de que ocurra el efecto Compton y  $\sigma_3$  como la probabilidad de que ocurra producción de pares), y la sección eficaz total  $\sigma = \sum \sigma_i$ . Se crea un número aleatorio  $\eta$  con distribución uniforme entre 0 y 1. El proceso físico con sección eficaz  $\sigma_j$  ocurre bajo la condición:

$$\sum_i^{j-1} \sigma_i \leq \eta\sigma < \sum_i^j \sigma_i. \quad (2.1)$$

Para comprender este muestreo, analicemos un ejemplo en el que  $\sigma_1 = 0.3\sigma$  es la probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico,  $\sigma_2 = 0.6\sigma$  es la probabilidad de que ocurra el efecto Compton y  $\sigma_3 = 0.1\sigma$  es la probabilidad de que ocurra producción de pares. Supongamos además que se genera  $\eta = 0.47$ . Vemos que en este caso, la ecuación 2.1, se cumple únicamente para  $j = 2$

$$\sum_i^{2-1} \sigma_i \leq \eta\sigma < \sum_i^2 \sigma_i \quad \Rightarrow \quad 0.3\sigma \leq 0.47\sigma < 0.3\sigma + 0.6\sigma.$$

Consecuentemente, al final de este paso, el fotón sufrirá una dispersión Compton.

4. *Simulación del proceso seleccionado.* Es sin duda la parte más complicada de la simulación, donde se determinan las magnitudes físicas (energía, posición, velocidad, etc) que posee la partícula y su vecindad. Para entrar en más detalle acerca de la simulación de los procesos físicos el lector puede revisar Reaside [36], donde se realiza un ejemplo ilustrativo y relativamente fácil de implementar de la dispersión Compton.

## 2.1.2 Transporte de electrones

Debido al gran número de interacciones que experimentan las partículas cargadas, la simulación explícita del transporte de electrones es ineficiente [11]. Aunque existen excepciones para medios de propagación muy bajos en densidad (gases) o geometrías delgadas (láminas), en general, para optimizar el tiempo de cómputo manteniendo resultados aceptables, se emplean los llamados *algoritmos de historia condensada* [11, 34, 35, 37], que utilizan teorías de dispersión múltiple. En este tipo de algoritmos, el camino del electrón es dividido en una serie de pasos, para los cuales se agrupan los efectos de un gran número de interacciones individuales. Los efectos globales, como la pérdida de energía, desplazamiento y cambio de dirección de la partícula cargada son calculados al final de cada serie de pasos.

## 2.1.3 Códigos Monte Carlo de propósito general

En las últimas décadas se han dado grandes pasos en el mejoramiento de los códigos MC para el transporte de partículas ionizantes [28, 11]. Varios códigos de propósito general, versátiles y precisos, han sido desarrollados y están disponibles para la comunidad científica. A continuación se mencionan los más importantes:

- EGS4 [38]: El código *Electron Gamma Shower* ha sido desarrollado y mantenido por el Consejo Nacional de Investigación de Canadá desde los años setenta hasta la actualidad. Es el código de propósito general pionero en la implementación de técnicas MC para la física médica [28]. En este código se acopla el transporte de electrones y fotones en un conjunto de historias individuales, llamado *ducha*. El cálculo de dosis se lo realiza con la herramienta DOSEXYZ.
- MCNP [39]: *Monte Carlo N Particle* es un código comercial, empleado principalmente en sistemas de planificación de radioterapia. Sin embargo, también es utilizado en investigación. MCNP tiene incorporado los algoritmos de transporte ETRAN propuestos por Berger [11]. Chetty *et. al.* [34] describen varias aplicaciones de MCNP en radiocirugía e IMRT.
- GEANT4 [29]: *GEometry ANd Tracking* es un código libre de propósito general desarrollado por el CERN. La herramienta GATE (GEANT4 Application for Tomographic Emmission) [30, 31] fue creada ante la necesidad de un código capaz de simular los procesos físicos en geometrías complejas de escáneres en una manera amigable con el usuario. En principio GATE fue dedicado a la simulación de escáneres PET y SPECT [30]. Sin embargo, la versión lanzada en el año 2010; GATEV6, ha extendido su uso a la simulación de equipos de radioterapia y tomografía computarizada [31].

## 2.1.4 La plataforma de simulación GATE

GATE es una plataforma libre de simulación MC desarrollada por la colaboración OpenGATE [30]. El proyecto empezó en el 2001, pero la primera versión de GATE fue lanzada públicamente en el 2004 [30]. Su creación fue motivada ante la falta de una herramienta de uso amigable, capaz de simular los procesos físicos que ocurren en las complejas geometrías de los escáneres de tomografía, específicamente en PET y SPECT [30, 31]. En el 2010 se lanzó la versión GATEV6, que fue mejorada para permitir la simulación de equipos de radioterapia y tomografía computarizada [31].

La validación de GATE se ha realizado de varias formas. Se han reportado comparaciones con otros códigos de propósito general, tales como EGS4 [40], MCNP [40] y FLUKA [41]. También se han reportado trabajos en los que se comparan los resultados de las simulaciones GATE con datos medidos experimentalmente [26, 27, 42].

GATE está diseñado bajo una *arquitectura de capas* [30]. En la capa más interna (el corazón de GATE), se encuentra GEANT4, donde se desarrollan los algoritmos de transporte de partículas. Luego está la capa *core*, donde se definen las características principales de GATE tales como: las herramientas para la construcción de la geometría, la estructura de los procesos físicos, el manejo del reloj virtual y el manejo de la visualización. A continuación está la capa de *aplicación*, donde se definen las clases usadas de la capa *core* para la modelización específica de *sistemas* (más adelante se define el significado de *sistema* en GATE). Esta capa incluye la programación del tipo de movimientos a ser utilizados en las simulaciones. Para ello, la capa de *aplicación* se basa en las clases de manejo de tiempo y volumen definidas en la capa *core*, es decir, aplica lo que se encuentra en la capa *core* en tareas específicas.

Las capas anteriores son capas de *desarrollo*, en las cuales los investigadores requieren uso de programación en C++. GATE fue diseñado de forma modular, es decir, las nuevas aplicaciones que se desarrollen deben adaptarse mediante cambios en las capas de desarrollo. La última capa es la del *usuario*. GEANT4 provee mecanismos para realizar simulaciones mediante el uso de “scripts”<sup>1</sup>, sin la necesidad de conocimientos de C++. En una simulación básica, el usuario debe seguir en orden los siguientes pasos [43]:

1. Definir la geometría del escáner y del fantoma.
2. Establecer los procesos físicos y los modelos empleados.
3. Inicializar la simulación.
4. Definir las fuentes radiativas.

---

<sup>1</sup>En GATE, los “scripts” son mas conocidos como macros.

5. Especificar el formato de los datos de salida.
6. Comenzar la adquisición de datos.

En GATE, un *sistema* es una familia de geometrías compatible con uno o varios formatos de salida de datos. Varios sistemas están disponibles en GATE: *scanner*, *SPECTHead*, *cylindricalPET*, *ecat*, *CPET*, *OPET*, *CT* y *OpticalSystem* [43]. Es necesario definir el sistema que se va a utilizar en la simulación del escáner, ya que el manejo de los datos varía entre los sistemas mencionados.

Sin embargo, existe la posibilidad de no escoger ningún sistema predefinido. En este proyecto no se utilizó ninguno de los sistemas predefinidos en GATE, pues éstos están diseñados para aplicaciones de optimización de detectores. Para aplicaciones en radioterapia GATE ha desarrollado los *actores* [31, 43]. Los actores son herramientas que permiten recolectar información durante la simulación; energía depositada, número de partículas creadas en un volumen dado, etc.

Una de las características distintivas de GATE, en comparación a otros códigos, es el manejo del tiempo y movimientos. La sincronización de las fuentes con el movimiento de la geometría permite la simulación de condiciones de adquisición reales que incluyen la rotación del escáner o cambios en la actividad de las fuentes. Incluso el movimiento del paciente puede ser tomado en cuenta.

GEANT4 requiere que la geometría permanezca estática durante la simulación. Para resolver esta restricción, en GATE se realizan movimientos discretos para aproximar el movimiento continuo real. En cada intervalo de tiempo (definido por el usuario) la geometría permanece estática. Dado que la duración típica de un evento físico es muy pequeña en comparación al movimiento de la geometría, esta aproximación es válida. En GATE se debe definir el número total de historias, para ello se debe especificar el número de partículas que nacen de la fuente o su tasa de creación junto al tiempo total de adquisición.

La colaboración OpenGATE ofrece varios ejemplos y “benchmarks” con su instalación. Hay una “benchmark” para PET, otra para SPECT y una última para radioterapia. Los “benchmarks” verifican la integridad de la instalación, y también permiten realizar comparaciones de rendimiento computacional entre varias plataformas. Adicionalmente, sirven de ejemplos sobre el uso de las características principales de GATE para simular experimentos en equipos de tomografía. Más aún, sirven de ejemplos para el análisis de los datos de salida. Cada “benchmark” consiste de “scripts” que corren la simulación, analizan la información y generan figuras. Para respaldar los resultados obtenidos, cada “benchmark” viene con un documento en el que se detallan los resultados de una simulación correcta.

## 2.2 Procedimientos para el cálculo de dosis

### 2.2.1 Descripción del tomógrafo *Brilliance Big Bore*

El tomógrafo BBB que posee el Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito es un tomógrafo de tercera generación que trabaja bajo la modalidad de multidetección, apto para realizar el proceso de simulación del tratamiento oncológico con aceleradores lineales. Su gran apertura en el plano longitudinal permite que los pacientes sean posicionados de maneras que los tomógrafos convencionales no son capaces de realizar.

En la Tabla 2.1 se indican las características principales del tomógrafo BBB. Esta información es utilizada en las siguientes secciones para su modelización en GATE.

**Tabla 2.1:** Características geométricas del tomógrafo BBB [44].

Distancia de la fuente a los detectores	1183 mm
Distancia de la fuente al isocentro	645 mm
Diámetro de apertura	850 mm
Número de detectores en el eje longitudinal (canales de detección)	24
Número de detectores por canal en el eje transversal	816
Longitud de los canales	$16 \times 0.75 \text{ mm} + 8 \times 1.5 \text{ mm}$
kVp <sup>a</sup>	{90, 120, 140}
Miliamperaje	{20 – 400}, en pasos de 1 mA
Tiempos de rotación del gantry	{0.44, 0.5, 0.75, 1, 1.5, 2} s
Pitches disponibles	{0.40 – 17.0} mm
Dimensiones de la camilla (longitud $\times$ ancho)	$2430 \times 410 \text{ mm}^2$
Material de la camilla	Fibra de carbono

<sup>a</sup> En tomografía computarizada el voltaje de aceleración se denomina kVp (*peak kilovoltage*).

**Tabla 2.2:** Protocolos comunes de exámenes de tomografía computarizada en el tomógrafo BBB del Hospital SOLCA Núcleo Quito.

Protocolo	Fantoma	kVp	Número de canales ( $N$ )	Ancho de cada canal ( $T$ )	mAs
$\Gamma_1$ (Tórax niños)	Body	90	16	0.75	100
$\Gamma_2$ (Tórax niños)	Body	90	4	3	200
$\Gamma_3$ (Tórax niños)	Body	120	16	1.5	150
$\Gamma_4$ (Tórax adulto y niño)	Body	120	16	1.5	200
$\Gamma_5$ (Tórax adulto)	Body	120	4	3	250
$\Gamma_6$ (Tórax adulto obeso)	Body	120	4	3	300
$\Gamma_7$ (Tórax adulto delgado)	Body	140	16	0.75	100
$\Gamma_8$ (Tórax adulto)	Body	140	16	0.75	200
$\Gamma_9$ (Tórax adulto obeso)	Body	140	16	1.5	250
$\Gamma_{10}$ (Cabeza niño)	Head	90	16	0.75	100
$\Gamma_{11}$ (Cabeza niño)	Head	120	16	1.5	100
$\Gamma_{12}$ (Cabeza adulto)	Head	120	4	3	200

Los protocolos de operación comunes del tomógrafo BBB del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito, que se estudiaron en este trabajo, se detallan en la Tabla 2.2. Estos protocolos representan una muestra de la gran variedad de protocolos utilizados en el Hospital Oncológico SOLCA para la gran variedad de *tamaños* (peso, altura, edad) de sus pacientes. Para cada protocolo de operación del tomógrafo se introduce una notación corta:  $\Gamma_i$  con  $i = 1, \dots, 12$ .

## 2.2.2 Mediciones experimentales

Para realizar la medición experimental de los CTDIs de los protocolos de la Tabla 2.2, se siguieron las especificaciones y recomendaciones del Código Internacional de Práctica para la Dosimetría en Radiología [6] de la OIEA.

### Sistema dosimétrico

El equipo utilizado para la medición de los CTDIs en el tomógrafo BBB es el siguiente:

1. Cámara de ionización tipo lápiz. Modelo TW30009-0653 del fabricante PTW con 10 cm de longitud activa y 3 cm<sup>3</sup> de volumen activo.
2. Electrómetro. Modelo UNIDOS E T10009-90339 del fabricante PTW.
3. Certificado de calibración de la cámara de ionización.
4. Fantasmas de polimetil-metacrilato para tomografía computarizada de 16 y 32 cm de diámetro.
5. Termómetro y barómetro.

### Código de práctica de la OIEA

El procedimiento que se siguió para medir los índices de dosis en el tomógrafo BBB es el siguiente.

1. Instalar todo el sistema dosimétrico. Conectar la cámara de ionización al electrómetro y seleccionar un voltaje de 100 V. Sacar el electrómetro de la sala del tomógrafo y ubicarlo junto a la consola de operación. Esto evita que se filtre corriente en el electrómetro y también permite una lectura más fácil de los resultados.
2. Posicionar el fantoma (de cabeza o de cuerpo, según sea el caso) sobre la camilla del paciente, acoplar el soporte al fantoma para que éste no ruede.

3. Usar el sistema de láseres externos para alinear el fantoma, luego llevar la mesa a la posición  $-500$  en dirección longitudinal. Encender el sistema de láseres interno y verificar que el centro del fantoma coincida con el isocentro del tomógrafo. Para ello, los láseres deben coincidir con la marca anteroposterior y con las marcas laterales del fantoma.
4. En la consola de operación, ingresar en el menú de protocolos para exámenes de cabeza, seleccionar el modo axial con la opción *QA-Head* (para protocolos de abdomen o de tórax, seleccionar el modo axial con la opción *QA-Body*). En este modo de operación, el gantry del tomógrafo BBB realiza un solo giro con la camilla del paciente estática.
5. Seleccionar los parámetros que definen al protocolo bajo estudio: kilovoltaje (kVp), corriente del tubo de rayos-X ( $I$ ), tiempo de rotación del gantry ( $t$ ), ancho nominal del haz en el isocentro ( $NT$ ).
6. Ubicar la cámara de ionización en el eje central del fantoma e insertar las varillas de PMMA en el resto de hoyos.
7. Empezar la irradiación y registrar el valor mostrado en el electrómetro ( $M_1$ ). Repetir la irradiación dos veces más, y anotar los valores mostrados en el electrómetro:  $M_2$  y  $M_3$ . Las magnitudes que muestra el electrómetro corresponden a la ionización que detecta la cámara en su volumen activo, la cual está en unidades de nC.
8. Repetir los pasos 6 y 7 para cada una de las posiciones de la periferia.
9. Registrar las mediciones del termómetro (en grados centígrados) y del barómetro en la habitación del tomógrafo. Se debe tener especial cuidado de no irradiar estos instrumentos.

### Tratamiento de los datos medidos

Para cada conjunto de mediciones  $M_1, M_2, M_3$ , adquirido para una posición de la cámara de ionización en un protocolo en específico, se calculó el promedio:

$$\bar{M}_{p_j} = \frac{M_1 + M_2 + M_3}{3}.$$

Los valores de la mediciones  $M$  representan la ionización en nC de la carga liberada en la cámara de ionización sobre el rango  $[-50, 50]$  mm. Para calcular los índices de dosis, se deben utilizar los factores de transformación en las siguientes ecuaciones:

$$\text{CTDI}_{100}^{p_j} = \frac{\bar{M}_{p_j} N_k k_Q k_{T_{mp}P}}{NT}, \quad (2.2)$$

donde

- $N_k$  es el factor de calibración de la cámara de ionización entregado por el laboratorio de patrones secundarios. En este proyecto, se cuenta con el certificado de calibración N° 0714992 del instituto PTW-Freiburg:

$$N_k = 839.4 \text{ mGy mm/nC}$$

- $k_Q$  es el factor de corrección de calidad del haz. Este factor corrige la diferencia en respuesta del dosímetro para la calidad del haz a diferentes energías. En el certificado de calibración se tiene

$$k_Q = \begin{cases} 1.02 & \text{para 90 kVp} \\ 1.00 & \text{para 120 kVp} \\ 0.99 & \text{para 140 kVp} \end{cases}$$

- $k_{T_{mp}P}$  es el factor de corrección para la respuesta del dosímetro debido a las diferencias de temperatura y presión en la habitación, respecto a las condiciones ambientales de referencia en que se calibró la cámara de ionización.

$$k_{T_{mp}P} = \left( \frac{273 + T_{mp}}{273 + T_0} \right) \left( \frac{P_0}{P} \right)$$

donde  $T_0$  y  $P_0$  son la temperatura y la presión de referencia, a las cuales fue calibrado el sistema dosimétrico.  $T_{mp}$  y  $P$  son la temperatura y la presión a la cual se encontraba la habitación del tomógrafo bajo estudio. La temperatura debe estar en grados Celsius. En esta ecuación, se asume que la humedad relativa se encuentra en el rango del 30% al 80% [6].

Finalmente, con la ecuación (2.2), para cada una de las posiciones del fantoma y la ecuación (1.2), se calcula el  $\text{CTDI}_{100,w}$ .

### 2.2.3 Simulaciones Monte Carlo

Para realizar las simulaciones Monte Carlo en GATE se estructuró un conjunto de “scripts” que contienen la modelización de todas las componentes relevantes del tomógrafo. Cada protocolo de examinación corresponde a un directorio dentro del cual se encuentran otros tres directorios: *mac*, *data* y *output*. En el Anexo A se encuentra un “script” típico elaborado para este trabajo.

En el directorio *mac* se encuentran los scripts correspondientes a la definición de la geometría de la simulación, los procesos físicos y la visualización (de ser necesaria). En



el directorio *data* se encuentran los “scripts” que contienen la información de la composición material y de las fuentes de radiación ionizante. Finalmente, en el directorio *output* se generan los archivos con los resultados de la simulación.

El esquema general de las simulaciones fue el siguiente:

1. Determinar las opciones de visualización de la geometría.
2. Definir la composición elemental de los materiales a ser utilizados en la geometría.
3. Crear las componentes geométricas del tomógrafo: fantoma, mesa, colimadores, filtro *bow-tie*.
4. Definir los procesos físicos.
5. Implementar los actores para calcular la dosis en los perfiles correspondientes a las cinco posiciones del fantoma.
6. Inicializar la simulación (fijar las componentes geométricas).
7. Especificar la fuente de radiación, con la tasa de creación de fotones, el espectro de rayos-X y tipo de la fuente (puntual).
8. Escoger el generador de números aleatorios (“MersenneTwister”).
9. Establecer el tiempo de radiación (un segundo).
10. Empezar la simulación y la adquisición de datos.

### **Modelización de las componentes principales de la geometría**

En primer lugar se modeló el fantoma correspondiente a cada protocolo. Para los protocolos con fantoma de cabeza se creó, en GATE, un cilindro de diámetro 16 cm y base 15 cm, mientras para un fantoma de cuerpo el diámetro del cilindro fue de 32 cm. El material del fantoma fue polimetil-metacrilato (PMMA), que es un sólido con densidad  $\rho_{\text{PMMA}} = 1.195 \text{ g/cm}^3$  y está compuesto de 8.0541% de Hidrógeno, 59.9846% de Carbono y 31.9613% de Oxígeno [43]. El fantoma es colocado de modo que su centro esté ubicado en el origen del sistema de referencia (isocentro del tomógrafo). Se simuló un movimiento circular del fantoma sobre su eje longitudinal, con velocidad angular de  $360^\circ$  por segundo.

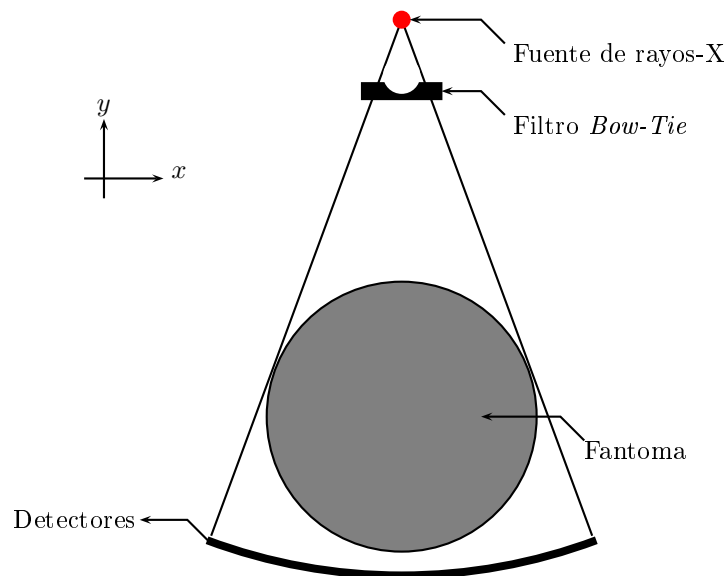
Aunque en un tomógrafo real el fantoma y la mesa permanecen estáticos mientras el tubo de rayos-X completan un giro de  $360^\circ$ , en las simulaciones con GATE se hizo girar al fantoma y a la mesa sobre el eje longitudinal, mientras la fuente de rayos-X y los otros componentes permanecían estáticos. Se aprovechó de esta simetría, pues en GATE es más fácil realizar las simulaciones con la fuente de radiación estática.

La camilla del paciente fue modelada según la información de la Tabla 2.1. Su composición fue de Carbono con densidad  $1.75 \text{ g/cm}^3$ . La camilla del paciente fue colocada en el punto  $(0, -173, 0)$  mm del sistema de coordenadas para el fantoma de cuerpo, mientras en el fantoma de cabeza se colocó en el punto  $(0, -93, 0)$  mm. A la camilla del paciente se le adjudicó un movimiento orbital alrededor del eje longitudinal del tomógrafo.

Para la modelización de los colimadores se colocaron dos placas paralelas al plano  $xz$  del tomógrafo y coplanares entre sí, situadas a 200 mm bajo la fuente, en la posición  $(0, 445, \pm z_{\text{col}})$  mm, donde  $z_{\text{col}}$  depende del ancho nominal del haz en el isocentro ( $NT$ ). La separación de las placas  $2z_{\text{col}}$  es propia de cada protocolo simulado. A los colimadores se les adjudicó el actor *KillActor*, el cual elimina de la simulación cualquier partícula que ingrese en estos volúmenes.

### Modelización del filtro *Bow-Tie*

El diseño de la geometría y la composición material del filtro *bow-tie* de los tomógrafos es propiedad intelectual de cada fabricante. En cuanto al tomógrafo BBB, no se encontró ninguna información acerca de este filtro en la literatura. Afortunadamente, Boone [45] propuso un método para caracterizar al filtro *bow-tie* de cualquier tomógrafo mediante la medición de la radiación en tiempo real. El filtro de Boone está compuesto por una capa de PMMA y otra de Aluminio, es decir, su filtro no tiene la misma composición material que la del filtro real del tomógrafo. Sin embargo, el filtro de Boone es equivalente para propósitos de simulación MC.

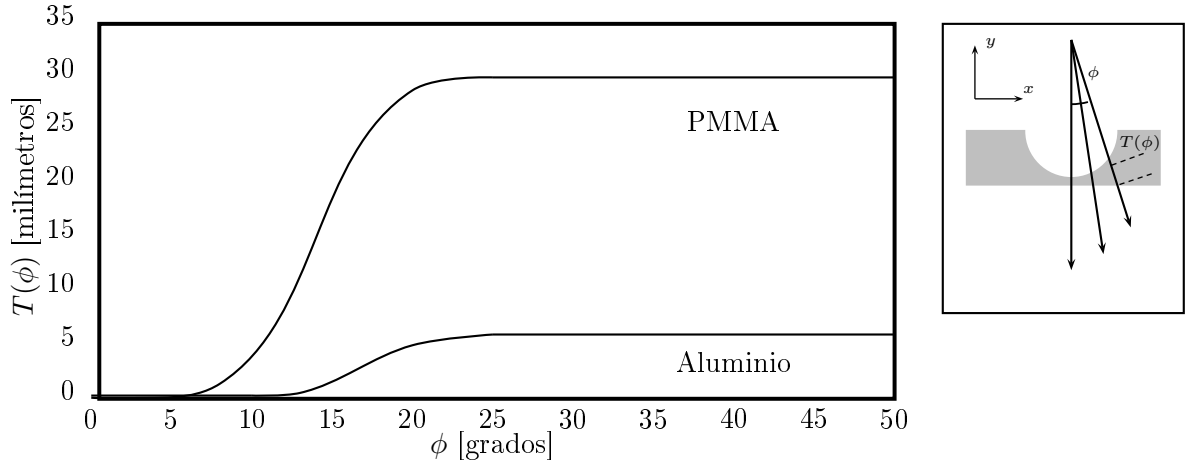


**Figura 2.1:** Vista del plano axial del tomógrafo, mostrando la ubicación y forma de un filtro *bow-tie* típico. **Figura adaptada de [45].**

Como resultado de su trabajo, Boone obtuvo una ecuación para la dependencia angular del grosor de este filtro *bow-tie* equivalente al del tomógrafo, la cual es

$$T(\phi) = c_1 + c_2 \exp(-0.5(|\phi - c_3|/30)^{10}), \quad 0^\circ < \phi < 27.5^\circ \quad (2.3)$$

donde  $T(\phi)$  es el grosor del filtro a lo largo de la dirección de emisión  $\phi$ , como se muestra en la Figura 2.2.



**Figura 2.2:** Esquema del grosor del filtro  $T(\phi)$  definido por la ecuación 2.3. **Figura adaptada de [45].**

Para la capa de PMMA,  $c_1$  toma el valor de 0.3 y para la capa de Aluminio toma el valor de 0.8. El valor de  $c_2$  es 30 para la capa de PMMA y 6 para la capa de Aluminio y por último el valor de  $c_3$  toma el valor de 45 para la capa de PMMA y 48 para la capa de Aluminio.

En el Anexo A se muestra el código en C++ para construir la geometría del filtro *bow-tie* en GATE mediante la ecuación (2.3). La construcción de este filtro se realizó con el cuerpo geométrico *wedge*<sup>2</sup>. Con la unión de muchos de estos cuerpos, cada uno con una longitud pequeña en el eje  $x$ , se logró aproximar bastante bien a la forma del filtro *bow-tie*.

## Simulación del espectro de rayos-X

El espectro de radiación está definido para cada kVp de operación del tomógrafo BBB (90, 120 y 140 kVp). En el presente trabajo se utilizó el programa de acceso libre SRS-78 [46] para simular los espectros correspondientes a los kVps de cada protocolo. Este programa simula los espectros de rayos-X de equipos de radiodiagnóstico que utilizan energías en el rango de ortovoltaje.

<sup>2</sup>En GATE, el cuerpo geométrico *wedge* es un volumen trapezoidal [43].

Como parámetros de entrada se deben ingresar: el kVp, la filtración interna<sup>3</sup>, el material y ángulo del ánodo. En el caso de los tomógrafos, la composición de los ánodos es de Tungsteno y el haz de radiación tiene una filtración interna inherente de 0.32 mm de Aluminio [42]. De estos parámetros el ángulo del ánodo ( $\alpha$ ) del tomógrafo *Brilliance Big Bore* es propiedad intelectual del fabricante, y no es posible conocerlo con exactitud. Sin embargo, en la literatura [47] se menciona que en un equipo de tomografía, el ángulo del ánodo típicamente está en el rango de 6° a 22°.

El SRS-78 simula la tasa de fluencia ( $n$ ) del espectro del haz de rayos-X, esto es: el número de fotones ( $N$ ) por mm<sup>2</sup> por segundo y por miliamperio, a una distancia  $h = 750$  mm de la fuente, con energías entre  $E$  y  $E + \Delta E$ , donde  $\Delta E = 0.5$  keV (es decir, en “bins” de 0.5 keV).

$$n(E) = \frac{N(E)}{\text{mm}^2 \text{ s mA}}. \quad (2.4)$$

Con el objetivo de reducir el tiempo de cómputo, el espectro puede ser recalculado para intervalos de 5 keV en lugar de 0.5 keV. Chen *et. al.* [48] implementaron en GATE esta aproximación para simulaciones en tomografía computarizada de haz cónico. Sus resultados mostraron una reducción del tiempo de cómputo de 17 horas a 12.2 horas y mostraron consistencia dentro del 4%. En en Anexo C se muestran los espectros utilizados en este trabajo.

Cada espectro fue normalizado para ser utilizado en GATE:

$$N_{\text{GATE}}(E) = \frac{n(E)}{n_{\text{tot}}}, \quad (2.5)$$

donde  $n_{\text{tot}} = \int_E n(E)dE$  es la tasa de fluencia total de los fotones emitidos por la fuente.

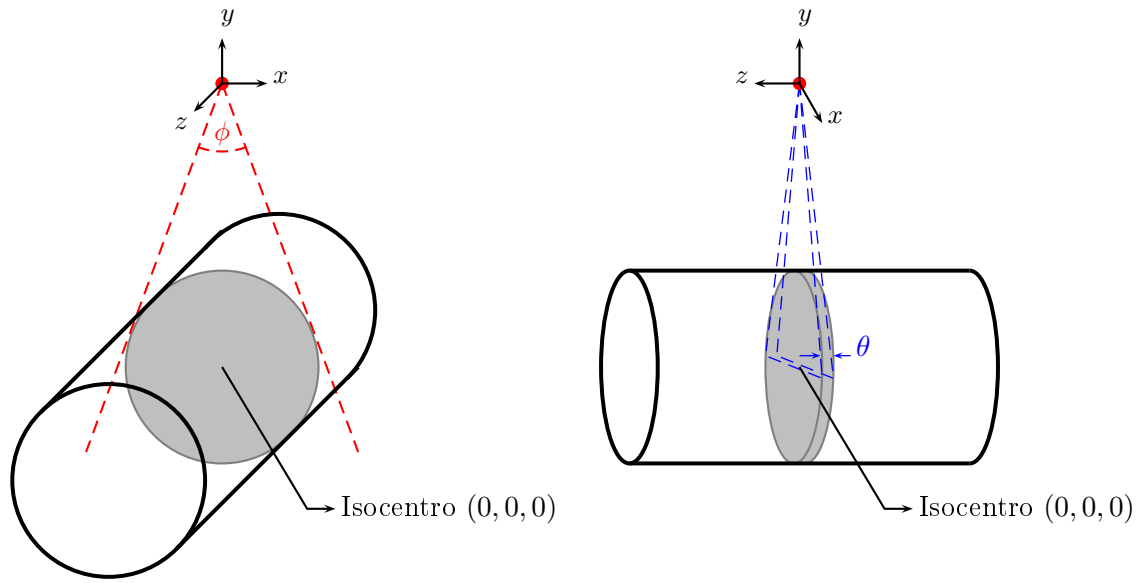
A continuación se definen los ángulos de emisión de la fuente que fueron ingresados en GATE (ver Figura 2.3). Para tomógrafos de apertura grande, como el BBB, el ángulo de emisión en el plano axial ( $\phi$ ) debe ser lo suficientemente grande para cubrir todos los 816 detectores, mientras que la magnitud del ángulo de emisión en el eje longitudinal  $\theta$  debe ser tal que cubra el ancho nominal máximo de operación ( $NT_{\text{max}} = 24$  mm) en el isocentro:

$$\phi = 55^\circ, \quad \theta = 2 \arctan\left(\frac{NT_{\text{max}}}{2d}\right) = 2 \arctan\left(\frac{24}{2 \times 645}\right) \approx 2.1317^\circ, \quad (2.6)$$

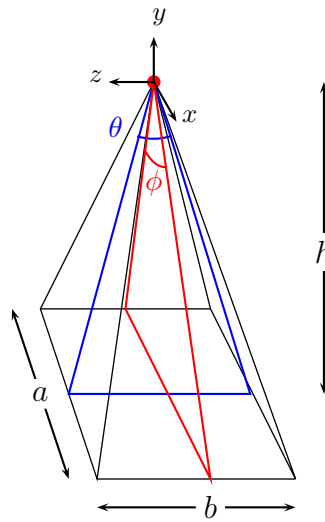
donde  $d = 645$  mm es la distancia de la fuente al isocentro. Para ingresar estos ángulos en los “scripts” de GATE se debe tomar en cuenta que  $\phi = \phi_{\text{max}} - \phi_{\text{min}}$  con  $\phi_{\text{min}} = 62.5^\circ$  y  $\phi_{\text{max}} = 117.5^\circ$ , y de manera similar  $\theta = \theta_{\text{max}} - \theta_{\text{min}}$  con  $\theta_{\text{min}} = 88.93^\circ$  y  $\theta_{\text{max}} = 91.07^\circ$

---

<sup>3</sup>La filtración interna en los tubos de rayos-X se produce debido al material que encapsula al aparato.



**Figura 2.3:** Definición de los ángulos  $\theta$  y  $\phi$  en el sistema de referencia del tomógrafo.



**Figura 2.4:** Definición del área  $A$ .

Para conocer la tasa de creación de los fotones que son emitidos por el tubo de rayos-X, es indispensable calcular el área ( $A$ ) (ubicada a 750 mm de la fuente) sobre la cual inciden estos fotones. De la Figura 2.4 es claro que esta área depende de los ángulos de emisión  $\theta$  y  $\phi$ , mediante la siguiente relación:

$$A = a \times b = 4h^2 \tan(\theta/2) \tan(\phi/2) \quad (2.7)$$

Con los ángulos de emisión (2.6) y la ecuación (2.7) se puede calcular el área  $A$ :

$$A = 21791.1789 \text{ mm}^2. \quad (2.8)$$

Esta información permite especificar la tasa de creación de las partículas ( $\dot{r}$ ) en la fuente:

$$\dot{r} = I \times A \times \int_E n(E)dE = I \times A \times n_{\text{tot}}, \quad (2.9)$$

donde  $I$  es la corriente del tubo de rayos-X o el miliamperaje.

### Definición de los procesos físicos

GATE permite incluir en la simulación una gran cantidad de procesos físicos para el transporte de la radiación en la materia: decaimiento radioactivo, procesos hadrónicos y electromagnéticos. Sin embargo, tomar en cuenta a todos es ineficiente, ya que su probabilidad de ocurrencia es prácticamente nula en el rango de energía utilizado en tomografía computarizada. Es indispensable incluir únicamente los procesos adecuados con el fin de reducir el tiempo de cómputo sin perder el realismo de los fenómenos físicos. Adicionalmente, se puede modificar la energía umbral o el rango de las partículas ionizantes.

Como el rango de energías en tomografía computarizada está en el ortovoltaje, se incluyeron los procesos relevantes discutidos en la Sección 1.1.1. Para fotones, se incluyó el efecto fotoeléctrico, la dispersión Compton. La dispersión Rayleigh y la producción de pares no son de gran importancia y fueron omitidas en las simulaciones. Para electrones, se incluyeron los procesos de Bremsstrahlung y de colisiones inelásticas, además de los modelos de dispersión múltiple disponibles en GATE.

### Implementación de los actores

Para la adquisición de la dosis en los fantomas se empleó el actor de GATE *DoseActor*. La herramienta *DoseActor* calcula la dosis depositada en un volumen de dimensiones definidas por el usuario, que en GATE se conoce como *dosels*. Para cada perfil de adquisición se crearon cien *dosels* de dimensiones 5.6 mm×5.6 mm×1 mm. El volumen total sobre el cual se deposita la dosis se definió de modo que sea igual al volumen de la cámara de ionización que mide la dosis experimentalmente. El conjunto de *dosels* fue colocado secuencialmente a lo largo del eje central del fantoma para adquirir el perfil de dosis. También se colocaron cuatro conjuntos similares de *dosels* en la periferia del fantoma para adquirir los perfiles de dosis en los ejes periféricos.

# Capítulo 3

## Medición experimental de los CTDIs

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos en la medición experimental de los CTDIs. Las mediciones experimentales para cada uno de los protocolos de la Tabla 2.2 se realizaron bajo las indicaciones del Código Internacional de Práctica para la Dosimetría en Radiología de la OIEA indicadas en la Sección 2.2.2. Como resultado, se encontró consistencia entre los índices de dosis medidos experimentalmente y los índices de dosis reportados por el fabricante del tomógrafo.

Adicionalmente, se presentan los cálculos de las dosis efectivas para evaluar el riesgo radiológico de algunos protocolos comunes empleados clínicamente en el tomógrafo BBB del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito.

### 3.1 Instalación del sistema dosimétrico

La instalación del sistema dosimétrico se refiere a la preparación de la cámara de ionización, los fantomas y el tomógrafo para la medición experimental del CTDI. En esta sección se presentan los factores de corrección para la respuesta de la cámara de ionización en distintas condiciones ambientales y se muestra cómo se llevó a cabo la alineación.

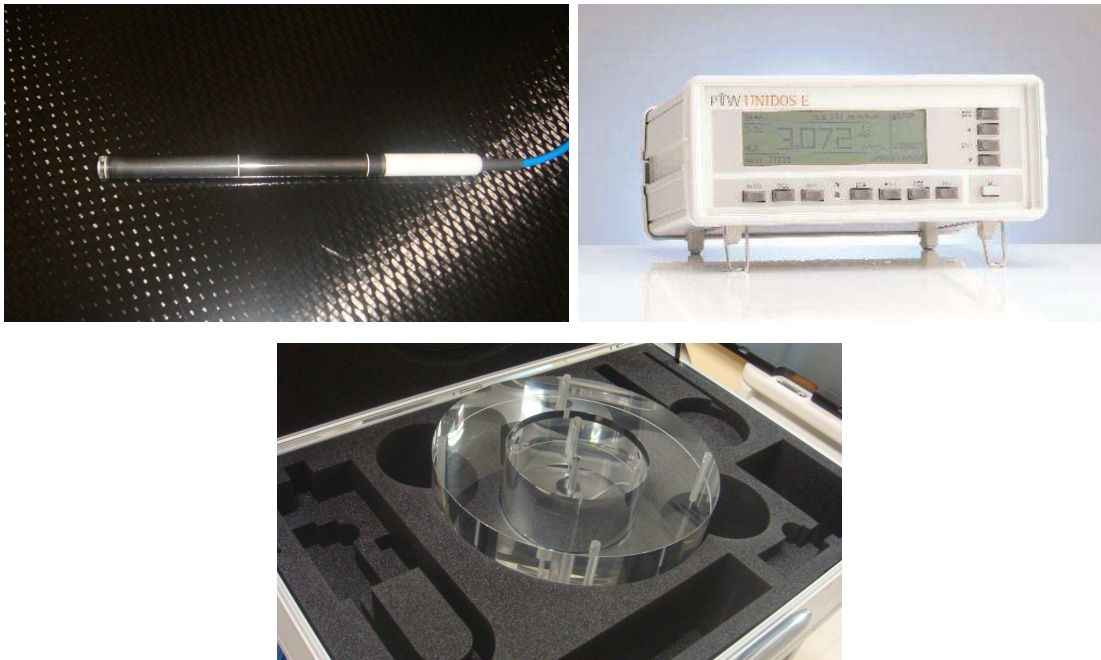
Las mediciones experimentales se llevaron a cabo en tres días distintos, como se muestra en la Tabla 3.1. En cada uno de estos días se midió la presión y la temperatura de la habitación del tomógrafo, con lo cual se calcularon los respectivos coeficientes de corrección ( $k_{T_{mp}P}$ ) para la respuesta del dosímetro en esas condiciones.

De acuerdo con el certificado de calibración, la temperatura y presión de referencia del sistema dosimétrico son  $P_0 = 759.96$  [mmHg] y  $T_0 = 20$  [°C], respectivamente. El factor de calibración de la cámara de ionización es  $N_k = 839.4$  mGy mm/nC y el factor de corrección de la calidad del haz es  $k_Q = 1.02$  para 90 kVp, 1.00 para 120 kVp y 0.99 para 140 kVp.

**Tabla 3.1:** Condiciones ambientales para las mediciones experimentales junto a los factores de corrección.

Día de la medición	$P$ [mmHg]	$T$ [C]	$k_{T_{mp}P}$
20 de diciembre del 2013	541.3	21.6	1.411
26 de diciembre del 2013	540.3	22.0	1.416
14 de enero del 2014	541.0	20.5	1.407

El equipo dosimétrico y los fantomas de cuerpo y cabeza utilizados se muestran en la Figura 3.1.

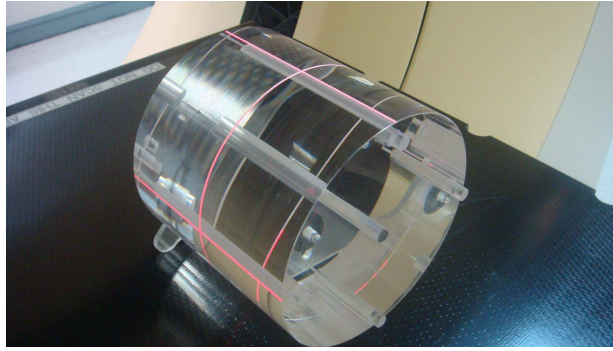


**Figura 3.1:** Cámara de ionización, electrómetro y fantomas de cabeza y cuerpo de polimetil-metacrilato del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito.

