

Resultados generados por haces de fotones en un maniquí simulado en Geant4

Results generated by beams of photons on a simulated mannequin in Geant4

David Leonardo Cañas-Varón¹, Juan David Avilán-Betancourt.², José Manuel Flórez-Pérez³

Resumen: El presente trabajo pretende validar el software Geant4 en aplicaciones de radioterapia, generando un maniquí con las densidades aproximadas a las del modelo CIRS 002LFC IMRT Thorax Phantom fabricado por la empresa CIRS en USA, el cual es utilizado en controles de haces de rayos X (RX) en aceleradores lineales (LINAC), en este se hace incidir haces de fotones de RX de 6 MeV generados a una distancia de 100 cm de un detector configurado en el software Geant4 el cual se encuentra ubicado en el isocentro del maniquí. El detector mide la dosis absorbida a lo largo de cien cortes en el eje Z. Con los datos obtenidos se logra construir una gráfica en la cual es posible identificar el pico de dosis máxima absorbida en la figura. Siguiendo las recomendaciones de los reportes técnicos No. 398 de ICRU [1] se genera un detector de agua de forma cubica con dimensiones de 150 *cm*³ el cual posee 150 divisiones a lo largo del eje Y, capaz de medir la cantidad de energía depositada adecuado para caracterizar el haz incidente con una cantidad de eventos del orden de 10⁶. Demostrando así la viabilidad del código para generar los datos necesarios en simulaciones más robustas para estudios posteriores.

¹ 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 ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7795-8071>

² Estudiante de Licenciatura en física, Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Colombia.

jdavilab@correo.udistrital.edu.co ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3160-9789>

³ Físico Universidad Estatal de Kishiniev, Magister Física de Semiconductores Universidad Nacional de Colombia, Magister Propiedades eléctricas y estructurales de película Universidad Nacional de Colombia, Doctor Física de Semiconductores Universidad Nacional de Colombia.

Palabras clave: Dosis, Energía depositada, Geant4, Maniquí, RX.

Abstract: This paper aims to validate the software Geant4 radiotherapy applications, generating a phantom with densities approximated to those of the CIRS 002LFC IMRT Thorax Phantom model, which is used in the characterization and calibration of X-ray beams (RX) in linear accelerators (LINAC), this is incident photon you beam RX 6 MeV generated at a distance of 100 cm from the detector set to Geant4 which is located at the isocenter of the manikin. The detector captures the energy deposited at the indicated depth as well as the dose. As a result, it is possible to build the PDD for a simulated tank and the dose in the isocenter is calculated with a number of events of the order of 10^6 , thus demonstrating the viability of the code to generate the necessary data for more robust simulations.

Keywords: Dose, Deposited energy, Geant4, Phantom, RX.

1. Introducción

Según la Sociedad Española de Oncología Médica, el cáncer es una alteración biológica y genética de las células que componen los tejidos de nuestros órganos. El crecimiento descontrolado de estas células crea tumores, los cuales se pueden clasificar en dos tipos; benigno o maligno, se denomina tumores benignos aquellos que no destruyen órganos vecinos. Si dichas células además mutan, se produce una carcinogénesis; es decir, las células adquieren la capacidad de invadir tejidos y vasos sanguíneos o el sistema linfático y poder desarrollarse en otras partes del organismo a lo que se le denomina metástasis, catalogado como un tumor maligno y llamado cáncer [2].

