

## Resultados preliminares simulación de haz cónico XVI con Geant4

### Preliminary results simulation of cone beam XVI with Geant4

David Leonardo Cañas-Varón<sup>1</sup>, Johan Sebastian Uscategui-Rodríguez<sup>2</sup>, Carlos Daniel López-Velosa<sup>3</sup>

**Resumen:** En radiodiagnóstico es importante saber cuánta dosis reciben los pacientes en una irradiación promedio, existen diferentes formas de obtener estos datos bien sea por medio de un conjunto de instrumentos montados adecuadamente en el sistema de rayos-x o por medio de simulaciones detalladas. En el caso de este estudio se realiza una simulación de un maniquí de pulmón desarrollado en el software Geant4 en donde se llega a una aproximación de la dosis en diferentes puntos debida a la radiación emitida en la toma de imágenes diagnósticas de un tomógrafo de haz cónico (CBCT). La forma de obtención de datos preliminares se lleva a cabo con una representación con 4 fuentes radiales, estas emiten rayos X con una energía de 120 keV como blanco se simula una geometría del maniquí CIRS tórax phantom 002LFC , La cantidad de eventos ejecutados en este trabajo es del orden  $10^6$  la cual se ejecuta con la librería G4EmPenelopePhysics. Resultado de lo anterior se obtienen dosis de  $5, 20 \times 10^{-8}$ Gy en el isocentro. El uso de estas imágenes para diagnóstico de tórax es limitado, sin embargo el aporte de dosis de las mismas es

---

<sup>1</sup> Licenciado en física, Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Especialista en Bioingeniería, Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Máster en Física Médica, Pontificia Universidad Javeriana, Colombia.

[dicanasv@correo.udistrital.edu.co](mailto:dicanasv@correo.udistrital.edu.co) ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7795-8071>

<sup>2</sup> Estudiante de Licenciatura en física, Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Colombia. [cdlopezv@correo.udistrital.edu.co](mailto:cdlopezv@correo.udistrital.edu.co) ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0245-9806>

<sup>3</sup> Estudiante de Licenciatura en física, Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Colombia. [jsuscatequir@correo.udistrital.edu.co](mailto:jsuscatequir@correo.udistrital.edu.co)

bajo comparado con dosis de CTs convencionales, es por esto que es importante generar conciencia de usar más estas técnicas de adquisición de imágenes.

**Palabras clave:** Dosis media, Geant4, Penelope, Tomografía de haz Conico (CBCT).

**Abstract:** In radiodiagnosis it is important to know how much dose patients receive in an average irradiation, there are different ways to obtain this data either by means of a set of instruments properly mounted in the X-ray system or by means of detailed simulations. In the case of this study, a simulation of a lung mannequin developed in Geant4 software is performed, where an approximation of the dose at different points due to the radiation emitted in the diagnostic imaging of a cone beam tomograph (CBCT) is obtained. The way of obtaining preliminary data is carried out with a representation with 4 radial sources, these emit X-rays with an energy of 120 keV as a target is simulated a geometry of the dummy CIRS thorax phantom 002LFC , The number of events executed in this work is of the order  $10^6$  which is executed with the library G4EmPenelopePhysics. As a result of the above, doses of  $5, 20 \times 10^{-8}$ Gy at the isocenter are obtained. The use of these images for chest diagnosis is limited, however the dose contribution of these images is low compared to conventional CT doses, which is why it is important to raise awareness of the increased use of these imaging techniques.

**Keywords:** Medium dose, Geant4, Penelope, Cone beam tomography (CBCT).

## 1. Introducción

A partir del descubrimiento de los rayos X por Roentgen en 1895, se ha encontrado una gran aplicabilidad de estos en el campo de la medicina, más específicamente en el diagnóstico y tratamiento de tumores cancerígenos [12]. Actualmente, tanto en Colombia como en la gran

mayoría de países de Latinoamérica, se cuenta con varias instituciones y hospitales dedicados al trabajo en procesos de radioterapia y radiodiagnóstico, áreas en las cuales estará centrado este trabajo.

