

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ
Colegio de Ciencias e Ingenierías

**Simulaciones Monte Carlo para Definir
la Geometría Nominal del Filtro
“Bow-Tie” del Tomógrafo Brilliance Big
Bore del Hospital Oncológico SOLCA
Núcleo Quito**

Proyecto Integrador

Pablo Andrés Buitrón Espinoza

Física

Trabajo de fin de carrera presentado como requisito para la
obtención del título de Físico

Quito, 10 de diciembre de 2021

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO
USFQ**

Colegio de Ciencias e Ingenierías

**HOJA DE CALIFICACIÓN DE TRABAJO DE FIN DE
CARRERA**

**Simulaciones Monte Carlo para Definir la Geometría
Nominal del Filtro “Bow-Tie” del Tomógrafo Brilliance
Big Bore del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito**

Pablo Andrés Buitrón Espinoza

Calificación:

Nombre del profesor, Título académico: Edgar Carrera, Ph.D.

Firma del profesor

.....

Quito, 10 de diciembre de 2021

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en la Ley Orgánica de Educación Superior del Ecuador.

Nombres y apellidos:	Pablo Andrés Buitrón Espinoza
Código:	00204023
Cédula de Identidad:	1726679077
Lugar y fecha:	Quito, 10 de diciembre de 2021

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en <http://bit.ly/COPETHeses>.

UNPUBLISHED DOCUMENT

Note: The following capstone project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project - in whole or in part - should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on <http://bit.ly/COPETHeses>.

Dedicado a mi madre Fernanda Espinoza y a mi padre Luis Buitrón, que sin importar la adversidad, me siguieron impulsando a seguir mis sueños. Todo lo que he logrado es gracias a su enorme esfuerzo.

Agradecimientos

Primero, quisiera agradecer a mi profesor Edgar Carrera por guiarme durante la elaboración de este proyecto. También quiero agradecer al Departamento de Física de la USFQ por brindarme un entorno académico en el que pude desarrollarme profesionalmente. Finalmente quiero agradecer al Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito, en especial a Alejandro Coloma y Yolanda Défaz por direccionarme con paciencia a conocer las bases fundamentales de la Física médica.

Resumen

En este trabajo se señala la importancia del empleo del filtro Bow-Tie para protocolos clínicos de cuerpo mediante el análisis de los perfiles de dosis obtenidos como resultados de simulaciones Monte Carlo.

También se simularon diferentes geometrías del filtro Bow-Tie encontrado en el tomógrafo *Brilliance Big Bore* del hospital oncológico SOLCA Núcleo Quito. Tomando en cuenta un protocolo de cuerpo a 120 kVp, se determinó que la geometría más adecuada se obtiene cuando $\epsilon_x = 0.4$ y $\epsilon_y = 1.0$, donde $\epsilon_{x,y}$ son parámetros que ajustan tanto el ancho como el largo del filtro Bow-Tie. Se realizaron varias simulaciones Monte Carlo para obtener distintos perfiles de dosis, denotando así cuáles son los parámetros más adecuados para obtener una distribución de dosis bajas tanto en regiones centrales como periféricas de un paciente en radio-diagnóstico. Este trabajo puede ser validado mediante mediciones experimentales de perfiles de dosis en el tomógrafo mediante films radiocrómicos y un escáner VIDAR Dosimetry PRO Advanage RED con software de escaneo RITG148+ que pueden ser encontrados en las instalaciones del hospital oncológico SOLCA Núcleo Quito.

Palabras clave: Filtro Bow-Tie, protocolo clínico, simulaciones Monte Carlo.

Abstract

In this work, the importance of the use of the Bow-Tie filter for clinical body protocols is highlighted through the analysis of the dose profiles obtained as a result of Monte Carlo simulations.

In addition, different geometries of the Bow-Tie filter found in the *Brilliance Big Bore* tomograph located at the “SOLCA Núcleo Quito” oncological hospital were simulated. Taking into account a body protocol at 120 kVp, it was determined that the most suitable geometry is obtained when $\epsilon_x = 0.4$ and $\epsilon_y = 1.0$ where $\epsilon_{x,y}$ are parameters that adjust both the width and the length of the Bow-Tie filter. Several Monte Carlo simulations were performed to obtain different dose profiles, thus denoting which are the most appropriate parameters to obtain a low dose distribution in both central and peripheral regions of a patient in radiodiagnosis. This work can be validated by experimental measurements of dose profiles in the tomograph using radiochromic films and a VIDAR Dosimetry PRO Advanage RED scanner with RITG148+ scanning software, which can be found in the facilities of the “SOLCA Núcleo Quito” oncological hospital.

Keywords: Bow-Tie filter, Clinical protocol, Monte Carlo Simulation.

Índice general

Lista de Figuras	11
1. Introducción	13
1.1. Radiación	13
1.1.1. Radiación no ionizante	14
1.1.2. Radiación ionizante	14
1.2. Interacción de la radiación con la materia	15
1.2.1. Dispersión de Rayleigh	16
1.2.2. Efecto fotoeléctrico	17
1.2.3. Efecto Compton	18
1.2.4. Producción de Pares	19
1.3. Obtención de imágenes médicas	20
1.3.1. Modalidades	20
1.3.2. Tomografía computarizada	21
1.3.3. Producción de rayos X	22

2. Dosis	24
2.1. Dosis de radiación	24
2.1.1. Filtros y colimadores	25
2.1.2. Filtro Bow-Tie	26
2.1.3. Perfiles de dosis	27
2.2. Efectos biológicos de la radiación	28
2.2.1. Interacción de la radiación con el tejido y el ADN	29
3. Simulación del filtro Bow-Tie y resultados	30
3.1. Plataforma GATE	31
3.2. Construcción de la simulación	32
3.2.1. Creación del filtro Bow-Tie	34
3.2.2. Parámetros	34
3.3. Simulación con y sin filtro Bow-Tie	35
3.4. Variación de los parámetros del filtro Bow-Tie	36
Conclusiones	36
Sugerencias finales	38
Bibliografía	40
Anexos	43

Índice de figuras

1.1. Dominancia de algunos de los procesos de interacción mostrados para distintos números atómicos en función de la energía del fotón incidente. Figura adaptada de [10].	16
1.2. Diagrama tipo Feynman de la dispersión de Rayleigh. El fotón interactúa con el sistema núcleo-electrones[11].	17
1.3. Diagrama de Feynman del efecto fotoeléctrico. El fotón γ es totalmente absorbido por el átomo y emite un fotón γ' luego de la ionización[11].	18
1.4. Diagrama de Feynman del efecto Compton, el fotón es dispersado ionizando el átomo [11].	19
1.5. Diagrama de Feynman de la producción de pares. El fotón con cuadrimomento k_1 produce un electrón y un positrón. para conservar la energía, un segundo fotón con cuadrimomento k_2 es emitido y absorbido por el núcleo [11].	20
1.6. Esquema de las partes principales de un tomógrafo [4].	21
26figure.caption.13	
2.2. Posición del filtro Bow-Tie con respecto al tubo de rayos X y al paciente. Imagen adaptada de [4].	26
2.3. Filtro Bow-Tie simulado. En amarillo su componente de PMMA y en gris su componente de Aluminio.	27

3.1. Ubicación del fantoma con respecto al gantry del tomógrafo Brilliance Big Bore	32
3.2. Ubicación del fantoma simulado con respecto al filtro Bow-Tie y a los colimadores finales. En cyan el fantoma de agua, en gris y amarillo el filtro y en magenta los colimadores finales.	33
3.3. Esquema de la simulación. En amarillo y plateado el filtro bow-tie, en magenta los colimadores finales y en cyan el fantoma de agua. Además, se puede ver el sistema de referencia empleado para un mundo en GATE de 2 metros de largo, 4 metros de ancho y un alto de 2.5 metros.	34
3.4. Distribución de Dosis en [Gy] medida por los detectores a lo largo del eje x en (a) sin filtrar el haz de rayos X y en (b) la distribución con el filtro Bow-Tie	35
3.5. Distribución de Dosis en [Gy] medida por los detectores a lo largo del eje x en al aumentar el arco en el eje x , de un radio de curvatura dado por el parámetro $\epsilon_x = 0,4$ a $\epsilon_x = 0,9$, cuando $\epsilon_x = 1$, se reproduce la ausencia de filtro.	45

Capítulo 1

Introducción

1.1. Radiación

El inesperado descubrimiento de Röntgen de los rayos X en 1895 y de Henri Becquerel en 1896 de la radiactividad ha llevado a la humanidad a importantes avances científicos. Becquerel descubrió este fenómeno al estudiar minerales de Uranio y comenzó su investigación sobre los procesos físicos relacionados a la radiación[1].

Normalmente se cree que la radiación es un fenómeno extremadamente peligroso, dañino y perjudicial para la salud. Sin embargo, son muchos los beneficios para la medicina que se han encontrado al estudiar los diferentes tipos de radiación.

Tras años de estudios y caracterizaciones de este fenómeno, se pueden rescatar dos tipos de radiación relevantes para la obtención de imágenes en medicina, la radiación electromagnética y la radiación corpuscular[2].

Como Jerrold (2012) señala en su libro “The Essential Physics of Medical Imaging” [2], “la radiación es energía que viaja a través del vacío o a través de materia” (p. 18). Ahora, si la radiación es energía que viaja por el vacío o algún medio material, entonces también lo sería el sonido o una fuente de calor. Sea cual sea la fuente, térmica, sonora, electromagnética o cualquier otra, se puede clasificar por energía en dos grandes grupos importantes: la radiación ionizante y la radiación no ionizante.