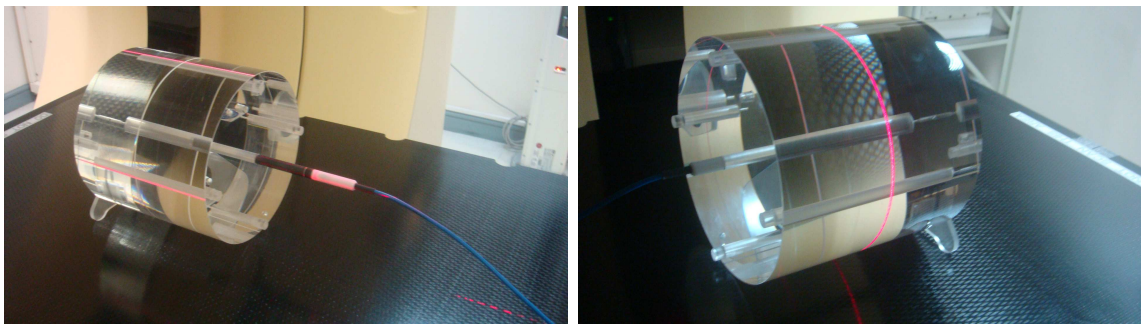
El fantoma fue alineado de modo que su centro coincida con el isocentro y su eje coincida con el eje longitudinal del tomógrafo. Para ello se utilizó el sistema de láseres incluido en el tomógrafo. Uno de los láseres cubre el plano  $xy$  del tomógrafo, otro el plano  $xz$  y otro el plano  $yz$ , la intersección de los tres coincide con el isocentro del tomógrafo. En el fantoma hay tres marcas blancas, las cuales fueron alineadas con los tres láseres para posicionarlo correctamente. En la Figura 3.2 se muestra la alineación del fantoma de cabeza.

Para terminar la instalación del sistema dosimétrico se colocó la cámara de ionización en la posición  $p_j$  que corresponde a uno de los cinco insertos del fantoma. En las Figuras 3.3, 3.4, 3.5, 3.6 y 3.7 se muestra la ubicación de la cámara ionización en las distintas posiciones del fantoma de cabeza.

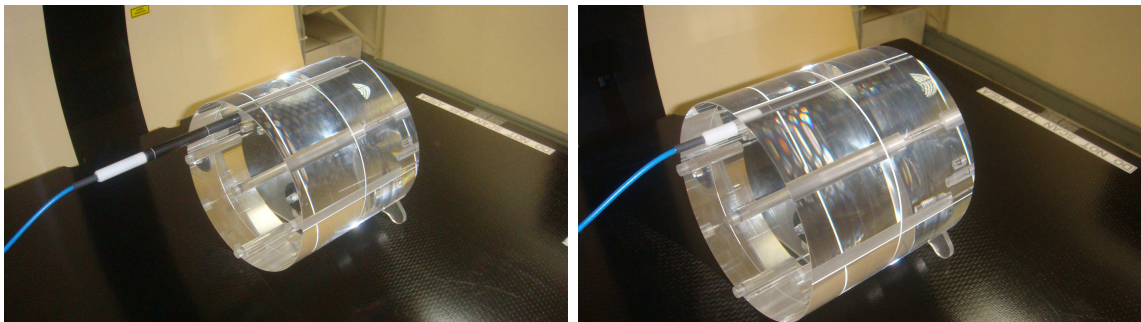




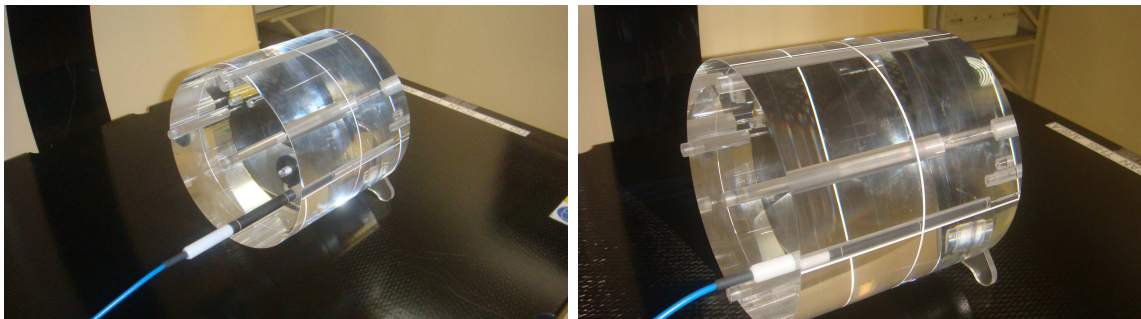
**Figura 3.2:** Alineación del fantoma con ayuda del sistema de láser incluido en la habitación del tomógrafo.



**Figura 3.3:** Cámara de ionización en la posición  $p_0$  del fantoma.



**Figura 3.4:** Cámara de ionización en la posición  $p_1$  de la periferia del fantoma.



**Figura 3.5:** Cámara de ionización en la posición  $p_2$  de la periferia del fantoma.

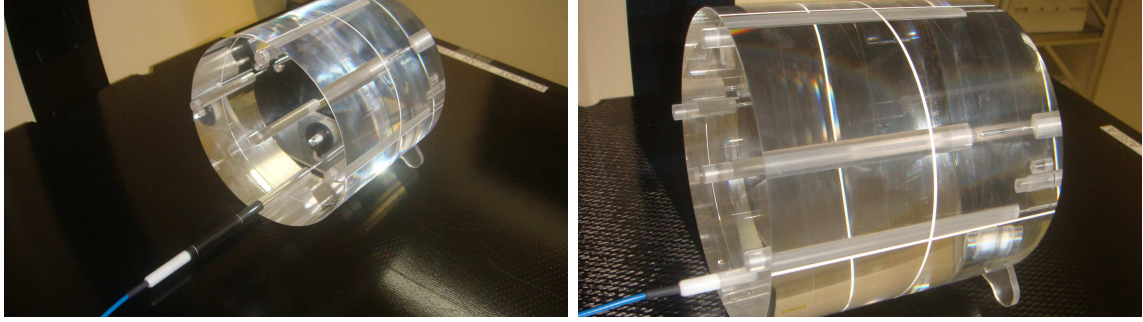


Figura 3.6: Cámara de ionización en la posición  $p_3$  de la periferia del fantoma.

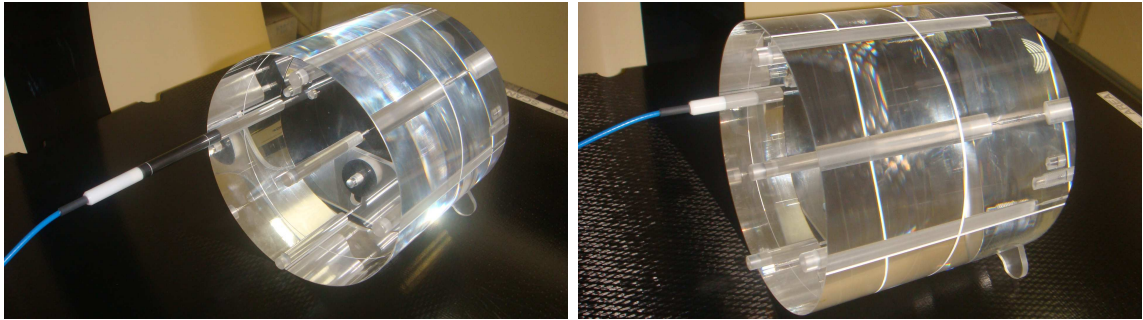


Figura 3.7: Cámara de ionización en la posición  $p_4$  de la periferia del fantoma.

## 3.2 Resultados para los $\text{CTDI}_{100}^{p_j}$

Los resultados de las mediciones de los CTDIs en todas las posiciones y para todos los protocolos de la Tabla 2.2 se muestran en las Tablas 3.2 y 3.3 para los protocolos de cuerpo y cabeza, respectivamente. En la primera columna de estas tablas se indica el protocolo correspondiente, con la notación  $\Gamma_i$ ,  $i = 1, \dots, 12$ . En la segunda columna se encuentra el tipo de fantoma utilizado, cabeza o cuerpo, según corresponda. Las siguientes cuatro columnas indican las características del protocolo: el kVp, el ancho del haz en el isocentro ( $NT$ ) y el producto la corriente por el tiempo de exposición (mAs). En la siguiente columna se indica la posición de la cámara de ionización.

En las siguientes tres columnas se muestran los resultados de la ionización recolectada por la cámara de ionización y mostrada por el electrómetro. De estas tres mediciones se calculó el promedio, el cual se empleó en la ecuación (2.2) para calcular el  $\text{exCTDI}_{100}^{p_j}$ , donde el superíndice “ex” especifica que este índice de dosis fue medido experimentalmente.

**Tabla 3.2:** Resultados experimentales de los CTDIs $_{100}^{P_j}$  para los protocolos de cuerpo de la Tabla 2.2 en el tomógrafo *Brilliance Big Bore*.

Protocolo	Fantoma	kVp	N	T [mm]	mAs	Posición	Lecturas [nC]			${}^{ex}CTDI_{100}^{P_j}$ [mGy]
$\Gamma_1$	Cuerpo	90	16	0.75	100	$p_0$	0.009	0.009	0.009	0.886
						$p_1$	0.038	0.040	0.038	3.806
						$p_2$	0.040	0.040	0.040	3.937
						$p_3$	0.028	0.030	0.029	2.854
						$p_5$	0.040	0.038	0.037	3.773
$\Gamma_2$	Cuerpo	90	4	3	200	$p_0$	0.025	0.026	0.025	2.494
						$p_1$	0.078	0.078	0.078	7.677
						$p_2$	0.076	0.077	0.077	7.546
						$p_3$	0.068	0.070	0.065	6.660
						$p_4$	0.076	0.075	0.077	7.481
$\Gamma_3$	Cuerpo	120	16	1.5	150	$p_0$	0.091	0.091	0.090	4.462
						$p_1$	0.220	0.222	0.223	10.909
						$p_2$	0.212	0.211	0.212	10.417
						$p_3$	0.176	0.175	0.179	8.695
						$p_4$	0.210	0.211	0.214	10.417
$\Gamma_4$	Cuerpo	120	16	1.5	200	$p_0$	0.113	0.112	0.112	5.564
						$p_1$	0.287	0.287	0.287	14.215
						$p_2$	0.279	0.279	0.279	13.819
						$p_3$	0.242	0.244	0.237	11.937
						$p_4$	0.283	0.281	0.284	14.000
$\Gamma_5$	Cuerpo	120	4	3	250	$p_0$	0.085	0.084	0.084	8.354
						$p_1$	0.219	0.226	0.216	21.826
						$p_2$	0.216	0.210	0.222	21.397
						$p_3$	0.176	0.179	0.181	17.699
						$p_4$	0.216	0.211	0.213	21.133
$\Gamma_6$	Cuerpo	120	4	3	300	$p_0$	0.096	0.096	0.096	9.510
						$p_1$	0.297	0.290	0.297	29.190
						$p_2$	0.249	0.264	0.266	25.722
						$p_3$	0.217	0.213	0.216	21.331
						$p_4$	0.252	0.272	0.259	25.855
$\Gamma_7$	Cuerpo	140	16	0.75	100	$p_0$	0.045	0.044	0.044	4.364
						$p_1$	0.124	0.123	0.126	12.238
						$p_2$	0.122	0.119	0.118	11.779
						$p_3$	0.102	0.099	0.099	9.843
						$p_4$	0.117	0.117	0.122	11.680
$\Gamma_8$	Cuerpo	140	16	0.75	200	$p_0$	0.098	0.098	0.097	9.675
						$p_1$	0.237	0.238	0.237	23.510
						$p_2$	0.230	0.231	0.240	23.147
						$p_3$	0.195	0.195	0.202	19.548
						$p_4$	0.243	0.233	0.233	23.411
$\Gamma_9$	Cuerpo	140	16	1.5	250	$p_0$	0.220	0.221	0.220	10.913
						$p_1$	0.519	0.528	0.547	26.317
						$p_2$	0.506	0.505	0.504	25.013
						$p_3$	0.444	0.465	0.461	22.619
						$p_4$	0.518	0.509	0.508	25.343

**Tabla 3.3:** Resultados experimentales de los CTDIs $_{100}^{P_j}$  para los protocolos de cabeza de la Tabla 2.2 en el tomógrafo *Brilliance Big Bore*.

Protocolo	Fantoma	kVp	N	T [mm]	mAs	Posición	Lecturas [nC]			${}^{ex}CTDI_{100}^{P_j}$ [mGy]
$\Gamma_{10}$	Cabeza	90	16	0.75	100	$p_0$	0.046	0.045	0.045	4.462
						$p_1$	0.059	0.058	0.056	5.676
						$p_2$	0.051	0.051	0.052	5.053
						$p_3$	0.048	0.047	0.048	4.692
						$p_4$	0.054	0.052	0.053	5.217
$\Gamma_{11}$	Cabeza	120	16	1.5	100	$p_0$	0.190	0.191	0.189	9.381
						$p_1$	0.231	0.224	0.233	11.322
						$p_2$	0.216	0.215	0.207	10.500
						$p_3$	0.191	0.196	0.201	9.677
						$p_4$	0.214	0.213	0.212	10.516
$\Gamma_{12}$	Cabeza	120	4	3	200	$p_0$	0.228	0.226	0.228	22.447
						$p_1$	0.263	0.267	0.263	26.101
						$p_2$	0.261	0.261	0.257	25.640
						$p_3$	0.233	0.229	0.229	22.744
						$p_4$	0.257	0.250	0.246	24.784

Los resultados muestran que en para todos los protocolos, la dosis es menor en la posición central del fantoma ( $p_0$ ) que en otras posiciones. Este resultado concuerda con lo esperado, pues la radiación llega al centro del fantoma más atenuada que a las otras posiciones. Por otro lado, la radiación que llega a la posición  $p_3$  es más atenuada que en las otras posiciones de la periferia debido a la presencia de la mesa del paciente. Los resultados muestran que, en efecto, los  ${}^{\text{ex}}\text{CTDI}_{100}^{p_3}$  son menores que los índices de dosis de las otras posiciones.

Las posiciones  $p_2$  y  $p_4$  son completamente simétricas, y los resultados de los índices de dosis para estas dos posiciones son muy cercanos para todos los protocolos. Finalmente, los resultados muestran que la posición  $p_1$  es la posición con el índice de dosis más alto en comparación con las otras posiciones. Esto se debe a que es la posición para la cual la radiación llega menos atenuada.

### 3.3 Resultados para los $\text{CTDI}_{100,w}$

Con los resultados de la sección anterior y la ecuación (1.2), se puede calcular el  ${}^{\text{ex}}\text{CTDI}_{100,w}$  para cada uno de los protocolos de la Tabla 2.2. En la Tabla 3.4 se muestran los resultados de los índices de dosis ponderados.

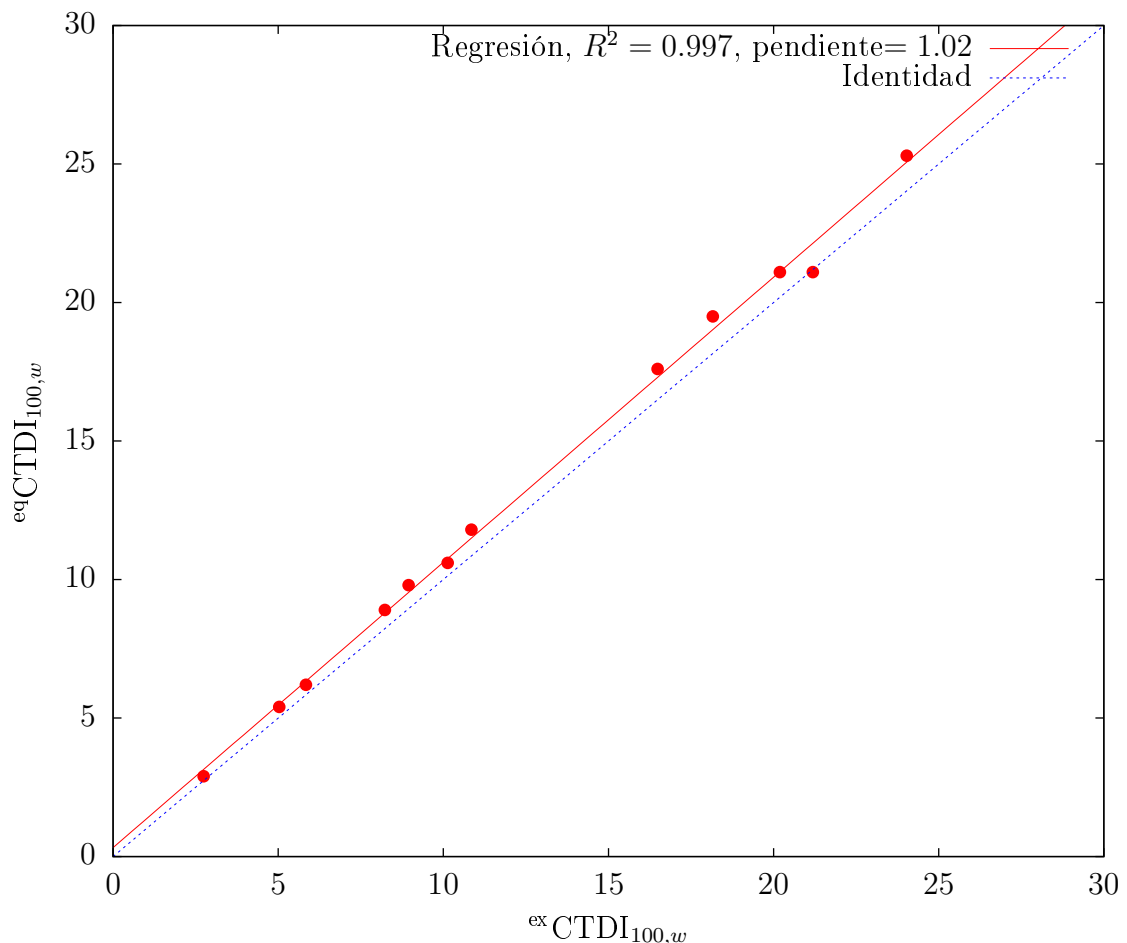
Durante la medición del CTDI, la consola del tomógrafo mostraba los índices de dosis que, según el fabricante, corresponden al protocolo de operación en el BBB. El fabricante debe reportar el índice de dosis ponderado ( ${}^{\text{eq}}\text{CTDI}_{100,w}$ ). Como parte del control de los niveles de radiación, los físicos médicos comparan estos índices de dosis con aquellos medidos experimentalmente ( ${}^{\text{ex}}\text{CTDI}_{100,w}$ ). La medición de los índices de dosis constata lo reportado por el fabricante del tomógrafo. En la última columna de la Tabla 3.4 se calcula el error relativo de estos índices.

**Tabla 3.4:** Resultados de los  $\text{CTDI}_{100,w}$  para protocolos de cuerpo.

Fantoma	Protocolo	$k_{T_{mp}P}$	${}^{\text{ex}}\text{CTDI}_{100,w}$	${}^{\text{eq}}\text{CTDI}_{100,w}$	$\epsilon$ [%]
Cuerpo	$\Gamma_1$	1.41	2.74	2.9	5.37
	$\Gamma_2$	1.41	5.84	6.2	5.81
	$\Gamma_3$	1.41	8.23	8.9	7.56
	$\Gamma_4$	1.42	10.85	11.8	8.05
	$\Gamma_5$	1.42	16.49	17.6	6.29
	$\Gamma_6$	1.42	20.19	21.1	4.33
	$\Gamma_7$	1.41	8.95	9.8	8.63
	$\Gamma_8$	1.42	18.16	19.5	6.87
	$\Gamma_9$	1.42	21.19	21.1	4.33
Cabeza	$\Gamma_{10}$	1.41	5.03	5.4	6.94
	$\Gamma_{11}$	1.41	10.13	10.6	4.44
	$\Gamma_{12}$	1.41	24.03	25.3	5.03

Estos resultados muestran que existe concordancia entre los índices de dosis medidos experimentalmente y los índices de dosis reportados por el fabricante. Todos los errores experimentales se encuentran dentro del 8.7 %. La AAPM establece un límite de tolerancia para la dosimetría en tomografía computarizada del 20% [22], por lo tanto, nuestros resultados son aceptables.

En la Figura 3.8 se muestran los resultados de la Tabla 3.4 con los índices de dosis reportados por el fabricante frente a los índices de dosis medidos experimentalmente. La recta de ajuste de estos datos tiene pendiente 1.0296 con coeficiente de correlación 0.997. Esta recta es muy cercana a la función identidad, lo cual indica que los índices de dosis que reporta el fabricante son bastante consistentes con los índices de dosis medidos experimentalmente.



**Figura 3.8:** En esta gráfica se muestran los índices de dosis reportados por el fabricante versus los índices de dosis medidos experimentalmente utilizando los resultados de la Tabla 3.4. La recta roja es la recta de ajuste de  ${}^{eq}\text{CTDI}_{100,w}$  versus  ${}^{ex}\text{CTDI}_{100,w}$ . En azul se muestra la función identidad.

Los resultados mostrados en la Figura 3.8 indican que existe un error sistemático a medida que los CTDIs aumentan, ya que la separación entre la recta de la regresión

y la función identidad aumenta. Esto podría ser corroborado mediante la medición de los índices de dosis para protocolos con mayores valores de kVp, mAs y  $NT$ , es decir, estudiando protocolos con mayor radiación.

### 3.4 Evaluación del riesgo radiológico

Para evaluar el riesgo radiológico de los protocolos estudiados en este proyecto se calculó el DLP (definido en la Sección 1.4.6) mediante la ecuación (1.4). El DLP es el producto del  $CTDI_{VOL}$  y de la longitud del escaneo  $L$ . Valores típicos de  $L$ , se muestran en la Tabla 3.5. Para calcular la dosis efectiva se empleó la ecuación (1.5) con los valores de  $k$  especificados por la publicación 103 del ICRP [15].

**Tabla 3.5:** Valores típicos [15] de  $L$  (longitud de escaneo) para los protocolos de la Tabla 2.2 y coeficientes de conversión  $k$ .

Región anatómica	$L$ [cm]	$\left[ \frac{k}{\text{mGy} \times \text{cm}} \right]$	Protocolo	DLP [mGy×cm]	Dosis efectiva [mSv]
Cabeza	13.5	0.0021	$\Gamma_{10}$	54.27	0.1
			$\Gamma_{11}$	109.35	0.2
			$\Gamma_{12}$	454.28	1.0
Pecho	27.5	0.014	$\Gamma_1$	30.25	0.4
			$\Gamma_2$	64.35	0.9
			$\Gamma_3$	180.95	2.5
			$\Gamma_4$	238.7	3.3
			$\Gamma_5$	181.5	2.5
			$\Gamma_6$	222.2	3.1
			$\Gamma_7$	98.45	1.4
			$\Gamma_8$	199.65	2.8
			$\Gamma_9$	466.13	6.5
Abdomen y pelvis	45.5	0.015	$\Gamma_1$	50.05	0.8
			$\Gamma_2$	106.47	1.6
			$\Gamma_3$	299.39	4.5
			$\Gamma_4$	394.94	5.9
			$\Gamma_5$	300.3	4.5
			$\Gamma_6$	367.64	5.5
			$\Gamma_7$	162.89	2.4
			$\Gamma_8$	330.33	5.0
			$\Gamma_9$	771.23	11.6

Como referencia, se ha considerado los resultados reportados por Christner [15] de las dosis efectivas para varios protocolos en el tomógrafo *Somatom Definition* del fabricante Siemens. Este tomógrafo comparte características similares con el BBB. En el artículo de Christner, los valores de la dosis efectiva, para protocolos de cabeza, se

encuentran entre los 0.5 y 1.3 mSv. En el tomógrafo BBB los valores de la dosis efectiva para todos los protocolos no excede 1 mSv. Consecuentemente, las dosis suministradas a los pacientes por estos protocolos pueden considerarse seguras.

En cuanto a los protocolos de pecho, la dosis efectiva reportada por Christner va desde los 2.6 a los 5.6 mSv. Para el BBB, en todos los protocolos, excepto el  $\Gamma_9$ , se obtuvieron dosis efectivas en el rango de 0.4 a 3.3 mSv. La dosis efectiva para el protocolo  $\Gamma_9$  (6.5 mSv) no excede por mucho a la dosis efectiva máxima (5.6 mSv) reportada por Christner.

Finalmente, los protocolos para realizar tomografías de abdomen y pelvis en el artículo de Christner reportan dosis efectivas entre 5.2 y 11.0 mSv. Para el tomógrafo BBB se encontraron dosis efectivas entre los 0.8 y 5.9 mSv, nuevamente con la excepción del protocolo  $\Gamma_9$  que tiene una dosis efectiva de 11.6 mSv. Sin embargo, sigue siendo una dosis cercana a la dosis efectiva máxima reportada por Christner. En resumen, estos resultados muestran que los protocolos establecidos para el tomógrafo BBB del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito mantienen dosis efectivas en un rango aceptable.





# Capítulo 4

## Cálculo de los CTDIs con simulaciones Monte Carlo

En este capítulo se presentan los resultados de los índices de dosis calculados con simulaciones MC en la plataforma GATE para los protocolos de la Tabla 2.2. La validación de estos resultados se realizó mediante la búsqueda de los valores de los parámetros geométricos del tomógrafo, procurando que haya consistencia entre los índices de dosis calculados con simulaciones MC y los índices de dosis medidos experimentalmente. Como resultado, se han logrado determinar los parámetros geométricos del tomógrafo BBB para fines dosimétricos en GATE.

### 4.1 Factores de corrección por número de partículas simuladas

Para la simulación de un protocolo, el número de partículas que se crean en la fuente de emisión está dado por la ecuación (2.9), que depende de la corriente del tubo de rayos-X y del espectro correspondiente al protocolo. Considerando que la distribución de la emisión de las partículas es constante en el tiempo, entonces el número de partículas emitidas durante un segundo es

$$N = \dot{r} \times 1 \text{ s.}$$

Por lo tanto  $N$  es el número de partículas (o de historias a simular en GATE) que emite la fuente durante la irradiación del fantoma para el cálculo del CTDI. Este número depende del protocolo bajo estudio.

Para los protocolos estudiados en este trabajo (Tabla 2.2), el número de historias a simularse es del orden de  $10^{13}$ . Se escogió al azar el protocolo  $\Gamma_3$  para realizar pruebas de la duración de las simulaciones con la modelización de las componentes geométricas principales descritas en la Sección 2.2.3. Al observar el progreso de la simulación en un computador de características estándar (Core i7, 2.2 GHz) se pronosticó que la simulación de todas estas partículas tardaría alrededor de  $2 \times 10^5$  horas (más de 20 años). Sin embargo, se comprobó que es suficiente simular fracciones del total de partículas  $f$  ( $0 < f < 1$ ) para reducir considerablemente estos tiempos de cómputo y hacer factible la simulación de un protocolo para el cálculo del CTDI.

Para ello, en lugar de simular el número total de historias ( $N$ ), se simuló una fracción de este número, es decir  $n = f \times N$  historias. El índice de dosis obtenido de la simulación de las  $n$  historias se nota  $\text{CTDI}_n$ .

$$\text{CTDI}_n = f \times \text{CTDI},$$

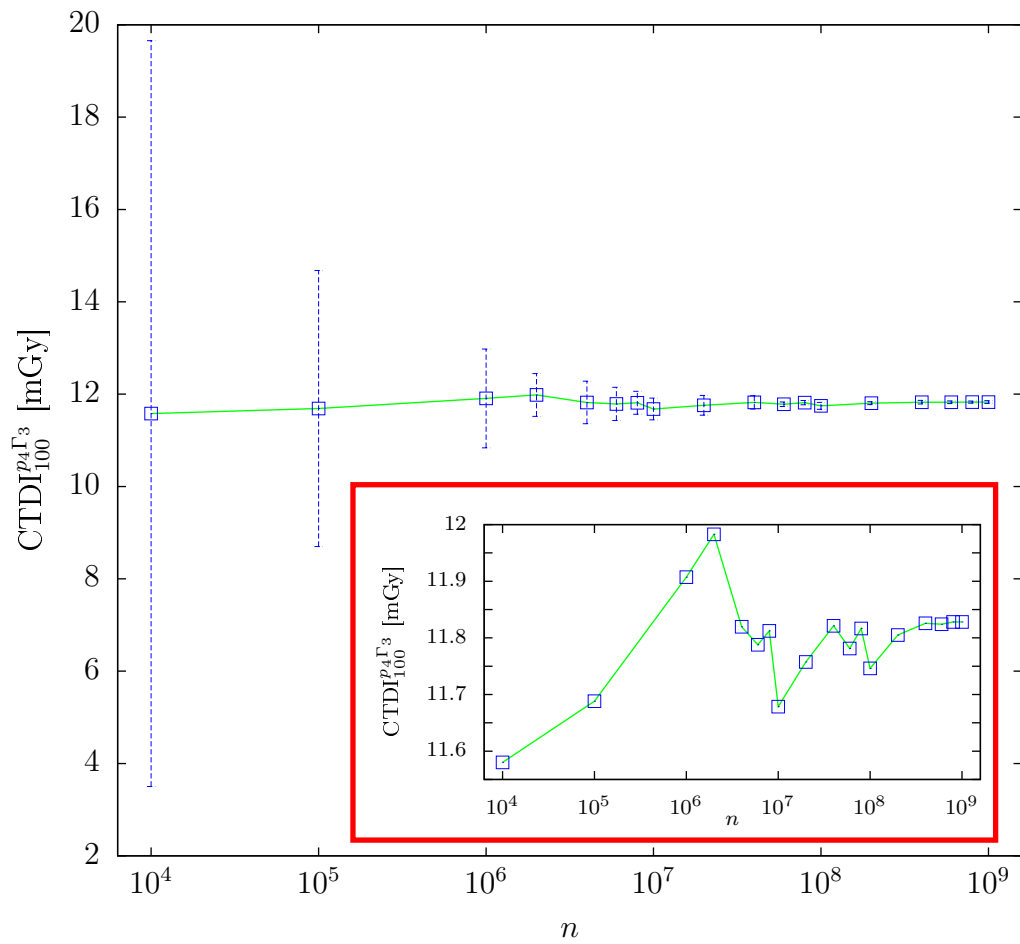
para  $N$  historias se tiene:

$$\text{CTDI} = \frac{1}{f} \text{CTDI}_n. \quad (4.1)$$

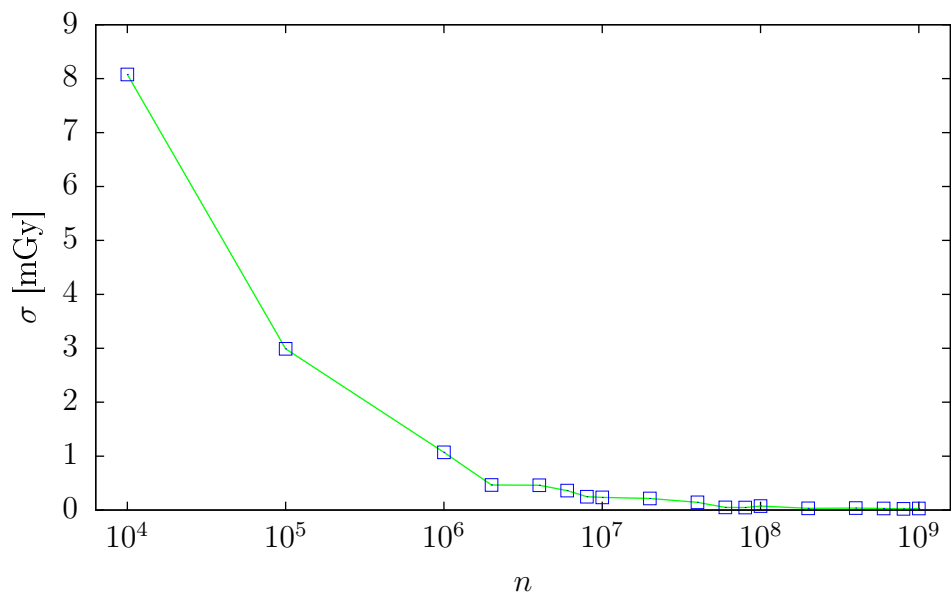
Para validar este método se analizó el  $\text{CTDI}_{100}$  en algunas posiciones del fantoma para distintos valores de  $n$ . Se realizaron 8 pruebas para cada valor de  $n$  en el rango de  $10^3$  a  $10^9$  en donde se calculó el CTDI en una posición determinada del fantoma para cierto protocolo. En la Figura 4.1 se presentan los resultados del protocolo  $\Gamma_3$  en la posición de la periferia  $p_4$ . La Figura 4.1 a) muestra el promedio de las ocho pruebas del  $\text{CTDI}_{100}^{p_4\Gamma_3}$  (dado por la ecuación 4.1 con el correspondiente factor de corrección) en función del número de partículas simuladas  $n$ . En la Figura 4.1 b) se muestra la desviación estándar del  $\text{CTDI}_{100}^{p_4\Gamma_3}$  en función de  $n$ .

Las pruebas realizadas muestran que los índices de dosis obtenidos con la ecuación (4.1) se estabilizan a medida que  $n$  aumenta. La desviación estándar de las pruebas empieza con valores altos, pero disminuye rápidamente cada vez que el número de partículas simuladas aumenta un orden de magnitud. Se puede asegurar que los índices de dosis proyectados de esta manera son correctos, pues al aumentar  $n$  de  $10^8$  a  $10^9$ , se observa que el índice de dosis cambia menos del 0.7% y la desviación estándar se encuentra en valores muy bajos, disminuyendo de 0.07 a 0.02.

En todas las simulaciones de este trabajo se utilizó  $f = 10^{-4}$  (es decir, las simulaciones son del orden de  $10^9$  partículas), con lo cual el tiempo de cómputo fue de alrededor de 40 horas, dependiendo del protocolo a simular.



a)



b)

**Figura 4.1:** a) El promedio de las ocho pruebas del índice de dosis  $\text{CTDI}_{100}^{p4}$  en función del factor de corrección  $n$ . Se observa que el valor del índice de dosis se estabiliza a medida que  $n$  aumenta. Dentro del recuadro rojo se muestra el mismo gráfico sin las barras de error y a una escala menor para visualizar mejor la estabilización del CTDI. b) La desviación estándar del  $\text{CTDI}_{100}^{p4}$  en función de  $n$ . A medida que aumenta el número de partículas simuladas, la desviación estándar disminuye.

## 4.2 Índices de dosis sin el filtro *bow tie*

En una primera aproximación, se calcularon los índices de dosis de la Tabla 2.2 sin incluir el filtro *bow tie*. En la Tabla 4.1 se muestran los resultados de los  $\text{CTDI}_{100,w}$  obtenidos experimentalmente y de aquellos calculados con simulaciones ( $^{\text{ex}}\text{CTDI}_{100,w}$  y  $^{\text{sim}}\text{CTDI}_{100,w}$  respectivamente) en cada protocolo.

**Tabla 4.1:** Resultados del  $\text{CTDI}_{100,w}$  sin incluir el filtro *bow tie* con el ángulo del ánodo del ánodo  $20^\circ$ . También se indica la notación corta para cada uno de los protocolos  $\Gamma_i$ .

Protocolo	$^{\text{ex}}\text{CTDI}_{100,w}$ [mGy]	$^{\text{sim}}\text{CTDI}_{100,w}$ [mGy]	$\epsilon$
$\Gamma_1$	2.74	7.74	183.21
$\Gamma_2$	5.84	15.45	164.55
$\Gamma_3$	8.23	19.20	133.29
$\Gamma_4$	10.85	25.57	135.67
$\Gamma_5$	16.49	32.01	94.12
$\Gamma_6$	20.19	38.39	90.14
$\Gamma_7$	8.95	16.60	90.50
$\Gamma_8$	18.16	33.26	83.15
$\Gamma_9$	21.19	41.50	95.85
$\Gamma_{10}$	5.03	9.59	90.74
$\Gamma_{11}$	10.13	10.47	3.36
$\Gamma_{12}$	24.03	32.93	37.04

Los errores relativos a la medición experimental ( $\epsilon$ ) son altos (algunos de ellos superan el 150%). La inconsistencia de estos resultados evidenció la necesidad de incluir al filtro *bow tie* en la geometría de la simulación.

## 4.3 Índices de dosis con el filtro *bow tie*

En esta sección se presentan los resultados obtenidos al incluir el filtro *bow tie* en la geometría del tomógrafo y al tomar en cuenta el valor del ángulo del ánodo para realizar las simulaciones MC. En la literatura [44] no se encontró toda la información de las características del tomógrafo BBB. Es por ello que no es posible modelar de manera exacta la geometría del tomógrafo para correr la simulación de un protocolo y calcular sus índices de dosis correspondientes.

En este trabajo, se ajustaron ciertas variables que modifican las componentes geométricas desconocidas y se analizaron los índices de dosis obtenidos. El esquema de los resultados se basa en lo que hemos denominado como *región de parámetros aceptables*.

Los índices de dosis medidos experimentalmente, para cada uno de los protocolos  $\Gamma_i$ , con  $i = 1, \dots, 12$  y para cada una de las posiciones del fantoma  $p_j$  con  $j = 0, \dots, 4$ , los notamos como:

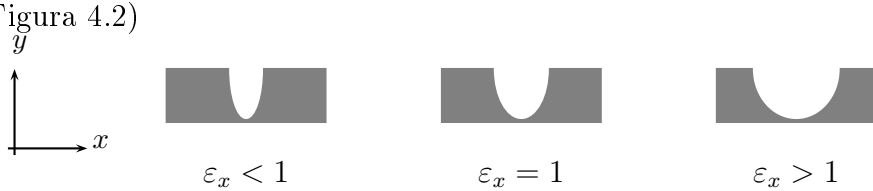
$$\text{exCTDI}_{100}^{p_j \Gamma_i}, \quad (4.2)$$

Los índices de dosis calculados en GATE con simulaciones MC dependen de las variables que caracterizan la geometría del tomógrafo. En la Sección 2.2.3 se especifican las componentes geométricas principales del tomógrafo BBB y se discuten las componentes geométricas desconocidas; el filtro *bow-tie* y el ángulo del ánodo ( $\alpha$ ). La ecuación (2.7) describe la forma del filtro *bow-tie* que se utilizó en este trabajo. La forma del filtro ideal depende de los valores que tomen las constantes  $c_1$ ,  $c_2$  y  $c_3$ , cuyos valores han sido reportados en el artículo de Boone [45].

En el presente trabajo se deformó a este filtro mediante los factores de escalamiento  $\varepsilon_x$  y  $\varepsilon_y$ . Estos factores indican el escalamiento del filtro *bow-tie* original de Boone en las direcciones  $x$  y  $y$  del tomógrafo. La variación de  $\varepsilon_x$  y  $\varepsilon_y$  es equivalente a la variación de los valores de  $c_1$ ,  $c_2$  y  $c_3$  determinados por Boone. En este proyecto se buscaron los valores de estas variables de modo que las simulaciones MC reproduzcan índices de dosis consistentes con los índices de dosis medidos experimentalmente.

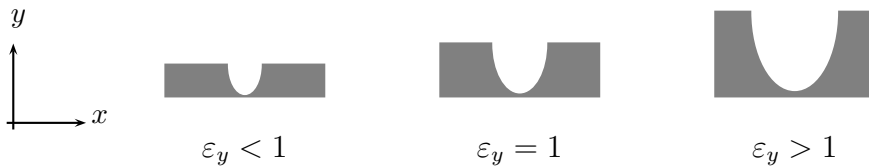
De esta manera, las variables que caracterizan la geometría del tomógrafo, son:

1. El escalamiento del filtro *bow tie* ideal propuesto por Boone [45] en la dirección horizontal del plano transversal del tomógrafo, que notamos por  $\varepsilon_x$  (ver Figura 4.2)



**Figura 4.2:** Escalamiento del filtro *bow tie* en la dirección  $x$  del tomógrafo. A medida que  $\varepsilon_x$  aumenta, la atenuación de la radiación disminuye y la dosis en el fantoma aumenta.

2. El escalamiento del filtro *bow tie* en la dirección vertical del tomógrafo, que notamos por  $\varepsilon_y$  (ver Figura 4.3)



**Figura 4.3:** Escalamiento del filtro *bow tie* en la dirección  $y$  del tomógrafo. A medida que  $\varepsilon_y$  aumenta, la atenuación de la radiación aumenta y la dosis en el fantoma disminuye.

3. El ángulo del ánodo del tubo de rayos-X, que notamos por  $\alpha$ .

Así, el índice de dosis calculado con simulaciones MC, para el protocolo  $\Gamma_i$  en una posición específica del fantoma  $p_j$ , depende de las variables  $\varepsilon_x$ ,  $\varepsilon_y$  y  $\alpha$ , y se nota así:

$$\text{simCTDI}_{100}^{p_j\Gamma_i}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha). \quad (4.3)$$

Es importante determinar los rangos de valores que estas variables pueden tomar. El rango de valores de la variable  $\alpha$  se definió según lo establecido en el artículo de Ay [47], que indica que el ángulo del ánodo se encuentra entre los 6 y 22°. En el presente trabajo se realizaron simulaciones con 8, 12, 16 y 20° para cubrir todo este rango de valores.

En cuanto al rango de valores de  $\varepsilon_x$ , se observaron algunos resultados preliminares en los cuales los índices de dosis tomaban valores demasiado altos cuando  $\varepsilon_x$  superaba el valor de 0.5. Por lo tanto el rango de valores de  $\varepsilon_x$  se restringió al intervalo [0.2, 0.4]. Para la variable  $\varepsilon_y$  se observaron índices de dosis muy altos para valores menores que 1. Consecuentemente se consideró que el rango de esta variable sea [1, 2.5]. El límite superior de este rango debe ser consistente con la ubicación del filtro *bow-tie* para que éste no entre en contacto con la fuente de radiación.