En el territorio nacional, se presenta un alto porcentaje de problemas de salud directamente relacionados con la actividad pulmonar, como podemos encontrar en los últimos días la enfermedad provocada por el virus SARS CoV-19 y el cual genera complicaciones severas en sistema pulmonar y que las infecciones han aumentado de forma exponencial afectando el mundo entero. Además de ello el cáncer de pulmón, el cual, en estudios realizados durante el período comprendido entre el año 2007 y 2013 ocupaba el segundo lugar en la tasa de mortalidad para ambos sexos, con un 11,8% [8], y una proyección a futuro de un aumento significativo en dicha estadística debido al alto nivel de consumo de tabaco en el país; por ello, hoy en día es considerado como un problema de salud pública, demostrándose así la necesidad de ahondar en el estudio, investigación y tratamiento de patologías pulmonares.

La exposición de la ciudadanía colombiana a distintos factores tales como la elevada contaminación del aire, el alto consumo de tabaco y la presencia de arsénico y radón en los sistemas de agua potable, aceleran cada vez más las estadísticas anteriormente mencionadas; todos estos factores acarrear consecuencias negativas para el organismo en general, pero más específicamente para el sistema respiratorio, ocasionando a largo plazo daños irreparables en los pulmones, como el cáncer [9], y ayuda que este virus se siga expandiendo a lo largo del territorio nacional. Estas afectaciones provocadas por la enfermedades ya mencionadas son detectadas mediante diferentes métodos de radiodiagnóstico, como lo son la radiografía convencional plana y la tomografía computarizada o cómo se conoce por sus siglas en inglés CT (Computerized Tomography), siendo este último el más efectivo [13].

Las instituciones médicas en Colombia cuentan en la actualidad con equipos para la radioterapia los cuales se equipan con unidades para adquisición de imágenes y de esta manera mejorar el posicionamiento de los pacientes, uno de ellos es de la casa ELECKTA el modelo Sinergy [2], este contiene un CBCT y un acelerador lineal de megavoltaje. El primero de ellos (CBCT), en el cual está basado este estudio, maneja magnitudes de kilovoltaje, de forma que se pueden detectar órganos afectados por células cancerígenas u otras patologías, mientras que el segundo (acelerador lineal de megavoltaje) ayuda directamente con el proceso de radioterapia.

Con base a lo anteriormente expuesto se hará una estimación de que tan viable es simular este tipo de radiación en una geometría común para el equipo Synergy.

## **2. Materiales y métodos**

En el desarrollo en teorías de la física que ayuden a entender la interacción a un rango atómico de la materia y la luz, se han ido encontrando utilidades en otras áreas como la medicina, en donde se usa para la formación de imágenes diagnósticas; de esta forma y a partir de estas teorías, se puede plantear más funciones en la medicina que ayuden en el desarrollo y planteamiento de tal forma que la física y la medicina tenga un avance significativo en las ciencias.

Se conoce a la radiación como el movimiento de partículas con la cantidad de energía suficiente para ionizar la materia que atraviesa [10], como mínimo la energía debe ser igual a la de primer nivel de energía. Las formas de interacción que se dan entre la radiación y la materia dependen de factores como su energía, tipos de partículas, cargadas o sin carga. Los fotones son partículas que carecen de masa en reposo y carga eléctrica; por lo tanto, su interacción al atravesar la materia no es tan intensa como en el caso de partículas cargadas, estas interacciones manejan energías de 0,1 keV a 1 GeV; los mecanismos de interacción dominantes son: dispersión de Rayleigh, el efecto

fotoeléctrico, el efecto Compton y la creación de pares electrón-positrón, otros modos de interacción son las reacciones fotonucleares [10], pero estas ocurren con una probabilidad mucho menor que las anteriormente mencionadas.