1.1.1. Radiación no ionizante

La radiación no ionizante, como su nombre lo indica, es aquella que no cuenta con la energía suficiente para ionizar un átomo cualquiera [3]. En el espectro electromagnético, la radiación no ionizante se caracteriza fácilmente ya que las energías de los fotones están por debajo de los rayos UV; esta radiación es: luz visible, luz infrarroja, ondas de radio y microondas.

En esta categoría se encuentran también las fuentes de radiación sonoras o térmicas. Aunque este tipo de radiación puede ocasionar lesiones en el tejido, los efectos son meramente térmicos o mecánicos.

La prevención de una lesión por este tipo de radiación es fácilmente evitable y no representa mayor peligro a la salud. Incluso una exposición prolongada a fotones de este rango de energías no ha mostrado señales significativas de daños en los enlaces químicos de los tejidos [4].

1.1.2. Radiación ionizante

La radiación ionizante está conformada por aquellas ondas o partículas que tienen la energía necesaria para ionizar un átomo cualquiera. En el espectro electromagnético, los fotones de frecuencias (ν) mayores que la luz ultravioleta, esto es $\nu > 200$ nm, tendrán la energía suficiente para romper los enlaces atómicos y producir iones.

Como se mencionó brevemente, la radiación corpuscular consiste en interacciones atómicas con otras partículas que, de ser lo suficientemente energéticas, ionizarán al átomo también. Estos procesos se consideran como **radiación directamente ionizante** puesto que la energía es depositada en el material mediante interacciones de Coulomb. Para que ocurra esto se requiere que la partícula incidente tenga carga (e.g., electrones y protones)[4].

Sin embargo, en este trabajo vamos a enfocarnos solamente en fotones de altas energías (rayos X) como la fuente ionizante para cualquier material, debido a que los principios necesarios para la obtención de imágenes en el tomógrafo estudiado son interacciones fotón-materia. Existen otros tipos de obtención de imagen, como los PET (Positron emission Tomography) que tienen otro principio de funcionamiento que no se abordará en el presente trabajo[5].

La energía mínima requerida por el fotón incidente para ionizar un átomo (también denominada *energía de ionización*) dependerá del tipo de material y del estado físico del mismo. Para el agua (H_2O), la energía de ionización es de

11.2 eV. Es esta energía la que mayor relevancia tiene para este trabajo puesto que el humano está conformado por aproximadamente un 70 % de agua [6] y el estudio realizado a continuación es sobre un fantoma¹ con una densidad másica y electrónica igual a la del agua. Entonces, en una tomografía computarizada, los rayos X empleados van a interactuar en su mayoría con moléculas de agua y es en estas moléculas que se producirá la deposición de la energía por cada fotón incidente [3].

1.2. Interacción de la radiación con la materia

El haz de fotones producido por el tubo de rayos X del tomógrafo emitirá un determinado espectro de fotones de distintas energías. Cada fotón, entonces, interactuará acorde a su energía inicial y al material con el que se encuentre.[8]

Los fotones, según sus energías, pueden penetrar fácilmente, ser absorbidos totalmente o ser dispersados por el material con el que interactúen[9]. Las interacciones más comunes que se dan en radio-diagnóstico (tomografías, radiografías, mamografías) son, en orden de las energías de los fotones de rayos X empleados: dispersión de Rayleigh, efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares. Todas estas interacciones deben ser tomadas en cuenta al momento de obtener una imagen generada por una tomografía computarizada, debido a que son estos fenómenos los principales causantes de una mayor o menor resolución en la imagen obtenida [2].

Los procesos de interacción de los fotones de alta energía con la materia son probabilísticos. Es decir, depende de la energía del fotón y del material con el que interactúe para tener mayor o menor probabilidad de que ocurra un proceso u otro, como se muestra en la Figura 1.1.

¹Un fantoma es un objeto diseñado con propiedades similares a las del tejido humano. Se emplea para realizar cálculos de dosis recibida en determinadas posiciones del paciente[7] .

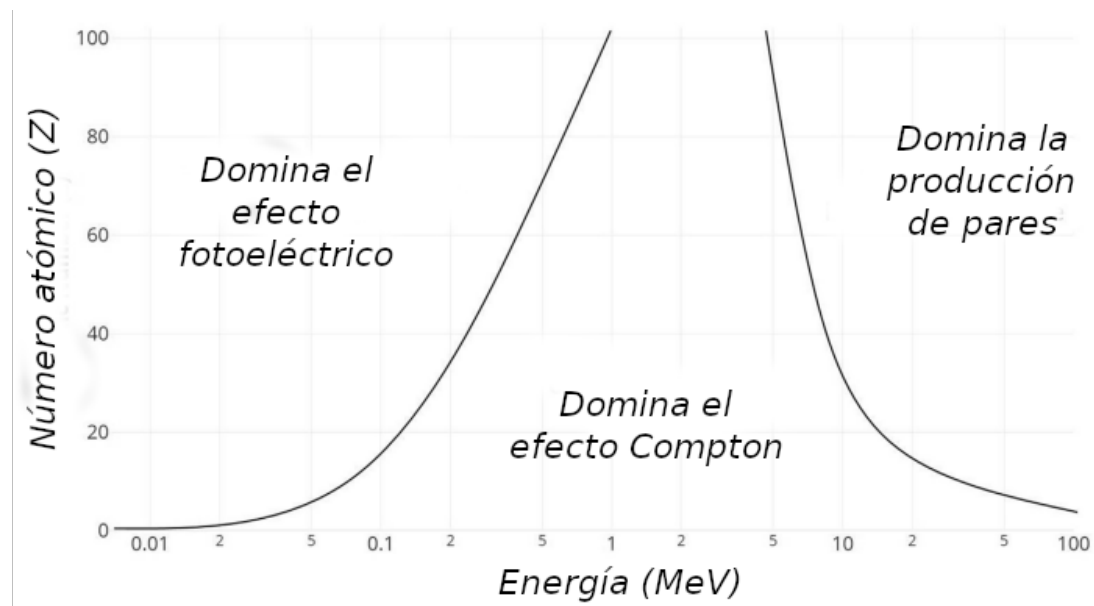


Figura 1.1: Dominancia de algunos de los procesos de interacción mostrados para distintos números atómicos en función de la energía del fotón incidente. Figura adaptada de [10].

1.2.1. Dispersión de Rayleigh

La dispersión de Rayleigh es una interacción especial puesto que el fotón incidente no interactúa con un solo electrón de alguna capa del átomo sino con todo el átomo, excitando todo el sistema núcleo-electrones. En la Figura 1.2 se muestra un esquema tipo diagrama de Feynman de este proceso.

Este fenómeno ocurre a energías bajas de (15 a 30 keV) por lo que es muy común en mamografías [3]. El proceso de excitación del átomo es producido por el campo eléctrico del fotón incidente que cede energía, ocasionando una oscilación en fase de todos los electrones del átomo. La nube atómica emite un fotón de la misma energía pero en un ángulo distinto al incidente, es por esto que se denomina como una dispersión. Note que, al no eyectar a ningún electrón, este proceso no constituye radiación ionizante y tiene una baja probabilidad de ocurrir al emplear métodos de imagen de rayos X, como los de una tomografía [2].

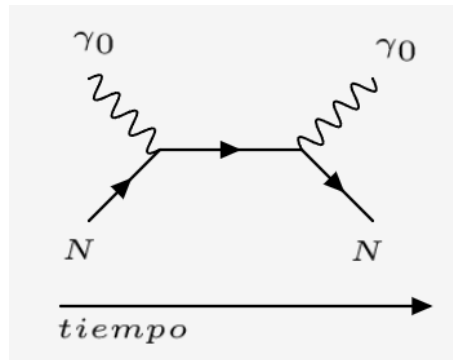


Figura 1.2: Diagrama tipo Feynman de la dispersión de Rayleigh. El fotón interactúa con el sistema núcleo-electrones[11].

1.2.2. Efecto fotoeléctrico

En el efecto fotoeléctrico, el fotón incidente de energía $h\nu$, donde ν es su frecuencia y h es la constante de Planck, interactúa con un electrón de una capa interna del átomo, cediéndole toda su energía. En la Figura 1.3 se muestra un esquema tipo diagrama de Feynman de este proceso.

En esta interacción, el electrón es eyectado, dejando una capa atómica libre. El electrón, denominado ahora fotoelectrón, es eyectado con energía cinética $h\nu - E_B$, donde E_B es la energía necesaria para abandonar el núcleo atómico. Es decir, para que la absorción ocurra, el fotón incidente debe tener una energía mayor o igual a E_B [2].

El átomo, ahora ionizado, tiene una capa vacía que será llenada por un electrón de una capa superior (E_B menor), esto generará una cascada de fotones de rayos X característicos con una energía igual a la diferencia ($E_{B\text{final}} - E_{B\text{inicial}}$) por cada electrón que baje a una capa inferior. En otras ocasiones, la energía del electrón, que baja a ocupar la vacante, puede ser transmitida a otro electrón, eyectándolo del átomo. Esto se conoce como “electrón de barrena” o, en inglés, “Auger electron”. Estos electrones pueden seguir ionizando, a su vez, otros átomos [8].

El efecto fotoeléctrico predomina a energías bajas de fotones (keV) y números atómicos altos. La probabilidad de que esta interacción ocurra depende de la relación $\frac{Z^3}{E^3}$, donde Z es el número atómico del material y E es la energía del fotón incidente. Es esta fuerte dependencia con Z la que genera un mejor contraste entre tejido blando y otras estructuras como los huesos en la obtención de imágenes de rayos X en medicina[10].