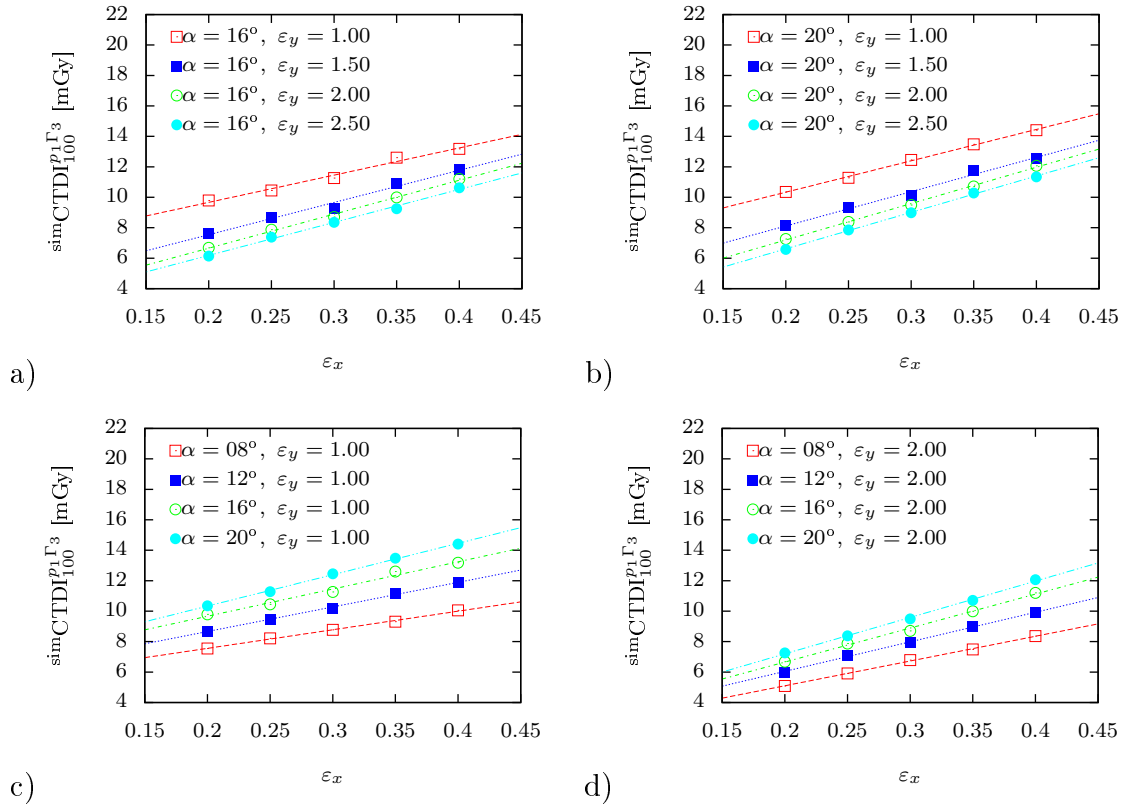
Los valores de  $\varepsilon_x, \varepsilon_y$  y  $\alpha$  que se tomaron para las simulaciones MC se indican en la Tabla 4.2. Con todas las combinaciones posibles de estos valores se realizaron simulaciones para calcular los índices en cada una de las posiciones del fantoma para los protocolos de la Tabla 2.2. A manera de ejemplo, el protocolo  $\Gamma_3$  es analizado a continuación para visualizar el efecto de estas variables sobre los índices de dosis.

**Tabla 4.2:** Valores de las variables  $\varepsilon_x, \varepsilon_y$  y  $\alpha$  con los que se realizan las simulaciones.

Variable	Valores
$\varepsilon_x$	{0.2, 0.25, 0.3, 0.35, 0.4}
$\varepsilon_y$	{1, 1.25, 1.5, 1.75, 2, 2.25, 2.5}
$\alpha$	{8, 12, 16, 20}[°]

### 4.3.1 Efecto de $\varepsilon_x$

Al aumentar  $\varepsilon_x$  se disminuye el grosor del material atenuante en la dirección de la radiación; lo cual aumenta la dosis en el fantoma. Cuando el valor de  $\varepsilon_x$  tiende a 0 el filtro *bow tie* tiende a la forma de un paralelepípedo. En este caso la atenuación sería máxima y los índices de dosis llegarían a su valor mínimo. En contraste, cuando  $\varepsilon_x$  aumenta considerablemente, el grosor del material atenuante en el camino de la radiación tiende a 0, y así los índices de dosis llegan a un nivel máximo. Por ello el comportamiento de la dosis en función de  $\varepsilon_x$  puede ser descrito por una curva creciente. Los resultados de la Figura 4.4 muestran el comportamiento de los índices de dosis en función de  $\varepsilon_x$  manteniendo los demás parámetros fijos.



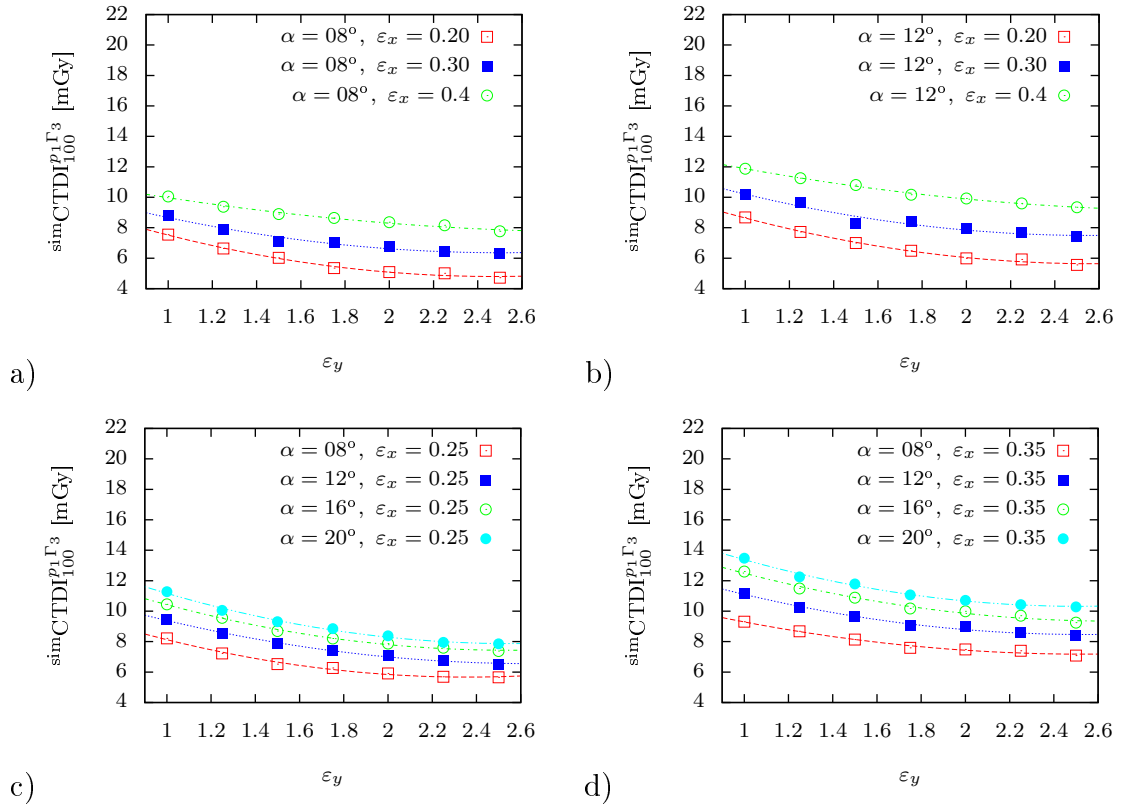
**Figura 4.4:** Resultados del  $\text{simCTDI}_{100}^{p1\Gamma_3}$  en función de  $\epsilon_x$  con distintos valores de  $\epsilon_y$  y  $\alpha$ . También se muestran las curvas de ajuste para los parámetros indicados en la leyenda. a) El ángulo  $\alpha = 16^\circ$  es fijo y se presentan los resultados de las simulaciones para varios  $\epsilon_y$ . b) El ángulo  $\alpha = 20^\circ$  es fijo y se presentan los resultados de las simulaciones para varios  $\epsilon_y$ . c) El factor de escalamiento  $\epsilon_y = 1.00$  es fijo y se presentan los resultados de las simulaciones para varios ángulos  $\alpha$ . d) El factor de escalamiento  $\epsilon_y = 2.00$  es fijo y se presentan los resultados de las simulaciones para varios ángulos  $\alpha$ .

### 4.3.2 Efecto de $\epsilon_y$

En cuanto a  $\epsilon_y$ , de la Figura 4.3 se puede ver que cuando  $\epsilon_y$  tiende a 0, el filtro *bow tie* tiende a desaparecer; de manera que los índices de dosis aumentan hasta un valor máximo. Si por el contrario, se incrementa  $\epsilon_y$ , el grosor del filtro aumenta gradualmente hasta que bloquea el paso de la radiación causando que la dosis disminuya. Los resultados mostrados en la Figura 4.5 indican la dependencia de la dosis en función de  $\epsilon_y$  con los demás parámetros fijos.

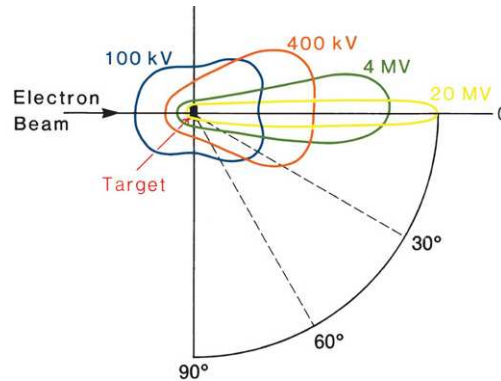
### 4.3.3 Efecto del ángulo del ánodo $\alpha$

La explicación del efecto del ángulo del ánodo del tubo de rayos-X ( $\alpha$ ) sobre la dosis es un poco más complicada. Para comprender su efecto se debe analizar la distribución angular de los fotones emitidos por Bremsstrahlung en la Figura 4.6.



**Figura 4.5:** Resultados del  $\text{simCTDI}_{100}^{p_1 \Gamma_3}$  en función de  $\epsilon_y$  con distintos valores de  $\epsilon_x$  y  $\alpha$ . También se muestran las curvas de ajuste para los parámetros indicados en la leyenda. a) El ángulo  $\alpha = 08^\circ$  es fijo y se presentan los resultados de las simulaciones para varios  $\epsilon_x$ . b) El ángulo  $\alpha = 12^\circ$  es fijo y se presentan los resultados de las simulaciones para varios  $\epsilon_x$ . c) El factor de escalamiento  $\epsilon_x = 0.25$  es fijo y se presentan los resultados de las simulaciones para varios ángulos  $\alpha$ . d) El factor de escalamiento  $\epsilon_x = 0.35$  es fijo y se presentan los resultados de las simulaciones para varios ángulos  $\alpha$ .

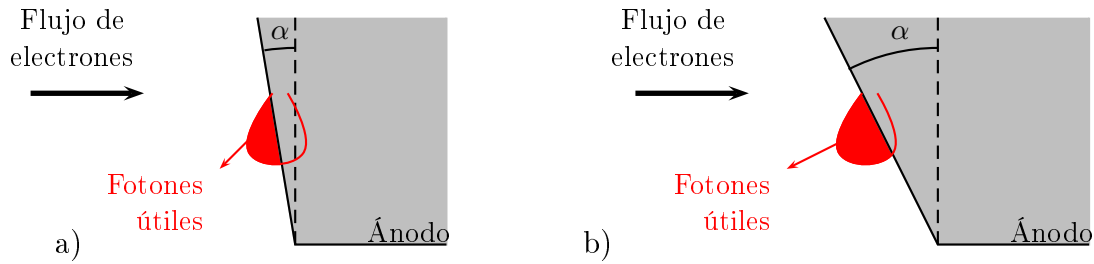
Si la energía de los electrones incidentes en el ánodo es del orden de 100 keV, los fotones son emitidos aproximadamente igual en todas las direcciones como se ve en la Figura 4.6 [9]. De esos fotones, se utilizan aquellos que son emitidos con ángulos cercanos a  $90^\circ$  respecto a la dirección de incidencia de los electrones.



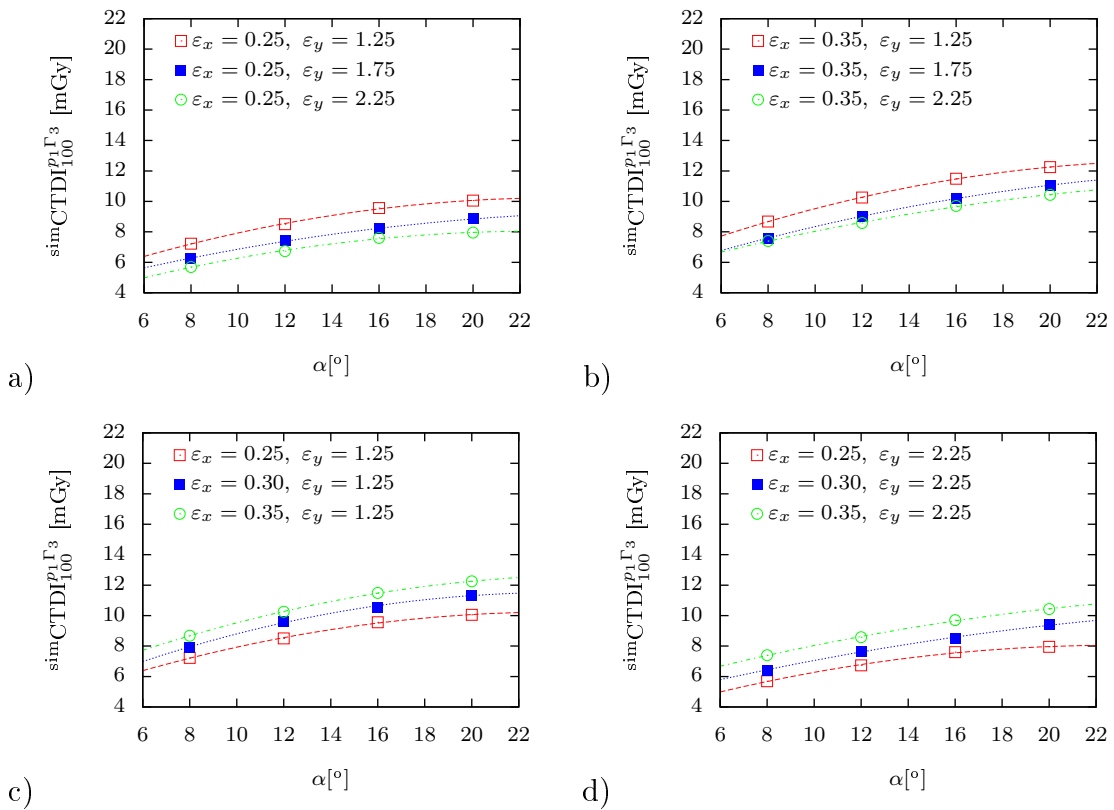
**Figura 4.6:** Distribución angular de fotones por Bremsstrahlung. **Figura tomada de [9].**



En la Figura 4.7 se observa que cuando  $\alpha$  aumenta, la cantidad de fotones absorbidos por el material del ánodo disminuye. De esa forma, el número de fotones útiles para la tomografía aumenta para ángulos mayores y así la dosis aumenta. Los resultados de los espectros obtenidos con el programa SRS-78 (ver Anexo C) comprueban el aumento de la fluencia al aumentar el ángulo  $\alpha$ . La Figura 4.8 muestra un aumento de la dosis cuando el ángulo del ánodo aumenta.



**Figura 4.7:** Efecto del ángulo del ánodo sobre la fluencia de fotones. a) El ángulo del ánodo es  $\alpha = 7^\circ$  y una gran parte de los fotones emitidos por Bremsstrahlung son absorbidos por el material del ánodo. b) Para un ángulo del ánodo  $\alpha = 20^\circ$ , mayor que en la parte a), pocos fotones emitidos por Bremsstrahlung son absorbidos por el material del ánodo y la fluencia de rayos-X es mayor que en la parte a).



**Figura 4.8:** Resultados del  $\text{simCTDI}_{100}^{p1\Gamma_3}$  en función de  $\alpha$  con distintos valores de  $\epsilon_x$  y  $\epsilon_y$ . También se muestran las curvas de ajuste para los parámetros indicados en la leyenda.

#### 4.3.4 Regresión del CTDI en función de $\varepsilon_x, \varepsilon_y$ y $\alpha$

A continuación se presentan las regresiones de los CTDIs en las variables que caracterizan la geometría del tomógrafo:  $\varepsilon_x, \varepsilon_y$  y  $\alpha$ . Estas regresiones fueron realizadas mediante el ajuste de los resultados de los CTDIs calculados con simulaciones MC utilizando los valores de la Tabla 4.2, al polinomio de Taylor de una función multivariante. Para ello, se parte de la expansión en serie de Taylor de una función multivariante  $f(x, y, z)$ :

$$f(x, y, z) = \sum_{m=0}^{\infty} \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{p=0}^{\infty} \left[ \left( \frac{1}{m!n!p!} \times \frac{\partial^m \partial^n \partial^p f}{\partial x^m \partial y^n \partial z^p}(0, 0, 0) \right) x^m y^n z^p \right] \quad (4.4)$$

esta expresión se puede reescribir de manera más compacta mediante las constantes:

$$\lambda(m, n, p) = \frac{1}{m! n! p!} \times \frac{\partial^m \partial^n \partial^p f}{\partial x^m \partial y^n \partial z^p}(0, 0, 0)$$

con términos de hasta segundo orden se tiene:

$$\begin{aligned} f(x, y, z) &\approx \sum_{m=0}^2 \sum_{n=0}^2 \sum_{p=0}^2 [\lambda(m, n, p)x^m y^n z^p] \\ &= \sum_{m=0}^2 \sum_{n=0}^2 [\lambda(m, n, 0)x^m y^n + \lambda(m, n, 1)x^m y^n z + \lambda(m, n, 2)x^m y^n z^2] \\ &= \sum_{m=0}^2 [\lambda(m, 0, 0)x^m + \lambda(m, 0, 1)x^m z + \lambda(m, 0, 2)x^m z^2 \\ &\quad + \lambda(m, 1, 0)x^m y + \lambda(m, 1, 1)x^m y z + \lambda(m, 1, 2)x^m y z^2 \\ &\quad + \lambda(m, 2, 0)x^m y^2 + \lambda(m, 2, 1)x^m y^2 z + \lambda(m, 2, 2)x^m y^2 z^2] \\ &= \lambda(0, 0, 0) + \lambda(0, 0, 1)z + \lambda(0, 0, 2)z^2 \\ &\quad + \lambda(0, 1, 0)y + \lambda(0, 1, 1)yz + \lambda(0, 1, 2)yz^2 \\ &\quad + \lambda(0, 2, 0)y^2 + \lambda(0, 2, 1)y^2 z + \lambda(0, 2, 2)y^2 z^2 \\ &\quad + \lambda(1, 0, 0)x + \lambda(1, 0, 1)xz + \lambda(1, 0, 2)xz^2 \\ &\quad + \lambda(1, 1, 0)xy + \lambda(1, 1, 1)xyz + \lambda(1, 1, 2)xyz^2 \\ &\quad + \lambda(1, 2, 0)xy^2 + \lambda(1, 2, 1)xy^2 z + \lambda(1, 2, 2)xy^2 z^2 \\ &\quad + \lambda(2, 0, 0)x^2 + \lambda(2, 0, 1)x^2 z + \lambda(2, 0, 2)x^2 z^2 \\ &\quad + \lambda(2, 1, 0)x^2 y + \lambda(2, 1, 1)x^2 y z + \lambda(2, 1, 2)x^2 y z^2 \\ &\quad + \lambda(2, 2, 0)x^2 y^2 + \lambda(2, 2, 1)x^2 y^2 z + \lambda(2, 2, 2)x^2 y^2 z^2 \end{aligned}$$

Finalmente, se pueden reacomodar los términos y escribir de la siguiente forma:

$$f(x, y, z) \approx f_1(z) + f_2(y, z)x + f_3(y, z)x^2 + f_4(x, z)y + f_5(x, z)y^2. \quad (4.5)$$

con las funciones  $f_j$  con  $j = 1, 2, 3, 4, 5$ , dadas por:

$$\begin{aligned} f_1(z) &= a_0 + a_1z + a_2z^2 \\ f_2(y, z) &= a_3 + a_4z + a_5z^2 + a_6y + a_7y^2 \\ f_3(y, z) &= a_8 + a_9z + a_{10}y \\ f_4(x, z) &= a_{11} + a_{12}z + a_{13}z^2 + a_{14}x + a_{15}x^2 \\ f_5(x, z) &= a_{16} + a_{17}z + a_{18}x. \end{aligned}$$

donde los coeficientes  $a_k$ ,  $k = 0, \dots, 18$  están definidos por las constantes  $\lambda(m, n, p)$ .

En particular, la función de interés en el presente trabajo es el índice de dosis calculado con simulaciones:  $\text{simCTDI}_{100}^{p_j\Gamma_i}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha)$ . Los coeficientes  $a_k$  fueron encontrados para cada una de las funciones de los índices de dosis que corresponden a distintos protocolos, y a distintas posiciones de la cámara de ionización en el fantoma.

Para encontrar los valores de estos coeficientes, se realizó una regresión de los índices de dosis calculados mediante simulaciones MC con las geometrías especificadas por la Tabla 4.2. En el Anexo B se encuentran los valores de los coeficientes encontrados con este método para algunos protocolos de la Tabla 4.1. Todas las regresiones realizadas tienen coeficientes de determinación  $R^2$  muy cercanos a la unidad. El objetivo de realizar este ajuste es obtener la función del índice de dosis  $\text{simCTDI}_{100}^{p_j\Gamma_i}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha)$ , para cualquier valor de  $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha$  dentro de los rangos discutidos anteriormente.

Con esta función se pensaría que, en principio, para definir los parámetros que caracterizan la geometría del tomógrafo basta determinar los valores  $(\hat{\varepsilon}_x, \hat{\varepsilon}_y, \hat{\alpha})$  tales que

$$\text{simCTDI}_{100}^{p_j\Gamma_i}(\hat{\varepsilon}_x, \hat{\varepsilon}_y, \hat{\alpha}) = \text{exCTDI}_{100}^{p_j\Gamma_i}, \quad (4.6)$$

es decir, los valores que toman las variables para que los índices de dosis calculados con simulaciones MC sean iguales a los índices de dosis medidos experimentalmente.

Sin embargo, los valores de  $(\hat{\varepsilon}_x, \hat{\varepsilon}_y, \hat{\alpha})$  que satisfacen la ecuación (4.6) para un protocolo  $\Gamma_i$ , en general, no son iguales a los valores de las variables para un protocolo  $\Gamma_j$ . La igualdad (4.6) impone una restricción muy fuerte que no puede ser satisfecha.

En estudios similares a este trabajo, donde se calculan los índices de dosis con simulaciones MC usando plataformas comerciales como el MCNP [24], los resultados de las simulaciones nunca son exactamente iguales a los valores de dosis experimentales. Aún con la disponibilidad<sup>1</sup> de todas las características geométricas y materiales del tomógrafo, esos estudios reportan errores relativos a las mediciones experimentales de hasta el 12% [24, 42].

---

<sup>1</sup>Muchos autores realizan acuerdos de discreción con el fabricante del tomógrafo para acceder a la información completa del tomógrafo.

Para considerar un margen de error ( $\delta$ ), en lugar de (4.6), se tiene la condición:

$$\frac{|\text{simCTDI}_{100}^{p_j\Gamma_i}(\hat{\varepsilon}_x, \hat{\varepsilon}_y, \hat{\alpha}) - \text{exCTDI}_{100}^{p_j\Gamma_i}|}{\text{exCTDI}_{100}^{p_j\Gamma_i}} \leq \delta. \quad (4.7)$$

Con lo cual, el error relativo entre la dosis calculada con simulaciones MC y la dosis medida experimentalmente, para el protocolo  $\Gamma_i$  en una posición  $p_j$ , se encuentra por debajo de un margen establecido por el valor de  $\delta$ .

### 4.3.5 Región de parámetros aceptables

Los valores de  $(\hat{\varepsilon}_x, \hat{\varepsilon}_y, \hat{\alpha})$  que cumplen con la desigualdad (4.7) forman parte de la *región de parámetros aceptables para el protocolo  $\Gamma_i$  en la posición  $p_j$* , la cual se nota por  $\Omega^{p_j\Gamma_i}$ .

Para ilustrar este concepto, en la Figura 4.9 se muestran los valores que pertenecen a las regiones  $\Omega^{p_0\Gamma_1}$  y  $\Omega^{p_1\Gamma_1}$  en el espacio  $\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha$  con un margen de error  $\delta = 20\%$ . Este margen de error está dentro de los límites de tolerancia establecidos por la AAPM para tomografía computarizada [22]. En el espacio  $\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha$ , las regiones  $\Omega^{p_0\Gamma_1}$  y  $\Omega^{p_1\Gamma_1}$  se visualizan como volúmenes irregulares, de los cuales se muestran algunos puntos representativos. En el Anexo B se muestran las regiones  $\Omega$  para todas las posiciones de los fantasmas en los protocolos  $\Gamma_1, \Gamma_3, \Gamma_7, \Gamma_{10}$  y  $\Gamma_{11}$ .

La intersección de las regiones correspondientes a todas las posiciones del fantoma para un protocolo  $\Gamma_i$  es llamada *región de parámetros aceptables para el protocolo  $\Gamma_i$*  y se nota por:

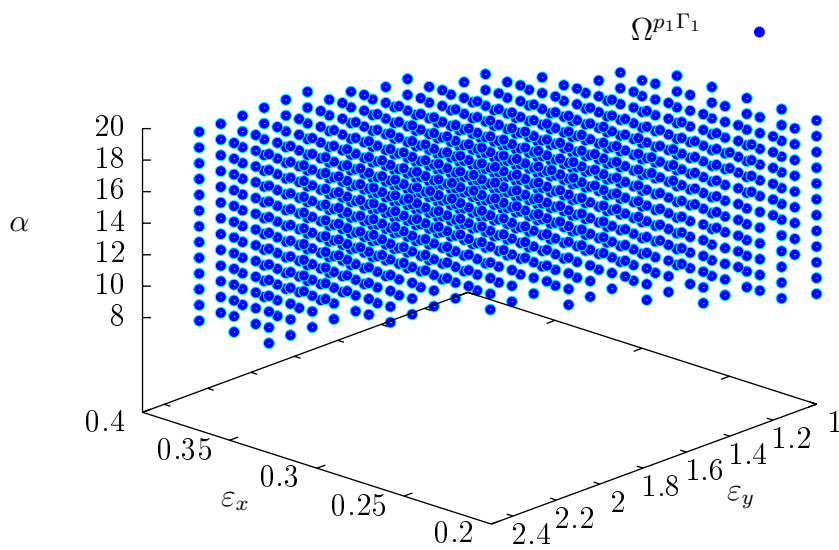
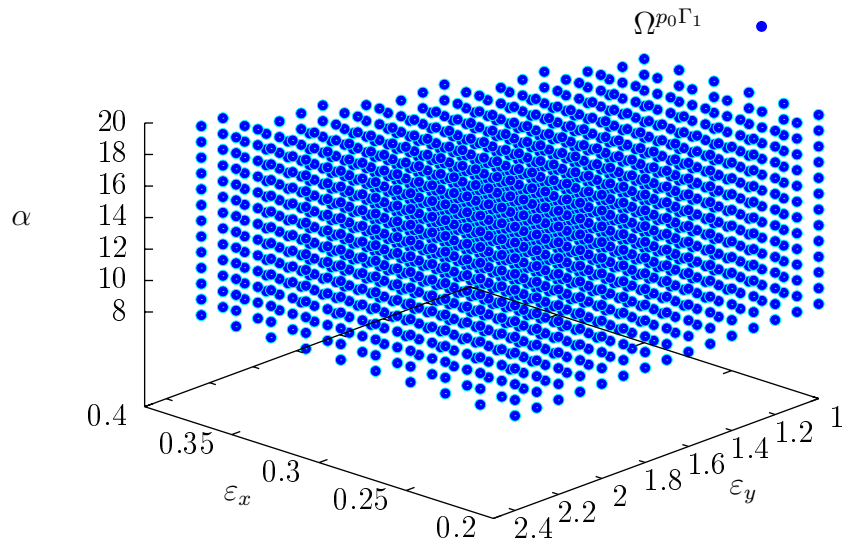
$$\Phi^{\Gamma_i} = \bigcap_{j=0}^4 \Omega^{p_j\Gamma_i}. \quad (4.8)$$

Como ejemplo, en la Figura 4.10 se muestra la región  $\Phi^{\Gamma_1}$ . Evidentemente el volumen de esta región debe ser menor que el de la Figura 4.9. En el Anexo B se muestran las regiones  $\Phi$  para los protocolos  $\Gamma_1, \Gamma_3, \Gamma_7, \Gamma_{10}$  y  $\Gamma_{11}$ .

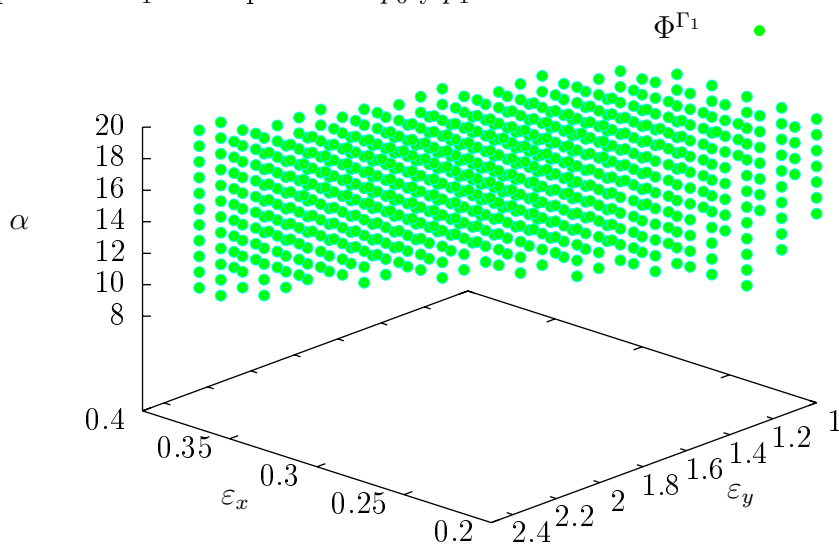
Finalmente, la *región de parámetros aceptables para la simulación del tomógrafo*,  $\Theta$ , es la intersección de las regiones de parámetros aceptables de todos los protocolos:

$$\Theta = \bigcap_i \Phi^{\Gamma_i}.$$

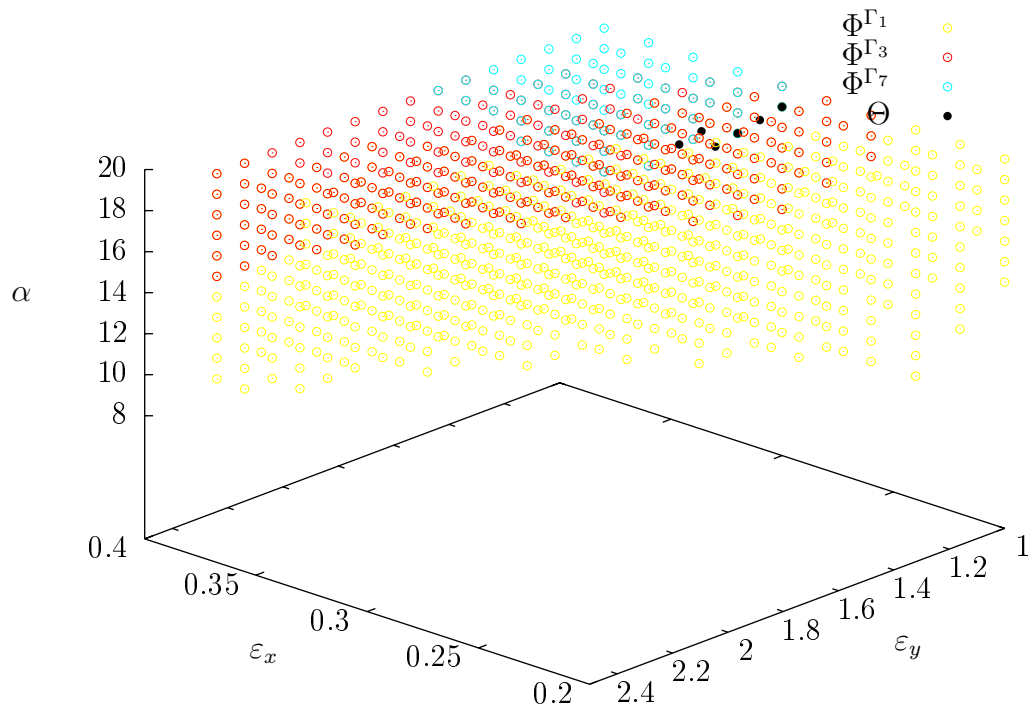
En la Figura 4.11 se muestra la región  $\Theta$  para las simulaciones de los protocolos de cuerpo con la intersección de las regiones  $\Phi$  de los protocolos  $\Gamma_1, \Gamma_3$  y  $\Gamma_7$  y en la Figura 4.12 se muestra la región  $\Theta$  para las simulaciones de los protocolos de cabeza con la intersección de las regiones  $\Phi$  de los protocolos  $\Gamma_{10}$  y  $\Gamma_{11}$ . Se muestran algunos puntos representativos de la intersección de estos volúmenes.



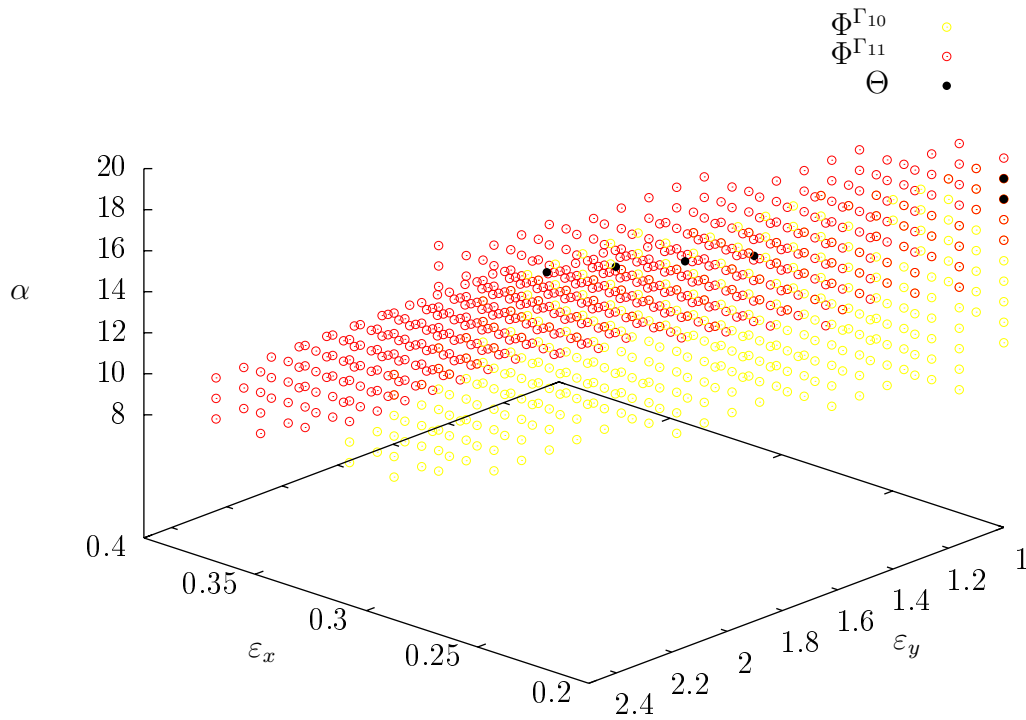
**Figura 4.9:** Representación gráfica en el espacio  $\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha$  de la región de parámetros aceptables para el protocolo  $\Gamma_1$  en las posiciones  $p_0$  y  $p_1$  con  $\delta = 20\%$ .



**Figura 4.10:** Región  $\Phi^{\Gamma_1}$  con  $\delta = 20\%$ .



**Figura 4.11:** Regiones  $\Theta$  para las simulaciones de los protocolos de cuerpo. Esta región es la intersección de las regiones  $\Phi^{\Gamma_1}$ ,  $\Phi^{\Gamma_3}$  y  $\Phi^{\Gamma_7}$ , también mostradas en esta figura.



**Figura 4.12:** Regiones  $\Theta$  para las simulaciones de los protocolos de cabeza. Esta región es la intersección de las regiones  $\Phi^{\Gamma_{10}}$  y  $\Phi^{\Gamma_{11}}$ , también mostradas en esta figura.

Los filtros de cabeza y de cuerpo pueden, en general, ser distintos. Por lo tanto, la región  $\Theta$  para las simulaciones con el fantoma de cabeza puede ser distinta a la región que resulta de las simulaciones de cuerpo. Es decir, los valores de  $\hat{\varepsilon}_x$  y  $\hat{\varepsilon}_y$  pueden ser distintos para la simulación de los protocolos de cabeza y de cuerpo. Sin embargo, el ángulo del ánodo ( $\hat{\alpha}$ ) es único en la geometría del tomógrafo.

La simulación de todos los protocolos de la Tabla 2.2 no fue necesaria, pues los resultados mostraron que la característica más influyente en los diferentes protocolos es el kVp. Por lo tanto, solamente se escogieron ciertos protocolos representativos para determinar la región de valores aceptables para la simulación del tomógrafo y la obtención de  $\Theta$ . Los protocolos representativos son  $\Gamma_1, \Gamma_3, \Gamma_7$  para los protocolos de cuerpo,  $\Gamma_{10}$  y  $\Gamma_{11}$  para los protocolos de cabeza.

### 4.3.6 Resultados globales

En la Tabla 4.3 se indican los valores de las regiones  $\Theta$ , tanto para la simulación de los protocolos de cuerpo como para los de cabeza con ángulos del ánodo iguales y un margen de error  $\delta = 20\%$ .

**Tabla 4.3:** Valores de  $(\hat{\varepsilon}_x, \hat{\varepsilon}_y, \hat{\alpha})$  pertenecientes a la región  $\Theta$  para la simulación de los protocolos de cuerpo y de cabeza con  $\delta = 20\%$ .

Cuerpo			Cabeza		
$\hat{\varepsilon}_x$	$\hat{\varepsilon}_y$	$\hat{\alpha}$	$\hat{\varepsilon}_x$	$\hat{\varepsilon}_y$	$\hat{\alpha}$
0.34	1.05	16	0.20	0.75	16
0.33	1.00	16	0.25	1.50	16
0.32	1.00	17	0.25	1.75	17
0.33	1.05	17			
0.31	1.00	18	0.20	1.00	18
			0.25	2.00	18
0.30	1.00	19	0.20	1.00	19
			0.25	2.25	19

Utilizando los valores de  $\hat{\varepsilon}_x, \hat{\varepsilon}_y, \hat{\alpha}$  que se encuentran en la Tabla 4.3 se comprobó que todos los protocolos sean correctamente simulados, es decir que los índices de dosis calculados con las simulaciones sean consistentes con las mediciones experimentales. En la Tabla 4.4 se muestran los  ${}^{\text{sim}}\text{CTDI}_{100,w}$  calculados con simulaciones para cada una de las combinaciones de los parámetros aceptables mostrados en la Tabla 4.3. El detalle de los CTDIs en cada una de las posiciones en el fantoma se muestra en el Anexo B. Los CTDIs en cualquier posición y para cualquier protocolo muestran un error relativo a la medición del CTDI experimental que no excede el 20%.

**Tabla 4.4:** CTDI<sub>100,w</sub> para los valores de  $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$  pertenecientes de la Tabla 4.3.