Estos diferentes mecanismos de interacción cambian con respecto a la energía umbral a la que se produce cada uno, la probabilidad de que ocurra cada uno de estos mecanismos se caracteriza por su sección eficaz, ésta a su vez depende de la energía de las partículas incidentes, las características del objetivo y la naturaleza de la interacción. Estas pueden ser consideradas como el área efectiva para la colisión entre partículas además de tomar una forma estadística.

### **2.1. Efecto fotoeléctrico**

El efecto fotoeléctrico es el resultado de la interacción de un fotón con un electrón que está en las capas internas del átomo, ubicado en la superficie de un material, al efectuarse esta interacción (fotón-electrón), se tiene como resultado un electrón expulsado por el átomo dejando una vacante, a este electrón se le denomina fotoelectrón, éste puede ser expulsado solo con una energía específica debido a la ligadura de los átomos en la superficie del material a irradiar (CSN, 2013).

### **2.2. Efecto Compton**

En el efecto Compton, el fotón interactúa con un electrón de las capas externas del átomo de forma elástica débilmente ligado que se puede considerar como libre [5].

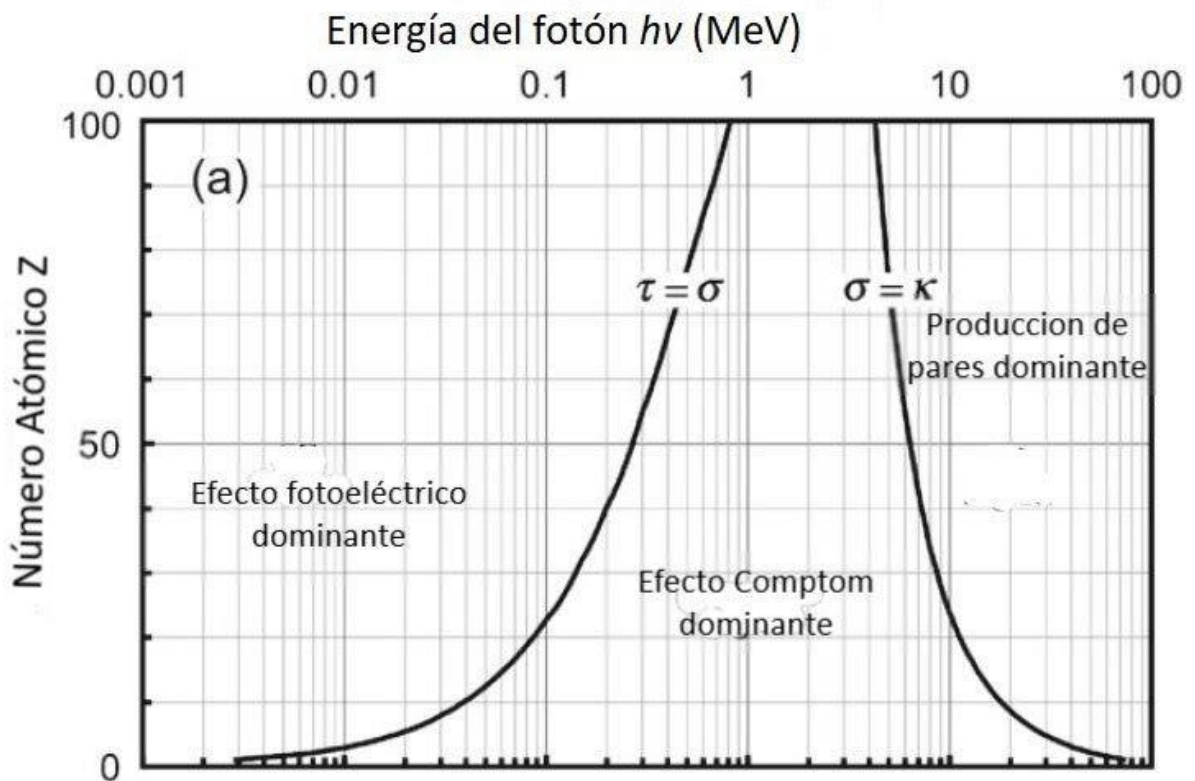
Esta interacción da como resultado la ionización del átomo, un fotón secundario (dispersado) adquiere una parte de la energía del fotón y un electrón de menor energía liberado toma la energía restante del fotón, como consecuencia de ello el electrón Compton pierde energía produciendo ionizaciones y/o excitaciones.