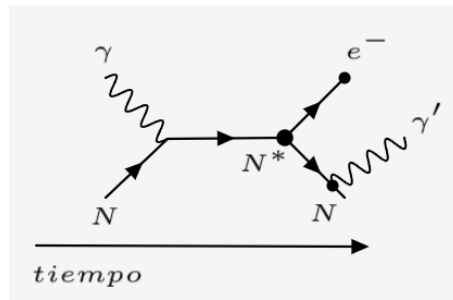


Figura 1.3: Diagrama de Feynman del efecto fotoeléctrico. El fotón γ es totalmente absorbido por el átomo y emite un fotón γ' luego de la ionización[11].

1.2.3. Efecto Compton

En el efecto Compton, el fotón incidente colisiona con un electrón, transmitiéndole **parte** de su energía y, por tanto, ionizando al átomo. El fotón, ahora menos energético, es dispersado en una dirección diferente de la incidente. Este cambio de dirección depende de la energía transferida al electrón, que a su vez depende del ángulo de incidencia al momento de la colisión. Note que se obtiene la mínima transferencia de energía a 0° y la máxima a 180° con respecto a la horizontal. El electrón eyectado saldrá con un ángulo $0^\circ < \theta < 90^\circ$. Este perderá su energía ionizando otros átomos en su camino. En la Figura 1.4 se muestra un esquema tipo diagrama de Feynman de este proceso.

Finalmente, luego de abandonar al átomo, el fotón dispersado puede atravesar el material restante casi sin interacción. Con baja probabilidad, puede provocar dispersión Compton nuevamente o absorción fotoeléctrica al interactuar con otros átomos[2, 10].

El efecto Compton predomina a energías altas (MeV). La probabilidad de ocurrir es casi independiente del número atómico del material. Además, la energía del fotón incidente debe ser mucho mayor a la energía de unión del electrón al átomo para que este efecto ocurra[2]. A diferencia del resto de procesos de interacción de la radiación con la materia, el efecto Compton es el único en el que el fotón incidente sigue existiendo luego de la colisión. Esto no es favorable para obtener imágenes de diagnóstico puesto que estos fotones dispersados interactuarán con los detectores, generando una imagen con ruido no deseado.

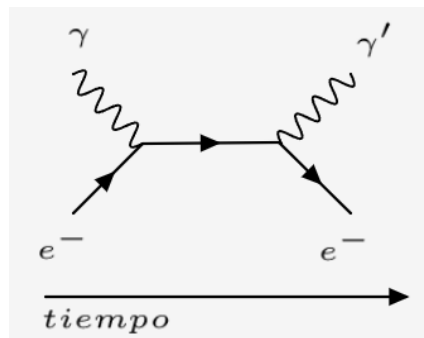


Figura 1.4: Diagrama de Feynman del efecto Compton, el fotón es dispersado ionizando el átomo [11].

1.2.4. Producción de Pares

La producción de pares puede ocurrir solamente cuando la energía de los fotones de rayos X superen los 1.02 MeV. Esto se debe a que en este proceso, el fotón incidente interactúa con el campo eléctrico del átomo, transformando toda su energía en un electrón y un positrón. La energía equivalente a la masa en reposo de un electrón es de 511 keV, pero al producirse un par, se obtiene en total la energía equivalente a la suma de dos masas en reposo de electrones (1.02 MeV). En la Figura 1.5 se muestra un esquema tipo diagrama de Feynman de este proceso. Las energías tanto del electrón como del positrón se irán disipando mientras ionizan otros átomos. Es la interacción de este último la que puede generar, subsecuentemente, un par de fotones de aniquilación en direcciones opuestas, obteniendo así el mecanismo base de la mencionada PET [8, 10, 2].

La probabilidad de la producción de pares se toma como proporcional tanto a la energía del fotón incidente como al número atómico del material. Las energías empleadas por el tomógrafo Brilliance Big Bore son mucho menores a los MeV por lo que este efecto no se tomará en cuenta en los siguientes capítulos de este trabajo.

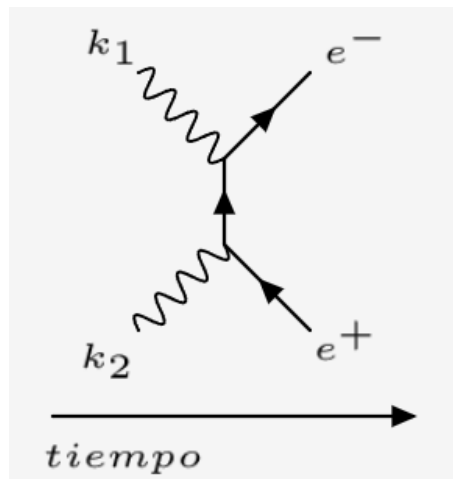


Figura 1.5: Diagrama de Feynman de la producción de pares. El fotón con cuadrivector k_1 produce un electrón y un positrón. Para conservar la energía, un segundo fotón con cuadrivector k_2 es emitido y absorbido por el núcleo [11].

1.3. Obtención de imágenes médicas

Durante muchos años las técnicas de diagnóstico médico estuvieron bastante limitadas. Para poder visualizar una lesión, órgano o estructura interna en el paciente, se realizaba cirugía exploratoria o algún otro procedimiento invasivo. Todos estos procedimientos demandan de observación directa, es decir, se emplea luz visible. Fue en el siglo XX que el desarrollo tecnológico permitió obtener la radiología como la primera técnica de diagnóstico por imagen [12]. Todas las técnicas de imagen requieren que los fotones que atraviesan al cuerpo también interactúen con los tejidos. Si no ocurrieran estas interacciones, los rayos X atravesarían sin inconvenientes hasta los detectores sin portar información útil de la región del cuerpo expuesta a la radiación [2].

1.3.1. Modalidades

Existen varias modalidades para obtener imágenes en medicina empleando fotones de alta energía. Estas cambian según las energías empleadas y la tecnología disponible en el centro de radiología. Entre ellas están: radiografía, que consiste en una exposición breve del paciente a un flujo de un haz plano de rayos X y

un detector (usualmente un film fotográfico); fluoroscopia, que es una radiografía en tiempo real; mamografía, que es una radiografía que emplea rayos X de baja energía y tomografía Computarizada (“CT” por su siglas en inglés), que es de la que hablaremos a continuación[3, 12, 5].

1.3.2. Tomografía computarizada

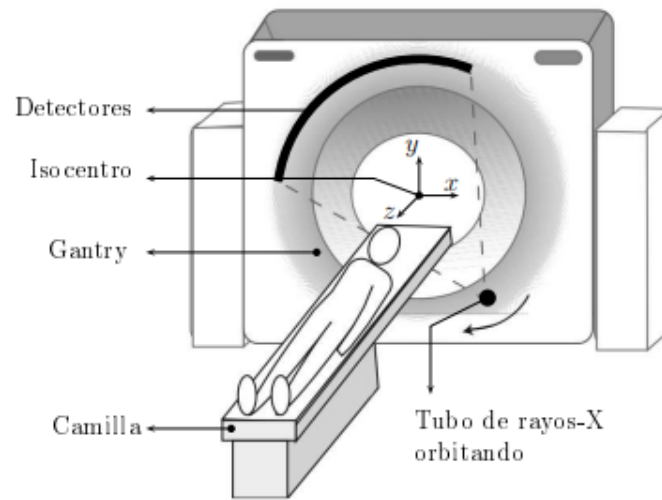


Figura 1.6: Esquema de las partes principales de un tomógrafo [4].

La tomografía computarizada nace a los inicios de la década de 1970. Como su nombre indica, una tomografía es una imagen de corte. Las imágenes tomográficas se generan gracias a un haz de fotones en abanico, que es producido por un tubo de rayos X que gira en una variedad de ángulos alrededor del paciente. Opuesto al tubo se encuentra un arreglo de detectores que recibe la información de los fotones dispersados, que luego es procesada por medio de sinogramas² y generan las imágenes computarizadas. El sistema conformado por el tubo de rayos X, el arreglo de detectores y la electrónica se conoce como gantry. El paciente, ubicado sobre la camilla, es colocado cerca al isocentro del tomógrafo e ingresado al gantry a cierta velocidad constante, que define la rotación del gantry para adquirir imágenes de cortes no difuminados. Luego de la examinación tomográfica, cada corte generado es apilado digitalmente, lo que genera una visualización tridimensional del paciente.

²Representación visual de los datos obtenidos por los detectores del tomógrafo.

La tomografía computarizada evita la necesidad de cirugías exploratorias y reduce el tiempo de exposición del paciente a la radiación. Debido a la velocidad con la que se pueden generar imágenes (dependiendo del tomógrafo) se pueden obtener hasta 800 imágenes de cortes en 5 segundos[3, 2].

1.3.3. Producción de rayos X

Los fotones de alta energía (energías para diagnóstico) se producen en el denominado tubo de rayos X. Estos tubos están compuestos por una fuente de electrones, un blanco (o más común, en inglés: target), un generador de alto voltaje que creará la diferencia de potencial para acelerar los electrones de la fuente al target, y están fabricados al vacío para minimizar las interacciones de los electrones con algún átomo diferente a los del target.

La fuente de electrones es un filamento de Tungsteno en forma de hélice que es calentado mediante resistencia eléctrica con el paso de una corriente de 7 amperios. Al calentarse el filamento, ocurre una emisión termoiónica que libera electrones de la superficie. La tasa de salida de estos electrones depende de la corriente aplicada y la temperatura del mismo.