<b>Cuerpo</b>						
	exCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>1</sub></sup> = 2.74		exCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>2</sub></sup> = 5.84		exCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>3</sub></sup> = 8.23	
$(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	simCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>1</sub></sup> $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	€	simCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>2</sub></sup> $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	€	simCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>3</sub></sup> $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	€
(0.34, 1.05, 16)	3.13	13.99	6.30	7.95	8.62	4.82
(0.33, 1.00, 16)	3.15	14.75	6.28	7.59	8.69	5.69
(0.32, 1.00, 17)	3.14	14.35	6.28	7.50	8.69	5.69
(0.33, 1.05, 17)	3.14	14.58	6.29	7.63	8.66	5.30
(0.31, 1.00, 18)	3.14	14.58	6.28	7.56	8.72	5.99
(0.30, 1.00, 19)	3.13	13.89	6.24	6.77	8.72	5.93
<b>Cuerpo</b>						
	exCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>4</sub></sup> = 10.85		exCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>5</sub></sup> = 16.45		exCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>6</sub></sup> = 20.19	
$(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	simCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>4</sub></sup> $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	€	simCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>5</sub></sup> $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	€	simCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>6</sub></sup> $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	€
(0.34, 1.05, 16)	11.50	6.02	14.42	12.40	17.29	14.35
(0.33, 1.00, 16)	11.53	6.29	14.40	12.49	17.31	14.27
(0.32, 1.00, 17)	11.57	6.63	14.50	11.92	17.41	13.77
(0.33, 1.05, 17)	11.55	6.48	14.46	12.16	17.35	14.07
(0.31, 1.00, 18)	11.61	7.04	14.50	11.90	17.44	13.62
(0.30, 1.00, 19)	11.61	7.00	14.54	11.65	17.46	13.53
<b>Cuerpo</b>						
	exCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>7</sub></sup> = 8.95		exCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>8</sub></sup> = 18.16		exCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>9</sub></sup> = 20.19	
$(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	simCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>7</sub></sup> $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	€	simCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>8</sub></sup> $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	€	simCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>9</sub></sup> $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	€
(0.34, 1.05, 16)	7.83	12.59	15.67	12.69	19.55	3.15
(0.33, 1.00, 16)	7.88	12.00	15.75	13.25	18.95	6.12
(0.32, 1.00, 17)	7.91	11.61	15.86	12.69	19.76	2.09
(0.33, 1.05, 17)	7.87	12.15	15.80	12.98	19.03	5.75
(0.31, 1.00, 18)	7.96	11.07	15.92	12.33	19.86	1.61
(0.30, 1.00, 19)	8.00	10.67	15.97	12.04	19.94	1.20
<b>Cabeza</b>						
	exCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>10</sub></sup> = 5.03		exCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>11</sub></sup> = 10.13		exCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>12</sub></sup> = 24.03	
$(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	simCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>10</sub></sup> $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	€	simCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>11</sub></sup> $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	€	simCTDI <sub>100,w</sub> <sup>Γ<sub>12</sub></sup> $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$	€
(0.20, 0.75, 16)	5.35	6.56	9.84	2.83	20.26	15.67
(0.25, 1.50, 16)	5.26	4.64	9.46	6.59	19.45	19.06
(0.25, 1.75, 17)	5.30	5.40	9.48	6.37	19.53	18.70
(0.20, 1.00, 18)	5.13	2.13	9.47	6.53	19.26	19.84
(0.25, 2.00, 18)	5.24	4.22	9.44	6.80	19.43	19.14
(0.20, 1.00, 19)	5.20	3.41	9.58	4.43	19.65	18.22
(0.25, 2.25, 19)	5.24	4.22	9.41	7.07	19.37	19.37

Con estos resultados, se calculan los errores promedio para cada una de las triadas de la Tabla 4.3, tanto para protocolos de cuerpo y de cabeza, respectivamente:

$$\bar{\epsilon}_{\text{cue}} = \frac{1}{9} \sum_{i=1}^9 \epsilon_i = \frac{1}{9} \sum_{i=1}^9 \frac{|\text{simCTDI}_{100,w}^{\Gamma_i}(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha}) - \text{exCTDI}_{100,w}^{\Gamma_i}|}{\text{exCTDI}_{100,w}^{\Gamma_i}},$$

$$\bar{\epsilon}_{\text{cab}} = \frac{1}{3} \sum_{i=10}^{12} \epsilon_i = \frac{1}{3} \sum_{i=10}^{12} \frac{|\text{simCTDI}_{100,w}^{\Gamma_i}(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha}) - \text{exCTDI}_{100,w}^{\Gamma_i}|}{\text{exCTDI}_{100,w}^{\Gamma_i}}.$$

Los resultados de estos errores promedio se presentan en la Tabla 4.5.



**Tabla 4.5:** Tabla de errores promedio  $\bar{\epsilon}_{\text{cab}}$  y  $\bar{\epsilon}_{\text{cue}}$  para protocolos de cabeza y cuerpo con los valores de  $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$  de la Tabla 4.3.

Cuerpo				Cabeza			
$\hat{\epsilon}_x$	$\hat{\epsilon}_y$	$\hat{\alpha}$	$\bar{\epsilon}_{\text{cab}}$	$\hat{\epsilon}_x$	$\hat{\epsilon}_y$	$\hat{\alpha}$	$\bar{\epsilon}_{\text{cue}}$
0.34	1.05	16	9.88	0.20	0.75	16	8.35
0.33	1.00	16	10.19	0.25	1.50	16	10.10
0.32	1.00	17	9.58	0.25	1.75	17	10.16
0.33	1.05	17	10.12				
0.31	1.00	18	9.52	0.20	1.00	18	9.50
				0.25	2.00	18	10.05
0.30	1.00	19	9.19	0.20	1.00	19	9.02
				0.25	2.25	19	10.22

Estos resultados muestran que las simulaciones con el ángulo del ánodo  $\hat{\alpha} = 19$ , y las variables de escalamiento  $\hat{\epsilon}_y = 1.00$ ,  $\hat{\epsilon}_x = 0.30$ ,  $\hat{\epsilon}_x = 0.20$  para cuerpo y cabeza, respectivamente, presentan los menores errores promedio ( $\bar{\epsilon}_{\text{cab}} = 9.02$  y  $\bar{\epsilon}_{\text{cue}} = 9.19$ ). En este caso, únicamente el valor del escalamiento del filtro en la dirección  $x$  es diferente para los filtros de cabeza y de cuerpo. Esto es consistente con la definición del filtro *bow-tie*, ya que el fantoma de cuerpo es más grande que el fantoma de cabeza, por lo que la periferia del fantoma de cuerpo está más alejada del isocentro que la periferia del fantoma de cabeza. Es por ello que el filtro en el fantoma de cuerpo está más estirado (tiene un valor mayor de  $\hat{\epsilon}_x$ ), pues así la parte más gruesa del filtro *bow-tie* se encuentra en el lugar adecuado para compensar la atenuación en la periferia del fantoma de cuerpo.



# Capítulo 5

## Conclusiones y discusión

En este proyecto se validó el método Monte Carlo implementado en la plataforma GATE, para el cálculo de los índices de dosis en el tomógrafo BBB del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito. Con la ayuda de GATE se calcularon los CTDIs para doce protocolos distintos en el tomógrafo BBB, tres protocolos de cabeza y nueve protocolos de cuerpo. Los resultados de estas simulaciones se validaron con mediciones experimentales, las cuales fueron realizadas bajo la guía del Código de Práctica de la OIEA.

Se utilizó un sistema dosimétrico compuesto por una cámara de ionización tipo lápiz y un electrómetro con sus certificados de calibración. Los resultados experimentales mostraron una buena consistencia respecto a los índices de dosis reportados por el fabricante, con errores relativos que no superan el 9%.

Como resultado del proceso de validación se determinaron los parámetros correspondientes a la geometría del tomógrafo: el ángulo de inclinación del ánodo del tubo de rayos-X y el filtro *bow-tie*. Para incluir este filtro en las simulaciones, se empleó el modelo de un filtro ideal propuesto por Boone [45]. Desde luego, la forma del filtro de Boone no era la adecuada para el tomógrafo BBB, así que se introdujeron dos variables de escalamiento:  $\varepsilon_x$  y  $\varepsilon_y$ , que representan las deformaciones del filtro de Boone en las direcciones  $x$  y  $y$  del tomógrafo.

Los valores obtenidos para las variables de escalamiento y el ángulo del ánodo aseguran que los índices de dosis calculados con simulaciones, en todas las posiciones del fantoma y para todos los protocolos, sean consistentes con los índices de dosis medidos experimentalmente. Los resultados muestran que el ángulo del ánodo puede tomar valores entre los  $16^\circ$  y  $19^\circ$ , lo cual es consistente con lo encontrado en la literatura [47]. Los valores de  $\varepsilon_x$  y  $\varepsilon_y$  son específicos para cada uno de los ángulos del ánodo en este intervalo. Cualquiera de los valores de la Tabla 4.3 puede ser usado para la modelización de la geometría del tomógrafo BBB.

Los resultados de este trabajo sugieren que el BBB cuenta con dos filtros, pues los valores de  $\varepsilon_x$  y  $\varepsilon_y$  son diferentes para los protocolos de cabeza y de cuerpo en todos los ángulos del ánodo. Sin embargo, mediante la definición de los errores promedio  $\bar{\varepsilon}_{cab}$  y  $\bar{\varepsilon}_{cue}$ , para cabeza y cuerpo respectivamente, se encontró que las simulaciones con el ángulo del ánodo  $\hat{\alpha} = 19$ ,  $\hat{\varepsilon}_y = 1.00$ ,  $\hat{\varepsilon}_x = 0.30$ ,  $\hat{\varepsilon}_x = 0.20$  para cuerpo y cabeza, respectivamente, presentan los menores errores promedio ( $\bar{\varepsilon}_{cab} = 9.02$  y  $\bar{\varepsilon}_{cue} = 9.19$ ). En este caso, únicamente el valor del escalamiento del filtro en la dirección  $x$  es diferente para los filtros de cabeza y de cuerpo. Se recomienda utilizar estos valores para posteriores trabajos en los que se requiera la modelización del tomógrafo BBB.

Los resultados muestran que el ángulo del ánodo puede tomar valores entre los  $16^\circ$  y  $19^\circ$ , lo cual es consistente con lo encontrado en la literatura [47], y que los valores de  $\varepsilon_x$  y  $\varepsilon_y$  son específicos para cada uno de los ángulos del ánodo en este intervalo. Cualquiera de los valores de la Tabla 4.3 puede ser usado para la modelización de la geometría del tomógrafo BBB. En Los errores relativos de los cálculos obtenidos con GATE con estos valores, respecto a las dosis medidas experimentalmente se encuentran dentro del 20% en todos los protocolos estudiados, lo cual es aceptable dentro de la tolerancia establecida por la AAPM para la dosimetría en tomografía computarizada [22].

Adicionalmente, en este proyecto, se ha analizado el riesgo radiológico de algunos protocolos comunes en el Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito. Se determinó que los niveles de radiación a los que se someten los pacientes son aceptables. Esta evaluación se realizó mediante la comparación de las dosis efectivas obtenidas con las simulaciones en GATE y las dosis efectivas reportadas por Christner para un tomógrafo de características similares. El siguiente paso es implementar la tomografía de un paciente en las simulaciones y calcular la dosis depositada en órganos de interés. Las dosis calculadas de esta forma estarían respaldadas por esta validación.

En resumen, se ha validado la modelización del tomógrafo BBB en la plataforma de acceso libre GATE para realizar cálculos dosimétricos mediante simulaciones MC. A partir de lo que se ha logrado en este proyecto se pueden realizar una gran cantidad de trabajos posteriores para evaluar los niveles de radiación en el tomógrafo BBB. Sin duda, todos estos esfuerzos contribuirán a mejorar la seguridad radiológica de los pacientes.

# Referencias

- [1] S. A. Kane. *Introduction to Physics in Modern Medicine*. Taylor & Francis Group, 2009.
- [2] E. B. Podgoršak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency, 2005.
- [3] D. J. Brenner and E. J. Hall. Computed Tomography – An increasing source of radiation exposure. *The New England Journal of Medicine*, 357(22):2277–2284, 2007.
- [4] International Atomic Energy Agency. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: A Feasibility/Demonstration Study. Technical Report 1621, IAEA, 2009.
- [5] C. McCollough, D. Cody, S. Edyvean, R. Geise, B. Gould, N. Keat, W. Huda, P. Judy, W. Kalender, M. McNitt-Gray, R. Morin, T. Payne, S. Stern, and L. Rothenberg. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. Technical Report 96, AAPM Task Group 23, 2008.
- [6] International Atomic Energy Agency. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Technical Report 457, IAEA, 2007.
- [7] R. Chu, J. Fisher, B. Archer, B. Conway, M. Goodsitt, S. Glaze, J. Gray, and K. Strauss. Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-Ray Exposures. Technical Report 31, AAPM Task Group 8, 1990.
- [8] S. Golding and P. Shrimpton. Radiation dose in CT: are we meeting the challenge? *The British Journal of Radiology*, 75:1–4, 2002.
- [9] F. Khan. *The Physics of Radiation Therapy: Part I, Basic Physics*. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [10] E. B. Podgoršak. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Springer-Berlag, 2006.

- [11] D. Rogers and A. Bielajew. *The Dosimetry of Ionizing Radiation*, volume III, chapter 5: Monte Carlo Techniques of Electron and Photon Transport for Radiation Dosimetry, pages 427–533. Academic Press, 1990.
- [12] International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. Technical Report 85, ICRU, 2011.
- [13] Comisión Internacional de Protección Radiológica. Las recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Technical Report 103, ICRU, 2007.
- [14] C. Martin. Effective dose: how should it be applied to medical exposures? *The British Journal of Radiology*, 80:639–647, 2007.
- [15] J. Christner, J. Kofler, and C. McCollough. Estimating Effective Dose for CT Using Dose-Length Product Compared With Using Organ Doses: Consequences of Adopting International Commission on Radiological Protection Publication 103 or Dual-Energy Scanning. *American Journal of Roentgenology*, 194:881–889, 2010.
- [16] R. Dixon, J. Anderson, D. Bakalyar, K. Boedeker, J. Boone, D. Cody, R. Fahrig, D. Jaffray, I. Kyprianou, C. McCollough, M. McNitt-Gray, H. Morgan, R. Morin, K. Nakonechny, T. Payne, R. Pizzutiello, B. Schmidt, A. Seibet, W. Simon W, T. Slowey, S Stern, P. Sunde, T. Toth, and S. Vastagh S. Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography. Technical Report 111, AAPM Task Group 111, 2010.
- [17] Organización Mundial de la Salud. Estadísticas Sanitarias Mundiales 2013. Technical report, OMS, 2013.
- [18] W. Huda and R. Slone. *Review of Radiological Physics*. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [19] J. Boone, K. Strauss, D. Cody, C. McCollough, M. McNitt-Gray, and T. Toth. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. Technical Report 204, AAPM Task Group 204 in collaboration with Alliance and ICRU, 2011.
- [20] L. Goldman. Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(4):213–225, 2007.
- [21] C. McCollough, S. Leng, L. Yu, D. Cody, J. Boone, and M. McNitt-Gray. CT Dose Index and Patient Dose: They are not the same thing. *Radiology*, 259(2):311–316, 2011.

- [22] S. Mutic, J. Palta, E. Butker, I. Das, M. Huq, L. Loo, B. Salter and C. McCollough, and J. Van Dyk. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. *Medical Physics*, 30(10):2762–2792, 2003.
- [23] M. Lewis. Principles of ct dosimetry. CT Technology, Dose and Performance - an ImPACT course, 2007.
- [24] G. Jarry, J. DeMarco, U. Beifuss, C. Cagnon, and M. McNitt-Gray. A Monte Carlo-based method to estimate radiation dose from spiral CT: from phantom testing to patient-specific models. *Physics in Medicine and Biology*, 48:2645–2663, 2003.
- [25] B. Mijnheer, S. Beddar, J. Izewska, and C. Reft. In vivo dosimetry in external beam radiotherapy. *Medical Physics*, 40(7), 2013.
- [26] F. Lamare, A. Turzo, Y. Bizais, C. Cheze Le Rest, and D. Visvikis. Validation of a Monte Carlo simulation of the Philips Allegro/GEMINI PET systems using GATE. *Physics in Medicine and Biology*, 51:943–962, 2006.
- [27] C. O. Thiam, V. Breton, D. Donnarieix, B. Habib, and L. Maigne. Validation of a dose deposited by low-energy photons using GATE/GEANT4. *Physics in Medicine and Biology*, 53:3039–3055, 2008.
- [28] D. Rogers. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. *Physics in Medicine and Biology*, 51:R287–R301, 2006.
- [29] S. Agostinelli *et al.* Geant4 – a simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 506:250–303, 2003.
- [30] S. Jan *et al.* GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Physics in Medicine and Biology*, 49:4543–4561, 2004.
- [31] S. Jan *et al.* GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy. *Physics in Medicine and Biology*, 56:811–901, 2011.
- [32] M. Kalos and P. Whitlock. *Monte Carlo Methods*. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2008.
- [33] T. Pao. *An Introduction to Computational Physics*. Cambridge University Press., 2006.
- [34] I. Chetty *et al.* Report of the AAPM Task Group N<sup>o</sup> 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Medical Physics*, 34(12):4818–4853, 2007.

- [35] P. Andreo. Monte Carlo Techniques in Medical Radiation Physics. *Physics in Medicine and Biology*, 36(7):861–920, 1991.
- [36] D. Reaside. Monte Carlo Principles and Applications. *Physics in Medicine and Biology*, 21(2):181–197, 1976.
- [37] Geant4. Physics Reference Manual. 2012.
- [38] A. Bielajew. History, overview and recent improvements of EGS4. Technical Report NRC-PIRS-0436, National Research Council of Canada, 1994.
- [39] J. Hendricks. A Monte Carlo code for particle transport: an algorithm for all seasons. Technical report, Los Alamos Science 22, 1994.
- [40] L. Maigne, Y. Perrot, D. Schaart, D. Donnarieix, and V. Breton. Comparison of GATE/GEANT4 with EGSnrc and MCNP for electron dose calculations at energies between 15 keV and 20 MeV. *Physics in Medicine and Biology*, 56:811–827, 2011.
- [41] C. Robert *et. al.* Distributions of secondary particles in proton and carbon-ion therapy: a comparison between GATE/Geant4 and FLUKA monte carlo codes. *Physics in Medicine and Biology*, 58:2879–2899, 2013.
- [42] C. L. Lee, H. J. Kim, Y. H. Chung, H. M. Cho, J. Jung, H. S. Park, and A R. Yu. GATE Simulations of CTDI for CT Dose. *Journal of the Korean Physical Society*, 54(4):1702–1708, 2009.
- [43] OpenGATE collaboration. *User’s Guide for GATE v6.2*. L’Agence nationale de la recherche.
- [44] Purchasing and Supply Agency. Comparative Specifications: Wide Bore CT Scanners. Technical Report CEP08029, Centre for Evidence-Based Purchasing, 2009.
- [45] J. Boone. Method for evaluating bow tie filter angle-dependent attenuation in CT: Theory and simulation results. *Medical Physics*, 37(1):40–48, 2010.
- [46] K. Cranley, B. J. Gilmore, G. W. A. Fogarty, and L. Desponds. Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data. Technical Report 78, Diagnostic Radiology and Magnetic Resonance Special Interest Group of the Institute of Physics and Engineering in Medicine, 1997.
- [47] M. Ay, M. Shahriari, S. Sarkar, M. Adib, and H. Zaidi. Monte Carlo simulation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNP4C. *Physics in Medicine and Biology*, 49:4897–4917, 2004.



- [48] Y. Chen, B. Liu, J. M. O'Connor, C. S. Didier, and S. J. Glick. Characterization of scatter in cone-beam CT breast imaging: Comparison of experimental measurements and Monte Carlo simulation. *Medical Physics*, 36(3):857–869, 2009.



# Anexo A

## Scripts

En este anexo se encuentra un ejemplo de los *scripts* necesarios para efectuar la modelización del tomógrafo *Brilliance Big Bore*, para construir la componente geométrica más complicada del mismo: el filtro *bow-tie* y efectuar simulaciones Monte Carlo con GATE.

### Scripts para las simulaciones

Tal como se menciona en la sección 2.4.3 una simulación en GATE, del tomógrafo BBB, está definida por el protocolo (fantoma de cabeza o de cuerpo, espectro de rayos-X, miliamperaje, tiempo de exposición), el ánodo del ánodo y las características del filtro *bow-tie*. Estos elementos se definen en los directorios *mac* y *data*.

En la carpeta *data* se encuentra el archivo *haz.mac*, en el mismo se define la información del espectro de radiación, la forma de la fuente, la tasa de creación de los fotones en la misma, la distribución angular de emisión y los ángulos de apertura de emisión. A continuación se muestra, como ejemplo, el archivo *haz.mac* para un protocolo con 90 kVp, 100 mAs y  $\alpha = 08^\circ$ .

```
#####
# HAZ : ANODO DE TUNGSTENO 08 DEG, 090 KVP, 0.32 MM DE AL
#####

#####
# Tipo de partícula y espectro de energía (en MeV) normalizado
#####

/gate/source/addSource mybeam gps
/gate/source/mybeam/gps/particle gamma
/gate/source/mybeam/gps/ene/type User
/gate/source/mybeam/gps/hist/type energy
/gate/source/mybeam/setActivity 7194208971506.24e-04 becquerel # 100X1 mAs

/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0025 2.34691e-10
```

```

/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0075 0.0338949
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0125 0.0263961
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0175 0.0678352
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0225 0.105753
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0275 0.11992
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0325 0.11556
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0375 0.103053
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0425 0.0886669
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0475 0.0749105
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0525 0.0625269
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0575 0.0705121
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0625 0.0415467
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0675 0.039835
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0725 0.0223592
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0775 0.0156843
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0825 0.00902742
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0875 0.00251882

```

```

#=====
# Posicion y forma (theta=2.1316900548, phi=55)
#=====

```

```

/gate/source/mybeam/gps/position      0 645 0 mm

/gate/source/mybeam/gps/type Point
/gate/source/mybeam/gps/ang/type iso
/gate/source/mybeam/gps/ang/mintheta 88.9341549726 deg
/gate/source/mybeam/gps/ang/maxtheta 91.0658450274 deg
/gate/source/mybeam/gps/ang/minphi   62.5 deg
/gate/source/mybeam/gps/ang/maxphi   117.5 deg

```

Los materiales utilizados para las simulaciones de las distintas componentes del tomógrafo tienen que ser definidos en el archivo GateMaterials.db dentro del directorio *data* el cual tiene la estructura:

```

[Elements]
Hydrogen:  S= H   ; Z=  1. ; A=  1.01 g/mole
Aluminium: S= Al  ; Z= 13. ; A= 26.98 g/mole
Carbon:    S= C   ; Z=  6. ; A= 12.01 g/mole
Oxygen:    S= O   ; Z=  8. ; A= 16.00 g/mole
Nitrogen:  S= N   ; Z=  7. ; A= 14.01 g/mole
Argon:     S= Ar  ; Z= 18. ; A= 39.95 g/mole

[Materials]
Vacuum: d=0.000001 mg/cm3 ; n=1
      +el: name=Hydrogen ; n=1

Aluminium: d=2.7 g/cm3 ; n=1 ; state=solid
      +el: name=auto ; n=1

CarbonFiber: d=1.75 g/cm3; n=2; state=solid
      +el: name=Carbon ; f=0.977
      +el: name=Oxygen ; f=0.023

Air: d=1.29 mg/cm3 ; n=4 ; state=gas
      +el: name=Nitrogen; f=0.755268
      +el: name=Oxygen; f=0.231781

```

```

+el: name=Argon;      f=0.012827
+el: name=Carbon;    f=0.000124

PMMA:  d=1.195 g/cm3; n=3 ; state=Solid
+el: name=Hydrogen ; f=0.080541
+el: name=Carbon ; f=0.599846
+el: name=Oxygen; f=0.319613

```

En el directorio *mac* se encuentra el archivo principal de la simulación: *main.mac*. Por ejemplo, para un protocolo de cuerpo, con un ancho del haz de radiación en el isocentro  $NT = 12$  mm, este archivo tiene la siguiente estructura:

```

#-----oooooooooooooooooooooooooooooooo-----#
#                                                                                               #
#              BRILLANCE BIG BORE - PHILIPS                                                    #
#              Por: Alejandro Coloma                                                            #
#-----oooooooooooooooooooooooooooooooo-----#

#####
# VISUALIZACION (quitar el comentario de mac/visu.mac para ver)
#####
/control/execute mac/verbose.mac
#/control/execute mac/visu.mac

#####
# GEOMETRIA
#####
/gate/geometry/setMaterialDatabase data/GateMaterials.db

# World
/gate/world/geometry/setXLength 2 m
/gate/world/geometry/setYLength 2 m
/gate/world/geometry/setZLength 2.5 m
/gate/world/setMaterial Air
/gate/world/vis/forceWireframe
/gate/world/vis/setVisible 1

# Fantoma (cilindro de 32 cm de diametro y 15 cm de alto, eje paralelo al eje z)
/gate/world/daughters/name          fantoma
/gate/world/daughters/insert        cylinder
/gate/fantoma/setMaterial PMMA
/gate/fantoma/geometry/setRmin 0 mm
/gate/fantoma/geometry/setRmax 160 mm
/gate/fantoma/geometry/setHeight 150 mm

/gate/fantoma/moves/insert rotation
/gate/fantoma/rotation/setSpeed 360 deg/s
/gate/fantoma/rotation/setAxis 0 0 1

#MESA
/gate/world/daughters/name mesa
/gate/world/daughters/insert box
/gate/mesa/setMaterial CarbonFiber
/gate/mesa/placement/setTranslation 0 -169 0 mm
/gate/mesa/geometry/setXLength 410 mm
/gate/mesa/geometry/setZLength 2430 mm
/gate/mesa/geometry/setYLength 18 mm
/gate/mesa/vis/setColor white

```

```

/gate/mesa/vis/forceSolid

/gate/mesa/moves/insert orbiting
/gate/mesa/orbiting/setSpeed 360 deg/s
/gate/mesa/orbiting/setPoint1 0 0 0 cm
/gate/mesa/orbiting/setPoint2 0 0 1 cm

#COLIMADOR 1 (T=12mm)
/gate/world/daughters/name colim1
/gate/world/daughters/insert box
/gate/colim1/setMaterial Aluminium
/gate/colim1/placement/setTranslation 0 445 251.8604651163 mm
/gate/colim1/geometry/setXLength 500 mm
/gate/colim1/geometry/setZLength 500 mm
/gate/colim1/geometry/setYLength 5 mm
/gate/colim1/vis/setColor magenta
/gate/colim1/vis/forceWireframe

#COLIMADOR 2 (T=12mm)
/gate/world/daughters/name colim2
/gate/world/daughters/insert box
/gate/colim2/setMaterial Aluminium
/gate/colim2/placement/setTranslation 0 445 -251.8604651163 mm
/gate/colim2/geometry/setXLength 500 mm
/gate/colim2/geometry/setZLength 500 mm
/gate/colim2/geometry/setYLength 5 mm
/gate/colim2/vis/setColor magenta
/gate/colim2/vis/forceWireframe

#COLIMADOR BOW-TIE
/control/execute mac/BTP60mmGATE.mac
/control/execute mac/BTA60mmGATE.mac

#=====
# PROCESOS FISICOS
#=====
/control/execute mac/physicslist_EM_std.mac

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion world 1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion world 1 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion world 1 mm

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion fantoma 0.1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion fantoma 0.1 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion fantoma 0.1 mm

#=====
# DETECTORES
#=====
/gate/actor/addActor DoseActor doseDistributionC
/gate/actor/doseDistributionC/save output/FotonesC.txt
/gate/actor/doseDistributionC/attachTo fantoma
/gate/actor/doseDistributionC/stepHitType random
/gate/actor/doseDistributionC/setPosition 0 0 0 cm
/gate/actor/doseDistributionC/setSize 5.6 5.6 100 mm
/gate/actor/doseDistributionC/setResolution 1 1 100
/gate/actor/doseDistributionC/saveEveryNSeconds 600
/gate/actor/doseDistributionC/enableEdep false
/gate/actor/doseDistributionC/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/doseDistributionC/enableDose true

```

```

/gate/actor/doseDistributionC/enableUncertaintyDose false
/gate/actor/doseDistributionC/enableNumberOfHits false

/gate/actor/addActor DoseActor doseDistribution12
/gate/actor/doseDistribution12/save output/Fotones12.txt
/gate/actor/doseDistribution12/attachTo fantoma
/gate/actor/doseDistribution12/stepHitType random
/gate/actor/doseDistribution12/setPosition 0 150 0 mm
/gate/actor/doseDistribution12/setSize 5.6 5.6 100 mm
/gate/actor/doseDistribution12/setResolution 1 1 100
/gate/actor/doseDistribution12/saveEveryNSeconds 600
/gate/actor/doseDistribution12/enableEdep false
/gate/actor/doseDistribution12/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/doseDistribution12/enableDose true
/gate/actor/doseDistribution12/enableUncertaintyDose false
/gate/actor/doseDistribution12/enableNumberOfHits false

/gate/actor/addActor DoseActor doseDistribution3
/gate/actor/doseDistribution3/save output/Fotones3.txt
/gate/actor/doseDistribution3/attachTo fantoma
/gate/actor/doseDistribution3/stepHitType random
/gate/actor/doseDistribution3/setPosition 150 0 0 mm
/gate/actor/doseDistribution3/setSize 5.6 5.6 100 mm
/gate/actor/doseDistribution3/setResolution 1 1 100
/gate/actor/doseDistribution3/saveEveryNSeconds 600
/gate/actor/doseDistribution3/enableEdep false
/gate/actor/doseDistribution3/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/doseDistribution3/enableDose true
/gate/actor/doseDistribution3/enableUncertaintyDose false
/gate/actor/doseDistribution3/enableNumberOfHits false

/gate/actor/addActor DoseActor doseDistribution6
/gate/actor/doseDistribution6/save output/Fotones6.txt
/gate/actor/doseDistribution6/attachTo fantoma
/gate/actor/doseDistribution6/stepHitType random
/gate/actor/doseDistribution6/setPosition 0 -150 0 mm
/gate/actor/doseDistribution6/setSize 5.6 5.6 100 mm
/gate/actor/doseDistribution6/setResolution 1 1 100
/gate/actor/doseDistribution6/saveEveryNSeconds 600
/gate/actor/doseDistribution6/enableEdep false
/gate/actor/doseDistribution6/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/doseDistribution6/enableDose true
/gate/actor/doseDistribution6/enableUncertaintyDose false
/gate/actor/doseDistribution6/enableNumberOfHits false

/gate/actor/addActor DoseActor doseDistribution9
/gate/actor/doseDistribution9/save output/Fotones9.txt
/gate/actor/doseDistribution9/attachTo fantoma
/gate/actor/doseDistribution9/stepHitType random
/gate/actor/doseDistribution9/setPosition -150 0 0 mm
/gate/actor/doseDistribution9/setSize 5.6 5.6 100 mm
/gate/actor/doseDistribution9/setResolution 1 1 100
/gate/actor/doseDistribution9/saveEveryNSeconds 600
/gate/actor/doseDistribution9/enableEdep false
/gate/actor/doseDistribution9/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/doseDistribution9/enableDose true
/gate/actor/doseDistribution9/enableUncertaintyDose false
/gate/actor/doseDistribution9/enableNumberOfHits false

/gate/actor/addActor SimulationStatisticActor stat

```

```

/gate/actor/stat/save          output/statFotones.txt
/gate/actor/stat/saveEveryNSeconds 600

```

```

/gate/actor/addActor          KillActor kill1
/gate/actor/kill1/attachTo    colim1
/gate/actor/addActor          KillActor kill2
/gate/actor/kill2/attachTo    colim2

```

```

=====
# INICIALIZACION
=====
/gate/run/initialize

```

```

=====
# HAZ
=====
/control/execute data/haz.mac
/vis/scene/add/trajectories

```

```

=====
# COMENZAR ADQUISICION DE DATOS
=====
/gate/random/setEngineName MersenneTwister
/gate/random/setEngineSeed auto
/gate/application/setTimeSlice 0.01 s
/gate/application/setTimeStart 0. s
/gate/application/setTimeStop 1 s
/gate/application/startDAQ

```

En las líneas del siguiente script se indican los procesos físicos invocando al script `physicslist_EM_std.mac` que tiene la siguiente estructura para todas las simulaciones:

```

=====
# Procesos electromagneticos
=====
/gate/physics/addProcess PhotoElectric
/gate/physics/processes/PhotoElectric/setModel StandardModel

/gate/physics/addProcess Compton
/gate/physics/processes/Compton/setModel StandardModel

/gate/physics/addProcess ElectronIonisation
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setModel StandardModel e-
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setModel StandardModel e+
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setStepFunction e+ 0.2 0.1 mm
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setStepFunction e- 0.2 0.1 mm
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setLinearLossLimit electron 0.01

/gate/physics/addProcess Bremsstrahlung
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/setModel StandardModel e-
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/setModel StandardModel e+

/gate/physics/addProcess PositronAnnihilation

/gate/physics/addProcess eMultipleScattering
/gate/physics/processes/eMultipleScattering/setGeometricalStepLimiterType e- distanceToBoundary
/gate/physics/processes/eMultipleScattering/setGeometricalStepLimiterType e+ distanceToBoundary

```

En las líneas del archivo `main.mac` se convoca a dos archivos: `BTA60mmGATE.mac` y `BTP60mmGATE.mac` que son los archivos que contienen las capas de Aluminio y de PMMA



del filtro *bow-tie*. En la siguiente sección de este Anexo se presentan los scripts que permiten construir estas geometrías relativamente difíciles de implementar en GATE.

## Scripts para la construcción del filtro bow-tie

Los siguientes scripts en C++ crean un archivo de salida con las líneas de código listas para ser ingresadas en una simulación de GATE. Estas líneas son guardadas en los archivos BTA60mmGATE.mac y BTP60mmGATE.mac con lo cual se implementa el filtro *bow-tie* con factores de escalamiento  $\varepsilon_x$  y  $\varepsilon_y$ .

Como ejemplo, se muestra el script para crear la capa de Aluminio (para la capa de PMMA se deben cambiar los valores de  $c_1$ ,  $c_2$  y  $c_3$  según la sección 2.4.3). Se debe compilar y correr el siguiente script ingresando los valores de  $\varepsilon_x$  y  $\varepsilon_y$  que se deseen.

```
//CODIGO PARA CREAR LAS COLUMNAS X,Y DEL FILTRO BOW TIE PARA ALUMINIO
#include <iostream>
#include <cmath>
#include <fstream>
#include <stdlib.h>
#include <time.h>
#include <iomanip>
#include <stdio.h>
#include <math.h>

using namespace std;
const double pi=3.141592;
const double d=65;
const double c1=0.8, c2=7.5, c3=48;
const int n=50;
const double delta=0.01;

double inflexion(double x[]){
    double dif,punto;
    for(int i=n-1;i>1;i--){
        dif=abs(x[i]-x[i-1]);
        if(dif<0.01){
            punto=x[i-1];
            return punto;
        }
    }
}

int ninflexion(double x[]){
    double dif;
    int punto=0;
    for(int i=n-1;i>1;i--){
        dif=abs(x[i]-x[i-1]);
        punto=punto+1;
        if(dif<0.01)
            return n-punto;
    }
}
```

```

int main(int argc, char *argv[])
{
    cout << setprecision(10);
    double x,y;
    x=atof(argv[1]);
    y=atof(argv[2]);

    double t[n-1];
    double xv[n-1];
    double yv[n-1];

    double pyinf;
    int infn;

    ofstream fil2;
    fil2.open("BTA60mm.txt");
    fil2 << setprecision(10);

    for(int i=0;i<n;i++){
        double j=i*0.5;
        double r=(j-c3)/30;
        t[i]=c1+c2*exp(-0.5*(pow(r,10)));
        xv[i]=x*(d*tan(j*pi/180)-sin(j*pi/180)*t[i]);
        yv[i]=y*cos(j*pi/180)*t[i];
    }

    pyinf=inflexion(yv);
    infn=ninflexion(yv);

    for(int i=0;i<n;i++){
        yv[i]=yv[i]-pyinf;
    }

    double xinf,yinf,m;
    xinf=xv[infn];
    yinf=yv[infn];
    m=yinf/xinf;
    yv[0]=0.00001;

    for(int i=1;i<infn;i++){
        yv[i]=m*xv[i];
    }

    for(int i=0;i<n;i++){
        fil2<<xv[i]<<" "<<yv[i]<<endl;
    }

    return 0;
}

```

Luego se debe compilar y correr el siguiente script en C++:

```

//SCRIPT PARA CREAR LAS LINEAS DE CODIGO A SER INGRESADAS EN GATE
#include <iostream>
#include <cmath>
#include <fstream>
#include <stdlib.h>
#include <time.h>
#include <iomanip>

```

```

using namespace std;

const int n=49; //Numero de filas del BT.txt menos 1

int main()
{
    ifstream dat;
    dat.open("BTA60mm.txt"); //Archivo de texto con los datos x vs y para la mitad del BowTie
    ofstream outGATE;
    outGATE.open("BTA60mmGATE.mac");

    double x,m,x1,y1,x2,y2;
    dat>>x1;
    dat>>y1;

    for(int i=0; i<n; i++){
        dat>>x2;
        dat>>y2;
        x=(x2-x1);
        m=0.5*(x2+x1);
        outGATE<<"/gate/world/daughters/name Awedge"<<i<<endl;
        outGATE<<"/gate/world/daughters/insert wedge"<<endl;
        outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/geometry/setNarrowerXLength "<<y1<<" mm"<<endl;
        outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/geometry/setXLength "<<y2<<" mm"<<endl;
        outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/geometry/setYLength "<<x<<" mm "<<endl;
        outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/geometry/setZLength 32 mm"<<endl;
        outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/setMaterial Aluminium"<<endl;
        outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/vis/setColor gray"<<endl;
        outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/placement/setTranslation "<<m<<" "<<((-0.25*(y1+y2)+585)<<" 0 mm"<<endl;
        outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/placement/setRotationAxis -1 1 0"<<endl;
        outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/placement/setRotationAngle 180 deg"<<endl;
        x1=x2;
        y1=y2;
    }
    dat.close();

    outGATE<<"/gate/world/daughters/name Awedgeder"<<endl;
    outGATE<<"/gate/world/daughters/insert box"<<endl;
    outGATE<<"/gate/Awedgeder/geometry/setXLength 80 mm"<<endl;
    outGATE<<"/gate/Awedgeder/geometry/setYLength "<<y1<<" mm "<<endl;
    outGATE<<"/gate/Awedgeder/geometry/setZLength 32 mm"<<endl;
    outGATE<<"/gate/Awedgeder/setMaterial Aluminium"<<endl;
    outGATE<<"/gate/Awedgeder/vis/setColor gray"<<endl;
    m=m+40;
    outGATE<<"/gate/Awedgeder/placement/setTranslation "<<m<<" "<<((-0.5*y1+585)<<" 0 mm"<<endl;

    dat.open("BTA60mm.txt"); //Archivo de texto con los datos x vs y para la mitad del BowTie
    dat>>x1;
    dat>>y1;

    for(int i=n; i<(2*n); i++){
        dat>>x2;
        dat>>y2;
        x=(x2-x1);
        m=-0.5*(x2+x1);
        outGATE<<"/gate/world/daughters/name Awedge"<<i<<endl;
        outGATE<<"/gate/world/daughters/insert wedge"<<endl;
        outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/geometry/setNarrowerXLength "<<y1<<" mm"<<endl;
        outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/geometry/setXLength "<<y2<<" mm"<<endl;
        outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/geometry/setYLength "<<x<<" mm "<<endl;
    }
}

```

```

outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/geometry/setZLength 32 mm"<<endl;
outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/setMaterial Aluminium"<<endl;
outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/vis/setColor gray"<<endl;
outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/placement/setTranslation "<<m<<" "<<(-0.25*(y1+y2)+585)<<" 0 mm"<<endl;
outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/placement/setRotationAxis 0 0 1"<<endl;
outGATE<<"/gate/Awedge"<<i<<"/placement/setRotationAngle -90 deg"<<endl;
x1=x2;
y1=y2;
}
dat.close();

outGATE<<"/gate/world/daughters/name Awedgeizq"<<endl;
outGATE<<"/gate/world/daughters/insert box"<<endl;
outGATE<<"/gate/Awedgeizq/geometry/setXLength 80 mm"<<endl;
outGATE<<"/gate/Awedgeizq/geometry/setYLength "<<y1<<" mm "<<endl;
outGATE<<"/gate/Awedgeizq/geometry/setZLength 32 mm"<<endl;
outGATE<<"/gate/Awedgeizq/setMaterial Aluminium"<<endl;
outGATE<<"/gate/Awedgeizq/vis/setColor gray"<<endl;
m=m-40;
outGATE<<"/gate/Awedgeizq/placement/setTranslation "<<m<<" "<<(-0.5*y1+585)<<" 0 mm"<<endl;

return 0;
}

```

## Scripts para el análisis de datos

En el directorio *output* se debe compilar y correr el siguiente código en C++ para obtener los índices de dosis en las diferentes posiciones del fantoma.

```

#include <iostream>
#include <cmath>
#include <fstream>
#include <stdlib.h>
#include <time.h>
#include <iomanip>

using namespace std;

const int n=100; //Numero de intervalos de distancia en la camara de ionizacion
const double h=1; //Tamano del paso en la camara de ionizacion

//Integracion con el metodo de Simpson, se toma en cuenta el caso para el cual el numero de rodajas es par
double simpson(double y[]){
    double s0=0, s1=0, s2=0;
    for(int l=1; l<n; l=l+2){
        s0=s0+y[l];
        s1=s1+y[l-1];
        s2=s2+y[l+1];
    }
    double s=(s1+4*s0+s2)/3;

    if((n%2)==0) //si el numero de datos es par
        return h*(s+(5*y[n]+8*y[n-1]-y[n-2])/12);
    else
        return h*s;
}

```

```

int main()
{
    double T=12; //T=Ancho nominal [mm] del haz en el isocentro

    ifstream espC,esp12,esp3,esp6,esp9;
    espC.open("FotonesC-Dose.txt"); //Archivo de texto de una columna con el perfil de dosis [Gy]
    esp12.open("Fotones12-Dose.txt"); //Archivo de texto de una columna con el perfil de dosis [Gy]
    esp3.open("Fotones3-Dose.txt"); //Archivo de texto de una columna con el perfil de dosis [Gy]
    esp6.open("Fotones6-Dose.txt"); //Archivo de texto de una columna con el perfil de dosis [Gy]
    esp9.open("Fotones9-Dose.txt"); //Archivo de texto de una columna con el perfil de dosis [Gy]

    double yC[n],y12[n],y3[n],y6[n],y9[n];
    for(int i=0; i<n; i++){
        espC>>yC[i];
        yC[i]=yC[i]*1E+04; //Se multiplica por el factor de escalamiento
        esp12>>y12[i];
        y12[i]=y12[i]*1E+04; //Se multiplica por el factor de escalamiento
        esp3>>y3[i];
        y3[i]=y3[i]*1E+04; //Se multiplica por el factor de escalamiento
        esp6>>y6[i];
        y6[i]=y6[i]*1E+04; //Se multiplica por el factor de escalamiento
        esp9>>y9[i];
        y9[i]=y9[i]*1E+04; //Se multiplica por el factor de escalamiento
    }

    double inC,in12,in3,in6,in9;
    double w;

    inC=simpson(yC);
    in12=simpson(y12);
    in3=simpson(y3);
    in6=simpson(y6);
    in9=simpson(y9);

    inC=(inC/T)*1000; //Transformacion a mGy
    in12=(in12/T)*1000; //Transformacion a mGy
    in3=(in3/T)*1000; //Transformacion a mGy
    in6=(in6/T)*1000; //Transformacion a mGy
    in9=(in9/T)*1000; //Transformacion a mGy

    cout<<"#####"<<endl;
    cout<<"CTDI_100,C = "<<inC<<" mGy"<<endl;
    cout<<"CTDI_100,12 = "<<in12<<" mGy"<<endl;
    cout<<"CTDI_100,3 = "<<in3<<" mGy"<<endl;
    cout<<"CTDI_100,6 = "<<in6<<" mGy"<<endl;
    cout<<"CTDI_100,9 = "<<in9<<" mGy"<<endl;
    cout<<"#####"<<endl;
    w=((inC/3)+(in6+in12+in3+in9)/6);
    cout<<"CTDI_w = "<<w<<" mGy"<<endl;
    cout<<"#####"<<endl;

    return 0;
}

```



# Anexo B

## Índices de dosis calculados con simulaciones

Tabla B.1: Resultados de las simulaciones para el protocolo  $\Gamma_1$ .