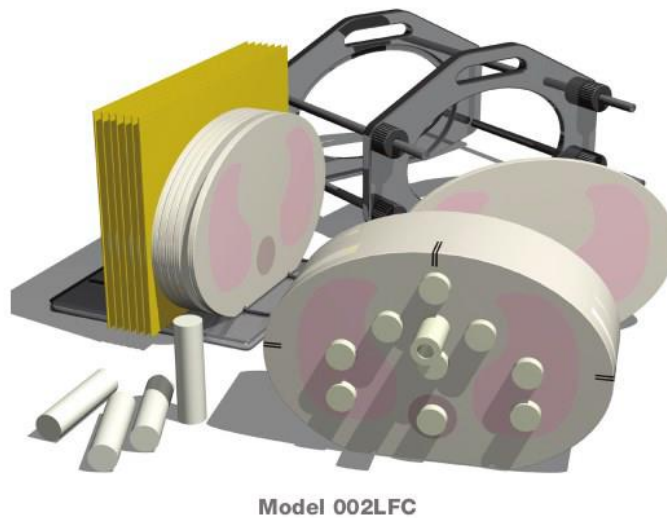
En Colombia, tanto en mujeres como en hombres el cáncer se encuentra dentro de las 10 primeras causas de muerte, siendo el de estómago y de tráquea, bronquios o pulmón los más agresivos con

una tasa cruda de mortalidad igual o superior al 8.77 por cada 100.000 personas Según el primer informe de la Organización Nacional De Salud. [3]

La simulación con el programa Geant4 el cual tiene como base el método de Monte Carlo nos permite recrear diferentes geometrías, materiales, tipos de partículas, tipos de haces y detectores, con la física necesaria para poder generar diferentes tipos de experimentos; utilizando las diversas características del software se pueden obtener resultados muy precisos los cuales son una muy buena alternativa a los cálculos analíticos. Existen diversos estudios que estudian el área clínica con radiaciones ionizantes simulando programas en Geant4 debido a la riqueza de sus librerías tanto en la matemática como en la física. [4]

Es importante poder simular los instrumentos de controles de calidad de los centros de trabajo reales en ambientes virtuales con el fin de minimizar peligros por exposición a la radiación y también los gastos tanto de maquina como de dinero que estas prácticas suponen, es por esto que tener el modelo CIRS 002LFC que tiene forma elíptica y representa adecuadamente un torso humano promedio en proporción, densidad y estructura bidimensional en un ambiente virtual para realizar múltiples pruebas es útil. Este Mide 30 cm de largo x 30 cm de ancho x 20 cm de grosor y es avalado por la asociación de físicos médicos americana (AAPM por sus siglas en ingles). El maniquí está fabricado con materiales patentados que imitan fielmente el agua, los huesos y los pulmones. Los insertos cilíndricos intercambiables equivalentes a tejido en estos permiten introducir las cámaras de ionización que permiten mediciones de dosis puntuales en múltiples planos dentro del maniquí. [5]

Figura 1: Modelo tórax CIRS 002LFC, imagen adaptada del manual CIRS 2017.



Fuente: elaboración propia.

Los diferentes fenómenos físicos inmersos en la simulación son gobernados por las interacciones de la radiación materia. Entre ellos, los más comunes son: el efecto fotoeléctrico, dispersión coherente o Rayleigh, dispersión incoherente o Compton y creación de pares; estos, para la interacción entre fotones-materia. En el caso del efecto fotoeléctrico, un fotón es absorbido por un electrón de las capas más cercanas al núcleo de un átomo superficial, la fotoabsorción sólo será posible si la energía del fotón es superior a la energía de ionización de la capa donde yace el electrón, cumpliéndose estas condiciones el electrón es liberado del átomo generando así un flujo de corriente denominada fotocorriente. [6]

Según Attix [7], la dispersión Compton es uno de los fenómenos más importantes en la física de radiaciones aplicadas a las radiaciones ionizantes, esto se debe a que una gran parte de la región energética utilizada en la física médica está dominada por este efecto. Un fotón interactúa con un electrón débilmente ligado. El electrón es dispersado mientras que el fotón incidente desaparece.

La energía que es absorbida es remitida en forma de un segundo fotón de diferente longitud de onda que es dispersado a un ángulo de salida.