Luego de que los electrones se liberan en el filamento, este se convierte en un cátodo. Del otro lado del tubo de rayos X se encuentra el ánodo. Ambas partes están conectadas al generador de alto voltaje que creará una diferencia de potencial que acelerará a estos electrones libres hacia el target (ánodo). Los electrones son acelerados a muy altas velocidades gracias a esta diferencia de potencial.

El ánodo es el target metálico que es mantenido al potencial alto antes mencionado. La mayoría de los electrones liberan su energía en el ánodo en forma de calor y una pequeña porción de estos son los que generan los rayos X. Es por esta razón que el metal empleado es usualmente Tungsteno, por su alto número atómico ($Z=74$) y su alta resistencia al calor.

Los fotones de rayos X se producen por el efecto Bremsstrahlung (radiación de frenado). Este fenómeno ocurre cuando una partícula cargada es desacelerada por la interacción de otra partícula cargada, como un núcleo atómico. Al desacelerar el electrón, se produce un fotón de rayos X con energía igual a la diferencia de energía inicial y final del electrón. El efecto Bremsstrahlung genera un espectro continuo de fotones con diferentes energías. Esto quiere decir que la producción de rayos X

esperada para un protocolo clínico³ a usar no va a ser discreta [2, 9].

En este trabajo se considera un protocolo de cuerpo a 120 kV_p (120×10^3 Volts peak). El electrón acelerado adquiere una energía cinética (E_k) dada por la siguiente ecuación:

$$E_k = eV \quad (1.1)$$

Esto es, el producto de la carga eléctrica (e) por la diferencia de potencial aplicada (V). Como el potencial es del orden de los kilovoltios, la energía del electrón será medida en (keV). Esto significa que los fotones de rayos X generados en este protocolo tendrán un espectro de energías con un máximo de 120 keV. De hecho, las simulaciones realizadas en este trabajo toman en cuenta este espectro por lo que el haz de abanico simulado está conformado de fotones de distintos tipos de energías y no solo de 120 keV.

³Plan de tratamiento a seguir para cada condición médica [7]

Capítulo 2

Dosis

2.1. Dosis de radiación

Cada uno de los fotones de rayos X emitidos por el tomógrafo será atenuado por el tejido humano. Cualquier material que se encuentre en el camino de estos fotones recibirá parte de su energía incidente. El promedio de energía depositada localmente por unidad de longitud a lo largo del camino del fotón de rayos X [4] se conoce como “LET” (transferencia lineal de energía o por sus siglas en inglés: *linear energy transfer*).

El LET otorga información suficiente para determinar la partícula necesaria para cada procedimiento radiológico [4, 9]. Para poder determinar el LET de cada partícula, se requiere determinar su rango¹. Un LET alto, o un rango bajo implica que la energía de la partícula se disipa rápidamente.

Los rayos X emitidos por el tomógrafo estudiado en este trabajo deben atravesar todo el tejido y ser detectados. Esto se consigue con partículas con un alto rango o bajo LET.

¹El rango de una partícula es la distancia a la cual dicha partícula pierde suficiente energía hasta llegar a cierto umbral [3]

La cantidad de energía depositada en cada tejido se verá determinada por el LET, la dosis equivalente² y la dosis. La dosis es la magnitud empleada para realizar dosimetría de la radiación. Las unidades SI de la dosis son los grays (Gy) [3, 7]. Un gray se define como:

$$1 \text{ (Gy)} = 1 \left(\frac{\text{J}}{\text{kg}} \right) \quad (2.1)$$

Finalmente, luego de tomar en cuenta todos estos parámetros, se requiere también considerar la *radiosensibilidad*³ de cada tejido para encontrar la dosis efectiva depositada. Es esta dosis efectiva la que se emplea para comparar el riesgo de daño en diferentes situaciones en las que el paciente se encuentre expuesto a radiación ionizante[4].

2.1.1. Filtros y colimadores

El tubo de rayos X produce fotones de alta energía en todas las direcciones. Se requiere de algún dispositivo que absorba los fotones dirigidos en direcciones no deseadas y permita el paso de aquellos que van a interactuar con el paciente. Estos dispositivos se llaman colimadores, usualmente hechos de Plomo. Existen algunos colimadores en un tomógrafo. La primera colimación es la misma abertura del tubo de rayos X que da la forma de abanico al haz[14, 2]. La siguiente colimación es gracias al filtro Bow-Tie (filtro con forma de corbatín) del que hablaremos en la siguiente sección. La tercera colimación y última antes de la interacción del haz con el paciente, ocurre en los colimadores finales que definen la espesor del corte tomográfico. Luego de la interacción del haz de rayos X con el paciente, el arreglo de detectores, que cuenta con un par de colimadores, ayudan a ajustar el punto de focalización y a reducir la dispersión no deseada[15, 16].

²Es la cantidad dosimétrica que toma en cuenta la dosis absorbida en el tejido y el tipo de radiación utilizada[4]

³“Sensibilidad que tiene cada tejido y célula a las radiaciones ionizantes” (Soriano. Miguel, 2013) [13]

2.1.2. Filtro Bow-Tie

El filtro Bow-Tie actúa como atenuador de fotones y homogeneiza la distribución de dosis para evitar sobre-dosificar regiones innecesarias. Cada corte de cuerpo (en este trabajo no se toman en cuenta protocolos de cabeza) realizado en un tomógrafo de un paciente tiene, en buena aproximación, forma circular, como se muestra en la siguiente figura.



Figura 2.1: Corte axial de una tomografía computarizada, de (Food and Drug Administration, FDA)⁴ (2020) [17].

Para poder identificar el efecto del filtro Bow-Tie, primero se necesita visualizar la forma del haz visto desde el eje axial.

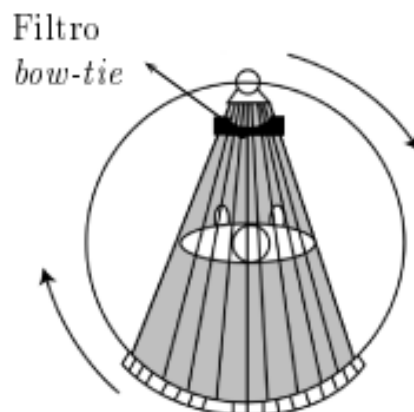


Figura 2.2: Posición del filtro Bow-Tie con respecto al tubo de rayos X y al paciente. Imagen adaptada de [4].

La forma de abanico del haz se muestra en la Figura 2.2. Si este haz no tuviese ningún colimador que cambie su perfil, llegaría totalmente plano al paciente. Como se puede observar en la Figura 2.1, el cuerpo humano tiene forma circular y un haz plano depositaría dosis altas en todo el corte. La fluencia de los fotones debe ser moldeada de tal forma que sea mayor en el centro del paciente y menor en las periferias.

Dada la forma del filtro y la aproximación axial, este problema se soluciona de manera sencilla. El filtro deberá tener una forma especial que permita más fluencia de rayos X en el centro y menos fluencia en las periferias del haz de abanico. Es por esta particular forma que el filtro Bow-Tie lleva ese nombre.

El filtro Bow-Tie simulado para el tomógrafo *Brilliance Big Bore* para este trabajo fue dividido en dos componentes. Una de Aluminio y otra de Polimetilmetacrilato⁵ (PMMA). A continuación se muestra el filtro Bow-Tie simulado para este proyecto.

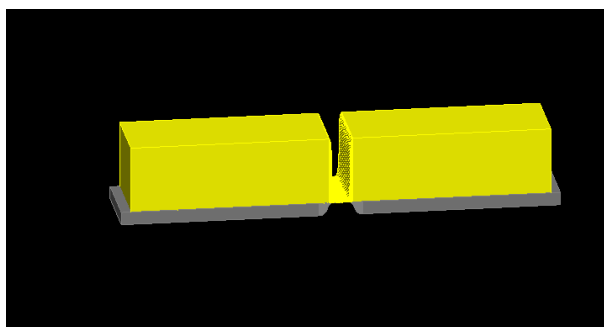


Figura 2.3: Filtro Bow-Tie simulado. En amarillo su componente de PMMA y en gris su componente de Aluminio.

2.1.3. Perfiles de dosis

Las imágenes en radiología se obtienen por radiaciones ionizantes. Mientras más tiempo el paciente sea expuesto a la fuente de radiación o mientras más energéticos sean los rayos X, la calidad de imagen será mejor. Sin embargo, esto implicaría una alta dosis en el paciente e incluso con los métodos modernos que reducen el tiempo de exposición, la radiación ionizante podría dañar algún tejido estudiado[19, 20].

⁵Denominado uno de los plásticos de ingeniería, es un acrílico que resulta de la polimerización del metacrilato de metilo [18]

Es por este motivo que se busca una optimización al momento de tomar la imagen de radio-diagnóstico. No siempre es mejor una imagen más clara, si se pone en riesgo entregar dosis altas a la zona del paciente estudiada.

Para controlar la entrega de dosis a lo largo de la tomografía, la distribución de dosis del haz de abanico se puede medir mediante un perfil de dosis[21]. Un perfil de dosis es la cantidad de dosis depositada por cada fotón en una cierta región espacial. Para la tomografía estudiada en este trabajo, la región espacial se define a lo largo del eje x , que es la dirección en el que se encuentra el arreglo de detectores.

La fluencia en cada detector se puede medir empleando un film radiocrómico⁶. Este film devalará los detectores con más fluencia de rayos X producidos por el haz en forma de abanico. Es el trabajo de los colimadores y los filtros moldear este perfil de acuerdo al protocolo empleado para obtener los puntos necesarios de dosis altas y no afectar ningún órgano de riesgo [21, 9, 4].

En este trabajo, se cambia la geometría del filtro Bow-Tie para obtener un perfil de dosis de acuerdo a lo explicado en la sección 2.1.2.