$\varepsilon_x$	$\varepsilon_y$	$\alpha$	simCTDI $_{100}^{P_0}$	simCTDI $_{100}^{P_1}$	simCTDI $_{100}^{P_2}$	simCTDI $_{100}^{P_3}$	simCTDI $_{100}^{P_4}$
0.2	1	8	0.882242	3.0591	3.01688	2.15588	3.02265
0.2	1	12	0.887502	3.23597	3.12163	2.23684	3.11533
0.2	1	16	0.93084	3.46779	3.494465	2.41404	3.48769
0.2	1	20	0.980705	3.722	3.69043	2.52834	3.69951
0.2	1.25	8	0.815631	2.6896	2.66219	1.93865	2.64239
0.2	1.25	12	0.853857	2.83933	2.76165	1.94395	2.7869
0.2	1.25	16	0.88855	3.06038	2.98256	2.091005	3.042075
0.2	1.25	20	0.923658	3.27219	3.23773	2.20752	3.23747
0.2	1.5	8	0.807634	2.43521	2.43628	1.69961	2.42715
0.2	1.5	12	0.826258	2.50361	2.51336	1.76942	2.53544
0.2	1.5	16	0.87632	2.82863	2.76243	1.88219	2.784385
0.2	1.5	20	0.884568	2.99274	2.95356	1.98428	3.00583
0.2	1.75	8	0.760699	2.27084	2.19966	1.5322	2.24863
0.2	1.75	12	0.790466	2.36061	2.33462	1.63829	2.38431
0.2	1.75	16	0.86175	2.615815	2.542585	1.747475	2.58839
0.2	1.75	20	0.882047	2.72334	2.74835	1.79293	2.74384
0.2	2	8	0.751082	2.17224	2.09741	1.48466	2.15259
0.2	2	12	0.78266	2.23593	2.23116	1.54269	2.30233
0.2	2	16	0.82437	2.502995	2.459335	1.66209	2.44587
0.2	2	20	0.83386	2.65029	2.62437	1.75594	2.62894
0.2	2.25	8	0.702692	2.07196	2.04537	1.46382	2.0496
0.2	2.25	12	0.776304	2.1112	2.14352	1.50123	2.1454
0.2	2.25	16	0.80294	2.35949	2.356725	1.589135	2.35551
0.2	2.25	20	0.82569	2.617	2.56549	1.68181	2.53721
0.2	2.5	8	0.752576	1.94646	2.00518	1.35545	1.91002
0.2	2.5	12	0.75613	2.08759	2.01961	1.43893	2.09582
0.2	2.5	16	0.79031	2.30915	2.26627	1.548845	2.292155
0.2	2.5	20	0.830253	2.4816	2.45661	1.5919	2.4837
0.25	1	8	0.969108	3.44417	3.32973	2.31522	3.33367
0.25	1	12	0.920107	3.56128	3.50518	2.51943	3.53942
0.25	1	16	0.983925	3.955715	3.857725	2.60586	3.8648
0.25	1	20	1.00636	4.26945	4.08377	2.7318	4.17293
0.25	1.25	8	0.885557	3.10287	3.05341	2.05493	3.04016
0.25	1.25	12	0.915944	3.17465	3.19757	2.17898	3.21244
0.25	1.25	16	0.945115	3.51906	3.44723	2.325705	3.51554
0.25	1.25	20	0.989523	3.86699	3.76518	2.45946	3.72965

0.25	1.5	8	0.856123	2.76551	2.81139	1.94186	2.7999
0.25	1.5	12	0.877027	2.97829	2.88565	1.93239	2.9286
0.25	1.5	16	0.951335	3.273365	3.233945	2.12844	3.24121
0.25	1.5	20	0.988068	3.46213	3.39685	2.29839	3.45366
0.25	1.75	8	0.829508	2.66837	2.62328	1.83223	2.66637
0.25	1.75	12	0.886039	2.79109	2.75017	1.87373	2.72366
0.25	1.75	16	0.89996	3.09395	3.09289	2.037935	3.059355
0.25	1.75	20	0.925176	3.36223	3.27103	2.15519	3.26986
0.25	2	8	0.773934	2.51378	2.46861	1.74922	2.54139
0.25	2	12	0.8746	2.68906	2.60763	1.82521	2.60463
0.25	2	16	0.91921	2.946155	2.906175	1.96492	2.926465
0.25	2	20	0.961067	3.10865	3.12536	2.02295	3.19095
0.25	2.25	8	0.819318	2.4502	2.39651	1.66274	2.44749
0.25	2.25	12	0.859358	2.60807	2.5592	1.78051	2.55807
0.25	2.25	16	0.89842	2.844015	2.81906	1.89752	2.841545
0.25	2.25	20	0.894568	3.06204	3.10254	1.99971	3.04696
0.25	2.5	8	0.806663	2.37165	2.34985	1.67726	2.35937
0.25	2.5	12	0.837863	2.48166	2.50903	1.67182	2.48556
0.25	2.5	16	0.87518	2.77963	2.79533	1.83402	2.774805
0.25	2.5	20	0.899384	2.99592	2.96959	1.92738	3.00796
0.3	1	8	0.977068	3.78018	3.7633	2.59074	3.79662
0.3	1	12	0.987728	3.94958	3.88082	2.62341	3.93303
0.3	1	16	1.048115	4.36191	4.18234	2.864165	4.27486
0.3	1	20	1.07789	4.65784	4.5529	3.00974	4.61773
0.3	1.25	8	0.92776	3.54654	3.34136	2.33987	3.36253
0.3	1.25	12	0.965576	3.52964	3.58688	2.43234	3.54797
0.3	1.25	16	1.02089	3.935365	3.89009	2.64085	3.938785
0.3	1.25	20	1.03047	4.23055	4.17686	2.77004	4.15332
0.3	1.5	8	0.901672	3.18951	3.19317	2.1622	3.16513
0.3	1.5	12	0.955471	3.29005	3.34494	2.24953	3.32103
0.3	1.5	16	0.983055	3.687875	3.71434	2.43354	3.66177
0.3	1.5	20	1.033	3.99935	3.91758	2.5667	4.02974
0.3	1.75	8	0.878767	3.01187	3.00574	2.04104	3.05662
0.3	1.75	12	0.935336	3.21751	3.28976	2.17743	3.19838
0.3	1.75	16	0.99297	3.521955	3.59179	2.362455	3.4914
0.3	1.75	20	1.03049	3.84882	3.76464	2.46481	3.82355
0.3	2	8	0.888125	2.93685	2.92118	1.96844	2.95225
0.3	2	12	0.950374	3.12611	3.01346	2.05831	3.12861
0.3	2	16	0.955795	3.405655	3.405875	2.228015	3.41546
0.3	2	20	0.987049	3.65574	3.59387	2.33336	3.64706
0.3	2.25	8	0.878178	2.81577	2.85773	1.92455	2.84623
0.3	2.25	12	0.889974	3.01889	2.96731	1.99057	2.91107
0.3	2.25	16	0.972335	3.29667	3.301065	2.154955	3.27575
0.3	2.25	20	0.956045	3.60625	3.57673	2.25289	3.58045
0.3	2.5	8	0.846224	2.78747	2.77376	1.83742	2.74399
0.3	2.5	12	0.927108	2.91442	2.82572	1.92603	2.91129
0.3	2.5	16	0.95828	3.23874	3.17983	2.12195	3.197725
0.3	2.5	20	1.0071	3.47317	3.48881	2.21907	3.46476
0.35	1	8	1.05642	4.09515	4.05639	2.74453	4.02059
0.35	1	12	1.0453	4.43543	4.26085	2.87168	4.23079
0.35	1	16	1.118445	4.765015	4.739155	3.11154	4.698995
0.35	1	20	1.0712	5.11696	5.0757	3.29641	5.05165
0.35	1.25	8	1.00744	3.75072	3.76872	2.52877	3.82485
0.35	1.25	12	0.996483	3.96599	3.91883	2.70437	4.02898
0.35	1.25	16	1.059915	4.42847	4.38074	2.861705	4.390415
0.35	1.25	20	1.11086	4.81043	4.74218	3.04422	4.72247
0.35	1.5	8	0.992705	3.59793	3.54028	2.40213	3.52718
0.35	1.5	12	0.99749	3.75456	3.67511	2.53349	3.73053
0.35	1.5	16	1.040475	4.147105	4.19651	2.75891	4.159975
0.35	1.5	20	1.08362	4.5118	4.5427	2.87168	4.49324



0.35	1.75	8	0.998329	3.40543	3.38329	2.26378	3.40278
0.35	1.75	12	1.02959	3.64267	3.61842	2.43828	3.59568
0.35	1.75	16	1.034765	4.058315	4.0214	2.587995	3.97848
0.35	1.75	20	1.07338	4.286	4.36991	2.74425	4.34058
0.35	2	8	0.928949	3.36444	3.36488	2.20299	3.34798
0.35	2	12	0.937853	3.53272	3.44309	2.29274	3.52311
0.35	2	16	1.02865	3.8574	3.9182	2.536395	3.84568
0.35	2	20	1.05504	4.20074	4.17404	2.62949	4.16541
0.35	2.25	8	0.906953	3.20321	3.17152	2.13127	3.20921
0.35	2.25	12	0.996255	3.40408	3.36407	2.31233	3.37207
0.35	2.25	16	0.86674	2.22561	3.70439	2.43702	3.65673
0.35	2.25	20	1.03819	4.14552	4.09167	2.6026	4.02863
0.35	2.5	8	0.882306	3.15217	3.114	2.08703	3.16265
0.35	2.5	12	0.973361	3.31491	3.26337	2.24613	3.29929
0.35	2.5	16	0.972065	3.646715	3.652555	2.38824	3.61911
0.35	2.5	20	0.992359	3.98813	4.00679	2.53867	3.94182
0.4	1	8	1.08903	4.40902	4.3705	2.952	4.44996
0.4	1	12	1.08142	4.58321	4.56187	3.11174	4.71971
0.4	1	16	1.13204	5.2334	5.16625	3.422795	5.12445
0.4	1	20	1.13304	5.55893	5.44556	3.5329	5.59774
0.4	1.25	8	1.01496	4.26778	4.16683	2.76368	4.11532
0.4	1.25	12	1.09722	4.33003	4.35831	2.88978	4.33116
0.4	1.25	16	1.097835	4.881145	4.806305	3.16399	4.845325
0.4	1.25	20	1.1491	5.24308	5.22873	3.21139	5.2371
0.4	1.5	8	0.987597	3.9828	3.95494	2.71026	3.89942
0.4	1.5	12	1.03078	4.17857	4.13469	2.77249	4.25034
0.4	1.5	16	1.086305	4.633715	4.640185	2.98132	4.60861
0.4	1.5	20	1.13223	5.00573	4.95298	3.1898	5.09309
0.4	1.75	8	0.969776	3.88017	3.84846	2.52125	3.87853
0.4	1.75	12	1.07011	4.00086	3.91596	2.68008	4.02026
0.4	1.75	16	1.09708	4.537845	4.45138	2.946135	4.42292
0.4	1.75	20	1.10668	4.8403	4.77592	3.05801	4.85993
0.4	2	8	0.998088	3.76239	3.69475	2.4726	3.62552
0.4	2	12	1.03846	3.88743	3.91154	2.62712	3.90448
0.4	2	16	1.06757	4.332885	4.26138	2.79927	4.317605
0.4	2	20	1.10288	4.7569	4.64843	2.99885	4.69518
0.4	2.25	8	0.977299	3.65682	3.59916	2.36309	3.55391
0.4	2.25	12	1.02226	3.80642	3.73417	2.52918	3.79941
0.4	2.25	16	1.047975	4.256855	4.228465	2.72672	4.18379
0.4	2.25	20	1.11804	4.51925	4.70776	2.87918	4.54765
0.4	2.5	8	0.949715	3.4731	3.47766	2.29852	3.51082
0.4	2.5	12	1.02312	3.74332	3.63908	2.40912	3.67977
0.4	2.5	16	1.06702	4.163795	4.05475	2.633815	4.078865
0.4	2.5	20	1.08352	4.45835	4.4214	2.77625	4.32426

**Tabla B.2:** Resultados de la regresión de los índices de dosis calculados con simulaciones para el protocolo  $\Gamma_1$  obtenidos con los resultados de la Tabla B.1. Se presentan los coeficientes  $a_j$  determinados por la ecuación (4.5) junto al coeficiente de determinación de la regresión  $R^2$ .

$p_j$	$\text{simCTDI}_{100}^{\Gamma_1}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = a_0 + a_1\alpha + a_2\alpha^2 + (a_3 + a_4\alpha + a_5\alpha^2 + a_6\varepsilon_y + a_7\varepsilon_y^2)\varepsilon_x + (a_8 + a_9\alpha + a_{10}\varepsilon_y)\varepsilon_x^2 + (a_{11} + a_{12}\alpha + a_{13}\alpha^2 + a_{14}x + a_{15}x^2)y + (a_{16} + a_{17}\alpha + a_{18}x)y^2$ [mGy]	$R^2$
$p_0$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_0\Gamma_1}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 1.107 - 0.02\alpha + 0.001\alpha^2 - 0.696\varepsilon_y + 0.023\varepsilon_y\alpha + 0.149\varepsilon_y^2 - 0.004\varepsilon_y^2\alpha + 1.092\varepsilon_x - 0.01\varepsilon_x\alpha - 0.001\varepsilon_x\alpha^2 + 0.854\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.014\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 0.205\varepsilon_x\varepsilon_y^2 - 1.019\varepsilon_x^2 + 0.008\varepsilon_x^2\alpha - 0.273\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9535
$p_1$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_1\Gamma_1}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 3.001 - 0.118\alpha - 0.002\alpha^2 - 2.676\varepsilon_y - 0.053\varepsilon_y\alpha + 0.666\varepsilon_y^2 + 0.009\varepsilon_y^2\alpha + 7.398\varepsilon_x - 0.172\varepsilon_x\alpha + 0.013\varepsilon_x\alpha^2 + 2.88\varepsilon_x\varepsilon_y - 0.038\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 1.130\varepsilon_x\varepsilon_y^2 - 6.550\varepsilon_x^2 + 0.083\varepsilon_x^2\alpha + 3.664\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9706
$p_2$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_2\Gamma_1}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 3.870 - 0.076\alpha - 0.001\alpha^2 - 3.227\varepsilon_y - 0.041\varepsilon_y\alpha + 0.708\varepsilon_y^2 + 0.006\varepsilon_y^2\alpha + 1.842\varepsilon_x - 0.077\varepsilon_x\alpha + 0.001\varepsilon_x\alpha^2 + 6.25\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.005\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 1.375\varepsilon_x\varepsilon_y^2 + 1.781\varepsilon_x^2 + 0.042\varepsilon_x^2\alpha - 1.878\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9949
$p_3$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_3\Gamma_1}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 3.747 - 0.010\alpha + 0.001\alpha^2 - 2.648\varepsilon_y - 0.019\varepsilon_y\alpha + 0.566\varepsilon_y^2 + 0.004\varepsilon_y^2\alpha - 3.156\varepsilon_x + 0.186\varepsilon_x\alpha - 0.002\varepsilon_x\alpha^2 + 5.364\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.018\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 1.099\varepsilon_x\varepsilon_y^2 + 5.245\varepsilon_x^2 - 0.081\varepsilon_x^2\alpha - 2.271\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9945
$p_4$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_4\Gamma_1}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 4.248 + 0.033\alpha - 3.366\varepsilon_y - 0.011\varepsilon_y\alpha + 0.659\varepsilon_y^2 + 0.004\varepsilon_y^2\alpha + 0.600\varepsilon_x - 0.051\varepsilon_x\alpha - 0.007\varepsilon_x\alpha^2 + 6.715\varepsilon_x\varepsilon_y - 0.036\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 1.133\varepsilon_x\varepsilon_y^2 + 3.533\varepsilon_x^2 - 0.177\varepsilon_x^2\alpha - 3.407\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9965

**Tabla B.3:** Resultados de las simulaciones para el protocolo  $\Gamma_3$ .

$\varepsilon_x$	$\varepsilon_y$	$\alpha$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_0}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_1}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_2}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_3}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_4}$
0.2	1	8	0.927188	3.05964	3.04019	2.00922	3.08564
0.2	1	12	0.932048	3.19265	2.89055	2.19481	3.14933
0.2	1	16	0.91025	3.38599	3.48279	2.36197	3.63241
0.2	1	20	0.895818	3.71043	3.76614	2.49634	3.63472
0.2	1.25	8	0.868666	2.57132	2.55128	1.74921	2.54262
0.2	1.25	12	0.814662	2.69162	2.55513	1.92459	2.71025
0.2	1.25	16	0.964426	2.98021	3.13978	2.01506	2.98993
0.2	1.25	20	0.879534	3.21592	3.36246	2.17761	3.23154
0.2	1.5	8	0.794852	2.44748	2.45448	1.72293	2.5133
0.2	1.5	12	0.839632	2.62035	2.50935	1.75158	2.48257
0.2	1.5	16	0.933036	2.80377	2.74824	1.86766	2.76975
0.2	1.5	20	0.907928	2.88216	2.98501	1.86316	2.87061
0.2	1.75	8	0.827632	2.2263	2.24659	1.51017	2.23286
0.2	1.75	12	0.895272	2.36992	2.44985	1.67269	2.22714
0.2	1.75	16	0.843206	2.5768	2.52557	1.6919	2.42966
0.2	1.75	20	0.817238	2.86947	2.85026	1.83317	2.69771
0.2	2	8	0.78049	2.07854	2.08954	1.48404	2.08629
0.2	2	12	0.780602	2.22855	2.45001	1.58823	2.24514
0.2	2	16	0.779394	2.3727	2.47319	1.60395	2.37349
0.2	2	20	0.788624	2.71822	2.74208	1.73283	2.6401
0.2	2.25	8	0.740596	2.116	2.0982	1.44842	2.10419
0.2	2.25	12	0.734028	2.2525	2.1449	1.50723	2.1909
0.2	2.25	16	0.78044	2.39722	2.46494	1.5197	2.39228
0.2	2.25	20	0.82247	2.53724	2.44759	1.64224	2.5916
0.2	2.5	8	0.699706	2.05719	1.87284	1.31316	1.95811
0.2	2.5	12	0.80402	2.06518	2.10435	1.4445	2.10267
0.2	2.5	16	0.850606	2.24787	2.30008	1.45017	2.2788
0.2	2.5	20	0.842536	2.46046	2.47549	1.53543	2.44229
0.25	1	8	1.003532	3.30568	3.19074	2.2647	3.34575
0.25	1	12	0.95144	3.64002	3.44299	2.39521	3.52472
0.25	1	16	1.059374	3.92939	3.83228	2.74627	3.8427
0.25	1	20	1.079124	4.10636	4.10647	2.63743	4.11765
0.25	1.25	8	0.960406	3.17798	2.97854	2.17345	3.12375

0.25	1.25	12	0.965846	3.10117	3.14763	2.19497	3.13988
0.25	1.25	16	0.9014	3.42536	3.53765	2.22554	3.36699
0.25	1.25	20	0.996314	3.82763	3.58156	2.42807	3.71986
0.25	1.5	8	0.879544	2.84626	2.77058	1.86192	2.67493
0.25	1.5	12	0.904372	2.72946	2.83741	1.98196	2.9321
0.25	1.5	16	0.861966	3.22955	3.25564	2.20508	3.18986
0.25	1.5	20	0.989488	3.44402	3.36053	2.15945	3.41103
0.25	1.75	8	0.83484	2.67725	2.56509	1.82877	2.62396
0.25	1.75	12	0.856894	2.82223	2.79707	1.94121	2.88551
0.25	1.75	16	0.86102	3.08191	3.06613	2.03135	3.09994
0.25	1.75	20	0.873922	3.38507	3.26309	2.07037	3.26601
0.25	2	8	0.863302	2.50543	2.6434	1.72381	2.47725
0.25	2	12	0.92881	2.59465	2.53168	1.84507	2.56091
0.25	2	16	0.95196	2.91523	3.03134	2.01964	3.0026
0.25	2	20	0.849246	3.12438	3.19776	2.15067	3.00518
0.25	2.25	8	0.758612	2.43384	2.38158	1.55359	2.39488
0.25	2.25	12	0.860352	2.67998	2.54991	1.7329	2.54022
0.25	2.25	16	0.85728	2.83326	2.72215	1.82065	2.78236
0.25	2.25	20	0.873338	3.22274	3.07438	2.04275	3.11007
0.25	2.5	8	0.811516	2.44777	2.26991	1.63384	2.39258
0.25	2.5	12	0.798536	2.52718	2.34761	1.72366	2.55019
0.25	2.5	16	0.945178	2.62131	2.74945	1.84839	2.63849
0.25	2.5	20	0.951722	3.05196	2.85397	2.01217	2.93969
0.3	1	8	1.022022	3.76645	3.76346	2.64071	3.62282
0.3	1	12	0.98233	4.03725	3.97429	2.60901	3.94055
0.3	1	16	1.162508	4.37437	4.32521	2.96029	4.2205
0.3	1	20	1.078384	4.76312	4.6972	2.96516	4.66283
0.3	1.25	8	0.998046	3.27072	3.28143	2.33021	3.38425
0.3	1.25	12	1.013972	3.52812	3.37019	2.38614	3.54376
0.3	1.25	16	1.119892	3.75709	3.99503	2.6659	3.86867
0.3	1.25	20	0.979504	4.27047	4.23271	2.91941	4.24074
0.3	1.5	8	0.84601	3.04249	3.05187	1.99367	2.99738
0.3	1.5	12	0.935872	3.17433	3.22044	2.30153	3.2501
0.3	1.5	16	0.86718	3.60237	3.67052	2.33655	3.43009
0.3	1.5	20	1.052274	3.93181	3.72475	2.51946	3.87714
0.3	1.75	8	0.8127	3.09414	3.05462	2.03794	3.02228
0.3	1.75	12	0.92965	3.35451	3.30245	2.04887	3.14479
0.3	1.75	16	1.007064	3.48458	3.56494	2.13226	3.50552
0.3	1.75	20	1.051222	3.7966	3.90112	2.38271	3.66849
0.3	2	8	0.953468	2.92788	2.96412	2.02142	2.91143
0.3	2	12	0.930496	2.90604	3.03225	2.10045	3.0231
0.3	2	16	1.005028	3.38295	3.49003	2.22326	3.30073
0.3	2	20	0.995442	3.63522	3.69714	2.36281	3.61389
0.3	2.25	8	0.88022	2.85192	2.91018	1.85026	2.82555
0.3	2.25	12	0.917672	2.93524	2.93484	2.00171	2.93216
0.3	2.25	16	0.927062	3.27615	3.30427	2.13714	3.34428
0.3	2.25	20	0.949116	3.68472	3.54096	2.24311	3.65613
0.3	2.5	8	0.893622	2.7948	2.87655	1.76731	2.65339
0.3	2.5	12	0.868912	2.71761	2.86827	1.93416	2.79771
0.3	2.5	16	0.905982	3.2003	3.26458	2.16263	3.1052
0.3	2.5	20	0.957348	3.48087	3.36191	2.16942	3.44516
0.35	1	8	0.991294	4.06322	4.16634	2.65356	3.99232
0.35	1	12	1.104028	4.1912	4.19322	2.8436	4.23343
0.35	1	16	1.10884	4.75202	4.81289	3.08941	4.65045
0.35	1	20	1.064754	5.16112	4.83624	3.2333	5.12514
0.35	1.25	8	0.9535	3.73959	3.7038	2.69021	3.84562
0.35	1.25	12	1.012488	4.111	3.93365	2.57305	4.03814
0.35	1.25	16	1.091326	4.28659	4.41645	2.90207	4.38867
0.35	1.25	20	1.018994	4.76238	4.62527	3.03214	4.64968
0.35	1.5	8	0.892912	3.54273	3.62041	2.3649	3.34557

0.35	1.5	12	0.946778	3.64309	3.71794	2.44809	3.65722
0.35	1.5	16	1.035648	4.21272	4.21882	2.77919	4.25679
0.35	1.5	20	1.087274	4.34657	4.30932	2.87286	4.30638
0.35	1.75	8	0.873026	3.62173	3.42406	2.24666	3.57797
0.35	1.75	12	0.954978	3.5576	3.52256	2.34154	3.7506
0.35	1.75	16	1.066546	4.02612	3.8405	2.51858	4.0418
0.35	1.75	20	0.992438	4.45802	4.34195	2.71755	4.34335
0.35	2	8	0.990262	3.36788	3.5566	2.2353	3.20677
0.35	2	12	0.925948	3.39798	3.60754	2.40268	2.62195
0.35	2	16	1.051952	3.82389	3.81329	2.52344	3.75021
0.35	2	20	1.06335	4.20341	4.25836	2.60162	4.05956
0.35	2.25	8	0.943778	3.05145	3.03621	2.09372	3.28656
0.35	2.25	12	0.951874	3.38271	3.27879	2.17308	3.34188
0.35	2.25	16	1.003064	3.83297	3.73284	2.5273	3.84006
0.35	2.25	20	1.030012	4.18734	4.09035	2.73636	4.03974
0.35	2.5	8	0.773016	3.13566	3.08539	2.07724	3.32146
0.35	2.5	12	0.981422	3.30114	3.20485	2.18529	3.24727
0.35	2.5	16	1.01153	3.60838	3.91808	2.40882	3.59765
0.35	2.5	20	1.047676	3.84138	3.84643	2.51329	3.90515
0.4	1	8	1.018018	4.61995	4.48609	2.93763	4.35948
0.4	1	12	1.088248	4.65011	4.69467	3.088	4.66143
0.4	1	16	1.134486	5.28017	5.29791	3.50646	5.09868
0.4	1	20	1.153436	5.75736	5.52033	3.5463	5.43021
0.4	1.25	8	1.04902	4.15104	4.13459	2.73472	4.03786
0.4	1.25	12	1.070804	4.43446	4.41079	2.93107	4.24118
0.4	1.25	16	1.03812	4.96694	4.83663	3.08064	4.88279
0.4	1.25	20	1.148992	5.30342	5.10941	3.43648	5.22189
0.4	1.5	8	0.992546	3.95198	3.95045	2.66326	3.95914
0.4	1.5	12	1.053178	4.17597	4.17654	2.92288	4.16049
0.4	1.5	16	1.068096	4.63065	4.63663	2.844	4.67686
0.4	1.5	20	1.096702	4.94071	5.14714	3.1871	4.88859
0.4	1.75	8	0.964024	3.85497	3.84199	2.47721	3.98275
0.4	1.75	12	1.012312	3.97437	4.03633	2.63306	4.02959
0.4	1.75	16	1.117302	4.31081	4.47754	2.93204	4.38891
0.4	1.75	20	1.215162	4.99937	4.80649	3.1212	4.77611
0.4	2	8	0.928806	3.76682	3.69593	2.39391	3.72336
0.4	2	12	1.116086	3.97852	3.89596	2.5794	3.92787
0.4	2	16	1.135456	4.27409	4.22122	2.87405	4.3672
0.4	2	20	1.0894	4.71236	4.65356	2.91974	4.56558
0.4	2.25	8	0.895622	3.53856	3.47643	2.43684	3.52512
0.4	2.25	12	0.968824	3.86964	3.69617	2.56163	3.81883
0.4	2.25	16	1.035312	4.10037	4.05904	2.65749	4.25506
0.4	2.25	20	1.144094	4.44783	4.69424	2.77696	4.45879
0.4	2.5	8	0.980956	3.47812	3.49277	2.27977	3.4293
0.4	2.5	12	0.988354	3.64384	3.59393	2.41168	3.51096
0.4	2.5	16	1.041088	4.10457	4.0989	2.72402	4.14533
0.4	2.5	20	1.02715	4.47854	4.47219	2.67774	4.28099

**Tabla B.4:** Resultados de la regresión de los índices de dosis calculados con simulaciones para el protocolo  $\Gamma_3$  obtenidos con los resultados de la Tabla B.3. Se presentan los coeficientes  $a_j$  determinados por la ecuación (4.5) junto al coeficiente de determinación de la regresión  $R^2$ .

$p_j$	$\text{simCTDI}_{100}^{\Gamma_3}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = a_0 + a_1\alpha + a_2\alpha^2 + (a_3 + a_4\alpha + a_5\alpha^2 + a_6\varepsilon_y + a_7\varepsilon_y^2)\varepsilon_x + (a_8 + a_9\alpha + a_{10}\varepsilon_y)\varepsilon_x^2 + (a_{11} + a_{12}\alpha + a_{13}\alpha^2 + a_{14}\varepsilon_x + a_{15}\varepsilon_x^2)\varepsilon_y + (a_{16} + a_{17}\alpha + a_{18}\varepsilon_x)\varepsilon_y^2$ [mGy]	$R^2$
$p_0$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_0\Gamma_3}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 2.693 - 0.029\alpha - 1.422\varepsilon_y + 0.016\varepsilon_y\alpha + 0.307\varepsilon_y^2 - 0.01\varepsilon_y^2\alpha + 2.369\varepsilon_x + 0.383\varepsilon_x\alpha - 0.015\varepsilon_x\alpha^2 + 1.156\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.024\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 0.034\varepsilon_x\varepsilon_y^2 - 4.95\varepsilon_x^2 + 0.051\varepsilon_x^2\alpha - 0.865\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9768
$p_1$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_1\Gamma_3}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 9.374 - 0.463\alpha - 0.009\alpha^2 - 6.768\varepsilon_y - 0.246\varepsilon_y\alpha + 0.002\varepsilon_y\alpha^2 + 1.493\varepsilon_y^2 + 0.035\varepsilon_y^2\alpha - 12.451\varepsilon_x + 1.221\varepsilon_x\alpha - 0.016\varepsilon_x\alpha^2 + 13.096\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.033\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 2.739\varepsilon_x\varepsilon_y^2 + 15.089\varepsilon_x^2 - 0.266\varepsilon_x^2\alpha - 3.339\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9958
$p_2$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_2\Gamma_3}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 10.488 + 0.337\alpha - 0.003\alpha^2 - 8.349\varepsilon_y - 0.219\varepsilon_y\alpha + 0.002\varepsilon_y\alpha^2 + 1.959\varepsilon_y^2 + 0.033\varepsilon_y^2\alpha - 12.637\varepsilon_x + 1.353\varepsilon_x\alpha - 0.026\varepsilon_x\alpha^2 + 17.756\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.061\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 4.272\varepsilon_x\varepsilon_y^2 + 6.663\varepsilon_x^2 - 0.089\varepsilon_x^2\alpha - 3.139\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9958
$p_3$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_3\Gamma_3}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 8.706 - 0.258\alpha - 0.004\alpha^2 - 6.166\varepsilon_y - 0.127\varepsilon_y\alpha + 0.001\varepsilon_y\alpha^2 + 1.184\varepsilon_y^2 + 0.019\varepsilon_y^2\alpha - 13.285\varepsilon_x + 0.812\varepsilon_x\alpha - 0.014\varepsilon_x\alpha^2 + 13.277\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.004\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 1.833\varepsilon_x\varepsilon_y^2 + 16.921\varepsilon_x^2 - 0.051\varepsilon_x^2\alpha - 8.524\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9943
$p_4$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_4\Gamma_3}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 9.861 + 0.341\alpha - 0.007\alpha^2 - 7.456\varepsilon_y - 0.177\varepsilon_y\alpha + 0.003\varepsilon_y\alpha^2 + 1.702\varepsilon_y^2 + 0.018\varepsilon_y^2\alpha - 10.894\varepsilon_x + 1.430\varepsilon_x\alpha - 0.019\varepsilon_x\alpha^2 + 12.869\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.0125\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 2.897\varepsilon_x\varepsilon_y^2 + 10.015\varepsilon_x^2 - 0.409\varepsilon_x^2\alpha - 1.482\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9954

**Tabla B.5:** Resultados de las simulaciones para el protocolo  $\Gamma_7$ .

$\varepsilon_x$	$\varepsilon_y$	$\alpha$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_0}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_1}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_2}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_3}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_4}$
0.2	1	8	2.66622	6.85195	6.82867	5.31858	6.62735
0.2	1	12	2.95822	8.14237	7.81968	6.23341	7.72794
0.2	1	16	3.32	8.9482	8.72597	6.89726	8.55425
0.2	1	20	3.35291	9.64369	9.16394	7.27376	8.97208
0.2	1.25	8	2.69742	5.82975	5.81067	4.72329	5.63399
0.2	1.25	12	2.85838	7.05318	6.62085	5.30386	6.95563
0.2	1.25	16	3.22433	7.80439	7.63352	5.94254	7.39864
0.2	1.25	20	3.21875	8.07145	8.26199	6.2364	8.25111
0.2	1.5	8	2.55162	5.14853	5.0039	4.20361	5.32596
0.2	1.5	12	2.8254	6.41905	6.10859	4.70098	6.18875
0.2	1.5	16	3.18953	7.02411	6.85927	5.3403	6.71419
0.2	1.5	20	3.12762	7.51605	7.42083	5.66741	7.51136
0.2	1.75	8	2.40013	4.73098	4.79023	3.90199	4.70531
0.2	1.75	12	2.75277	5.72333	5.67144	4.38178	5.68301
0.2	1.75	16	2.94812	6.35404	6.15846	4.95827	6.1443
0.2	1.75	20	3.07296	6.81114	6.79286	5.19779	6.95267
0.2	2	8	2.38411	4.64	4.48888	3.65863	4.55061
0.2	2	12	2.69981	5.36687	5.27164	4.23981	5.33235
0.2	2	16	2.76758	6.07131	6.1527	4.78584	6.03746
0.2	2	20	2.86815	6.51377	6.44159	4.82462	6.34182
0.2	2.25	8	2.39537	4.36605	4.44341	3.41002	4.4542
0.2	2.25	12	2.72008	5.21198	5.13655	3.95993	5.06505
0.2	2.25	16	2.86468	5.91754	5.70474	4.49348	5.81419
0.2	2.25	20	2.82074	6.29879	6.28447	4.70702	6.27846
0.2	2.5	8	2.35127	4.40111	4.16944	3.32721	4.05104
0.2	2.5	12	2.66382	4.92081	4.86433	4.00066	4.98138
0.2	2.5	16	3.04851	5.85049	5.44664	4.10184	5.5059
0.2	2.5	20	2.99694	6.03092	5.94821	4.45577	5.84752
0.25	1	8	2.71038	7.20343	7.04361	5.65244	7.0883
0.25	1	12	3.26203	8.34158	8.51168	6.5481	8.49508
0.25	1	16	3.29227	9.54502	9.50061	7.16878	9.41308
0.25	1	20	3.60057	10.1864	9.93925	7.671	10.2044
0.25	1.25	8	2.74238	6.39668	6.27519	5.08747	6.23009

0.25	1.25	12	2.9212	7.51177	7.52975	5.94623	7.54324
0.25	1.25	16	3.35022	8.39559	8.51803	6.52153	8.42693
0.25	1.25	20	3.58295	9.136	8.73038	6.69269	8.86695
0.25	1.5	8	2.55817	5.9932	5.87664	4.59721	5.65407
0.25	1.5	12	3.12777	7.21638	6.8973	5.28816	6.73542
0.25	1.5	16	3.1887	7.86264	7.66703	5.97403	7.75106
0.25	1.5	20	3.48716	8.38938	8.25349	6.40196	7.96749
0.25	1.75	8	2.59486	5.49984	5.45356	4.31793	5.31707
0.25	1.75	12	2.99062	6.31919	6.60082	4.92605	6.33528
0.25	1.75	16	3.28655	7.41861	7.20697	5.63687	7.16635
0.25	1.75	20	3.39573	7.89864	7.86028	5.96654	7.88197
0.25	2	8	2.61456	5.11523	5.23493	4.03744	5.27123
0.25	2	12	2.97597	6.30871	6.24655	4.98195	6.30437
0.25	2	16	3.1182	7.0245	6.96094	5.51662	6.91195
0.25	2	20	3.39485	7.70227	7.4893	5.75625	7.67763
0.25	2.25	8	2.50047	4.93118	5.01196	4.0094	4.97202
0.25	2.25	12	2.81018	5.95604	6.07166	4.75142	6.00479
0.25	2.25	16	3.10312	6.64713	6.66484	5.13009	6.47977
0.25	2.25	20	3.03429	7.18985	7.38857	5.45974	7.35554
0.25	2.5	8	2.45119	4.94223	4.92055	3.82785	4.79958
0.25	2.5	12	2.82894	5.80519	6.03092	4.40873	5.69887
0.25	2.5	16	3.03028	6.52327	6.47363	4.98616	6.53712
0.25	2.5	20	3.16361	7.06583	6.70955	5.22864	6.90374
0.3	1	8	2.9196	7.63954	7.50834	5.95154	7.42851
0.3	1	12	3.3481	9.35627	9.08212	7.09733	8.93977
0.3	1	16	3.69791	10.2624	10.3648	7.63109	10.2457
0.3	1	20	3.84961	10.8571	10.664	8.01774	10.698
0.3	1.25	8	2.77272	6.99662	7.00887	5.49436	6.9051
0.3	1.25	12	3.22622	8.24196	8.1202	6.28135	8.21006
0.3	1.25	16	3.51219	9.20532	9.20103	6.99143	9.11278
0.3	1.25	20	3.57885	10.0164	9.96323	7.46217	10.1046
0.3	1.5	8	2.68431	6.18548	5.96383	4.86198	6.17922
0.3	1.5	12	3.0915	7.59325	7.22869	5.86262	7.52006
0.3	1.5	16	3.34476	8.19401	8.34922	6.15779	8.44219
0.3	1.5	20	3.63445	8.93439	9.00944	6.73446	8.90525
0.3	1.75	8	2.84254	6.13186	6.10415	4.8276	6.16272
0.3	1.75	12	3.11877	7.37234	7.44897	5.51426	7.31218
0.3	1.75	16	3.39522	8.11563	8.16727	6.0351	8.28535
0.3	1.75	20	3.61711	8.96358	8.76734	6.37735	8.61566
0.3	2	8	2.76314	6.06922	5.76211	4.6139	5.90652
0.3	2	12	3.04156	7.02298	6.75626	5.63246	6.82251
0.3	2	16	3.26281	7.83154	7.87764	5.97802	7.78193
0.3	2	20	3.59155	8.54713	8.54557	6.29706	8.42744
0.3	2.25	8	2.61468	5.79907	5.42213	4.38318	5.62938
0.3	2.25	12	2.94807	6.8577	6.83934	5.35473	6.78081
0.3	2.25	16	3.33441	7.64905	7.82705	5.67016	7.51458
0.3	2.25	20	3.43488	8.22427	7.90454	6.14171	8.01478
0.3	2.5	8	2.57608	5.60351	5.43504	4.20369	5.4691
0.3	2.5	12	2.66622	6.85195	6.82867	5.31858	6.62735
0.3	2.5	16	3.2268	7.36884	7.33425	5.46537	7.41698
0.3	2.5	20	3.45992	7.9531	7.86883	6.26219	7.72968
0.35	1	8	3.07415	8.30382	8.05027	6.48691	8.15112
0.35	1	12	3.47761	9.85445	9.6167	7.49591	9.69432
0.35	1	16	3.87102	11.0776	10.9193	8.16633	10.8235
0.35	1	20	4.0461	11.8157	11.5485	8.61748	11.5874
0.35	1.25	8	3.07415	8.30382	8.05027	6.48691	8.15112
0.35	1.25	12	3.47391	8.96715	8.98897	6.82773	8.83296
0.35	1.25	16	3.77337	9.61571	10.0792	7.67198	10.0386
0.35	1.25	20	3.91388	10.8255	10.758	7.99399	10.8631
0.35	1.5	8	2.93512	6.95877	6.87682	5.47995	6.97707

0.35	1.5	12	3.48411	8.42412	8.50708	6.35775	8.44583
0.35	1.5	16	3.76665	9.52601	9.47025	7.00124	9.44356
0.35	1.5	20	3.84756	10.5257	10.3958	7.55576	10.281
0.35	1.75	8	3.02047	6.74888	6.87961	5.43717	6.72071
0.35	1.75	12	3.44934	8.19893	7.92607	6.09292	8.21329
0.35	1.75	16	3.55642	8.93114	8.98983	6.67996	8.93901
0.35	1.75	20	3.75324	9.90461	10.2246	7.20072	9.62574
0.35	2	8	2.93976	6.79	6.4	5.12657	6.51552
0.35	2	12	3.08269	8.09964	7.72501	5.94289	7.85904
0.35	2	16	3.60903	8.80648	8.56984	6.48369	8.83526
0.35	2	20	3.71349	9.56861	9.65193	7.09916	9.3682
0.35	2.25	8	2.87991	6.44841	6.16287	4.79638	6.30568
0.35	2.25	12	3.3134	7.538	7.45445	5.89764	7.5489
0.35	2.25	16	3.36041	8.48543	8.3139	6.33425	8.47606
0.35	2.25	20	3.59613	9.56084	9.34196	6.81424	9.0528
0.35	2.5	8	2.7969	6.18005	6.0324	4.74919	6.15005
0.35	2.5	12	3.04779	7.4898	7.45605	5.6975	7.16495
0.35	2.5	16	3.48935	8.2823	8.27425	6.1803	8.2675
0.35	2.5	20	3.6228	9.02175	8.9812	6.6933	8.9118
0.4	1	8	3.21486	8.76152	8.69524	6.72344	8.59112
0.4	1	12	3.76393	10.3663	10.4613	7.90563	10.1287
0.4	1	16	4.04865	11.7299	11.3544	8.71043	11.6647
0.4	1	20	4.01553	12.8855	12.3191	9.3126	12.7466
0.4	1.25	8	3.12623	8.15576	7.97891	6.45656	8.14063
0.4	1.25	12	3.68454	9.91573	9.56841	7.61525	9.59137
0.4	1.25	16	3.88144	10.9961	10.8236	8.15596	10.7664
0.4	1.25	20	4.04537	11.7808	11.6423	8.85805	11.8215
0.4	1.5	8	3.06105	7.69669	7.80625	5.69621	7.61472
0.4	1.5	12	3.41185	9.43311	9.27707	7.1467	9.04893
0.4	1.5	16	3.80731	10.6741	10.4951	7.77916	10.4675
0.4	1.5	20	3.92408	11.357	11.1784	8.43732	11.3395
0.4	1.75	8	3.16007	7.38546	7.3336	5.8003	7.27223
0.4	1.75	12	3.41064	9.12664	8.96811	7.03776	8.82323
0.4	1.75	16	3.68669	9.94773	10.0869	7.36029	10.1898
0.4	1.75	20	3.90817	11.0081	10.9031	8.1603	11.1352
0.4	2	8	3.03733	7.16922	7.08847	5.64851	7.27235
0.4	2	12	3.4433	8.80387	8.59864	6.50279	8.5661
0.4	2	16	3.61827	9.941	9.75356	7.27289	9.44942
0.4	2	20	3.85647	10.7152	10.6357	7.6539	10.4668
0.4	2.25	8	2.97349	7.07306	6.8834	5.34803	6.92414
0.4	2.25	12	3.48497	8.81566	8.21632	6.54787	8.21854
0.4	2.25	16	3.69267	9.55208	9.2312	6.75238	9.23825
0.4	2.25	20	3.62409	10.3624	10.2181	7.44933	10.0613
0.4	2.5	8	2.99377	6.77794	6.60903	5.25237	6.82801
0.4	2.5	12	3.29325	8.23002	8.126	6.20585	7.80061
0.4	2.5	16	3.73543	9.17901	9.19457	6.83627	9.12523
0.4	2.5	20	3.81902	10.0452	10.1054	7.27489	10.005

**Tabla B.6:** Resultados de la regresión de los índices de dosis calculados con simulaciones para el protocolo  $\Gamma_7$  obtenidos con los resultados de la Tabla B.5. Se presentan los coeficientes  $a_j$  determinados por la ecuación (4.5) junto al coeficiente de determinación de la regresión  $R^2$ .