La dispersión coherente o Rayleigh es el proceso por el cual un fotón es dispersado elásticamente por los electrones ligados al átomo, es decir, sin que el átomo sea excitado. En consecuencia, las energías de los fotones incidentes y dispersados son iguales. [6]

La producción de pares es un fenómeno característico de las altas energías donde los fotones interactúan con el núcleo del átomo y generan un par electrón-positrón, sólo si este tiene la energía umbral suficiente, el cual es equivalente a la masa en reposo de dos electrones. Una vez ha perdido su energía, el positrón se aniquila con un electrón produciendo dos fotones. [7-8]

La configuración de la simulación necesaria para la disposición del tanque se obtuvo del TRS 398 [1] donde se optó por una distancia fuente superficie de 100 cm e ir midiendo la dosis depositada en profundidad manteniendo el tanque estático con respecto a la fuente. En el caso de medir la dosis en el isocentro del CIRS se siguen las recomendaciones de la AAPM descritas en el TG-1151. [9]

2. Materiales y Métodos

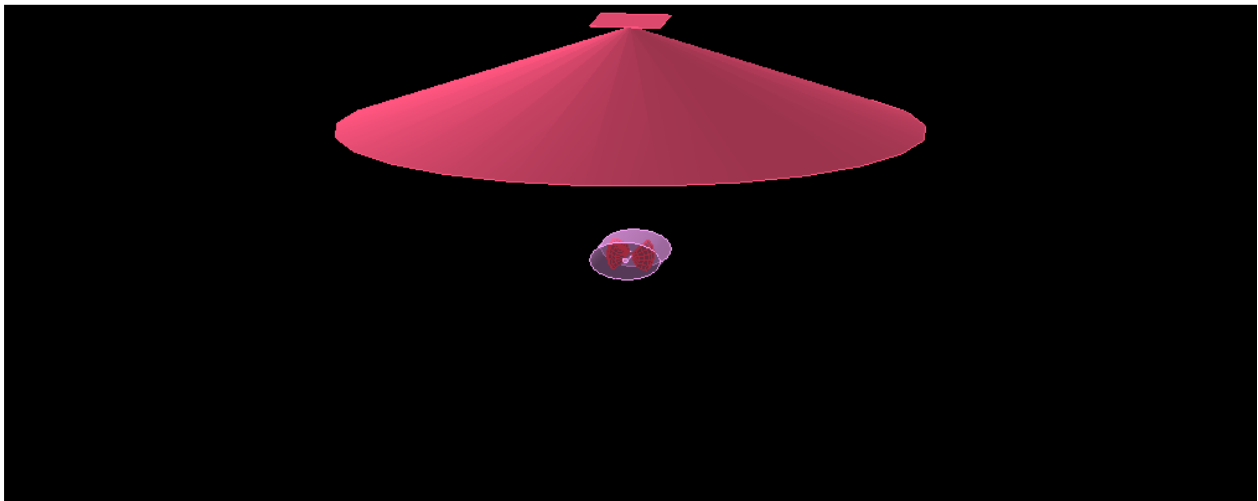
2.1 Sistema operativo

Se usa el sistema operativo Ubuntu 17.04 en un computador portátil Asus, con un procesador Core i7 de octava generación a 1,8GHz, con tarjeta de video incorporada Nvidia de 4GB, disco duro de 1TB y 4 GB de memoria RAM. Los softwares usados fueron; Geant4 10.05, junto con un lenguaje de programación de C++ 7.5.0 y Root 6.18 el cual permite la visualización de grandes cantidades de datos.

2.2 La simulación

La simulación en Geant4 fue elaborada con una librería de física G4EmPenelopePhysics, la cual permite tener resultados mucho más precisos a la hora de la simulación; ya que esta, facilita el trabajo con electrones, positrones y fotones a diferentes energías. La creación de la simulación fue generada a partir de las tres bases principales del programa sin incluir el manager, estas son; UserDetectorConstruction, UserPhysicsList, UserPrimaryGeneratorAction, en cada uno se define los parámetros necesarios para la simulación; el UserDetectorConstruction nos permite la creación de volúmenes y geometrías en el mundo o campo de experimento, dentro del cual, se generan tres diferentes volúmenes: el sólido; define forma y tamaño, volumen lógico; definen materiales y campos electromagnéticos y el físico: define la posición de la geometría. En UserPhysicsList podemos indicar la física necesaria definiendo partículas e interacciones deseadas para la simulación y en el UserPrimaryGeneratorAction generamos las fuentes y tipos de haces. [4]

Figura 2: Simulación en Geant4.