2.2. Efectos biológicos de la radiación

Los efectos biológicos de la radiación dependen netamente de la fuente de radiación y del sistema biológico expuesto. Usualmente, la identificación de estos efectos se logra luego de un seguimiento y estudio en el tiempo de la sección del cuerpo irradiada. La radiosensibilidad de cada órgano o sistema depende de muchas variables y, en muchas ocasiones, tiene que ver con la estructura misma de las células que lo conforman o incluso del estado de dichas células al momento de la exposición. Algunos de estos efectos son instantáneos, otros toman poco tiempo en ser notorios y otros toman incluso años en manifestarse[9, 2].

Estos efectos pueden ser estocásticos o deterministas. Son estocásticos cuando la probabilidad de que ocurra un efecto perjudicial aumenta con la dosis suministrada al paciente. Los ejemplos más comunes de efectos estocásticos son el cáncer inducido por radiación y el cáncer heredado. Por otro lado, si la exposición es muy prolongada, el efecto biológico predominante será la muerte celular; este efecto es determinista puesto que la magnitud del daño generado crece con la dosis. En esta clasificación de efectos se encuentran las reacciones de los diferentes tejidos a la radiación[2, 3,

⁶Una lámina fotosensible que se va oscureciendo al ser expuesta a rayos X.

9].

2.2.1. Interacción de la radiación con el tejido y el ADN

Los fotones de rayos X, también conocidos como partículas primarias, interactúan en el tejido vivo ionizando a los átomos mediante los procesos de interacción discutidos en la sección 1.2. Las partículas primarias producen partículas secundarias que son los electrones expulsados de los átomos. Las partículas secundarias, a pesar de ser menos energéticas, siguen con la suficiente energía cinética para interactuar con otros átomos y generar diferentes partículas como electrones secundarios (conocidos como rayos delta). Las partículas secundarias son menos energéticas, por lo tanto tienen longitudes de onda mayores (de 4 a 12 nm). Este orden de magnitud de longitudes de onda es similar al diámetro del ácido desoxirribonucleico ADN (aproximadamente 2 nm). Si la interacción de una partícula primaria ocurre lo suficientemente cerca al ADN, la probabilidad de que una partícula secundaria interactúe con el ADN aumenta [2, 9].

La interacción de la radiación ionizante con las moléculas de agua generará radicales hidroxilos, los que pueden interactuar con el ADN[4]. El ADN, al encontrarse en el núcleo de la célula, toma un papel fundamental para su supervivencia. Estos radicales pueden ocasionar fallos y mutaciones genéticas. Estos fallos no son más que rupturas en las hebras del ADN. Las hebras se pueden reparar por medio de enzimas específicas del ADN, pero cuando se producen rupturas de ambas hebras del ADN al mismo tiempo, la efectividad de estas enzimas baja. Esto vuelve imposible la reparación del ADN, lo que lleva a la degeneración de la célula. La célula puede bien morir o multiplicarse sin parar, lo que da inicio al cáncer. Como se mencionó en la sección 2.1, para radio-diagnóstico se busca un LET bajo. Los fotones de los tomógrafos cumplen este requisito y su uso reduce la probabilidad de una ruptura compleja en el ADN[15, 4, 9, 2].

En radioterapia, se emplea este principio para atacar al cáncer. Se irradia una dosis prescrita al volumen tumoral durante cierto tiempo, provocando la muerte de las células cancerígenas. Las células cancerígenas son mucho más radiosensibles que las células del tejido vivo. Esto significa que al exponer el tejido sano y el volumen tumoral a la radiación ionizante, la cantidad de células supervivientes será mayor para el tejido sano que para las células cancerígenas.

Capítulo 3

Simulación del filtro Bow-Tie y resultados

Los resultados de las simulaciones Monte Carlo mostrados en este capítulo son obtenidos con el objetivo de hallar la geometría nominal del filtro Bow-Tie del tomógrafo *Brilliance Big Bore* que posee el Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito. La necesidad de hallar dicha geometría surge de la carencia de especificaciones técnicas sobre este filtro.

El fabricante no otorga la información completa de todas las componentes del tomógrafo, entre esas componentes se encuentra el filtro Bow-Tie.

Es en este tomógrafo que se realizan las tomografías que serán tomadas como base para la planificación del tratamiento del paciente. Si se encuentra un modelo computacional adecuado de la geometría de este filtro, las dosimetrías¹ realizadas serán más robustas. La planificación del tratamiento, realizada por el físico médico, podrán tomar en cuenta todas estas características geométricas que permitirá elegir un plan por sobre otro.

Las simulaciones Monte Carlo presentadas en este trabajo fueron realizadas en la plataforma GATE. Se escogió este software por la facilidad a la hora de simular volúmenes complejos como el filtro Bow-Tie.

¹Cálculo de la dosis depositada en cada tejido expuesto en un tratamiento de radioterapia. Una dosimetría también es la planificación del tratamiento que el paciente oncológico recibirá, a estas planificaciones se las denomina planes.

3.1. Plataforma **GATE**

GATE es un software libre de simulaciones Monte Carlo que fue desarrollado por la colaboración OpenGate [22, 4]. GATE tiene una arquitectura peculiar; en su capa más interna usa GEANT4 [22] que cuenta con los algoritmos necesarios para la simulación del transporte de las partículas. En una capa más externa se encuentra el `core` que es en donde se encuentran las funciones principales de GATE. Aquí están las herramientas para la construcción de geometrías, los procesos físicos y la visualización de la simulación [4, 23].

Además, esta arquitectura proporciona una ventaja al usuario. En la última capa se encuentra la capa `usuario` que permite modificar, automatizar y programar los procesos y configuraciones deseadas para cada simulación sin necesidad de interactuar con líneas de código. GATE consigue esto mediante scripts. Los scripts son una serie de líneas de comandos que se ejecutan en el `core` que darán las órdenes a GEANT4 para generar la simulación con las especificaciones requeridas. Estos scripts se conocen como macros y los archivos con las líneas de comandos se guardan con el formato `file.mac` [24].

Los archivos `.mac` empleados en este proyecto se pueden encontrar en el repositorio de GitHub “github.com/pablobitron/resultados” [25]. Aquí se encuentran los archivos necesarios para compilar cada una de las simulaciones, desde el código en `c++` de la generación de las líneas de código para el filtro Bow-Tie, hasta los archivos fundamentales para la construcción de la simulación. El archivo `main.mac` es el principal entre sus comandos; este invoca al resto de macros que se encargan de generar los parámetros específicos. Estos parámetros son: el tipo de haz con sus características, la componente de Aluminio del filtro y la componente de PMMA del filtro.

Para generar la geometría principal, se emplea el comando `/gate/world` en el archivo `main.mac`. El `world` o *mundo*, es el espacio geométrico en el que la simulación se llevará a cabo. Ahí es donde se colocará al tomógrafo y al fantoma. Es decir, el *mundo* es en donde viven todos los componentes simulados de este trabajo.

3.2. Construcción de la simulación

La simulación recrea lo mostrado en la siguiente imagen.

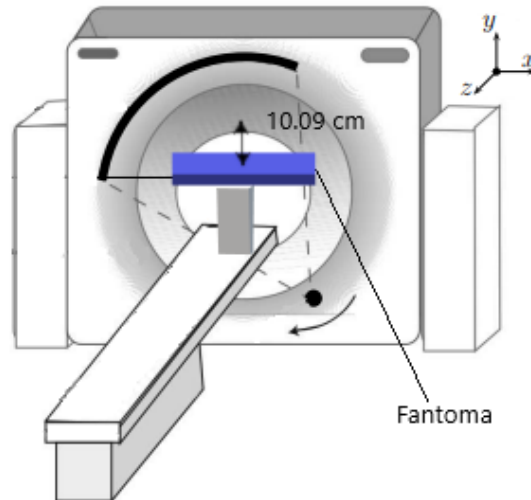


Figura 3.1: Ubicación del fantoma con respecto al gantry del tomógrafo Brilliance Big Bore

A continuación, se muestra la construcción y ubicación del fantoma de agua en el mundo virtual generado en GATE. Para la simulación se omitió la interacción de los fotones de rayos X con la camilla, así como la interacción con las partes externas que recubren al gantry. Esta simplificación es adecuada puesto que las interacciones previas aportan muy poca información de los fotones que inciden sobre el paciente y pueden ser omitidas.

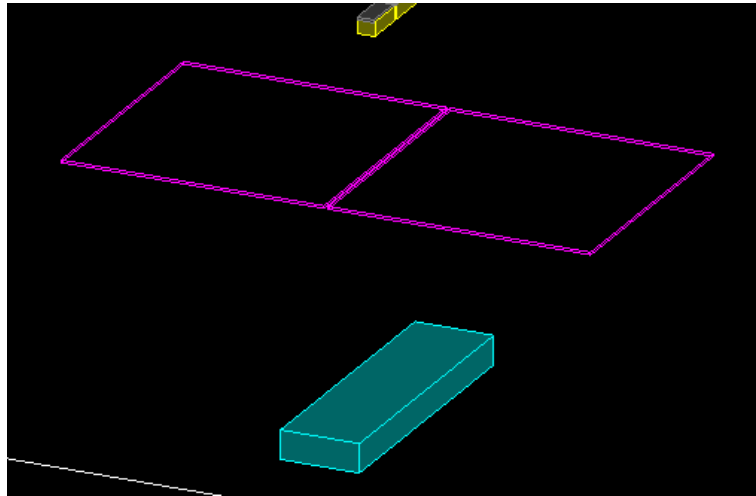


Figura 3.2: Ubicación del fantoma simulado con respecto al filtro Bow-Tie y a los colimadores finales. En cian el fantoma de agua, en gris y amarillo el filtro y en magenta los colimadores finales.