$p_j$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_j \Gamma_7}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = a_0 + a_1\alpha + a_2\alpha^2 + (a_3 + a_4\alpha + a_5\alpha^2 + a_6\varepsilon_y + a_7\varepsilon_y^2)\varepsilon_x + (a_8 + a_9\alpha + a_{10}\varepsilon_y)\varepsilon_x^2 + (a_{11} + a_{12}\alpha + a_{13}\alpha^2 + a_{14}\varepsilon_x + a_{15}\varepsilon_x^2)\varepsilon_y + (a_{16} + a_{17}\alpha + a_{18}\varepsilon_x)\varepsilon_y^2$ [mGy]	$R^2$
$p_0$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_0 \Gamma_7}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 1.926 + 0.108\alpha - 0.004\alpha^2 + 0.336\varepsilon_y - 0.077\varepsilon_y\alpha + 0.001\varepsilon_y\alpha^2 - 0.011\varepsilon_y^2 + 0.011\varepsilon_y^2\alpha - 5.215\varepsilon_x + 0.889\varepsilon_x\alpha - 0.003\varepsilon_x\alpha^2 - 1.06\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.016\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 0.238\varepsilon_x\varepsilon_y^2 + 11.175\varepsilon_x^2 - 1.266\varepsilon_x^2\alpha + 3.008\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9641
$p_1$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_1 \Gamma_7}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 10.247 - 0.548\alpha - 0.008\alpha^2 - 9.561\varepsilon_y - 0.165\varepsilon_y\alpha + 0.002\varepsilon_y\alpha^2 + 2.139\varepsilon_y^2 + 0.017\varepsilon_y^2\alpha - 14.139\varepsilon_x + 0.055\varepsilon_x\alpha - 0.010\varepsilon_x\alpha^2 + 22.419\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.061\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 4.310\varepsilon_x\varepsilon_y^2 + 9.984\varepsilon_x^2 + 1.134\varepsilon_x^2\alpha - 9.746\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9921
$p_2$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_2 \Gamma_7}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 9.407 + 0.468\alpha - 0.009\alpha^2 - 8.925\varepsilon_y - 0.137\varepsilon_y\alpha + 0.002\varepsilon_y\alpha^2 + 2.262\varepsilon_y^2 - 0.006\varepsilon_y^2\alpha - 9.446\varepsilon_x + 0.509\varepsilon_x\alpha - 0.014\varepsilon_x\alpha^2 + 16.522\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.191\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 4.031\varepsilon_x\varepsilon_y^2 + 7.285\varepsilon_x^2 + 0.238\varepsilon_x^2\alpha - 5.059\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9929
$p_3$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_3 \Gamma_7}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 8.717 + 0.358\alpha - 0.005\alpha^2 - 6.986\varepsilon_y - 0.116\varepsilon_y\alpha + 1.305\varepsilon_y^2 + 0.017\varepsilon_y^2\alpha - 17.264\varepsilon_x + 0.148\varepsilon_x\alpha - 0.008\varepsilon_x\alpha^2 + 18.787\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.071\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 2.502\varepsilon_x\varepsilon_y^2 + 24.139\varepsilon_x^2 + 0.461\varepsilon_x^2\alpha - 15.614\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9895
$p_4$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_4 \Gamma_7}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 7.182 + 0.551\alpha - 0.010\alpha^2 - 7.175\varepsilon_y - 0.158\varepsilon_y\alpha + 0.002\varepsilon_y\alpha^2 + 1.574\varepsilon_y^2 + 0.021\varepsilon_y^2\alpha - 1.232\varepsilon_x + 0.066\varepsilon_x\alpha - 0.004\varepsilon_x\alpha^2 + 15.25\varepsilon_x\varepsilon_y - 0.031\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 3.056\varepsilon_x\varepsilon_y^2 - 5.658\varepsilon_x^2 + 1.115\varepsilon_x^2\alpha - 4.405\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9936

**Tabla B.7:** Resultados de las simulaciones para el protocolo  $\Gamma_{10}$ .

$\varepsilon_x$	$\varepsilon_y$	$\alpha$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_0}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_1}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_2}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_3}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_4}$
0.2	0.75	8	3.98754	5.5287	5.22564	4.0112	5.26508
0.2	0.75	12	4.29816	5.8042	5.4667	4.1309	5.50014
0.2	0.75	16	4.5656	6.2967	6.09612	4.53674	6.1152
0.2	0.75	20	4.47548	6.8901	6.85698	4.60794	6.53706
0.2	1	8	3.94354	5.09202	4.91594	3.63366	4.80296
0.2	1	12	3.9066	5.23676	5.0048	3.63444	5.09634
0.2	1	16	4.30792	5.89334	5.67536	4.01464	5.73366
0.2	1	20	4.57256	6.40704	6.11694	4.317	6.00102
0.2	1.25	8	3.89116	4.8333	4.57374	3.2847	4.59342
0.2	1.25	12	3.95898	4.83708	4.71238	3.67728	4.80138
0.2	1.25	16	4.25494	5.58788	5.08674	3.66616	5.4899
0.2	1.25	20	4.35252	6.05836	5.77344	3.88084	5.64256
0.2	1.5	8	3.81344	4.71898	4.53898	3.10974	4.40858
0.2	1.5	12	3.91654	4.72892	4.61152	3.30986	4.53266
0.2	1.5	16	4.39376	5.22828	5.14792	3.66042	5.11702
0.2	1.5	20	4.28868	5.5344	5.3718	3.82052	5.34328
0.2	1.75	8	3.75196	4.44524	4.28908	3.13046	4.05274
0.2	1.75	12	3.96632	4.57248	4.50328	3.12738	4.49496
0.2	1.75	16	4.12936	5.05302	4.93294	3.36762	4.91154
0.2	1.75	20	4.4979	5.6115	5.41434	3.62416	5.42656
0.2	2	8	3.70596	4.36244	4.22664	3.01	4.30386
0.2	2	12	3.70694	4.26436	4.2634	3.08108	4.34658
0.2	2	16	4.12878	4.97938	4.93876	3.41374	4.91094
0.2	2	20	4.28646	5.4031	5.0747	3.4005	5.25322
0.2	2.25	8	3.76954	4.06834	4.02624	2.88818	3.94048
0.2	2.25	12	3.77166	4.27596	4.04246	2.9702	4.17726
0.2	2.25	16	4.03974	4.73876	4.6373	3.1907	4.6182
0.2	2.25	20	4.16664	5.26822	5.0827	3.31618	5.11512
0.2	2.5	8	3.66916	3.92084	3.74052	2.78106	3.76554
0.2	2.5	12	3.87102	4.31948	4.11258	2.76388	4.08914
0.2	2.5	16	4.16332	4.73084	4.52972	3.28728	4.673
0.2	2.5	20	4.14796	5.26462	5.0384	3.31562	4.9888
0.25	0.75	8	4.16924	6.38406	5.94336	4.29408	5.96364



0.25	0.75	12	4.57818	6.7331	5.99156	4.7987	6.3537
0.25	0.75	16	4.60988	7.48392	7.08408	5.03988	6.95372
0.25	0.75	20	4.93458	7.8892	7.64188	5.20076	7.61846
0.25	1	8	4.22604	5.94098	5.57276	4.03578	5.6905
0.25	1	12	4.19932	6.26416	5.98724	4.4178	5.87412
0.25	1	16	4.62132	6.74084	6.45538	4.73124	6.6728
0.25	1	20	4.89136	7.31804	7.15222	4.76484	6.93062
0.25	1.25	8	4.24348	5.6173	5.52616	3.88328	5.4155
0.25	1.25	12	4.21882	5.84946	5.52638	4.0418	5.83174
0.25	1.25	16	4.48446	6.37468	6.19156	4.3877	6.1616
0.25	1.25	20	4.68198	7.08034	6.87858	4.47206	6.61782
0.25	1.5	8	4.14902	5.45542	5.19062	3.71554	5.2242
0.25	1.5	12	4.29244	5.42572	5.5781	3.94314	5.23948
0.25	1.5	16	4.62732	6.40276	6.03348	4.20346	6.05914
0.25	1.5	20	4.50658	6.6733	6.5033	4.44572	6.53018
0.25	1.75	8	4.09224	5.31882	5.21322	3.8021	4.93446
0.25	1.75	12	4.16816	5.41984	5.22224	3.79834	5.36212
0.25	1.75	16	4.21332	6.1454	5.85562	4.1839	6.06714
0.25	1.75	20	4.61362	6.4864	6.4635	4.35514	6.3557
0.25	2	8	4.0348	5.05304	4.8409	3.54006	4.8456
0.25	2	12	4.15792	5.47286	5.08224	3.7032	5.22678
0.25	2	16	4.3694	6.1999	5.70618	4.19656	5.92208
0.25	2	20	4.63892	6.48192	5.9202	4.14662	6.07174
0.25	2.25	8	4.00714	5.05654	4.79094	3.41904	4.72478
0.25	2.25	12	4.0725	5.03974	5.15198	3.6474	5.09398
0.25	2.25	16	4.27396	5.80682	5.52784	3.78784	5.5157
0.25	2.25	20	4.62308	6.31246	6.09176	4.08766	5.99306
0.25	2.5	8	3.89816	4.8032	4.75126	3.26106	4.80518
0.25	2.5	12	4.09422	5.05726	5.07416	3.40478	4.97394
0.25	2.5	16	4.54534	5.72906	5.56434	3.7156	5.49066
0.25	2.5	20	4.52378	6.23468	6.1009	4.07612	6.0251
0.3	0.75	8	4.32002	7.31724	6.7385	4.74676	6.796
0.3	0.75	12	4.70566	7.73696	7.0325	5.2926	6.90202
0.3	0.75	16	4.8467	8.69164	7.635	5.53638	7.90544
0.3	0.75	20	4.97666	9.17108	8.21704	5.83282	8.40252
0.3	1	8	4.17256	6.72614	6.37958	4.64938	6.15374
0.3	1	12	4.6128	7.23524	6.72432	4.93402	6.72184
0.3	1	16	4.58772	8.2323	7.21498	5.15034	7.41426
0.3	1	20	4.92792	8.60814	7.82762	5.46696	7.90298
0.3	1.25	8	4.37582	6.86964	6.13576	4.22586	6.35294
0.3	1.25	12	4.59516	7.13854	6.34338	4.79786	6.25834
0.3	1.25	16	4.80072	7.82528	7.30014	5.20412	7.2003
0.3	1.25	20	4.77818	8.09444	7.8506	5.19614	8.0427
0.3	1.5	8	4.16532	6.3984	6.04708	4.3573	5.98414
0.3	1.5	12	4.23444	6.68922	6.24574	4.44382	6.23844
0.3	1.5	16	4.56778	7.4229	6.9118	4.88964	6.90144
0.3	1.5	20	4.65948	8.0185	7.74378	5.02682	7.55388
0.3	1.75	8	4.05164	6.16286	5.78232	4.27014	5.86158
0.3	1.75	12	4.18436	6.59926	6.0447	4.32222	5.94074
0.3	1.75	16	4.57404	7.11286	6.98028	4.61188	6.74498
0.3	1.75	20	4.70926	7.88534	7.34374	4.99356	7.49244
0.3	2	8	4.32238	6.10558	5.75636	3.99252	5.56244
0.3	2	12	4.61868	6.38738	5.97286	4.36214	5.96934
0.3	2	16	4.51244	7.362	6.51686	4.5616	6.4706
0.3	2	20	4.7369	7.77288	7.2935	4.95066	7.16054
0.3	2.25	8	4.2358	6.06064	5.57238	4.04168	5.54258
0.3	2.25	12	4.12016	6.2418	5.81522	4.19356	5.6906
0.3	2.25	16	4.53056	6.79428	6.36682	4.4868	6.66654
0.3	2.25	20	4.82134	7.4752	7.0771	4.65654	7.1551
0.3	2.5	8	4.07548	5.85446	5.37402	4.00438	5.37098

0.3	2.5	12	4.26506	6.12314	5.9799	3.9402	5.83228
0.3	2.5	16	4.60442	6.76198	6.40446	4.3736	6.34968
0.3	2.5	20	4.7976	7.31834	7.10026	4.66074	6.84268
0.35	0.75	8	4.35002	8.0417	7.20918	5.30052	7.4237
0.35	0.75	12	4.55252	8.37908	7.60938	5.4722	7.6027
0.35	0.75	16	5.06512	9.55972	8.61332	6.00614	8.82084
0.35	0.75	20	4.95672	10.39804	9.27328	6.26156	9.3504
0.35	1	8	4.47162	7.90398	7.3157	5.49512	7.03238
0.35	1	12	4.71536	7.95144	7.46598	5.43038	7.35438
0.35	1	16	4.87508	9.25386	8.46244	5.95918	8.2201
0.35	1	20	5.2116	9.72692	8.97212	6.2772	9.05364
0.35	1.25	8	4.52236	7.76774	6.83238	4.97374	6.97548
0.35	1.25	12	4.63728	7.95834	7.3556	5.24076	7.16042
0.35	1.25	16	4.87876	8.97104	7.8535	5.68674	8.06414
0.35	1.25	20	5.21442	9.5895	8.58584	5.99798	8.89116
0.35	1.5	8	4.407	7.50056	6.82208	4.74786	6.95422
0.35	1.5	12	4.71422	7.92304	7.09498	5.08298	6.96774
0.35	1.5	16	4.86174	8.7475	7.93086	5.61524	7.89776
0.35	1.5	20	4.9538	9.37418	8.69604	5.89208	8.34484
0.35	1.75	8	4.37344	7.39374	6.6447	4.86078	6.55542
0.35	1.75	12	4.43036	7.64968	6.83322	5.01898	6.9763
0.35	1.75	16	4.8411	8.43192	7.75094	5.54468	7.79156
0.35	1.75	20	5.06518	8.9603	8.49612	5.66668	8.40698
0.35	2	8	4.32106	7.0264	6.3297	4.55966	6.60094
0.35	2	12	4.57802	7.31334	6.73312	4.95984	6.94206
0.35	2	16	4.8559	8.3646	7.62776	5.30024	7.50346
0.35	2	20	4.95334	8.90318	8.30414	5.46764	8.29122
0.35	2.25	8	4.32102	7.17224	6.50894	4.40142	6.39104
0.35	2.25	12	4.59518	7.08142	6.74918	4.79554	6.71044
0.35	2.25	16	4.60198	8.23114	7.393	5.14464	7.43234
0.35	2.25	20	4.81984	8.93566	8.13534	5.5107	7.93102
0.35	2.5	8	4.4311	6.71078	6.315	4.46294	6.19252
0.35	2.5	12	4.43908	7.33226	6.5742	4.7144	6.71982
0.35	2.5	16	4.83978	8.07768	7.43654	5.10528	7.16352
0.35	2.5	20	4.92356	8.90392	8.14294	5.4936	7.7197
0.4	0.75	8	4.60732	9.2108	7.86352	5.80118	7.91472
0.4	0.75	12	4.78128	9.4721	8.2773	6.28798	8.26572
0.4	0.75	16	5.09348	10.79968	9.20504	6.57714	9.23158
0.4	0.75	20	5.25552	11.3826	10.12028	6.98756	10.0448
0.4	1	8	4.6448	9.0555	7.90162	5.71796	7.83022
0.4	1	12	4.67502	9.04038	8.45596	5.99124	8.21384
0.4	1	16	4.969	10.59538	9.10584	6.58704	8.83262
0.4	1	20	5.25224	11.46262	9.8739	6.67908	9.9221
0.4	1.25	8	4.4694	8.56896	7.69408	5.53532	7.69604
0.4	1.25	12	4.90938	8.98486	8.01874	5.85498	8.02546
0.4	1.25	16	4.9116	9.9945	8.76932	6.39202	9.16546
0.4	1.25	20	5.4242	10.96052	9.71496	6.5084	9.972
0.4	1.5	8	4.77268	8.22296	7.63268	5.36326	7.44454
0.4	1.5	12	4.93216	9.01856	7.75774	5.78606	7.6918
0.4	1.5	16	5.06808	9.9516	8.93166	6.06146	8.74226
0.4	1.5	20	5.11928	10.60128	9.53956	6.37248	9.44526
0.4	1.75	8	4.69086	8.36366	7.33198	5.22522	7.26498
0.4	1.75	12	4.80172	8.9036	7.93646	5.50692	7.83696
0.4	1.75	16	4.9842	9.42224	8.65274	6.18358	8.72636
0.4	1.75	20	5.0082	10.54054	9.44262	6.32582	9.28502
0.4	2	8	4.49996	8.25954	7.15722	5.16016	7.29328
0.4	2	12	4.78524	8.4889	7.6046	5.43664	7.50176
0.4	2	16	4.98544	9.59072	8.51896	6.01272	8.30442
0.4	2	20	5.29178	10.6973	9.21548	6.4089	9.42774
0.4	2.25	8	4.38784	8.336	7.23438	5.09056	7.15732

0.4	2.25	12	4.8552	8.31892	7.49656	5.51478	7.363
0.4	2.25	16	4.87808	9.45172	8.75504	5.89432	8.69962
0.4	2.25	20	5.06296	10.21738	9.35106	6.16922	9.08562
0.4	2.5	8	4.3382	7.89916	7.25592	4.9837	7.2158
0.4	2.5	12	4.52534	8.48632	7.47436	5.43922	7.5199
0.4	2.5	16	4.91256	9.5066	8.4113	5.62862	8.2847
0.4	2.5	20	5.12386	9.93698	8.89372	6.26108	9.15376

**Tabla B.8:** Resultados de la regresión de los índices de dosis calculados con simulaciones para el protocolo  $\Gamma_{10}$  obtenidos con los resultados de la Tabla B.7. Se presentan los coeficientes  $a_j$  determinados por la ecuación (4.5) junto al coeficiente de determinación de la regresión  $R^2$ .

$p_j$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_j \Gamma_{10}}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = a_0 + a_1\alpha + a_2\alpha^2 + (a_3 + a_4\alpha + a_5\alpha^2 + a_6\varepsilon_y + a_7\varepsilon_y^2)\varepsilon_x + (a_8 + a_9\alpha + a_{10}\varepsilon_y)\varepsilon_x^2 + (a_{11} + a_{12}\alpha + a_{13}\alpha^2 + a_{14}\varepsilon_x + a_{15}\varepsilon_x^2)\varepsilon_y + (a_{16} + a_{17}\alpha + a_{18}\varepsilon_x)\varepsilon_y^2$ [mGy]	$R^2$
$p_0$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_0 \Gamma_{10}}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 2.484 + 0.030\alpha + 0.003\alpha^2 + 0.089\varepsilon_y - 0.056\varepsilon_y\alpha - 0.040\varepsilon_y^2 + 0.011\varepsilon_y^2\alpha + 7.328\varepsilon_x + 0.149\varepsilon_x\alpha - 0.010\varepsilon_x\alpha^2 + 0.147\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.057\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 0.159\varepsilon_x\varepsilon_y^2 - 9.332\varepsilon_x^2 + 0.085\varepsilon_x^2\alpha + 0.275\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9385
$p_1$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_1 \Gamma_{10}}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 1.691 + 0.009\alpha + 0.002\alpha^2 - 1.862\varepsilon_y - 0.059\varepsilon_y\alpha + 0.426\varepsilon_y^2 + 0.020\varepsilon_y^2\alpha - 27.411\varepsilon_x + 0.091\varepsilon_x\alpha + 0.010\varepsilon_x\alpha^2 + 0.260\varepsilon_x\varepsilon_y - 0.057\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 1.087\varepsilon_x\varepsilon_y^2 - 25.869\varepsilon_x^2 - 0.262\varepsilon_x^2\alpha - 8.238\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9910
$p_2$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_2 \Gamma_{10}}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 2.422 + 0.011\alpha + 0.002\alpha^2 - 1.959\varepsilon_y - 0.055\varepsilon_y\alpha + 0.466\varepsilon_y^2 + 0.008\varepsilon_y^2\alpha - 20.496\varepsilon_x + 0.072\varepsilon_x\alpha + 0.009\varepsilon_x\alpha^2 + 1.940\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.040\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 0.977\varepsilon_x\varepsilon_y^2 - 16.968\varepsilon_x^2 - 0.069\varepsilon_x^2\alpha + 3.478\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9930
$p_3$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_3 \Gamma_{10}}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 1.350 + 0.157\alpha - 0.005\alpha^2 - 1.214\varepsilon_y - 0.097\varepsilon_y\alpha + 0.002\varepsilon_y\alpha^2 + 0.327\varepsilon_y^2 + 0.010\varepsilon_y^2\alpha + 12.804\varepsilon_x + 0.189\varepsilon_x\alpha + 0.005\varepsilon_x\alpha^2 + 1.414\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.011\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 0.789\varepsilon_x\varepsilon_y^2 - 10.520\varepsilon_x^2 - 0.240\varepsilon_x^2\alpha + 3.608\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9924
$p_4$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_4 \Gamma_{10}}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 1.818 + 0.071\alpha - 2.063\varepsilon_y - 0.008\varepsilon_y\alpha - 0.001\varepsilon_y\alpha^2 + 0.516\varepsilon_y^2 + 0.002\varepsilon_y^2\alpha - 24.464\varepsilon_x - 0.220\varepsilon_x\alpha + 0.019\varepsilon_x\alpha^2 - 0.112\varepsilon_x\varepsilon_y + 0.049\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 0.830\varepsilon_x\varepsilon_y^2 - 19.766\varepsilon_x^2 - 0.037\varepsilon_x^2\alpha + 5.462\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9922

**Tabla B.9:** Resultados de las simulaciones para el protocolo  $\Gamma_{11}$ .

$\varepsilon_x$	$\varepsilon_y$	$\alpha$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_0}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_1}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_2}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_3}$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_4}$
0.2	0.75	8	7.17136	8.51412	8.05636	6.90656	7.9567
0.2	0.75	12	8.40882	10.01782	9.69084	7.79904	9.44918
0.2	0.75	16	8.89888	11.161	10.76796	8.701	10.6449
0.2	0.75	20	9.43768	12.03018	11.552	9.08262	11.41244
0.2	1	8	7.00342	7.67886	7.20164	5.9653	7.47362
0.2	1	12	7.91502	9.1181	8.8107	7.0999	8.89738
0.2	1	16	8.59204	10.05558	9.78734	7.67574	9.68206
0.2	1	20	9.10924	11.03398	10.40624	8.23338	10.51134
0.2	1.25	8	6.80698	7.25016	6.97026	5.85304	6.94724
0.2	1.25	12	7.77706	8.59402	8.22686	6.59548	8.25744
0.2	1.25	16	8.6817	9.55724	9.223	7.3081	9.10238
0.2	1.25	20	8.85028	10.45764	9.94078	7.5446	9.87202
0.2	1.5	8	6.87758	6.74024	6.44576	5.44866	6.64676
0.2	1.5	12	7.7454	7.98418	8.06836	6.18756	7.8286
0.2	1.5	16	8.36836	9.04044	8.98962	6.9735	8.62378
0.2	1.5	20	8.99686	9.67852	9.55694	7.39786	9.51402
0.2	1.75	8	6.72298	6.54044	6.38666	5.15632	6.35646
0.2	1.75	12	7.62734	7.9656	7.41972	6.09424	7.59118
0.2	1.75	16	8.45158	8.8248	8.37734	6.4889	8.33562
0.2	1.75	20	8.9056	9.34982	9.2168	7.05494	9.2918
0.2	2	8	6.63262	6.35446	6.1412	4.9967	6.11982
0.2	2	12	7.6182	7.5045	7.3227	5.76742	7.63068

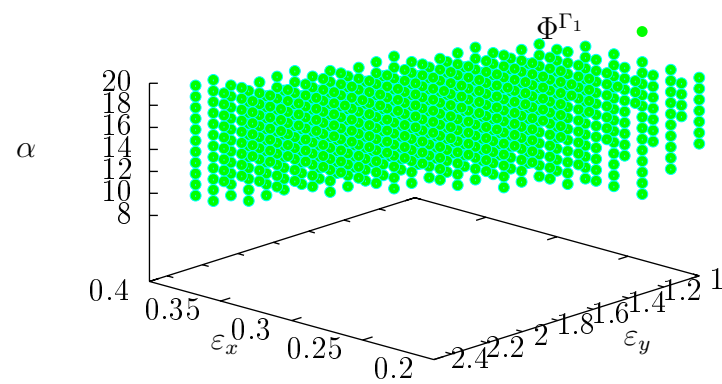
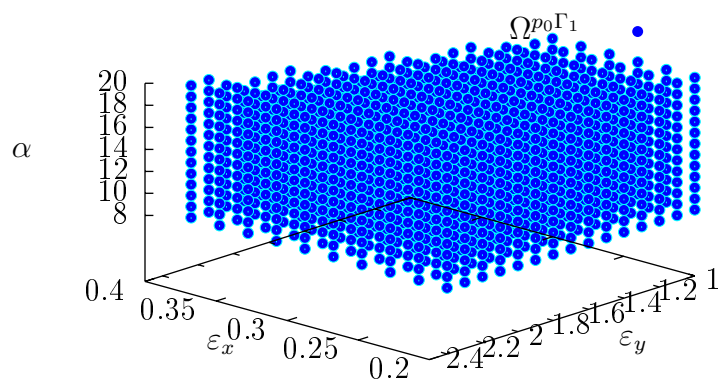
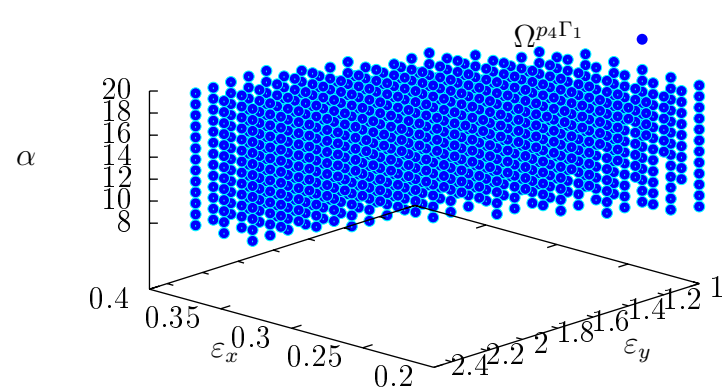
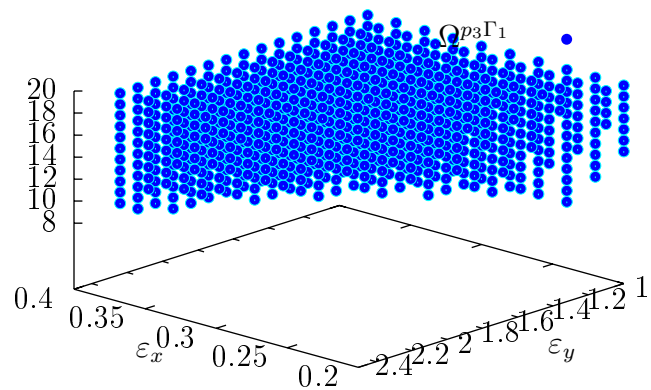
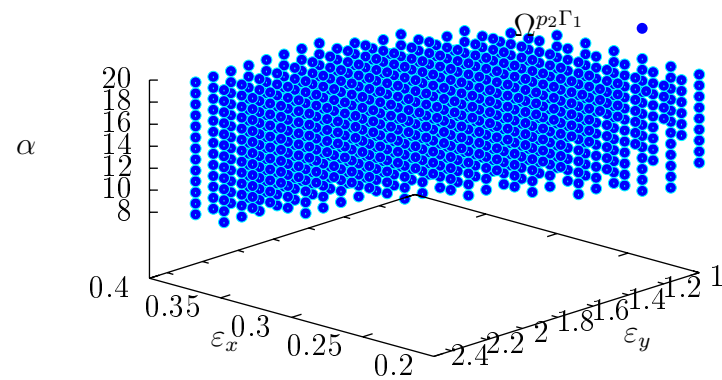
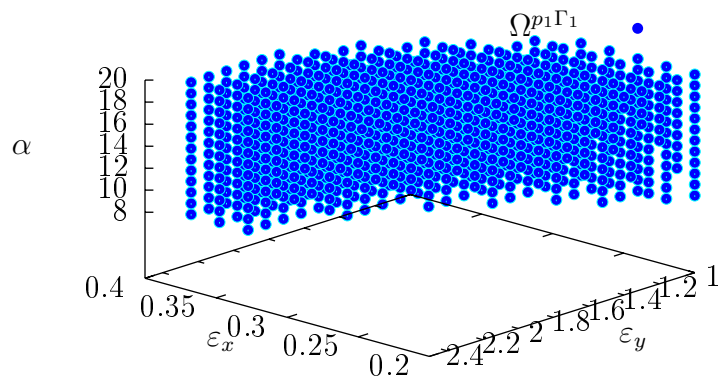
0.2	2	16	8.06344	8.35622	8.07324	6.2691	8.0797
0.2	2	20	8.627	9.17938	8.8751	6.88264	8.9089
0.2	2.25	8	6.6786	6.11154	6.02122	4.8247	5.9489
0.2	2.25	12	7.40164	7.2628	7.2798	5.69474	6.9991
0.2	2.25	16	8.03218	8.14398	7.98302	6.28376	7.9994
0.2	2.25	20	8.64236	8.8376	8.64086	6.64246	8.61124
0.2	2.5	8	6.58532	5.93196	5.72628	4.83124	5.83158
0.2	2.5	12	7.39682	7.09958	6.88254	5.56906	6.95626
0.2	2.5	16	8.09618	7.96226	7.76	6.01602	7.88362
0.2	2.5	20	8.46972	8.75882	8.47004	6.45422	8.4737
0.25	0.75	8	7.5546	9.42912	8.7958	7.40086	8.81942
0.25	0.75	12	8.5313	11.15668	10.61644	8.58332	10.40356
0.25	0.75	16	9.28992	12.37482	11.7107	9.52224	11.6743
0.25	0.75	20	9.78242	13.56526	12.6664	9.8823	12.9192
0.25	1	8	7.28586	8.78108	8.22794	6.93974	8.3928
0.25	1	12	8.51302	10.38798	9.9503	8.11234	9.8854
0.25	1	16	9.01108	11.49608	11.08956	8.68604	10.9596
0.25	1	20	9.66882	12.59774	12.09736	9.21348	12.01576
0.25	1.25	8	7.16224	8.31356	7.98366	6.62776	7.91548
0.25	1.25	12	8.2883	10.08382	9.38918	7.58658	9.5487
0.25	1.25	16	8.90524	11.16612	10.83536	8.27392	10.63398
0.25	1.25	20	9.43574	12.13662	11.53498	8.80208	11.44136
0.25	1.5	8	7.13006	8.10378	7.84574	6.46324	7.66416
0.25	1.5	12	8.15408	9.63952	9.23482	7.35166	9.11416
0.25	1.5	16	8.89798	10.75914	10.31862	7.9944	10.27388
0.25	1.5	20	9.30092	11.64288	11.22854	8.38082	11.08098
0.25	1.75	8	7.2834	7.8417	7.56864	6.00224	7.41736
0.25	1.75	12	8.20172	9.43056	8.90436	6.96158	8.65306
0.25	1.75	16	8.79396	10.32886	9.96684	7.70446	9.76044
0.25	1.75	20	9.26196	11.07708	10.96254	8.1206	10.83496
0.25	2	8	7.07108	7.65468	7.27518	5.91684	7.37226
0.25	2	12	8.15462	9.10402	8.56114	6.85744	8.71194
0.25	2	16	8.92914	10.09622	9.69674	7.51168	9.78432
0.25	2	20	9.29456	11.00604	10.60014	7.89488	10.54812
0.25	2.25	8	7.07436	7.4216	7.02916	5.6761	7.0933
0.25	2.25	12	7.89056	8.75636	8.4673	6.72368	8.54576
0.25	2.25	16	8.5251	9.9774	9.47384	7.34678	9.56838
0.25	2.25	20	9.01666	10.75634	10.31888	7.7143	10.48032
0.25	2.5	8	6.9827	7.45248	6.8517	5.75484	7.02122
0.25	2.5	12	8.11256	8.73284	8.25782	6.61646	8.30514
0.25	2.5	16	8.63522	9.64948	9.41428	7.05774	9.35488
0.25	2.5	20	8.99352	10.6257	10.17288	7.49554	9.9661
0.3	0.75	8	7.76404	10.32102	9.70144	8.07254	9.7464
0.3	0.75	12	9.07924	12.4216	11.47236	9.32234	11.47342
0.3	0.75	16	9.76506	13.8707	13.12882	10.32472	13.05878
0.3	0.75	20	10.0669	14.9771	14.06766	11.01814	13.97454
0.3	1	8	7.4819	9.97182	9.47086	7.65946	9.25418
0.3	1	12	8.82868	11.8824	10.84942	8.85868	10.97514
0.3	1	16	9.4773	13.27628	12.07084	9.81942	12.54962
0.3	1	20	9.87466	14.48436	13.54842	10.52194	13.41418
0.3	1.25	8	7.68004	9.61826	8.86478	7.43672	8.96572
0.3	1.25	12	8.67956	11.48456	10.53494	8.42206	10.88796
0.3	1.25	16	9.42292	12.82606	12.05066	9.25232	11.82346
0.3	1.25	20	9.9582	13.97296	12.90076	10.01242	12.9059
0.3	1.5	8	7.40702	9.32052	8.78204	7.21536	8.64204
0.3	1.5	12	8.60684	11.1739	10.48986	8.207	10.39068
0.3	1.5	16	9.26192	12.50674	11.7171	8.9913	11.78844
0.3	1.5	20	9.84982	13.84406	12.66018	9.56576	12.80226
0.3	1.75	8	7.29522	9.01318	8.55324	6.92362	8.52094
0.3	1.75	12	8.56592	10.8246	9.8612	8.20964	10.13504

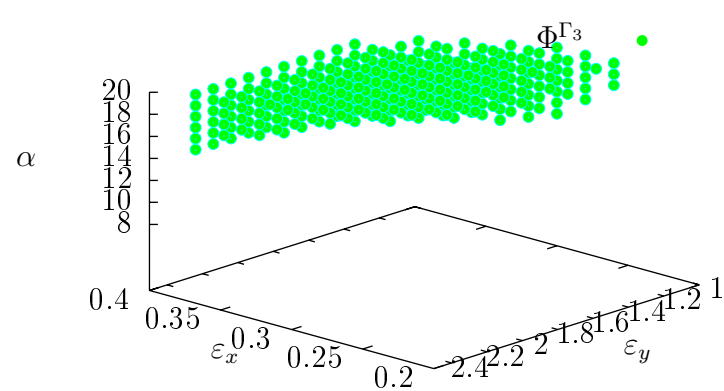
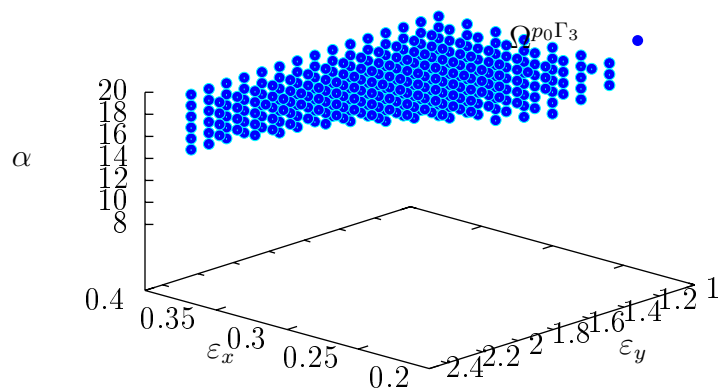
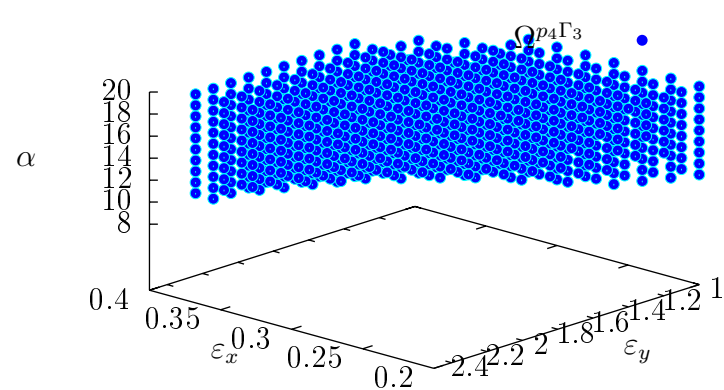
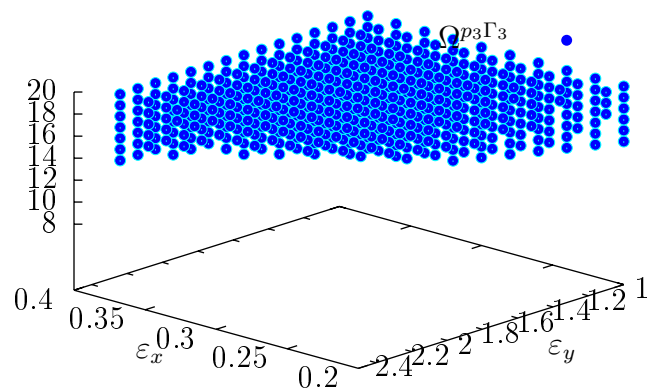
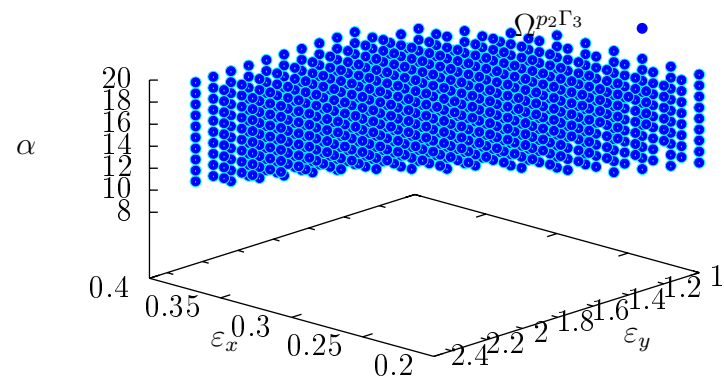
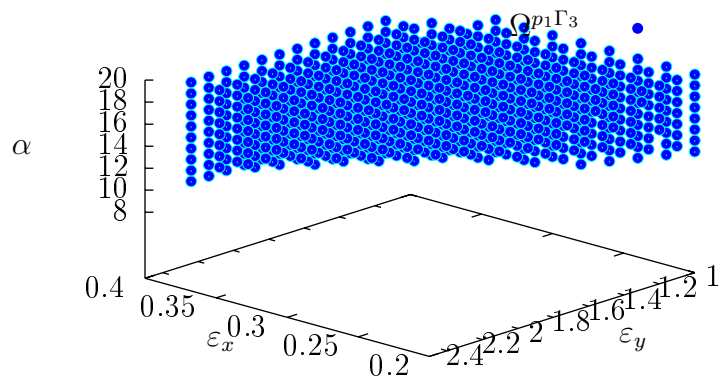
0.3	1.75	16	9.1391	12.19912	11.37404	8.82348	11.42302
0.3	1.75	20	9.88786	12.92958	12.43112	9.30172	12.4351
0.3	2	8	7.53616	8.83098	8.35156	6.83964	8.2808
0.3	2	12	8.5273	10.64916	9.80468	7.8289	9.80928
0.3	2	16	9.33188	11.74892	11.2028	8.82708	11.35232
0.3	2	20	9.5008	12.76056	12.14046	9.21394	12.06716
0.3	2.25	8	7.4275	8.5542	8.30458	6.66536	8.16192
0.3	2.25	12	8.41956	10.29354	9.70594	7.89714	9.59874
0.3	2.25	16	8.89846	11.46898	11.06534	8.39914	10.90414
0.3	2.25	20	9.58816	12.55508	11.86538	9.12844	11.92128
0.3	2.5	8	7.41668	8.45518	8.00372	6.52484	7.97334
0.3	2.5	12	8.2894	10.07558	9.596	7.64408	9.63396
0.3	2.5	16	9.20492	11.31368	10.87416	8.42942	10.81406
0.3	2.5	20	9.4439	12.63474	11.82042	8.76302	11.72336
0.35	0.75	8	8.00682	11.69868	10.51468	8.6143	10.46642
0.35	0.75	12	9.1306	13.8085	12.54514	10.227	12.6836
0.35	0.75	16	9.8033	15.6256	14.2436	11.2139	14.1346
0.35	0.75	20	10.32	16.8803	15.30203	11.894	15.467
0.35	1	8	7.76548	11.11814	10.29812	8.4497	10.08878
0.35	1	12	8.98534	13.26792	12.31098	9.75176	12.10282
0.35	1	16	9.6588	14.88538	13.8931	10.80108	13.78536
0.35	1	20	10.31706	16.32354	15.02618	11.49656	14.95356
0.35	1.25	8	7.95748	10.91306	9.8239	8.29844	9.98016
0.35	1.25	12	9.00002	13.13596	12.23726	9.44902	11.96912
0.35	1.25	16	9.49398	14.56878	13.3137	10.29892	13.17356
0.35	1.25	20	10.12906	15.94368	14.51758	11.05928	14.71472
0.35	1.5	8	7.8348	10.65834	9.78678	7.9531	9.84588
0.35	1.5	12	8.83586	12.78258	11.5793	9.3034	11.68388
0.35	1.5	16	9.49576	14.3464	13.05574	10.34152	12.98858
0.35	1.5	20	9.92026	15.6206	14.19744	10.90152	14.28156
0.35	1.75	8	7.55608	10.29166	9.52248	7.71444	9.53026
0.35	1.75	12	8.71862	12.45098	11.5423	8.98552	11.52504
0.35	1.75	16	9.33468	14.11454	12.6884	9.7981	12.94724
0.35	1.75	20	10.00248	15.1536	13.9472	10.7275	14.15278
0.35	2	8	7.73854	10.064	9.36406	7.51058	9.27336
0.35	2	12	8.71526	12.1612	11.19778	8.78094	11.40728
0.35	2	16	9.30518	13.6258	12.50322	9.72212	12.57998
0.35	2	20	9.8866	14.86936	13.66546	10.23372	13.89178
0.35	2.25	8	7.58662	9.88766	9.04778	7.41938	9.11066
0.35	2.25	12	8.94218	12.0148	11.12416	8.63544	11.14114
0.35	2.25	16	9.41382	13.49692	12.18848	9.70808	12.35406
0.35	2.25	20	9.96624	14.56114	13.50116	10.20102	13.40974
0.35	2.5	8	7.6771	9.7962	9.11918	7.28538	9.05896
0.35	2.5	12	8.68324	11.94052	10.80992	8.5826	10.92024
0.35	2.5	16	9.28692	13.14002	11.95466	9.5245	12.05602
0.35	2.5	20	10.03922	13.9691	13.16052	10.00758	13.17492
0.4	0.75	8	8.0584	12.29254	11.2313	9.32624	11.16224
0.4	0.75	12	9.18558	15.18914	13.4839	10.95444	13.7212
0.4	0.75	16	9.95138	17.21468	15.3873	12.02136	15.1871
0.4	0.75	20	10.6217	18.73236	16.65478	12.85942	16.6758
0.4	1	8	8.15418	12.47354	11.04986	9.05336	10.98676
0.4	1	12	9.18144	15.01294	13.33482	10.59832	13.28584
0.4	1	16	9.89278	16.73428	15.25728	11.7763	14.96354
0.4	1	20	10.61716	18.68916	16.2263	12.35572	16.4024
0.4	1.25	8	8.04674	12.2196	10.73374	9.13308	11.01192
0.4	1.25	12	9.06456	14.67198	13.2654	10.62856	13.21002
0.4	1.25	16	9.8763	16.67802	14.83616	11.27494	14.90832
0.4	1.25	20	10.48866	17.65344	16.06308	12.22674	15.8185
0.4	1.5	8	7.89476	11.90344	10.85836	8.66452	10.62138
0.4	1.5	12	8.89808	14.42008	12.94174	10.28734	12.98332