### 2.3. Creación de pares

En la creación de pares tienen lugar los fotones de alta energía, en este caso desaparece el fotón en el campo del núcleo y su energía es invertida en crear un electrón y su antipartícula, el positrón; esta interacción se da cuando la energía del fotón es superior a 1.022 MeV con el núcleo, una vez ha perdido su energía el positrón se aniquila con un electrón produciendo dos fotones de 511 keV (CSN, 2013).

Figura 1. Representación del predominio en los tres procesos principales de las interacciones de fotones con el átomo absorbente: efecto fotoeléctrico ( $\tau$ ), efecto Compton (C) y producción de pares (K) en un diagrama ( $h\nu, Z$ ) donde  $h\nu$  es la energía de los fotones y  $Z$  el número atómico,

imagen adaptada [11]

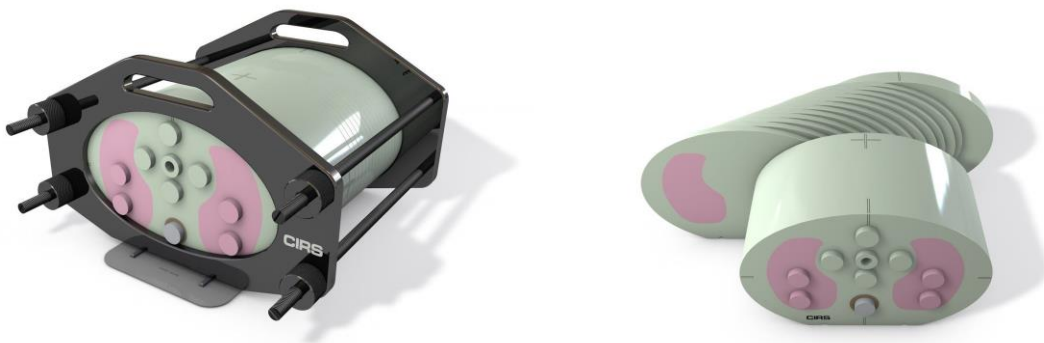


Con el software Geant4 se simuló un maniquí de pulmón en el cual se inciden haces característicos de 120 kV como los que produce un equipo CBCT, este maniquí cuenta con un geometría similar al del fantoma CIRS tórax phantom 002LFC , los datos obtenidos de esta irradiación se comparan con resultados encontrados a partir de medidas en un LINAC Elekta que cuenta con un sistema XVI y es de tipo CBCT.

#### **2.4. CIRS tórax phantom 002LFC**

Este maniquí está diseñado para abordar planes de tratamiento que simula el tórax, conteniendo una resina epoxi semejante a los tejidos del cuerpo humano. El CIRS tórax phantom 002LFC , cuenta con una forma elíptica y una estructura bidimensional, como se muestra en la figura 1, sus medidas son de 30 cm de ancho, 30 cm de largo y 20cm de espesor. Maneja un rango de energía entre los 50 keV a 25 MeV gracias a los materiales que está diseñado. Además, permite la inserción de cámaras de ionización con las cuales se pueden adquirir medidas de dosis en múltiples planos dentro del maniquí.

Figura 1. Diseño del maniquí CIRS 002LFC, imágenes tomadas de la página oficial del fabricante (CIRS, 2020.).