El mundo simulado en GATE representa a un cuarto con blindaje apropiado para ubicar un tomógrafo. Este cuarto tiene aproximadamente las dimensiones reales del cuarto en el que se encuentra el tomógrafo Brilliance Big Bore en el Hospital de Solca.

Para la simulación se empleó agua como el material para el fantoma. El fantoma es rectangular (visto desde el plano xz), de 550 mm de largo en x , un ancho de 150 mm en z y está ubicado en $(0, 1317, 0)$ mm empleando el sistema de coordenadas de la Figura 3.1, con una profundidad de 55 mm en dirección $+y$. Además, está situado a 792 mm de la fuente de rayos X[24].

El filtro bow-tie se encuentra justo bajo la fuente de rayos X a una distancia de 59 mm aproximadamente y en el mismo eje que el fantoma. Está colocado de tal manera que los fotones interactúan primero con la componente de aluminio y luego con su componente de PMMA.

Antes de que los fotones interactúen con el fantoma, se encuentran con los colimadores finales (hechos de aluminio, definen el espesor del corte deseado) ubicados a 347 mm de la fuente. Tienen una separación entre sí de 507.44 mm.

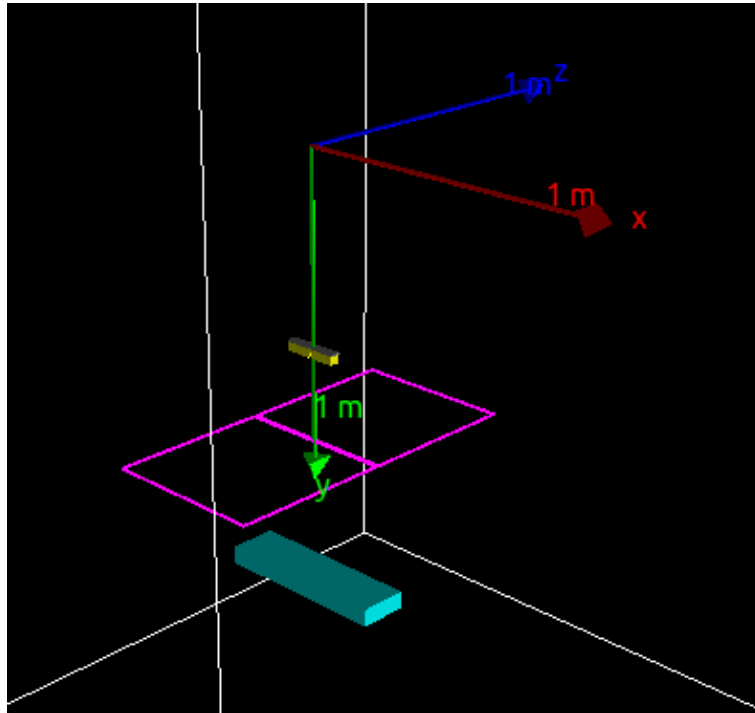


Figura 3.3: Esquema de la simulación. En amarillo y plateado el filtro bow-tie, en magenta los colimadores finales y en cian el fantoma de agua. Además, se puede ver el sistema de referencia empleado para un mundo en GATE de 2 metros de largo, 4 metros de ancho y un alto de 2.5 metros.

3.2.1. Creación del filtro Bow-Tie

La creación del filtro bow-tie fue realizada empleando los volúmenes simples que facilita GATE. Para esto se empleó el código en C++ mostrado en [4], donde se construye la forma compleja del bow-tie uniendo uno por uno los volúmenes de cajas y cuñas disponibles en el directorio GATE: `/gate/world/daughters/insert`. Este código se modificó para cumplir los propósitos de este estudio.

3.2.2. Parámetros

Los parámetros son ϵ_x y ϵ_y que, como muestra Coloma en [4], son los números entre 0 y 1 que ajustan la altura (en y) y el ancho (en x) del filtro bow-tie. Al variar estos parámetros se obtienen formas más pronunciadas en los arcos del filtro

para cada simulación, haciéndolos más estrechos o más amplios, más altos o más largos.

3.3. Simulación con y sin filtro Bow-Tie

La primera simulación realizada en GATE fue la del sistema mencionado en la sección (3.2) retirando el filtro Bow-Tie para observar la distribución del perfil de dosis en el fantoma empleado y observar la diferencia al interferir el paso de los fotones con el filtro. Las dos imágenes siguientes muestran claramente lo esperado. Para la simulación sin el filtro, las dosis más altas se distribuyen a lo largo del fantoma, mientras que para la simulación con el filtro se muestra claramente una distribución de dosis altas en la mitad del fantoma y dosis bajas para las periferias. Esto es esperado puesto que los fotones incidentes requieren atravesar más tejido al ingresar por el centro del paciente (la parte más gruesa), mientras que fotones con la misma energía se atenuarán menos al interactuar con el tejido periférico del paciente.

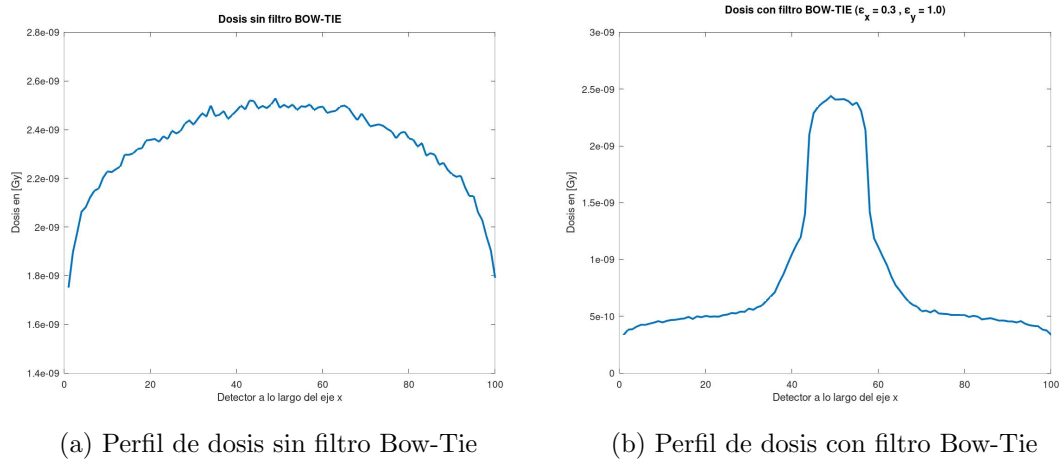


Figura 3.4: Distribución de Dosis en [Gy] medida por los detectores a lo largo del eje x en (a) sin filtrar el haz de rayos X y en (b) la distribución con el filtro Bow-Tie

Como se puede notar en las Figuras 3.4 (a) y (b) antes mostradas, no se tiene una distribución tan continua y suave como se esperaría. Esto tiene que ver con la resolución tomada de los detectores de la simulación. Mientras más pequeñas son las divisiones de cada detector, más ruido van a adquirir. Los tamaños empleados

en este trabajo son los necesarios para obtener una detección adecuada, tomando en cuenta las dimensiones del fantoma empleado.

3.4. Variación de los parámetros del filtro Bow-Tie

Los parámetros del filtro son representados como $(\epsilon_x; \epsilon_y)$. Estos parámetros fueron variados con pasos de 0,1, comenzando con un valor inicial de (0.1;0.1) hasta llegar a (2.0;2.0). Sin embargo, los perfiles de dosis mostrados en el Apéndice A son solo en los que varían ϵ_x dejando fijo el valor de $\epsilon_y = 1.0$. Los perfiles mostrados van desde (0.3;1.0) hasta (1.0;1.0). Esto se debe a que, para valores fuera de este rango, los perfiles de dosis no entregan información importante de la influencia del filtro en el moldeado del haz de abanico del tomógrafo *Brilliance Big Bore* estudiado.

Conclusiones

Los resultados obtenidos para las simulaciones de los perfiles de dosis con y sin el filtro Bow-Tie muestran que, para un protocolo de cuerpo a 120 kVp, con el ángulo del ánodo del tubo de rayos X definido en [4], la distribución de dosis es bastante homogénea en el haz de abanico del tomógrafo sin el filtro como se puede observar en la Figura 3.4 (a). También, en la Figura 3.4 (b), se nota que el perfil de dosis está mejor moldeado al colocar el filtro. Esto se espera en el tratamiento de un paciente, tomando en cuenta la aproximación circular del corte axial que se mencionó en la sección 2.1.2. Los fotones de rayos X en la región central del paciente tienen mayor energía y depositan mayor cantidad de dosis, esto se puede observar en un aumento de fluencia en los detectores centrales, como se muestra en (b). Es decir, al colocar el filtro, la mayor fluencia y por ende la mayor interacción de la radiación con el tejido, sucederá en la región central del paciente, mientras que las periferias tendrán menos interacciones evitando así sobre dosificar regiones innecesarias para este método de imagen.

Tanto para el primer detector como para el último, la dosis recibida es menor, esto se debe a la posición del fantoma. Para obtener la mayor cantidad de detección, el experimento se diseñó con un fantoma de 55 cm de largo y se colocó de tal forma que los extremos se encuentren fijos al gantry. La distancia de la fuente a los extremos del fantoma es mayor a la alcanzada por el haz de abanico. Es decir, los fotones primarios del haz que interactúan con el fantoma no llegan a los extremos y son las partículas secundarias las que depositan dosis (en menor proporción). En los primeros y últimos detectores, la fluencia es mucho menor por la baja probabilidad de ocurrencia de efectos por acción de las partículas secundarias.