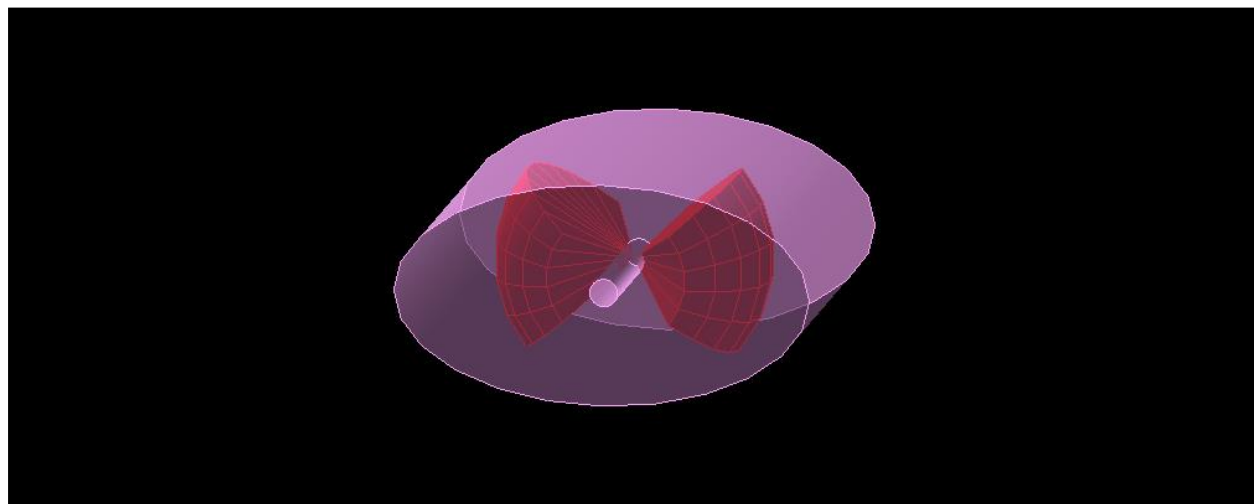


Fuente: elaboración propia.

El montaje se realizó con la creación de un maniquí con densidades similares a las de tejido adiposo y de pulmón que por defecto Geant4 las toma del NIST, en el centro del mundo, donde se generó un detector de forma cilíndrica con medidas 0.5 cm de R y 2.5 cm de Z, teniendo 100 cortes a lo largo de Z. Ubicado a 100 cm del centro se localiza una fuente de RX capaz de generar haces de 6 MeV de efecto Bremsstrahlung, lo que nos garantiza que los haces sean polienergéticos y se parezcan más a lo real.

Situado debajo de la fuente está el colimador cónico el cual dispone de un orificio de 1 cm de en su punta superior y de 0.25 cm en la parte inferior, creado así para poder tener un campo uniforme de 10X10. El cono, en su parte superior comienza con un radio de 1.5 cm y termina con un radio igual a 2.5 m con 45 cm en h como se muestra en la figura 2.

Figura 3: Simulación maniquí con inserto en el isocentro.