## 2.5. XVI ELEKTA

El XVI Elekta es un equipo para la obtención de imagen digital y su uso garantiza el correcto posicionamiento del paciente en radioterapia. Contiene un panel de imagen en kV, este consta de un tubo de rayos X y un panel detector de imagen por radiación construido de silicio amorfo. Se instala perpendicular al cabezal de tratamiento.

El colimador contiene una lámina de plomo con una forma adecuada al tamaño del campo necesario para esa adquisición, el tubo generador de rayos X proyecta imágenes planares en el detector al otro lado de la mesa de tratamiento, esto hace que el XVI adquiera imágenes bajo el control del programa adecuado y a partir de ellas reconstruye las imágenes volumétricas que serán comparadas con el CT de simulación [7]. Existen tres modos de adquisición de imágenes los cuales se basan en el tipo de adquisición y la localización de la lesión.

Figura 2. Acelerador Synergy con sistema XVI Imagen obtenida en la página oficial de elekta.



Fuente: elaboración propia.

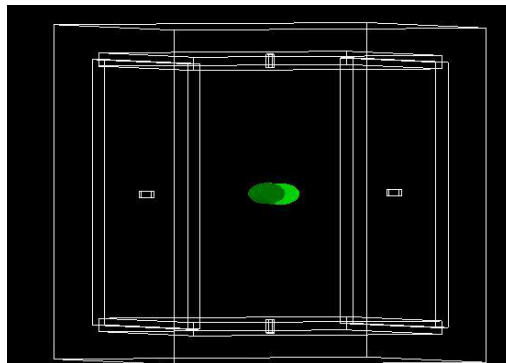


## 2.6. Geant4

Para simulación trabajada se usó una estructura que exigen la programación de Geant4 en donde se manejo de la siguiente forma:

- **UserDetectorConstruction:** en esta parte que es donde se establece la geometría, en donde Geant4 permite al usuario describir los volúmenes en una configuración o detector, incluyen formas completas simples, cajas, tubos completos (cilindros), esferas y conos; otros usan una herramienta llamada Geometría de sólidos construidas (CSG) y un conjunto de sólidos "específicos" [3], a partir de estas herramientas que cuenta el software se trató de hacer un maniquí lo más parecido posible al CIRS 002LFC.

Figura 3. Diseño del maniquí CIRS 002LFC desarrollado en el software Geant4.

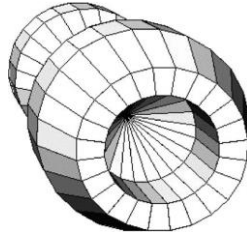


Fuente: elaboración propia.

- En el WorldVolume, es en donde se contienen todos los volúmenes específicos que se deben tener en cuenta para la construcción de la simulación, en donde se divide en 3 partes.
  - Volumen sólido: se define forma y tamaño.
  - Volumen lógico. Se definen materiales y campos electromagnéticos.

- Volumen físico: define la posición.

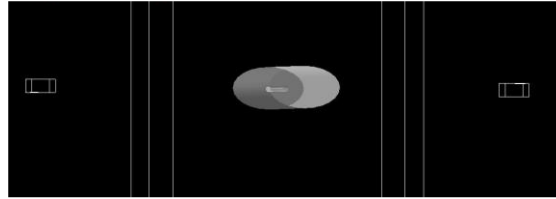
Figura 4. Ejemplo de un sólido realizado en Geant4 llamado policone, tiene secciones cilíndricas y cónicas que comparten un eje común.



Fuente: elaboración propia.