0.4	1.5	16	9.70654	16.13628	14.37972	11.0846	14.43752
0.4	1.5	20	10.50416	17.93746	15.60274	12.00788	15.9846
0.4	1.75	8	7.82036	11.84014	10.60794	8.81098	10.68068
0.4	1.75	12	9.09152	14.17248	12.75448	10.11226	12.58302
0.4	1.75	16	9.68984	15.88738	14.4522	11.13892	14.46038
0.4	1.75	20	10.43974	17.3228	15.65866	11.58566	15.64276
0.4	2	8	8.02784	11.77936	10.43806	8.453	10.43646
0.4	2	12	8.9652	13.8775	12.31862	10.00584	12.402
0.4	2	16	9.80668	15.53412	13.75428	10.75656	14.22356
0.4	2	20	10.23166	17.10466	15.54918	11.56978	15.44748
0.4	2.25	8	7.80114	11.46754	10.242	8.43814	10.37142
0.4	2.25	12	8.9964	13.46262	12.34162	9.64488	12.69832
0.4	2.25	16	9.65634	15.53792	13.78282	10.787	14.00232
0.4	2.25	20	10.12946	16.72754	15.05742	11.42738	15.32316
0.4	2.5	8	8.24798	13.19472	12.09354	9.9813	11.96354
0.4	2.5	12	9.38356	15.97748	14.3978	11.69548	14.49156
0.4	2.5	16	9.85586	18.4825	16.20898	12.77032	15.97536
0.4	2.5	20	10.67952	19.79754	17.43976	13.50324	17.81622

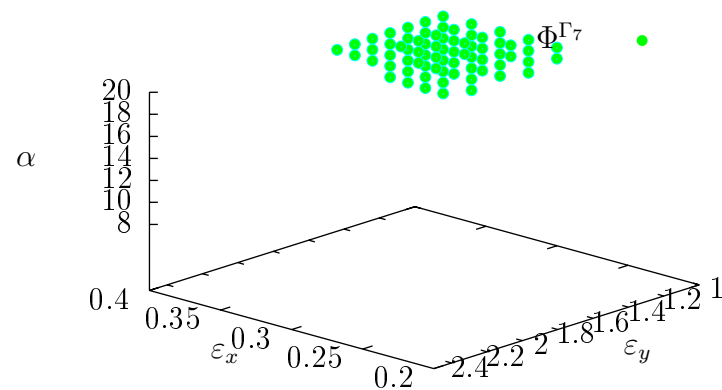
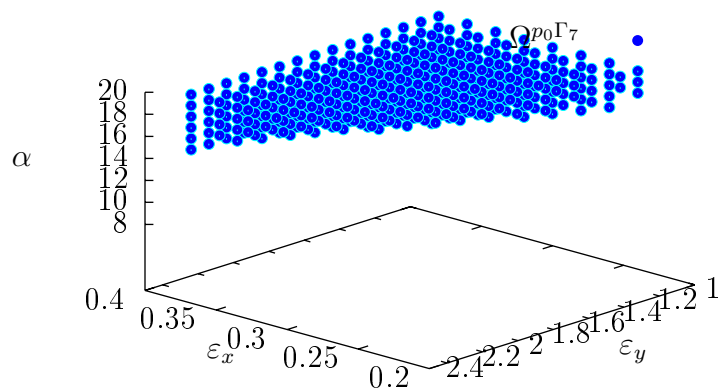
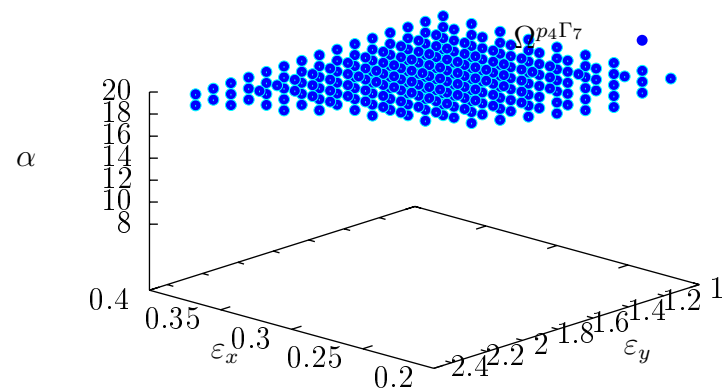
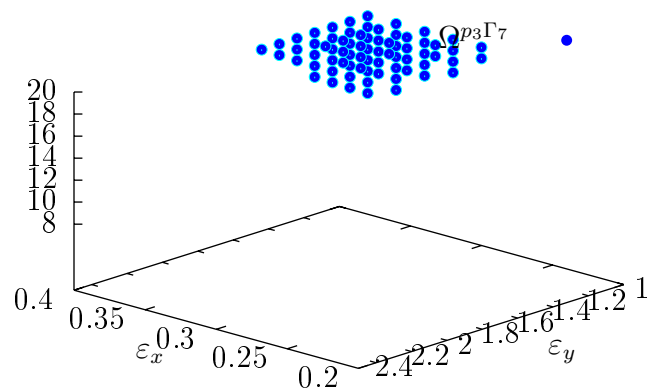
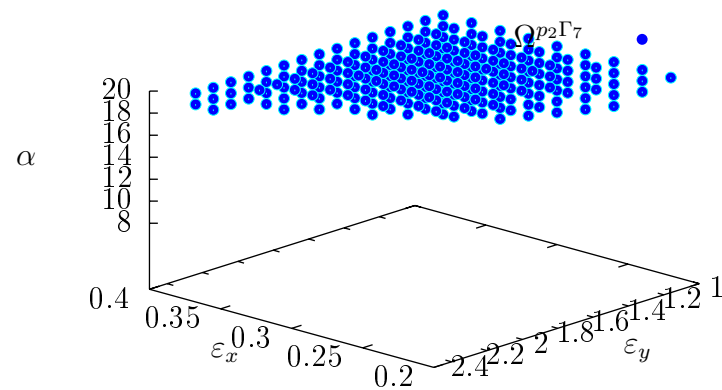
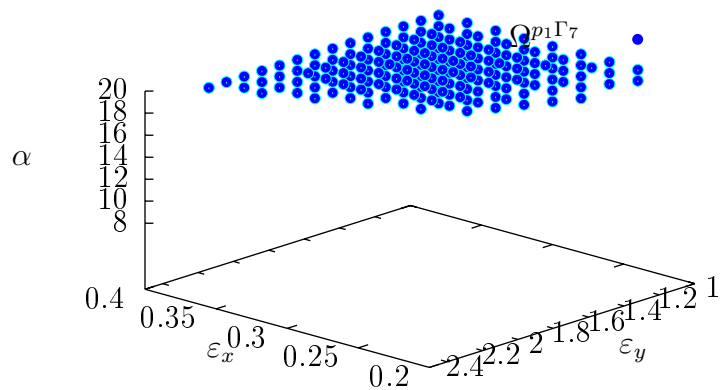
**Tabla B.10:** Resultados de la regresión de los índices de dosis calculados con simulaciones para el protocolo  $\Gamma_{11}$  obtenidos con los resultados de la Tabla B.9. Se presentan los coeficientes  $a_j$  determinados por la ecuación (4.5) junto al coeficiente de determinación de la regresión  $R^2$ .

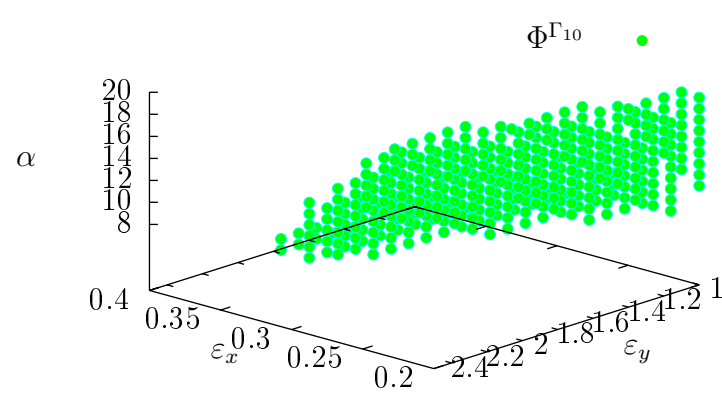
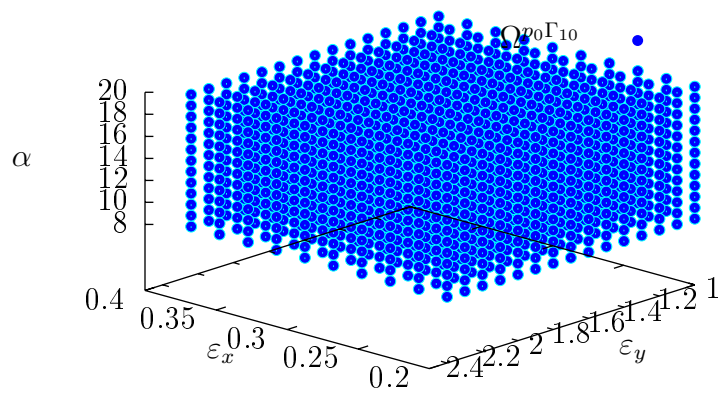
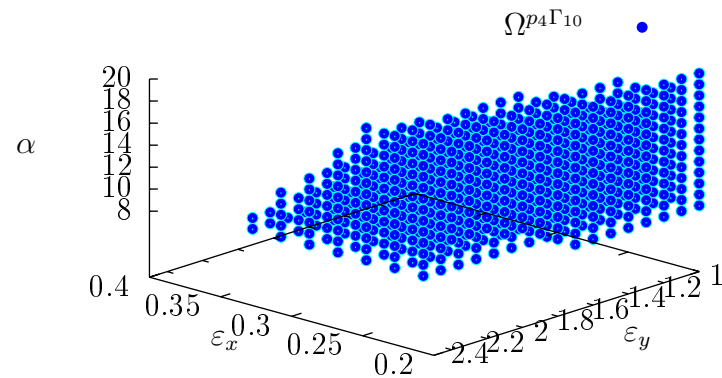
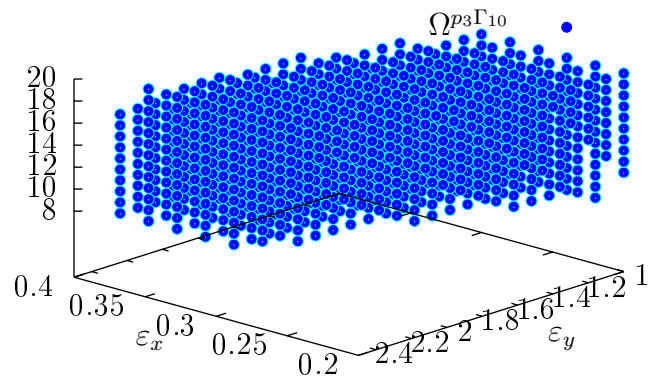
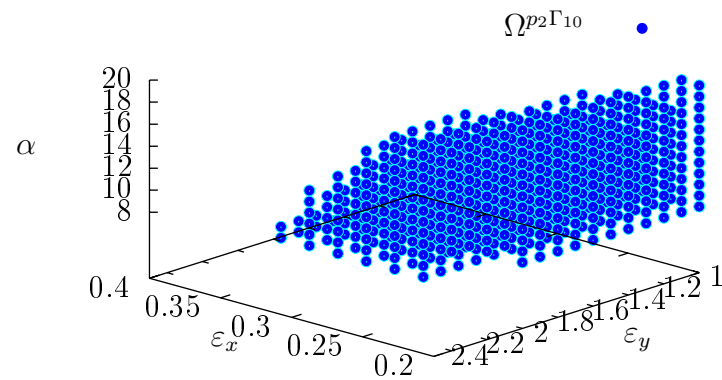
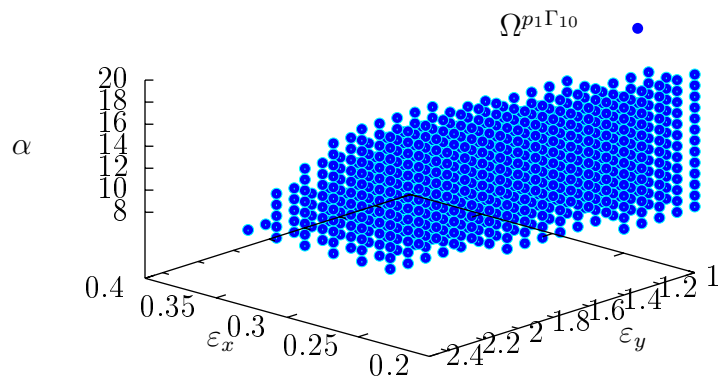
$p_j$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_j \Gamma_{11}}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = a_0 + a_1\alpha + a_2\alpha^2 + (a_3 + a_4\alpha + a_5\alpha^2 + a_6\varepsilon_y + a_7\varepsilon_y^2)\varepsilon_x + (a_8 + a_9\alpha + a_{10}\varepsilon_y)\varepsilon_x^2 + (a_{11} + a_{12}\alpha + a_{13}\alpha^2 + a_{14}\varepsilon_x + a_{15}\varepsilon_x^2)\varepsilon_y + (a_{16} + a_{17}\alpha + a_{18}\varepsilon_x)\varepsilon_y^2$ [mGy]	$R^2$
$p_0$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_0 \Gamma_{11}}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 3.945 + 0.406\alpha - 0.011\alpha^2 - 1.636\varepsilon_y + 0.002\varepsilon_y\alpha + 0.002\varepsilon_y\alpha^2 + 0.257\varepsilon_y^2 - 0.014\varepsilon_y^2\alpha - 6.402\varepsilon_x + 0.280\varepsilon_x\alpha - 0.001\varepsilon_x\alpha^2 + 3.250\varepsilon_x\varepsilon_y - 0.063\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha + 0.398\varepsilon_x\varepsilon_y^2 - 6.999\varepsilon_x^2 - 0.101\varepsilon_x^2\alpha - 3.496\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9591
$p_1$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_1 \Gamma_{11}}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 5.454 + 0.219\alpha - 0.007\alpha^2 - 5.421\varepsilon_y - 0.070\varepsilon_y\alpha + 0.003\varepsilon_y\alpha^2 + 0.983\varepsilon_y^2 - 0.004\varepsilon_y^2\alpha - 8.240\varepsilon_x + 2.184\varepsilon_x\alpha - 0.029\varepsilon_x\alpha^2 + 10.318\varepsilon_x\varepsilon_y - 0.110\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 0.724\varepsilon_x\varepsilon_y^2 - 12.271\varepsilon_x^2 - 0.262\varepsilon_x^2\alpha - 3.208\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9735
$p_2$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_2 \Gamma_{11}}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 4.8434 + 0.358\alpha - 0.010\alpha^2 - 4.771\varepsilon_y - 0.082\varepsilon_y\alpha + 0.003\varepsilon_y\alpha^2 + 0.762\varepsilon_y^2 - 0.006\varepsilon_y^2\alpha - 6.126\varepsilon_x + 1.645\varepsilon_x\alpha - 0.018\varepsilon_x\alpha^2 + 10.542\varepsilon_x\varepsilon_y - 0.088\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 0.190\varepsilon_x\varepsilon_y^2 - 7.349\varepsilon_x^2 - 0.352\varepsilon_x^2\alpha - 6.763\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9724
$p_3$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_3 \Gamma_{11}}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 6.404 + 0.210\alpha - 0.006\alpha^2 - 5.757\varepsilon_y - 0.035\varepsilon_y\alpha + 0.001\varepsilon_y\alpha^2 + 1.012\varepsilon_y^2 - 0.001\varepsilon_y^2\alpha - 1.455\varepsilon_x + 1.247\varepsilon_x\alpha - 0.015\varepsilon_x\alpha^2 + 13.607\varepsilon_x\varepsilon_y - 0.071\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha - 1.232\varepsilon_x\varepsilon_y^2 + 1.710\varepsilon_x^2 - 0.362\varepsilon_x^2\alpha - 7.877\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9717
$p_4$	$\text{simCTDI}_{100}^{p_4 \Gamma_{11}}(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = 6.213 + 0.171\alpha - 0.006\alpha^2 - 4.927\varepsilon_y + 0.044\varepsilon_y\alpha + 0.001\varepsilon_y\alpha^2 + 0.735\varepsilon_y^2 - 0.001\varepsilon_y^2\alpha - 0.812\varepsilon_x + 2.181\varepsilon_x\alpha - 0.022\varepsilon_x\alpha^2 + 10.653\varepsilon_x\varepsilon_y - 0.089\varepsilon_x\varepsilon_y\alpha + 0.310\varepsilon_x\varepsilon_y^2 - 0.803\varepsilon_x^2 - 0.941\varepsilon_x^2\alpha - 6.531\varepsilon_x^2\varepsilon_y$ [mGy]	0.9729

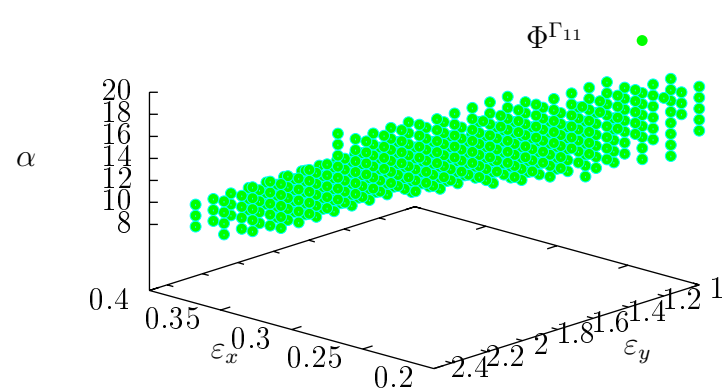
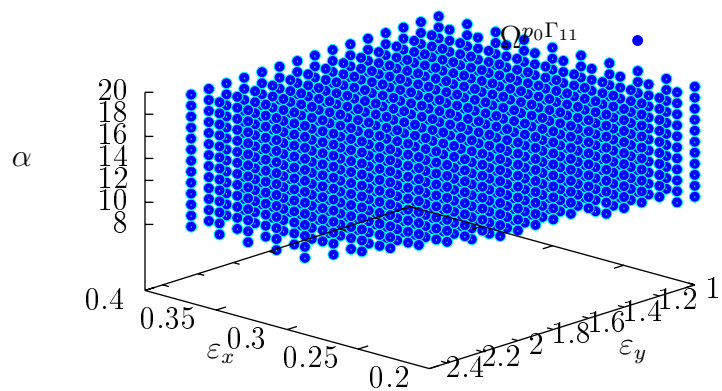
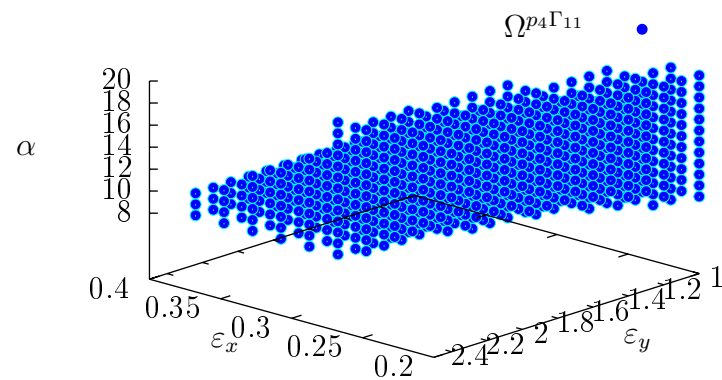
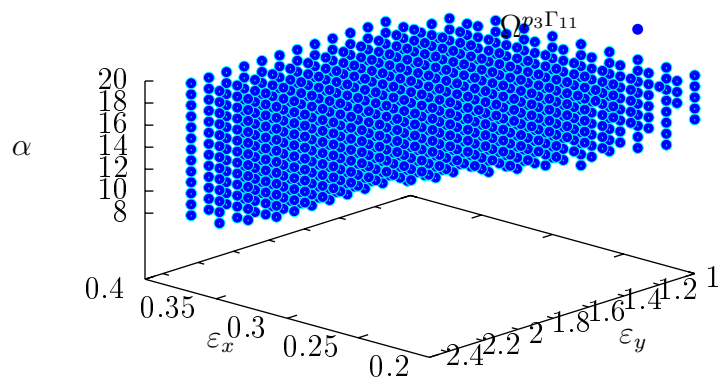
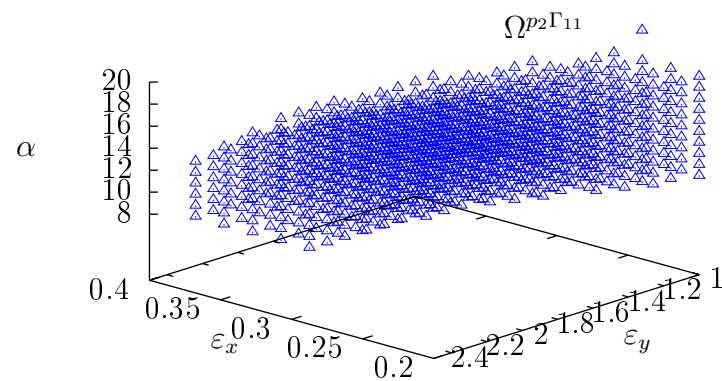
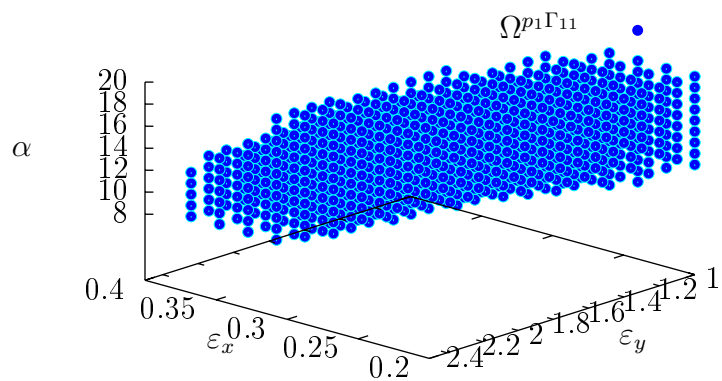












**Tabla B.11:** Verificación de los CTDIs para todos los protocolos de cuerpo con los valores de la Tabla 4.3 pertenecientes a  $\Theta$ .

$\Gamma_i$	$p_j$	$(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = (0.30, 1, 19)$			$(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = (0.31, 1, 18)$			$(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = (0.32, 1, 17)$			$(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = (0.33, 1, 16)$			$(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = (0.33, 1.05, 17)$			$(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = (0.34, 1.07, 16)$		
		exCTDI $_{100}^{p_j 1^i}$	simCTDI $_{100}^{p_j 1^i}$	$\epsilon$	simCTDI $_{100}^{p_j 1^i}$	$\epsilon$	simCTDI $_{100}^{p_j 1^i}$	$\epsilon$	simCTDI $_{100}^{p_j 1^i}$	$\epsilon$	simCTDI $_{100}^{p_j 1^i}$	$\epsilon$	simCTDI $_{100}^{p_j 1^i}$	$\epsilon$	simCTDI $_{100}^{p_j 1^i}$	$\epsilon$			
$\Gamma_1$	$p_0$	0.886	1.068	20.559	1.066	20.387	1.072	21.064	1.079	21.748	1.059	19.524	1.063	20.040					
	$p_1$	3.806	4.570	20.068	4.600	20.875	4.573	20.148	4.612	21.185	4.627	21.566	4.599	20.849					
	$p_2$	3.937	4.516	14.708	4.575	16.189	4.520	14.804	4.560	15.815	4.574	16.188	4.534	15.171					
	$p_3$	2.854	2.999	5.048	3.025	5.975	3.039	6.476	3.027	6.044	3.017	5.696	2.999	5.077					
	$p_4$	3.773	4.531	20.092	4.533	20.136	4.550	20.596	4.538	20.283	4.531	20.075	4.509	19.498					
$\Gamma_2$	$p_0$	2.494	2.103	15.663	2.156	13.520	2.120	14.995	2.164	13.206	2.141	14.123	2.159	13.423					
	$p_1$	7.677	9.134	18.966	9.228	20.194	9.194	19.754	9.165	19.373	9.225	20.152	9.272	20.764					
	$p_2$	7.546	9.063	20.096	9.067	20.154	9.091	20.477	9.099	20.579	9.134	21.040	9.146	21.200					
	$p_3$	6.660	5.952	10.642	6.022	9.587	6.073	8.813	6.009	9.782	5.998	9.938	6.039	9.335					
	$p_4$	7.481	9.058	21.081	9.059	21.107	9.070	21.244	9.098	21.623	9.072	21.276	9.050	20.982					
$\Gamma_3$	$p_0$	4.462	3.742	16.146	3.754	15.865	3.753	15.892	3.725	16.511	3.767	15.587	3.726	16.504					
	$p_1$	10.909	12.176	11.609	12.153	11.403	12.126	11.151	12.037	10.340	12.096	10.878	11.984	9.856					
	$p_2$	10.417	12.000	15.198	11.983	15.030	11.907	14.298	11.828	13.546	11.856	13.811	11.835	13.607					
	$p_3$	8.695	8.695	0.005	8.736	0.474	8.720	0.295	8.642	0.607	8.648	0.531	8.638	0.650					
	$p_4$	10.417	11.937	14.590	11.937	14.587	11.911	14.340	11.831	13.577	11.845	13.709	11.833	13.594					
$\Gamma_4$	$p_0$	5.564	5.002	10.098	5.013	9.905	5.012	9.926	4.989	10.330	5.017	9.824	4.998	10.176					
	$p_1$	14.215	16.250	14.312	16.179	13.814	16.070	13.047	16.073	13.073	16.084	13.149	15.972	12.356					
	$p_2$	13.819	15.929	15.268	15.930	15.280	15.892	14.999	15.796	14.306	15.800	14.334	15.748	13.957					
	$p_3$	11.937	11.595	2.860	11.596	2.856	11.563	3.130	11.587	2.930	11.553	3.214	11.571	3.062					
	$p_4$	14.000	15.878	13.414	15.953	13.949	15.866	13.322	15.760	12.570	15.846	13.179	15.729	12.348					
$\Gamma_5$	$p_0$	8.354	6.326	24.271	6.253	25.152	6.302	24.560	6.237	25.345	6.283	24.794	6.250	25.180					
	$p_1$	21.826	20.327	6.867	20.240	7.269	20.142	7.715	20.039	8.188	20.179	7.548	20.090	7.955					
	$p_2$	21.397	19.887	7.056	19.852	7.219	19.849	7.232	19.658	8.126	19.810	7.417	19.731	7.785					
	$p_3$	17.699	14.561	17.726	14.535	17.877	14.526	17.924	14.481	18.179	14.482	18.174	14.457	18.316					
	$p_4$	21.133	19.827	6.180	19.880	5.929	19.872	5.966	19.778	6.410	19.719	6.690	19.733	6.624					
$\Gamma_6$	$p_0$	9.510	7.541	20.702	7.517	20.950	7.520	20.925	7.484	21.306	7.558	20.521	7.561	20.494					
	$p_1$	29.190	24.301	16.749	24.326	16.661	24.290	16.784	24.130	17.335	24.185	17.144	24.065	17.557					
	$p_2$	25.722	23.967	6.824	23.947	6.902	23.841	7.314	23.621	8.169	23.721	7.779	23.643	8.084					
	$p_3$	21.331	17.440	18.240	17.448	18.202	17.433	18.273	17.435	18.266	17.310	18.851	17.385	18.496					
	$p_4$	25.855	23.941	7.400	23.867	7.686	23.829	7.834	23.679	8.414	23.741	8.175	23.524	9.013					
$\Gamma_7$	$p_0$	4.364	3.794	13.052	3.750	14.066	3.740	14.293	3.738	14.341	3.712	14.925	3.694	15.343					
	$p_1$	12.238	10.900	10.935	10.848	11.357	10.792	11.818	10.713	12.463	10.725	12.362	10.661	12.888					
	$p_2$	11.779	10.716	9.018	10.713	9.050	10.608	9.936	10.534	10.570	10.531	10.591	10.456	11.227					
	$p_3$	9.843	8.105	17.652	8.093	17.783	8.082	17.889	8.038	18.333	8.000	18.720	7.972	19.012					
	$p_4$	11.680	10.680	10.623	10.623	9.049	10.527	8.567	10.518	9.953	10.518	9.953	10.484	10.239					
$\Gamma_8$	$p_0$	9.675	7.552	21.941	7.511	22.363	7.507	22.402	7.431	23.189	7.539	22.075	7.456	22.933					
	$p_1$	23.510	21.810	7.231	21.718	7.624	21.605	8.102	21.544	8.364	21.498	8.557	21.266	9.547					
	$p_2$	23.147	21.332	7.841	21.325	7.870	21.200	8.411	21.081	8.924	21.113	8.789	20.917	9.634					
	$p_3$	19.548	16.248	16.881	16.208	17.083	16.075	17.768	16.015	18.074	16.012	18.088	15.980	18.252					
	$p_4$	23.411	21.352	8.796	21.256	9.205	21.247	9.242	21.022	10.204	21.119	9.791	20.968	10.434					
$\Gamma_9$	$p_0$	10.913	9.407	13.802	9.367	14.165	9.325	14.554	9.330	14.506	9.200	15.697	9.300	14.781					
	$p_1$	26.317	27.149	3.161	27.114	3.031	26.976	2.503	23.140	12.071	24.140	8.271	26.556	0.910					
	$p_2$	25.013	26.752	6.954	26.609	6.384	26.437	5.695	26.105	4.369	26.195	4.726	26.152	4.557					
	$p_3$	22.619	20.237	10.528	20.170	10.824	20.083	11.210	19.942	11.836	19.913	11.960	19.907	11.989					
	$p_4$	25.343	26.715	5.414	26.538	4.715	26.441	4.332	25.858	2.033	25.505	0.642	26.084	2.925					

**Tabla B.12:** Verificación de los CTDIs para todos los protocolos de cabeza con los valores de la Tabla 4.3 pertenecientes a  $\Theta$ .

		$(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = (0.2, 0.75, 16)$			$(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = (0.2, 1, 18)$		$(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = (0.2, 1, 19)$		$(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = (0.25, 1.5, 16)$	
$\Gamma_i$	$p_j$	exCTDI $_{100}^{p_j\Gamma_i}$	simCTDI $_{100}^{p_j\Gamma_i}$	$\epsilon$	simCTDI $_{100}^{p_j\Gamma_i}$	$\epsilon$	simCTDI $_{100}^{p_j\Gamma_i}$	$\epsilon$	simCTDI $_{100}^{p_j\Gamma_i}$	$\epsilon$
$\Gamma_{10}$	$p_0$	4.46	4.58	2.63	4.36	2.28	4.38	1.78	4.46	0.06
	$p_1$	5.68	6.50	14.48	6.14	8.12	6.26	10.33	6.39	12.53
	$p_2$	5.05	6.03	19.34	5.84	15.49	5.93	17.28	6.04	19.49
	$p_3$	4.69	4.38	6.70	4.24	9.73	4.19	10.79	4.16	11.32
	$p_4$	5.22	6.07	16.27	5.87	12.45	6.04	15.79	6.04	15.71
$\Gamma_{11}$	$p_0$	22.45	18.70	16.69	17.89	20.32	18.21	18.87	18.00	19.81
	$p_1$	26.10	22.56	13.55	21.12	19.09	21.78	16.54	21.40	17.99
	$p_2$	25.64	21.18	17.39	20.46	20.22	20.79	18.91	20.58	19.75
	$p_3$	22.74	19.09	16.06	18.04	20.68	18.41	19.05	18.11	20.37
	$p_4$	24.78	21.34	13.90	20.17	18.63	20.49	17.31	20.59	16.92
$\Gamma_{12}$	$p_0$	9.38	9.00	4.10	8.95	4.64	8.91	5.06	8.78	6.45
	$p_1$	11.32	11.17	1.39	10.57	6.66	10.88	3.93	10.76	4.96
	$p_2$	10.50	10.66	1.56	10.22	2.69	10.33	1.64	10.23	2.59
	$p_3$	9.68	8.65	10.66	8.00	17.31	8.16	15.65	7.90	18.34
	$p_4$	10.52	10.59	0.74	10.13	3.67	10.30	2.09	10.33	1.77
		$(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = (0.25, 1.75, 17)$			$(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = (0.25, 2, 18)$		$(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \alpha) = (0.25, 2.25, 19)$			
$\Gamma_i$	$p_j$	exCTDI $_{100}^{p_j\Gamma_i}$	simCTDI $_{100}^{p_j\Gamma_i}$	$\epsilon$	simCTDI $_{100}^{p_j\Gamma_i}$	$\epsilon$	simCTDI $_{100}^{p_j\Gamma_i}$	$\epsilon$		
$\Gamma_{10}$	$p_0$	4.46	4.59	2.93	4.49	0.66	4.63	3.74		
	$p_1$	5.68	6.45	13.65	6.31	11.14	6.03	6.19		
	$p_2$	5.05	6.08	20.37	5.97	18.10	6.15	21.65		
	$p_3$	4.69	4.13	11.94	4.10	12.65	4.02	14.34		
	$p_4$	5.22	5.93	13.68	6.07	16.30	5.97	14.49		
$\Gamma_{11}$	$p_0$	22.45	18.05	19.60	17.95	20.04	17.92	20.16		
	$p_1$	26.10	21.40	18.00	21.16	18.93	21.09	19.18		
	$p_2$	25.64	20.69	19.31	20.42	20.35	20.43	20.32		
	$p_3$	22.74	18.79	17.38	18.57	18.35	18.64	18.04		
	$p_4$	24.78	20.23	18.39	20.52	17.19	20.23	18.37		
$\Gamma_{12}$	$p_0$	9.38	9.00	4.07	8.98	4.28	9.03	3.76		
	$p_1$	11.32	10.70	5.49	10.65	5.94	10.50	7.26		
	$p_2$	10.50	10.05	4.33	10.22	2.69	10.13	3.50		
	$p_3$	9.68	7.93	18.04	7.70	20.45	7.73	20.07		
	$p_4$	10.52	10.23	2.76	10.12	3.77	10.06	4.37		

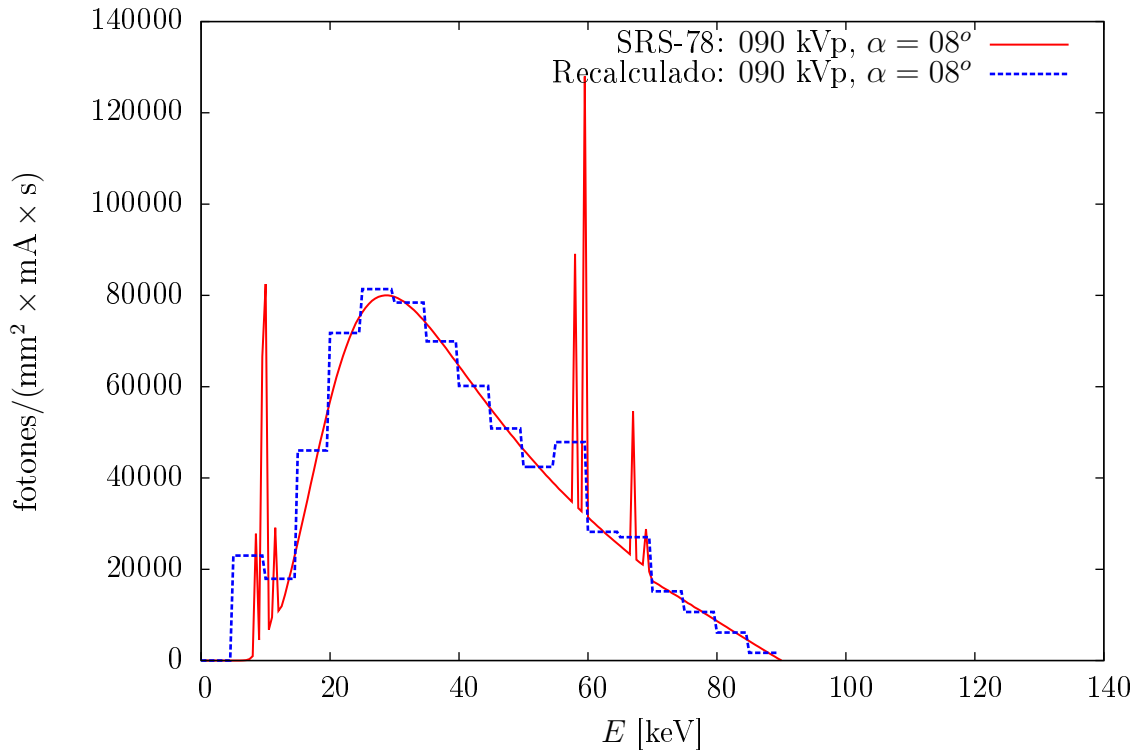


## Anexo C

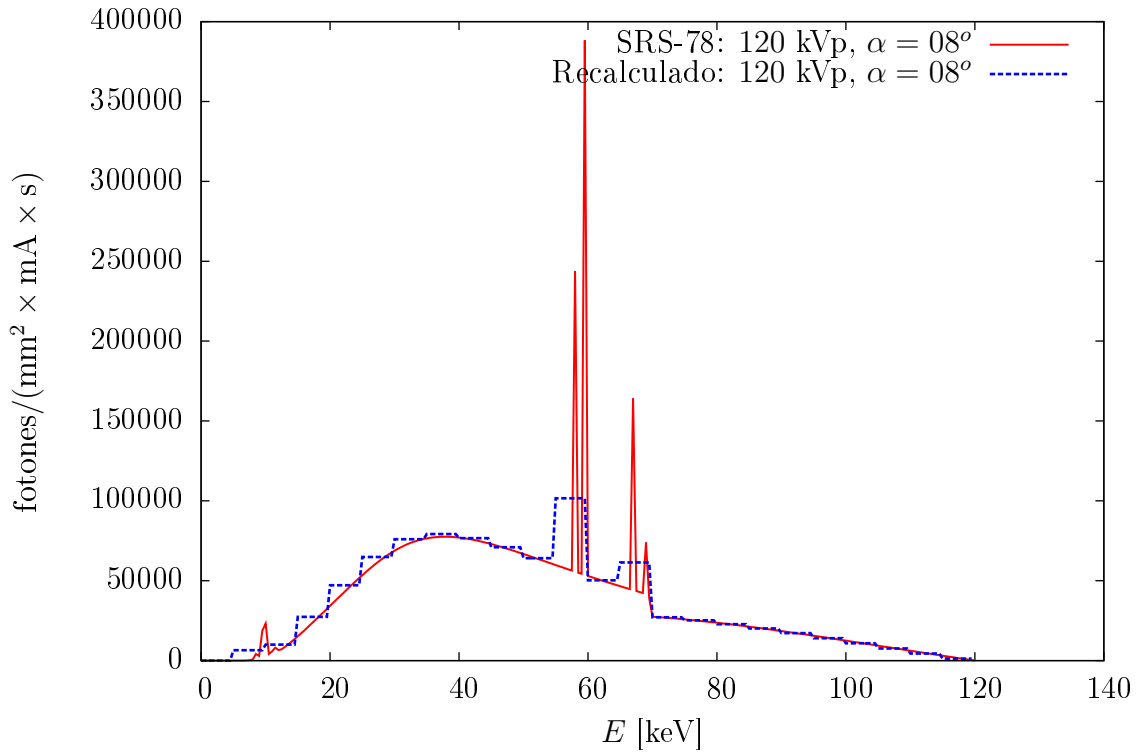
### Espectros simulados con SRS-78

En este anexo se presentan los espectros obtenidos con el programa SRS-78 y que son utilizados en las simulaciones Monte Carlo para la simulación de los protocolos correspondientes. Según lo explicado en la Sección 2.4.3, estos espectros han sido recalculados para reducir el tiempo de cómputo, en cada uno de los gráficos se muestra el espectro resultante del SRS-78 con líneas rojas continuas y en líneas azules entrecortadas se muestra el espectro recalculado.