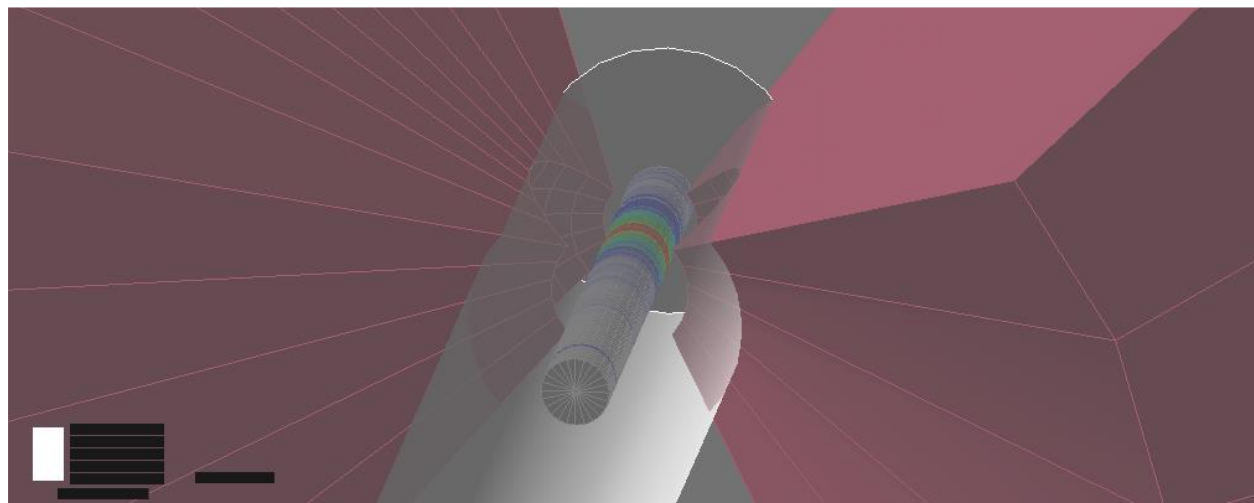


Fuente: elaboración propia.

La geometría del maniquí está diseñada con las medidas de CIRS 002LFC con inserto en el isocentro, cuyo interior cuenta con dos segmentos de esferas de 20 cm de radio, a las cuales se le

retiraron las puntas, para que la geometría sea más fiel a la de los pulmones y cuenta con una densidad aproximada a la de los mismos, la densidad electrónica asociada al resto del maniquí es la de tejido blando ambas tomadas del NIST.

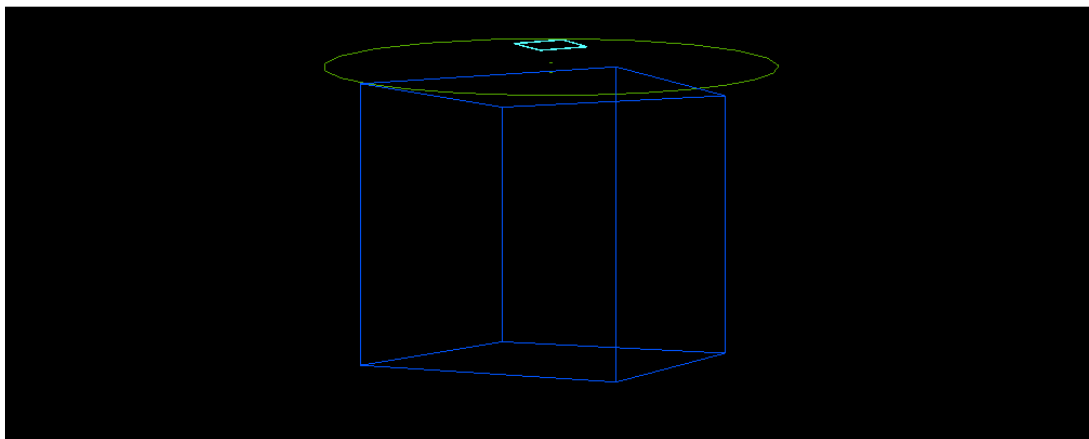
Figura 4: Detector ubicado en el isocentro del maniquí.



Fuente: elaboración propia.