Finalmente, tomando en cuenta el análisis previo de Alejandro Coloma [4] sobre el material del filtro Bow-Tie, se analizó su geometría correcta. Primero, se variaron los parámetros $(\epsilon_x; \epsilon_y)$ tomando en cuenta un filtro con dos componentes (una de aluminio y otra de PMMA).

El análisis de los perfiles de dosis mostrados en el apéndice permite concluir que los parámetros ideales son $(\epsilon_{xideal} = 0,4; \epsilon_{yideal} = 1,0)$, puesto que se obtiene una distribución de dosis más acorde a los resultados mostrados en [4].

La variación para valores de $\epsilon_x < \epsilon_{xideal}$ muestran perfiles de dosis donde se nota una sobre dosificación de la región central del paciente y una sub-dosificación de la región periférica del paciente para el protocolo de cuerpo con la energía simulada. Mientras que para variaciones $\epsilon_x > \epsilon_{xideal}$, los perfiles de dosis muestran sobre dosificación para regiones periféricas y sub-dosificación para regiones centrales del paciente. La variación del valor de ϵ_y no muestra ningún cambio relevante en los perfiles de dosis. Es decir, la altura simulada y sugerida en [4] otorga la mayor cantidad de información sobre el moldeado del haz de abanico. Al cambiar su altura, los resultados obtenidos arrojaron perfiles de dosis que no son acordes a lo medido experimentalmente en ningún protocolo de [4].

En resumen, se ha obtenido un buen modelo computacional de la posible geometría del filtro Bow-Tie encontrado en el tomógrafo *Brilliance Big Bore* encontrado en el hospital oncológico SOLCA Núcleo Quito. Este modelo requiere de una validación específica por medio experimental, siguiendo los pasos señalados en la sección 3.5.5.

La culminación de este proyecto será de gran utilidad para el área de radioterapia del hospital oncológico de SOLCA, puesto que se obtendrá información precisa de los parámetros que se emplean a diario y permitirá la formulación de planificaciones dosimétricas más exactas y robustas que ayudarán al tratamiento de pacientes oncológicos. En la siguiente sección se sugiere una propuesta de investigación que permitirá la validación de estos resultados mediante mediciones experimentales.

Sugerencias finales

Para un siguiente paso en este proyecto, se deben validar los resultados obtenidos por las simulaciones midiendo los perfiles de dosis en el tomógrafo *Brilliance Big Bore* del Hospital Oncológico Socla Núcleo Quito. Para esto, se debe realizar la propuesta de investigación en el hospital, a continuación se sugiere el siguiente esquema de planteamiento de problema, objetivos, materiales y métodos.

Planteamiento del problema

Las dosimetrías realizadas a pacientes a diario toman en cuenta parámetros precisos y las componentes de cada uno de los equipos empleados para esto, toman un papel muy importante a la hora de obtener una planificación más exacta y robusta[10].

El tomógrafo Brilliance Big Bore es uno de los equipos fundamentales empleados en todo el proceso del paciente. Es aquí donde el paciente realiza la simulación previo a recibir el tratamiento programado por el médico tratante.

Es la imagen obtenida por este equipo la que se emplea para realizar la dosimetría y planificación del tratamiento, es decir, todo el tratamiento del paciente se sostiene en el correcto funcionamiento del tomógrafo y la precisión de esta imagen.

Entre muchos más componentes del tomógrafo, existe un filtro llamado filtro Bow-Tie, que se encarga de homogeneizar el perfil de dosis de radiación que el paciente reciba al momento de tomar la tomografía de simulación. A diferencia del resto de los componentes del tomógrafo, este filtro en particular no consta con una lista técnica de las especificaciones que lo caracterizan. Esto quiere decir que, no se sabe cuál es la geometría exacta. Es la geometría de este filtro la que moldeará el haz de rayos-x emitido y por ende regulará la dosis de radiación recibida por el paciente[3, 10, 5, 8].

Es por esto que surge la necesidad de realizar un experimento que pueda validar una simulación correcta de la entrega de dosis inicial al paciente al realizar la tomografía de simulación.

Objetivo general

Definir un modelo computacional adecuado del equipo empleado en el hospital.

Objetivos específicos

- Validar la geometría propuesta previamente analizando el perfil de dosis con film radiocrómico.
- Hallar la geometría correcta del filtro Bow-Tie encontrado en el tomógrafo Brilliance Big Bore.

Materiales

- Lote de film radiocrómico de 8" x 11" tipo EBT3.
- Escáner VIDAR Dosimetry PRO Advantage RED con software de escaneo RITg148+.
- Tomógrafo Brilliance Big Bore
- Bloques de agua virtual

Métodos

Este proyecto de investigación constaría de cuatro partes secuenciales:

1. Medición de perfiles de dosis a 10 cm de la parte superior del gantry con film radiocrómico en orientación paralela al equipo con un campo estático.
2. Medición repitiendo el paso uno con diferentes films radiocrómicos para obtener un perfil de dosis promedio el cual se pueda emplear para comparar.
3. Comparación con la simulación Monte Carlo de ajuste del filtro digital empleando la medición de los perfiles de dosis realizada previamente.
4. Validación del estudio realizado.

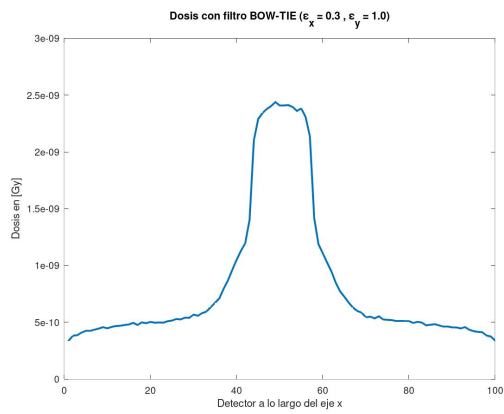
Bibliografía

- [1] Silvia Bulbulian¹ e Ignacio A. Rivero Espejel. «Historia de la investigación de la radioactividad en el Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares». En: *Boletín de la sociedad química de México* 6.1 (2012), págs. 15-16.
- [2] JERROLD T. BUSHBERG y col. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 3.^a ed. Philadelphia: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2020.
- [3] Suzanne Amador Kane y Boris A. Gelman. *Introduction to Physics in Modern Medicine*. 3.^a ed. Boca Raton: Taylor & Francis Group, LLC, 2020.
- [4] Alejandro Coloma. «SIMULACIONES MONTE CARLO PARA EL CÁLCULO DE LOS ÍNDICES DE DOSIS EN EL TOMÓGRAFO BRILLANCE BIG BORE DEL HOSPITAL ONCOLÓGICO SOLCA NÚCLEO QUITO». Tesis doct. Escuela Politécnica Nacional, 2014.
- [5] J.M. Daniel J.H.L. Mott. «Interactions of Electromagnetic Radiation and Subatomic Particles with Matter - Part 2». En: *Clinical Oncology* (2021). URL: www.clinicaloncologyonline.net.
- [6] P E Watson, I D Watson y R D Batt. «Total body water volumes for adult males and females estimated from simple anthropometric measurements». En: *The American Journal of Clinical Nutrition* 33.1 (ene. de 1980), págs. 27-39. ISSN: 0002-9165. DOI: 10.1093/ajcn/33.1.27. eprint: <https://academic.oup.com/ajcn/article-pdf/33/1/27/24152702/27.pdf>. URL: <https://doi.org/10.1093/ajcn/33.1.27>.
- [7] Mario P. Iturralde. *Dictionary and Handbook of Nuclear Medicine and Clinical Imaging*. 1.^a ed. CRC Press, 1990. ISBN: 0849332338; 9780849332333; 9781315892276; 1315892278; 9781351071376; 1351071378.
- [8] P.A. Zyla y col. «Passage of Particles Through Matter». En: *PTEP* 2020.8 (2020), pág. 083C01. DOI: 10.1093/ptep/ptaa104.
- [9] Frank Herbert Attix. *Introduction to Radiological Physics Radiation Dosimetry*. 1.^a ed. Wiley-VCH, 1986. ISBN: 0471011460; 9780471011460.