En el rango de rayos-X con fines de radiodiagnóstico, donde se utilizan filtros de aluminio y ánodos de tungsteno, se producen picos característicos. Los picos característicos del tungsteno tienen energías de 57.97 keV (línea  $K_{\alpha 2}$ ), 59.31 keV (línea  $K_{\alpha 1}$ ), 67.23 keV (línea  $K_{\beta 1}$ ) y 69.09 keV (línea  $K_{\beta 2}$ ), también se encuentran picos característicos correspondientes a la línea L que tienen energías entre 8.34 keV y 11.28 keV.

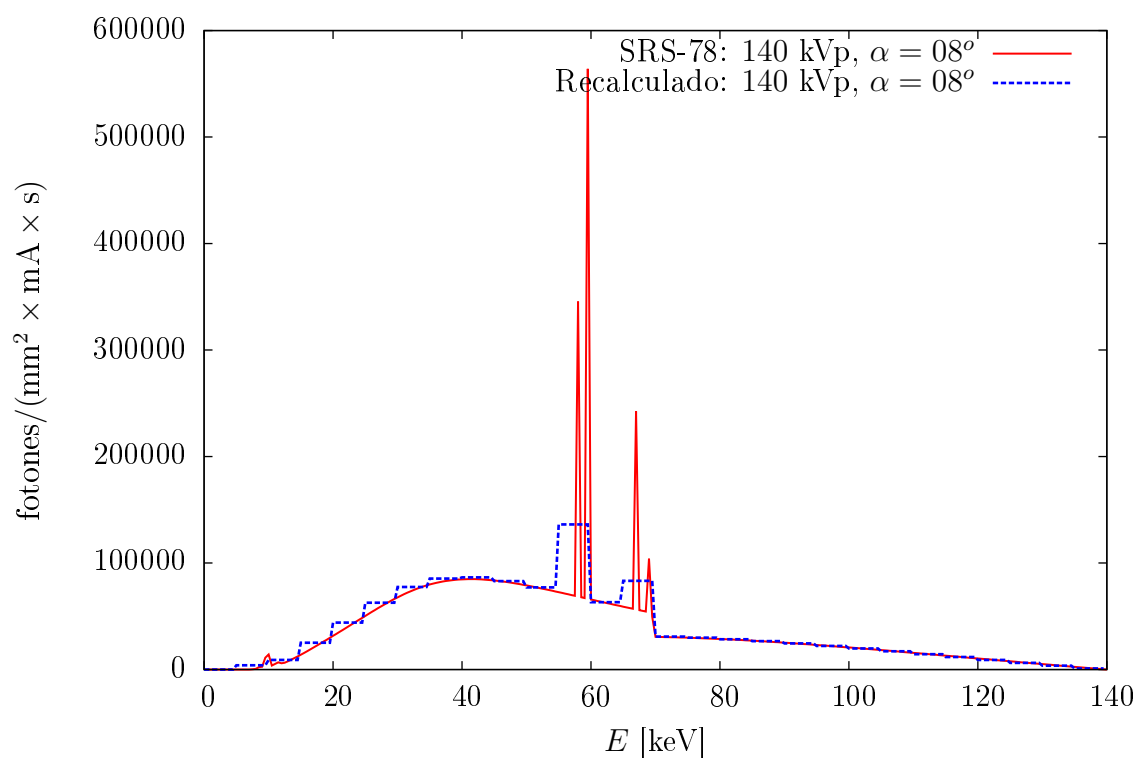


**Figura C.1:** Espectro de radiación para 90 kVp y  $\alpha = 8^\circ$ . La tasa de fluencia total (integrando en energía, según la ecuación (2.4)) es  $n_{\text{tot}} = 3301431.745$ .

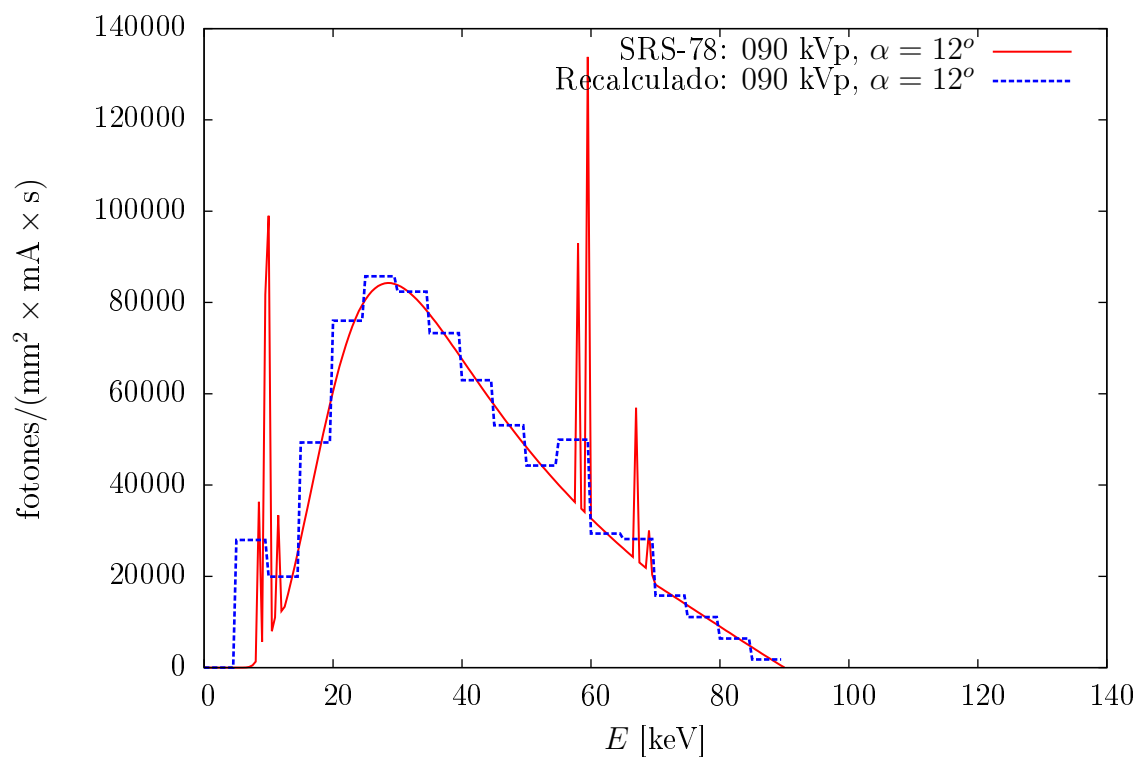


**Figura C.2:** Espectro de radiación para 120 kVp y  $\alpha = 8^\circ$ . La tasa de fluencia total (integrando en energía, según la ecuación (2.4)) es  $n_{\text{tot}} = 4343465.520$ .

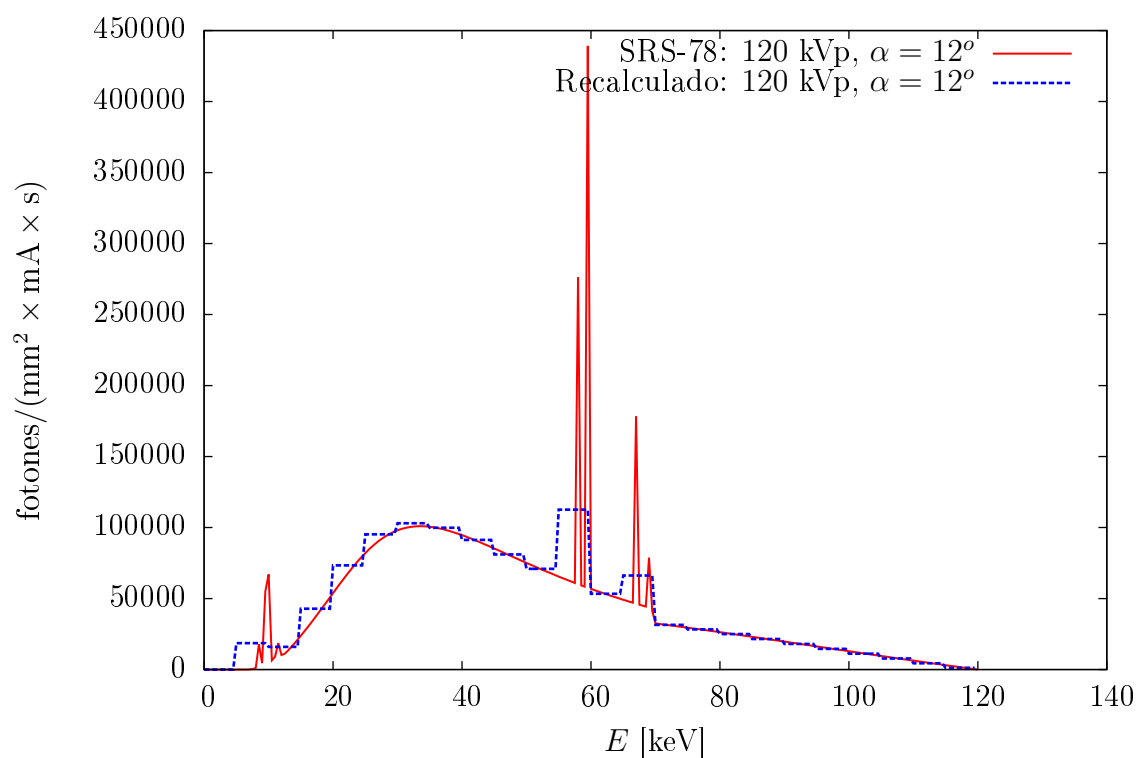




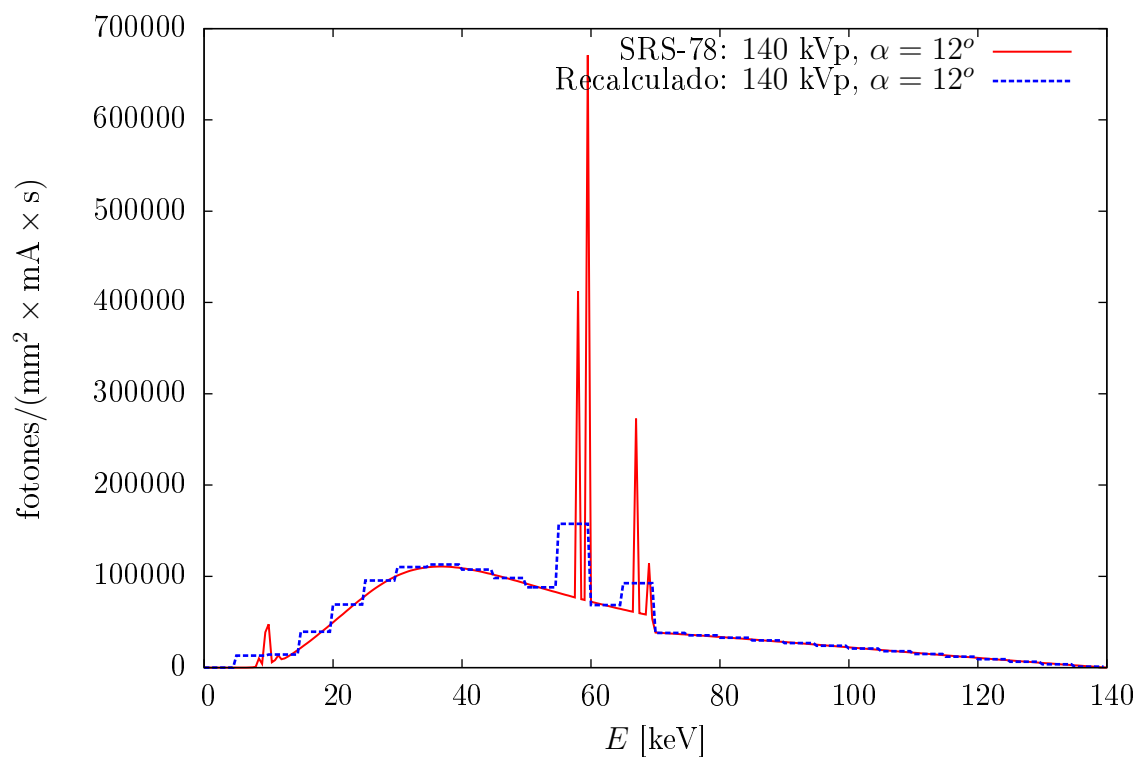
**Figura C.3:** Espectro de radiación para 140 kVp y  $\alpha = 8^\circ$ . La tasa de fluencia total (integrando en energía, según la ecuación (2.4)) es  $n_{\text{tot}} = 5314019.384$ .



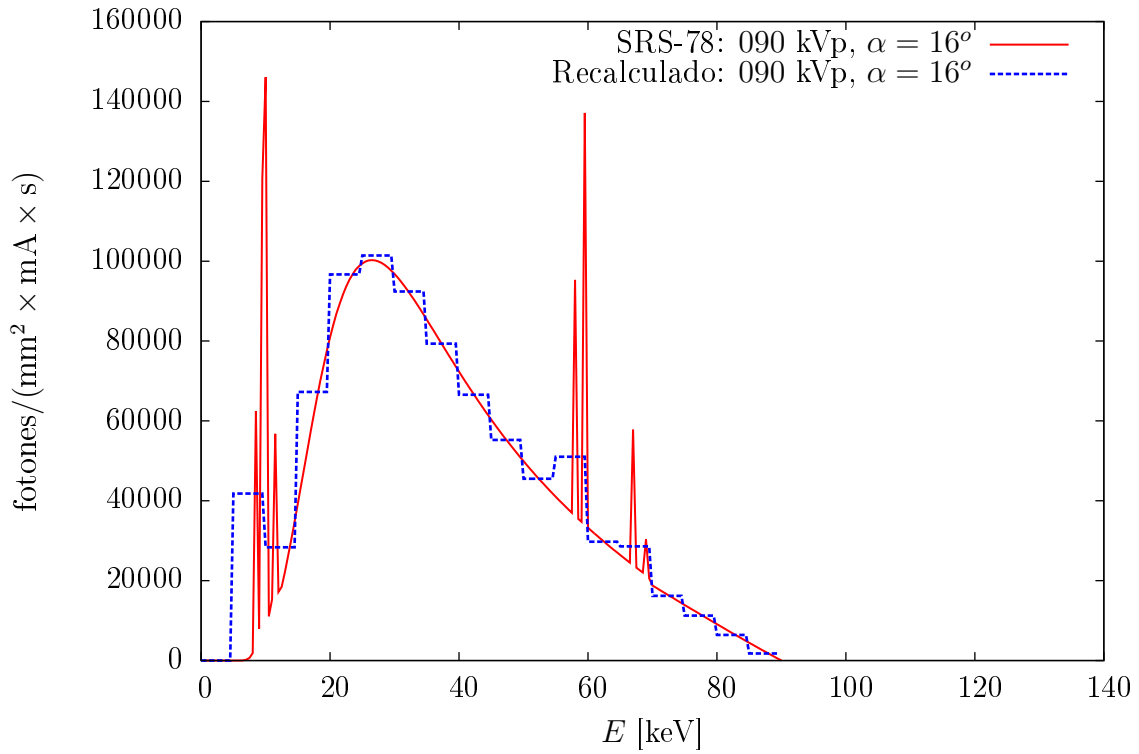
**Figura C.4:** Espectro de radiación para 90 kVp y  $\alpha = 12^\circ$ . La tasa de fluencia total (integrando en energía, según la ecuación (2.4)) es  $n_{\text{tot}} = 3488435.759$ .



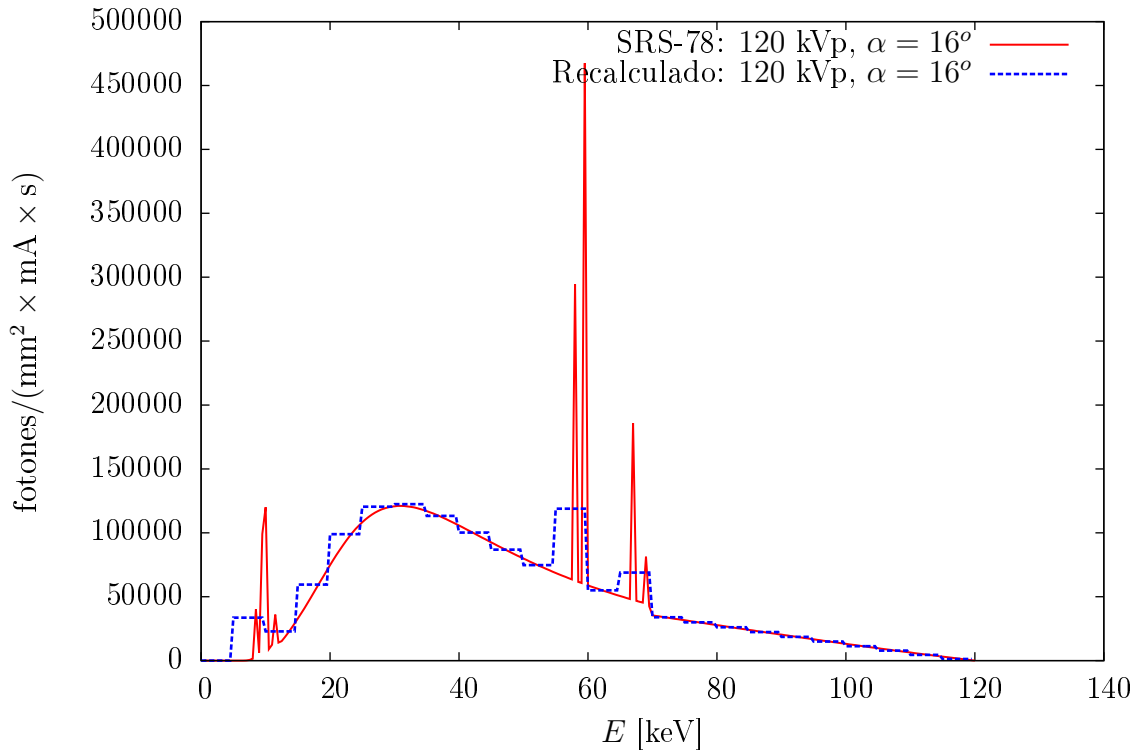
**Figura C.5:** Espectro de radiación para 120 kVp y  $\alpha = 12^\circ$ . La tasa de fluencia total (integrando en energía, según la ecuación (2.4)) es  $n_{\text{tot}} = 5317816.996$ .



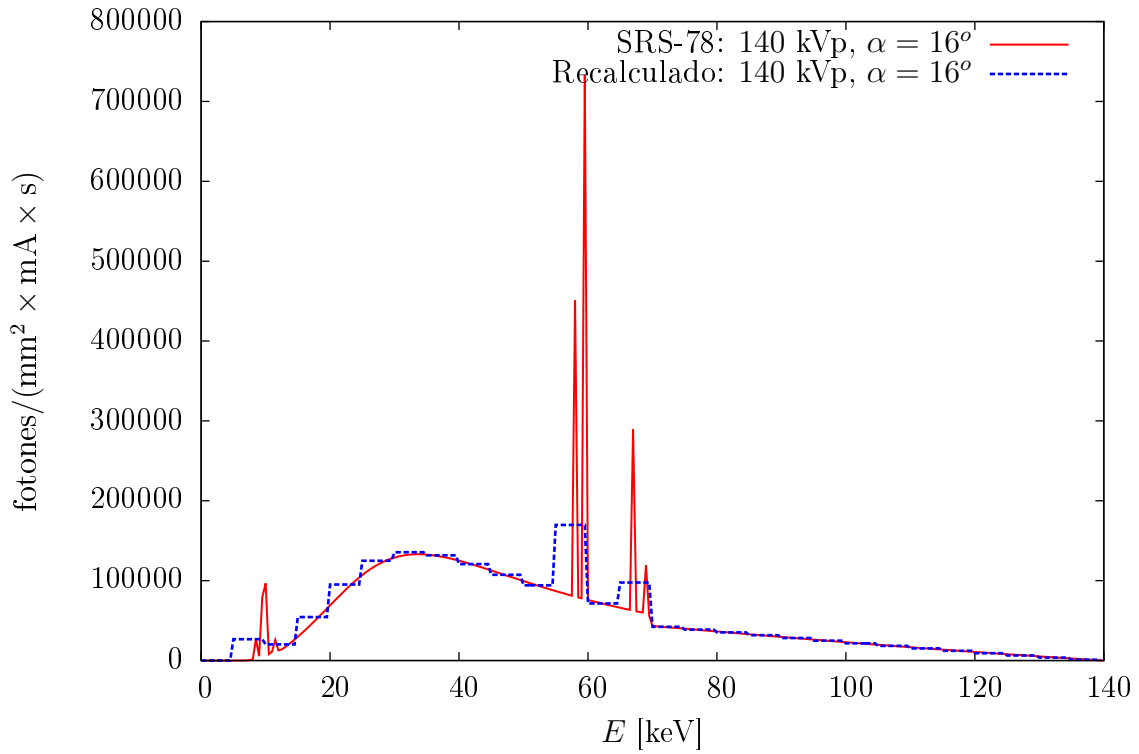
**Figura C.6:** Espectro de radiación para 140 kVp y  $\alpha = 12^\circ$ . La tasa de fluencia total (integrando en energía, según la ecuación (2.4)) es  $n_{\text{tot}} = 6562644.704$ .



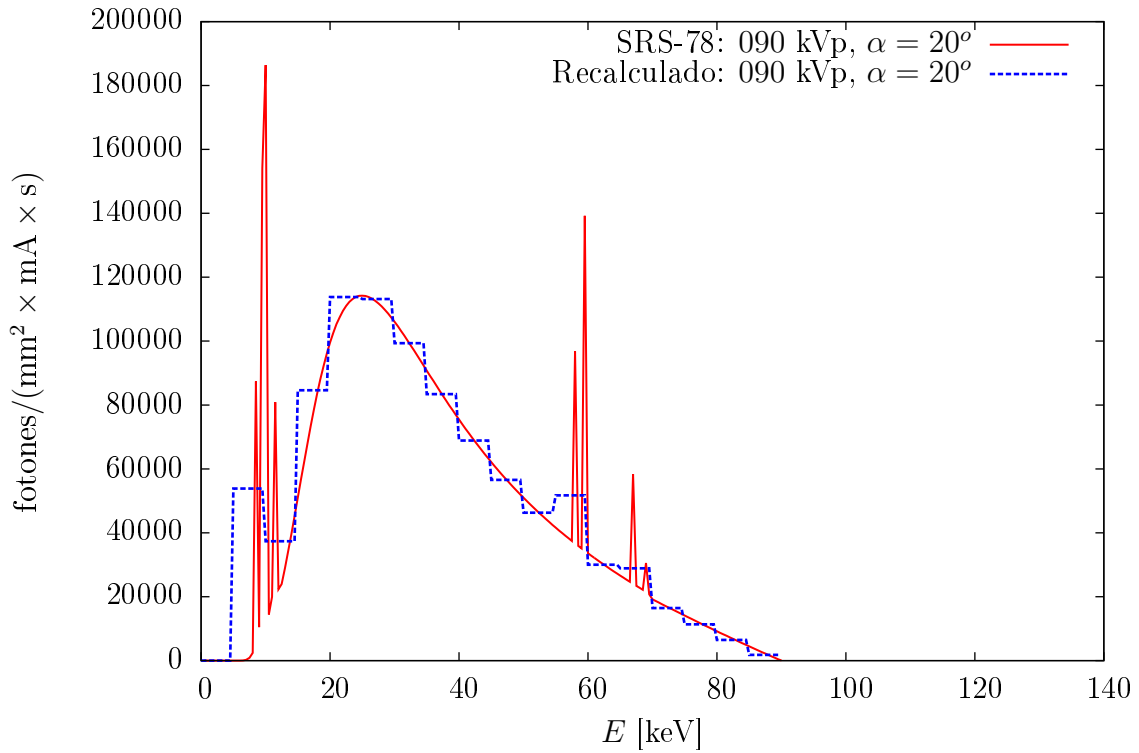
**Figura C.7:** Espectro de radiación para 90 kVp y  $\alpha = 16^\circ$ . La tasa de fluencia total (integrando en energía, según la ecuación (2.4)) es  $n_{\text{tot}} = 3981496.599$ .



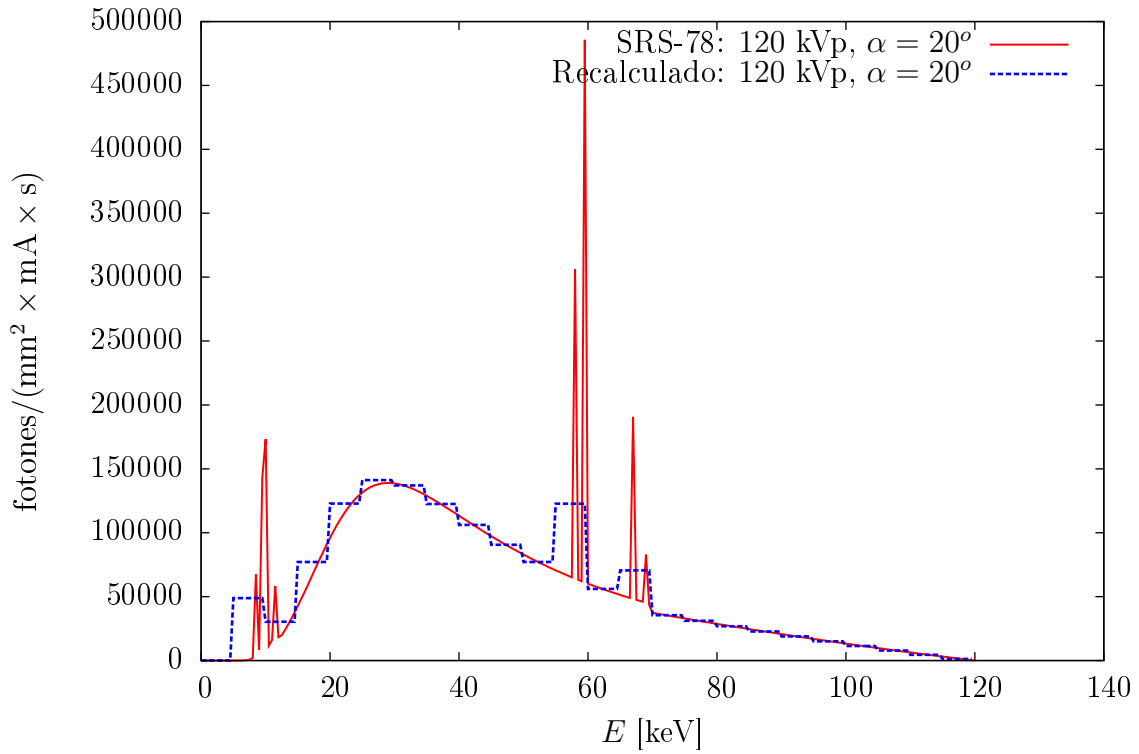
**Figura C.8:** Espectro de radiación para 120 kVp y  $\alpha = 16^\circ$ . La tasa de fluencia total (integrando en energía, según la ecuación (2.4)) es  $n_{\text{tot}} = 6081732.276$ .



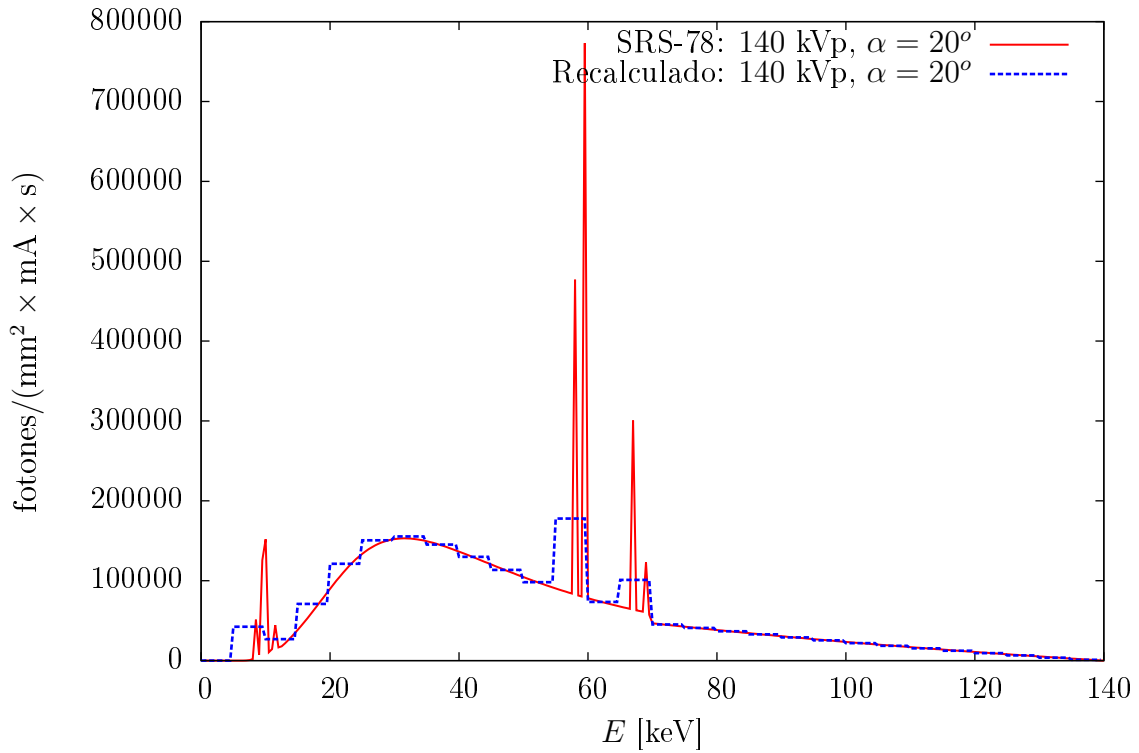
**Figura C.9:** Espectro de radiación para 140 kVp y  $\alpha = 16^\circ$ . La tasa de fluencia total (integrando en energía, según la ecuación (2.4)) es  $n_{\text{tot}} = 7529800.080$ .



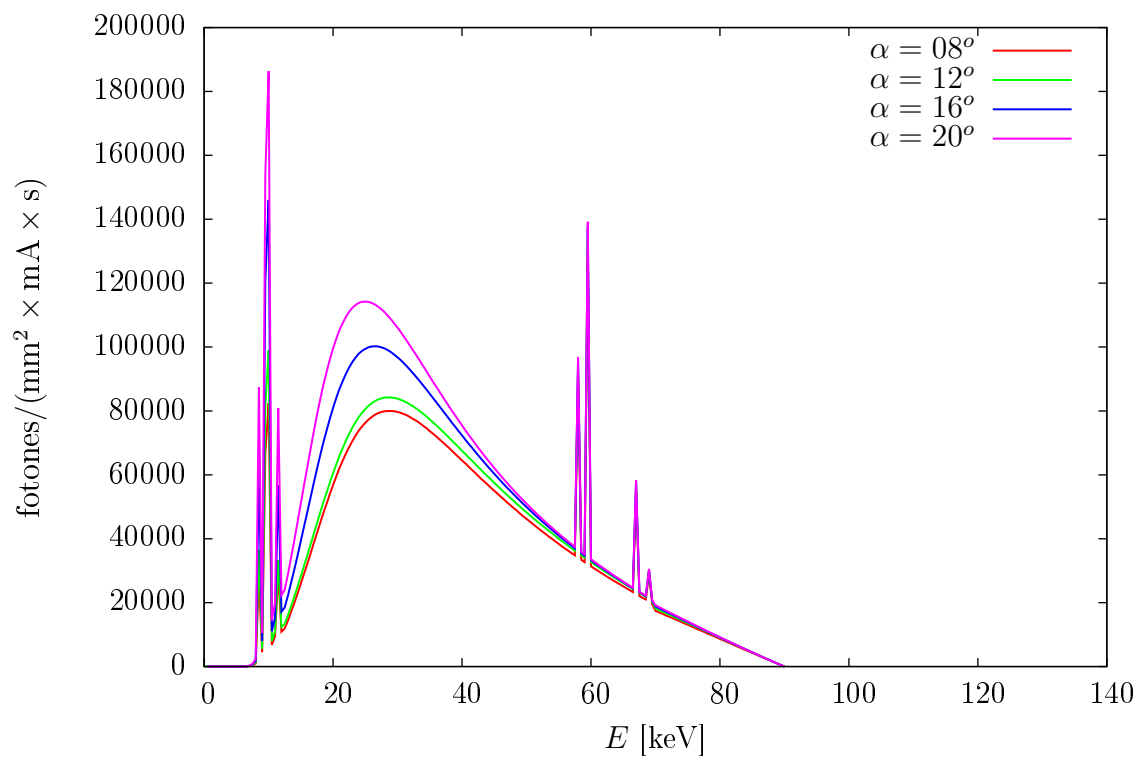
**Figura C.10:** Espectro de radiación para 90 kVp y  $\alpha = 20^\circ$ . La tasa de fluencia total (integrando en energía, según la ecuación (2.4)) es  $n_{\text{tot}} = 4388946.459$ .



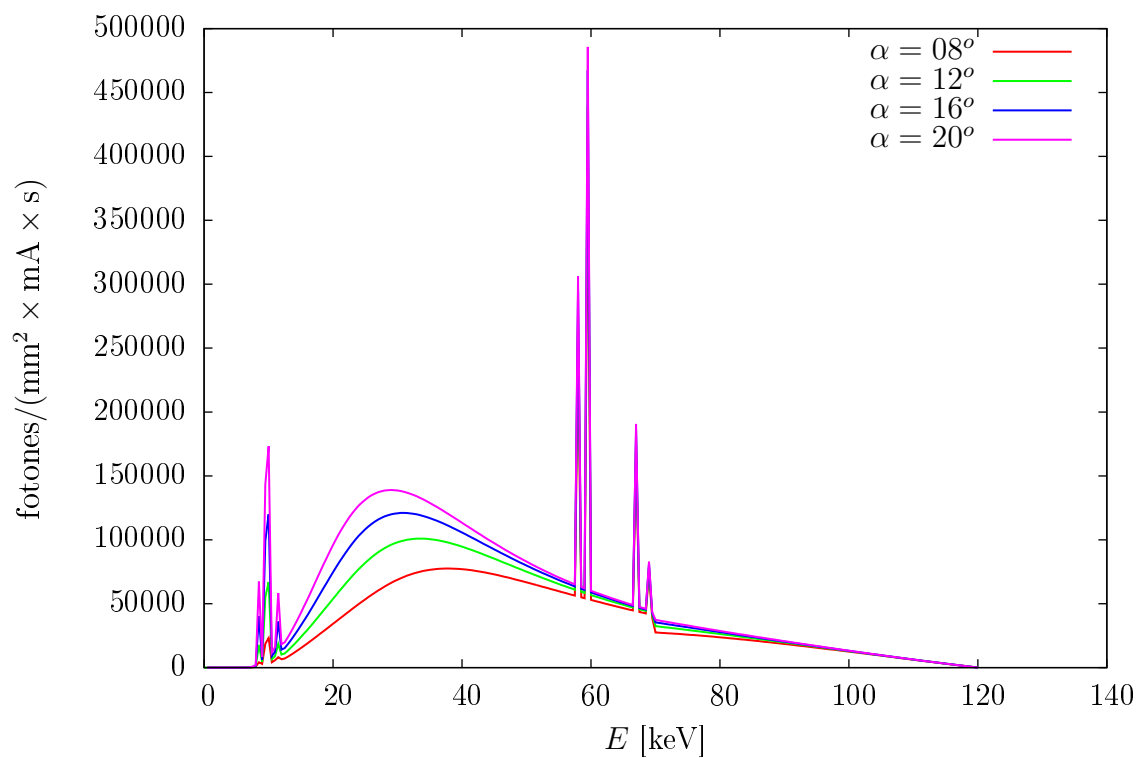
**Figura C.11:** Espectro de radiación para 120 kVp y  $\alpha = 20^\circ$ . La tasa de fluencia total (integrando en energía, según la ecuación (2.4)) es  $n_{\text{tot}} = 6721083.862$ .



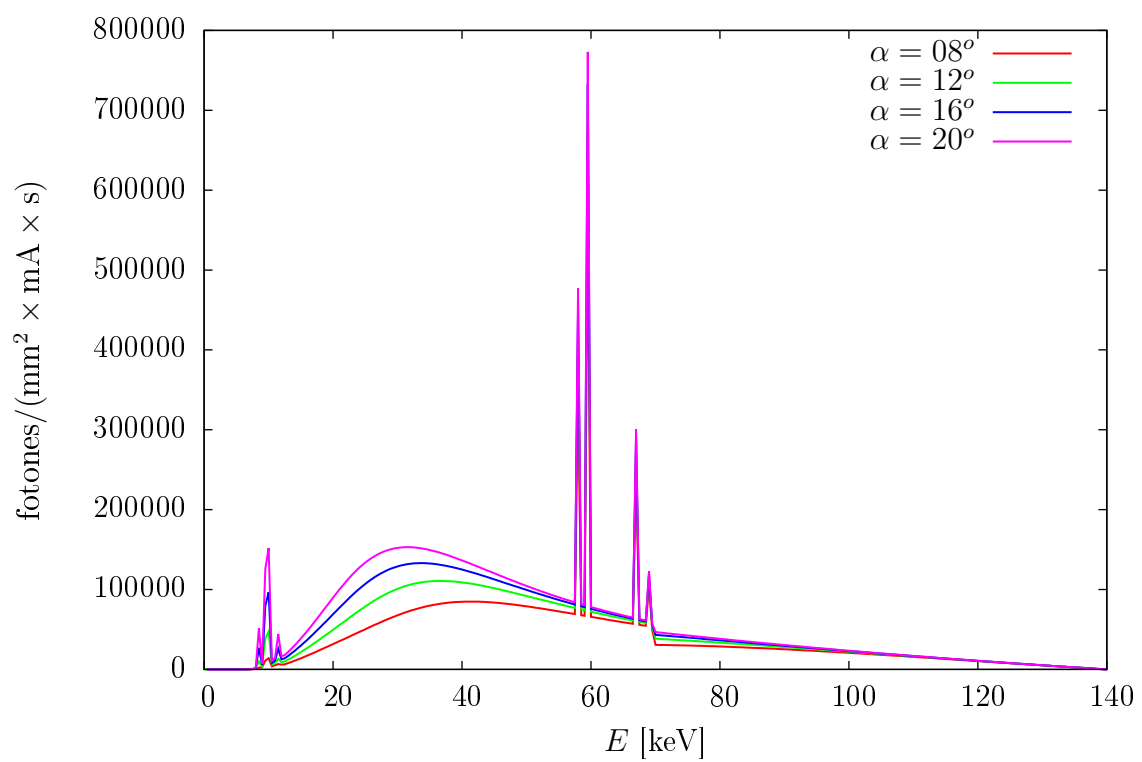
**Figura C.12:** Espectro de radiación para 140 kVp y  $\alpha = 20^\circ$ . La tasa de fluencia total (integrando en energía, según la ecuación (2.4)) es  $n_{\text{tot}} = 8337435.765$ .



**Figura C.13:** Comparación de los espectros de radiación con 90 kVp para distintos ángulos del ánodo ( $\alpha$ ). La fluencia aumenta cuando se aumenta  $\alpha$ .



**Figura C.14:** Comparación de los espectros de radiación con 120 kVp para distintos ángulos del ánodo ( $\alpha$ ). La fluencia aumenta cuando se aumenta  $\alpha$ .



**Figura C.15:** Comparación de los espectros de radiación con 140 kVp para distintos ángulos del ánodo ( $\alpha$ ). La fluencia aumenta cuando se aumenta  $\alpha$ .