- UserPhysicsList: donde se define la lista física, que incluye las partículas y fenómenos físicos que ocurren producto de las interacciones en la simulación [1]. El seguimiento de todas las partículas en Geant4 se realiza mediante una clase G4SteppingManager. Cada tipo de partícula (electrón, gamma, positrón, protón, pión +, ion) tiene su propio administrador de procesos que contiene la lista de procesos que representan la interacción física o acciones alternativas, como el encuentro de límites geométricos (transporte) [4].
- UserPrimaryGeneratorAction: Esta clase, la tercera y última de obligatoria implementación por parte del usuario, debe derivar de UserPrimaryGeneratorAction y es la que se encarga de generar las partículas primarias en la simulación. Aquí se deben definir las partículas se crearán como primarias, establecer las distribuciones de energía, posición y momento e invocar el generador adecuado para lanzarlas en la simulación. [6].

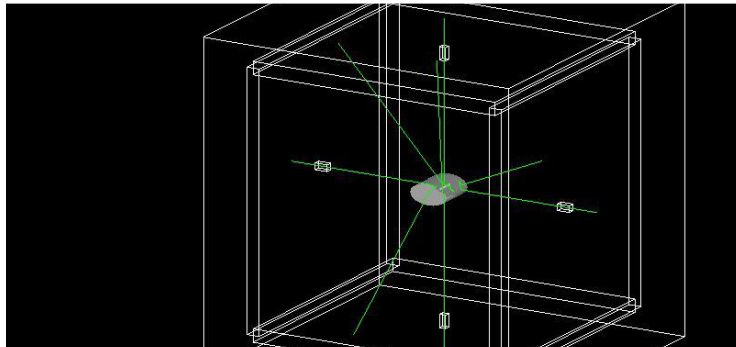
Figura 5. Simulación del CIRS tórax phantom 002LFC con su respectiva cámara de ionización ubicada en el isocentro



Fuente: elaboración propia.

El isocentro de la simulación se ubicó dentro del centro geométrico del maniquí CIRS, las fuentes se alojaron a 100cm de distancia del isocentro y se dejaron en  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$  como se muestra en la figura 6, la configuración de los haces se dejó cónica con el fin de simular el haz cónico.

Figura 6. Geometría en el mundo de Geant4, con las cuatro fuentes realizando cada una un evento.

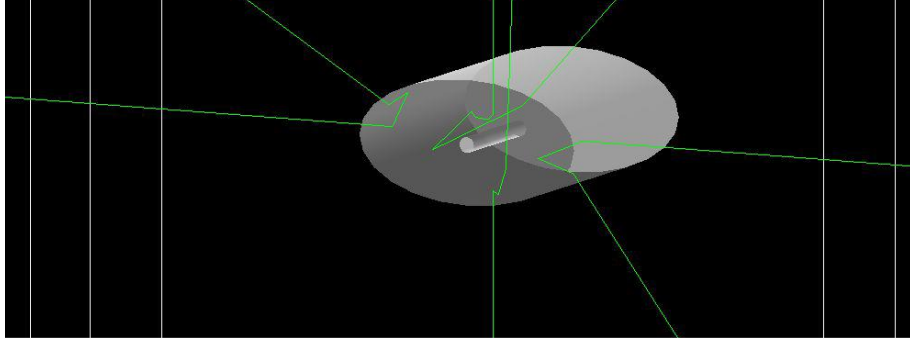


Fuente: elaboración propia.

Con el fin de probar la eficiencia de la geometría se realizaron simulaciones con 4 eventos y poder obtener un comportamiento de la simulación en las condiciones anteriormente descritas. de esta

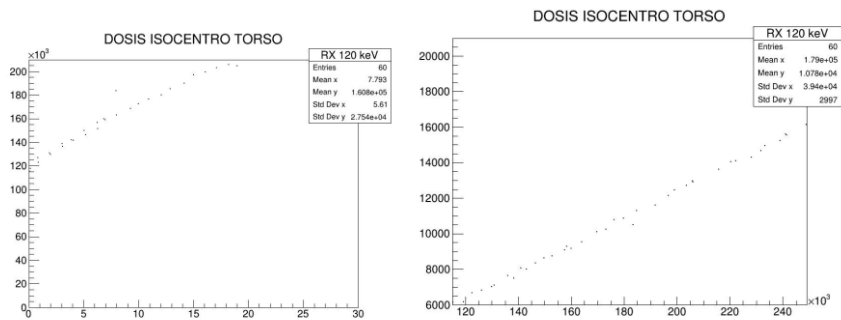
manera se obtuvo una desviaciones de los rayos-x como se muestra en la figura 7, producto de las interacciones radiación materia que ofrece la librería de Penélope para este tipo de simulaciones.