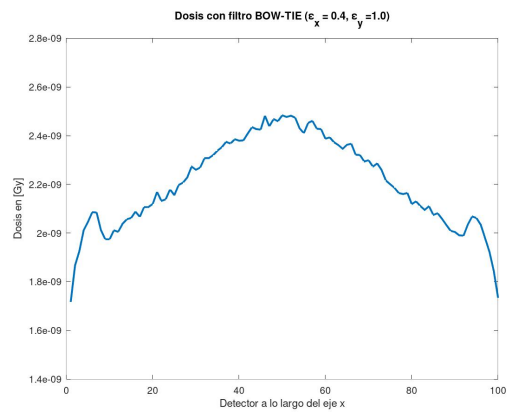
- [10] J.M. Daniel J.H.L. Mott. «Interactions of Electromagnetic Radiation and Subatomic Particles with Matter - Part 1». En: *Clinical Oncology* (2021). URL: www.clinicaloncologyonline.net.
- [11] Joachim Reinhardt Walter Greiner. *Quantum Electrodynamics*. 4ed., Springer. 2009. ISBN: 3540875603 9783540875604.
- [12] María José Cereijo Quinteiro María José Fombella Posada. «Historia de la historia clínica». En: *Galicia Clínica* (2012). URL: www.uniroja.es.
- [13] José Miguel Soriano del Castillo y Alegría Montoro Pastor. *Últimos avances en radioprotectores de origen natural*. Colección Documentos I+D, Consejo de Seguridad Nuclear, Madrid, España, 2013.
- [14] M. Lewis. *Principles of CT dosimetry. CT Technology, Dose and Performance - an ImPACT course*. 2007.
- [15] P.A. Zyla y col. «Radioactivity and Radiation Protection». En: *PTEP* 2020.37 (2020), pág. 083C01. DOI: 10.1093/ptep/ptaa104.
- [16] J. Boone y col. *Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations*. Technical Report 204, AAPM Task Group 204 in collaboration with Alliance e ICRU, 2011.
- [17] FDA. *What is Computed Tomography?* [Online; accessed October 27, 2021]. 2020. URL: <https://www.fda.gov/radiation-emitting-prod/medical-x-ray-imaging/what-computed-tomography>.
- [18] Dr. Joe Schwarcz. *The Ring Chemistry*. 2012. ISBN: 978-0-385-67160-6.
- [19] C. McCollough y col. *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*. Technical Report 96, AAPM Task Group 23, 2008.
- [20] J. Christner, J. Kofler y 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». En: (2010).
- [21] R. Dixon y col. *Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography*. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [22] OpenGate. *User's Guide for GATE v9.1*. L'Agence nationale de la recherche.
- [23] C. Robert et. al. *Distributions of secondary particles in proton and carbon-ion therapy: a comparison between GATE/Geant4 and FLUKA monte carlo codes*. 1.^a ed. Physics in Medicine y Biology, 2013. ISBN: 58:28792899.
- [24] C. L. Lee y col. *GATE Simulations of CTDI for CT Dose*. 1.^a ed. Journal of the Korean Physical Society, 2009. ISBN: 54(4):17021708.

- [25] Pablo Buitrón. *pablobitron/resultados*. 2021. URL: <https://github.com/pablobitron/resultados>.
- [26] Pablo Buitrón. *pablobitron/dependencias*. 2021. URL: <https://github.com/pablobitron/dependencias>.

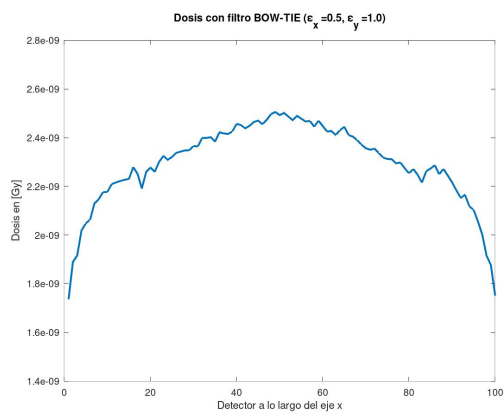
ANEXO A: Perfiles de dosis al variar los parámetros ϵ_x y ϵ_y



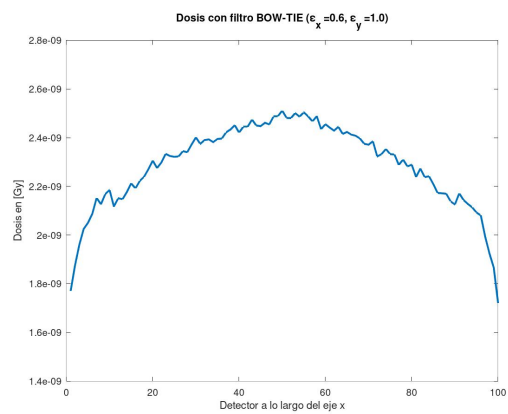
(a)



(b)



(c)



(d)

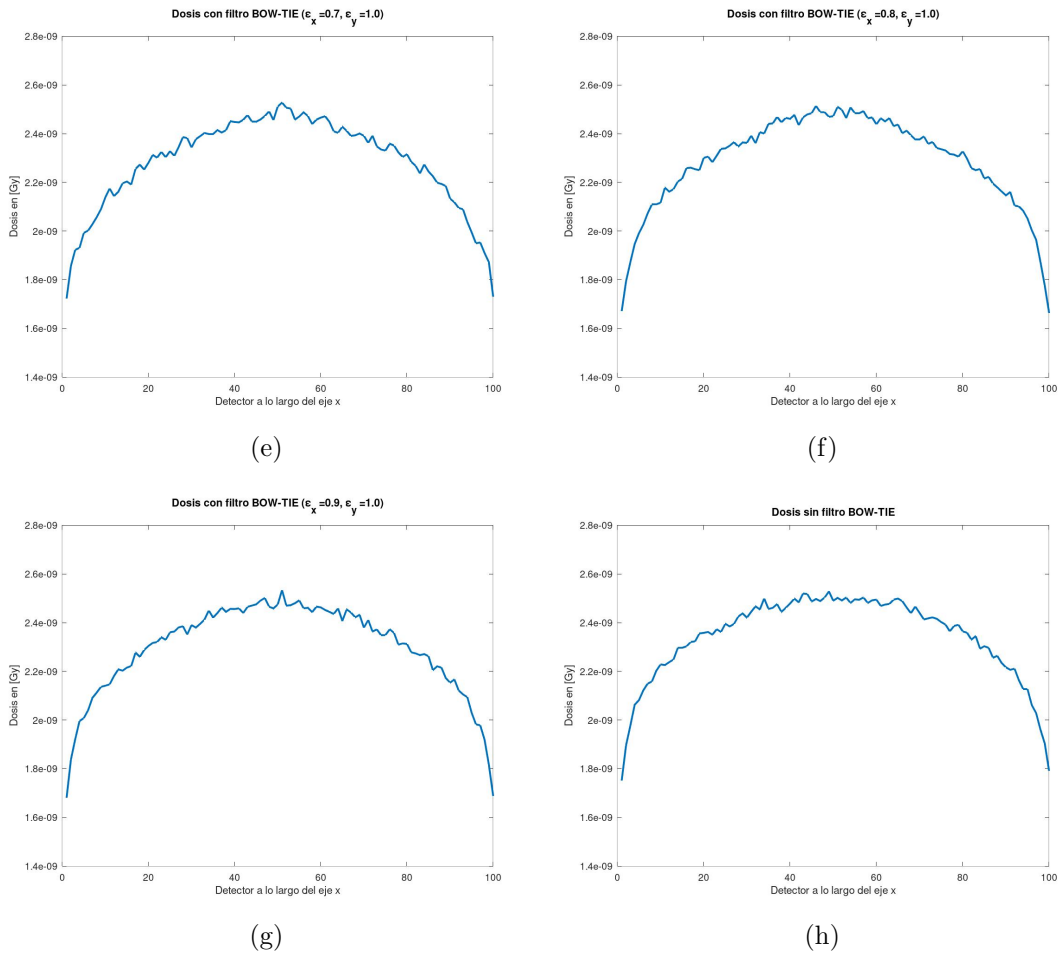


Figura 3.5: Distribución de Dosis en [Gy] medida por los detectores a lo largo del eje x en al aumentar el arco en el eje x , de un radio de curvatura dado por el parámetro $\epsilon_x = 0,4$ a $\epsilon_x = 0,9$, cuando $\epsilon_x = 1$, se reproduce la ausencia de filtro.

ANEXO B: Preparación del software

Instalación

Para generar simulaciones en GATE, se requiere instalar los paquetes y dependencias necesarias para obtener visualizaciones 3D. Entre ellas, ROOT, ITK, emacs7 LMF_3, 4 y como se empleó en este trabajo GATEv-9.1. Las dependencias necesarias para que compilen todos el software aquí presentado, se encuentran listadas en líneas de comandos en el repositorio de git hub

Geant4

Como se mencionó previamente, GATE es una aplicación basada en Geant4, se requiere instalar Geant4 mediante una serie de pasos sencillos. Primero, obtener el código fuente de la página oficial. Es necesario instalar todo el software aquí mencionado en el mismo directorio en el que se desee trabajar. Una vez descargado y extraído el código fuente, se deben crear dos directorios adicionales, uno de construcción “geant4-build” en el que se instalaran todos los ficheros necesarios para la construcción y otro de instalación “geant4-inst” donde se grabaran las configuraciones al momento de crear. Ubicados en el directorio de instalación, se debe correr el siguiente comando:

```
cmake-DCMAKE_INSTALL_PREFIX=/home/<DIRECTORIO DE TRABAJO>  
/geant4-inst /home/<DIR DE TRABAJO>/geant4  
-DGEANT4_INSTALL_DATA=ON -DGEANT4_USE_OPENGL_X11=ON  
-DGEANT4_USE_XM=ON -DGEANT4_USE_QT=ON.
```

Luego, en el mismo directorio, se puede compilar estos ficheros con el comando “make -jN” donde N es el número de cores disponibles en el ordenador. Una vez compilado, se instala con “make install”. Para obtener un trabajo en conjunto de Geant4, ROOT y el resto de software necesario, se requiere correr el siguiente comando:

```
source /home/<DIR>/geant4-inst/bin/geant4.sh.
```

ROOT

Para la instalación, se requieren seguir los mismos pasos que antes, crear los directorios de construcción e instalación y construir desde “root-build” empleando el comando:

```
cmake -DCMAKE_INSTALL_PREFIX=/home/<DIR>/root-inst  
/home/<DIR DE TRABAJO>/root.
```

Para compilar, se usa “cmake --build . --jN” , se instala de la misma forma con “make install” y finalmente se aplica un cambio a las variables de entorno para el trabajo en conjunto:

```
source /home/<DIR>/root-inst/bin/thisroot.sh
```

Para los paquetes faltantes, se requirió modificar el código de algunos scripts de los mismos por lo que el software necesario para la instalación se encuentra en mi repositorio de GitHub [26].