El detector está ubicado en el centro geométrico del maniquí y cuenta con una gama de colores que indica la cantidad de interacciones en ese punto de corte, partiendo de gris, azul, verde y rojo siendo rojo el indicador del mayor número de interacciones captadas en ese segmento como se muestra en la figura 4. Además, el detector posee la capacidad de medir la cantidad de dosis y energía depositada en las divisiones y enviar esta información a un archivo de texto (.txt) para su posterior análisis.

Figura 5: Simulación de un cubo de agua de 150 cm³.



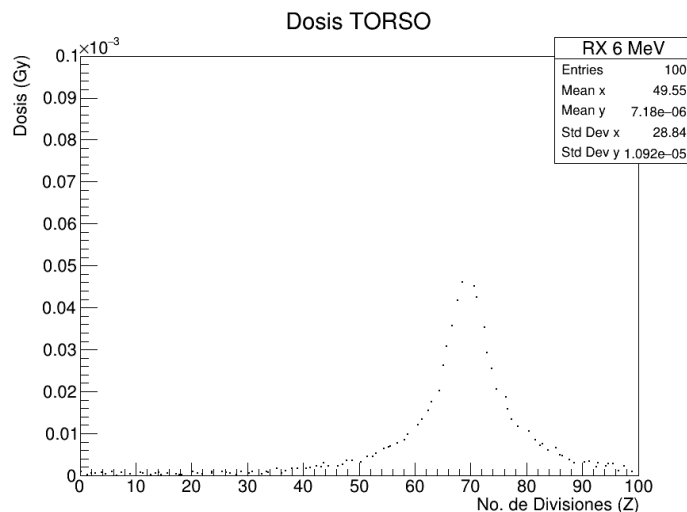
Fuente: elaboración propia.

La simulación del cubo de agua se realiza para poder caracterizar el haz mediante una PDD (Porcentaje de Dosis en Profundidad por sus siglas en inglés), siendo todo el cubo el detector con 150 divisiones en el mismo, esto quiere decir, una división por cada cm de profundidad. La geometría es de configuración SSD (distancia fuente superficie por sus siglas en inglés) de 100cm y se mide la dosis conforme aumenta la profundidad en el tanque figura 5.

3. Resultados

Una vez se logró correr la simulación sin problemas, se obtuvieron diferentes gráficas que corroboran el funcionamiento del código a través de la librería G4EmPenelopePhysics, La primera gráfica muestra la dosis que lee el detector en el isocentro, con un valor de 0.05cGy en su pico más alto, tiene una forma gaussiana debido a la configuración del detector como se mencionó antes. En la figura 4. Se observa la intensidad es mayor en el centro y va disminuyendo conforme avanza a los laterales, coincide con la lectura registrada en la gráfica en mención.

Figura 6: Gráfica correspondiente a la dosis depositada en el isocentro.

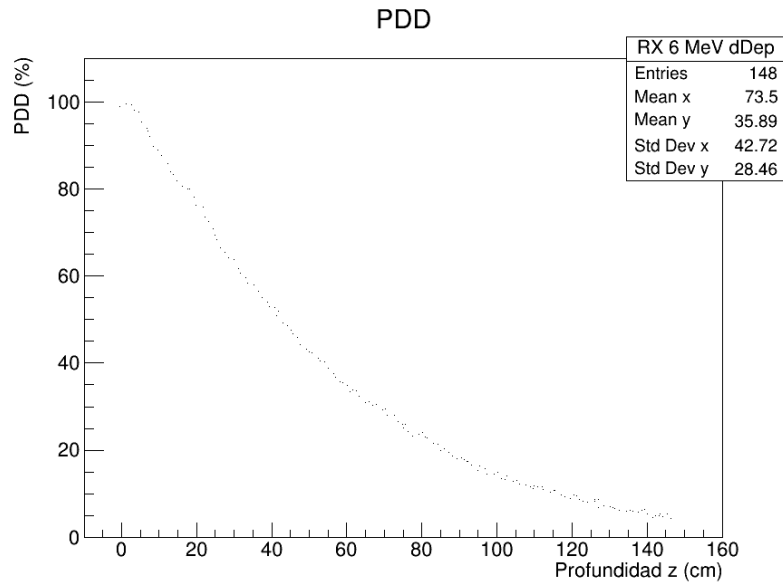


Fuente: elaboración propia.