Figura 7. Simulación del maniquí CIRS con 4 eventos.



Fuente: elaboración propia.

Figura 8. Graficas de Dosis isocentro torso



Fuente: elaboración propia.

### 3. Conclusiones

Se observa que son viables las simulaciones de haz cónico con Geant4 ya que permiten ajustar la geometría de posicionamiento del maniquí con la real.

Con respecto al maniquí es posible simularlo conforme lo establecido por el NIST y sus parámetros técnicos incluyéndose dentro del código el relleno de este con tejidos catalogados por el NIST.

Las fuentes se pueden acomodar de acuerdo a la técnica deseada en las posiciones de parada del CBCT del sistema XVI lo que permite llevar a cabo una irradiación para imagen diagnóstica conforme con los parámetros técnicos en el XVI.

## Referencias

- [1] J. Allison, “Geant4 Developments and Applications”, IEEE transactions on nuclear science, vol. 53, 2006. <https://doi.org/10.1109/TNS.2006.869826>
- [2] A. Amer, T. Marchant, J. Sykes, J. Czajka, C. Moore, “Imaging doses from the Elekta Synergy X-ray cone beam CT system”, The British Journal of Radiology, vol. 80, pp. 476–482, 2007. <https://doi.org/10.1259/bjr/80446730>
- [3] O. Apostolakis, “The Geant4 Simulation Toolkit and Applications For the Geant4 Collaboration”, NATO Science for Peace and Security Series B: Physics and Biophysics, 2008. [https://doi.org/10.1007/978-1-4020-8752-3\\_5](https://doi.org/10.1007/978-1-4020-8752-3_5)
- [4] T. Salamanca, "Prototipo para monitorización de signos vitales en espacios confinados", Vis. Electron., vol. 12, no. 1, pp. 83–88, 2018. <https://doi.org/10.14483/22484728.13401>
- [5] A. Brosted, “Fundamentos De Fisica Medica”, Vol. 2, IMRT Thorax Phantom . Tissue Simulation & Phantom Technology, 2012.
- [6] M. Cortez, “Desarrollo y aplicaciones de GEANT4 para radioterapia y microdosimetría en detectores y circuitos integrados, 2011.
- [7] Elekta AB, “Elekta Synergy Digital accelerator for advanced IGRT”, 2017.
- [8] O. Gamboa, “Atlas de mortalidad por cáncer en Colombia”, Instituto Nacional de Cancerologia, 2017.
- [9] G. de Farnicola, “Arsénico en el agua de bebida: un problema de salud pública”, Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas, vol. 39, no. 4, pp. 365-372, 2003. <https://doi.org/10.1590/S1516-93322003000400003>

[10] M. Mostazo Caro, “Interacción Radiación-Materia Conceptos Básico”, Técnicas Experimentales Avanzadas, 2013.

[11] E. B. Podgorsak, “Radiation Physics for Medical Physicists”, 2nd ed., Springer, 2010.  
<https://doi.org/10.1007/978-3-642-00875-7>

[12] J. C. Ramirez, “Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad”, Revista Ingeniería Biomédica, vol. 2, no. 4, 2008.

[13] R. Raudales Díaz, “Imágenes diagnósticas: conceptos y generalidades”, Revista Facultad Ciencias Médicas, vol. 1, no. 1, pp. 35-43, 2014.