La gráfica que corresponde al PDD (Porcentaje de Dosis en Profundidad por sus siglas en inglés) es la figura 7, donde se evidencia las regiones de Buildup, siendo la dosis máxima en 2cm. y con una dosis mínima de 4.4% a los 146 cm de profundidad. como dosis de entrada se obtiene un 98% en la superficie teniendo en cuenta que está a SSD 100cm.

Con lo anterior se demuestra que el código es consistente y puede generar datos más robustos (con más eventos por simulación) dependiendo de la cantidad de eventos que se le asignen al programa, las dosis acá descritas son apreciativas y aún no están listas para compararlas con dosis experimentales de un acelerador, sin embargo se propone para trabajos futuros que se asignen 1019 eventos y poder comparar las dosis y PDDs con trabajos de campo en los centros hospitalarios donde se realizan habitualmente controles de calidad. En este trabajo se usaron menos eventos ya que se pretendía verificar el funcionamiento del código y hacer los ajustes necesarios para que arrojara los datos necesarios para lograr construir las gráficas anteriormente descritas.

Figura 7: PDD del cubo de agua simulado



Fuente: elaboración propia.

4. Conclusiones.

Se demuestra que el código utilizado en la creación de haces de fotones de 6 MeV son viables y permiten conseguir mayor información dependiendo de la configuración empleada en la simulación, para el caso, una distancia fuente-maniquí de 100 cm con un campo irradiado promedio de 10X10, este montaje da como resultado una gráfica en la cual la dosis máxima es de $0.05 \times 10^{-3} \text{ Gy}$ lo cual está un poco alejadas de lo experimental; pero cabe aclarar que la disposición de eventos fue baja al ser comparada con la realidad ya que esta conlleva a un mayor uso de máquina por ende tiempo de procesamiento.

Se deja para trabajos futuros probar el límite de este código y su alcance en el manejo creaciones de eventos para obtener un mayor acercamiento a lo real.

La obtención de graficas PDD consistentes con los experimentos de control de calidad realizados en aceleradores lineales demuestra que el código es viable y permite adquirir información más robusta para un posterior análisis de un posible tratamiento.

Referencias

[1] S. Andreo, “Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water”, Iaea Trs, Austria, 2000.

[2] Sociedad Española de Oncología Médica SEOM, “Página inicial”, 2020. [En línea]. Disponible: <https://seom.org/>

[3] Instituto Nacional de Salud, Observatorio Nacional de Salud, “Primer Informe ONS, aspectos relacionados con la frecuencia de uso de los servicios de salud, mortalidad y discapacidad en Colombia”, Imprenta Nacional de Colombia, Bogotá D.C., 2011.

[4] F. Salvat, J. M. Fernández-Varea, J. Sempau, “PENELOPE-2006: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport”, Barcelona: OECD, 2006.

[5] Computerized Imaging Reference Systems CIRS, “Manual Tissue Simulation & Phantom Technology”, Norfolk, Virginia, 2017.

[6] A. Brosed, “Fundamentos de física médica”, vol. 1, Madrid: ADI, 2011.

[7] H. Andreo, “Fundamentals of ionizing radiation dosimetry”, 2017.

[8] M. Pérez, G. A. Cavanzo Nisso, F. Villavisán Buitrago, "Sistema embebido de detección de movimiento mediante visión artificial", *Vis. Electron.*, vol. 12, no. 1, pp. 97–101, 2018. <https://doi.org/10.14483/22484728.15087>

[9] S. Agostinelli, “Simulation toolkit, Nuclear instruments and methods in physics”, vol. 506, no. 3, pp. 250-303, 2003. [http://dx.doi.org/10.1016/S0168-9002\(03\)01368-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0168-9002(03)01368-8)