

# DETERMINACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS EN OBJETO SIMULADOR DE PULMÓN MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO USANDO CÓDIGO PENELOPE

## DETERMINATION OF DOSE DISTRIBUTION ON LUNG SIMULATOR OBJECT WITH MONTE CARLO SIMULATION USING CODE PENELOPE

Danny G. Apaza<sup>1</sup>, Rubén D. Chahuara<sup>2</sup>, Pedro P. Sellerico<sup>2</sup>,  
José L. Vega<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Imágenes en Medicina Nuclear, Departamento de Física, Universidad de São Paulo, Brasil.

<sup>2</sup> Grupo de Física Médica, Escuela Profesional de Física, Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa, Perú.

(Recibido: 10 /2018. Aceptado: 01 /2019)

### Resumen

La radioterapia es uno de los tratamientos usados en pacientes que padecen cáncer, donde el volumen del tumor es irradiado, teniendo en cuenta diversos criterios para evitar dañar los tejidos sanos, por tanto, es importante tener la certeza de que la dosis suministrada es la correcta. Con el fin de desarrollar un método preciso de verificación del planeamiento de tratamiento se construyeron objetos simuladores de pulmón y tejido blando a base de resina epoxi, esferas fenolíticas y carbonato de calcio, estos fueron analizados por microscopía de barrido electrónico y validados mediante simulación Monte Carlo usando código Penélope v.2008 en comparación con publicaciones del Instituto Nacional de Estándares y Tecnología (NIST por sus siglas en inglés). Con esto se evaluó la interacción de la radiación con objetos simuladores homogéneos (pulmón) y heterogéneos (pulmón, tejido blando, pulmón) construidos y simulados. Siendo el principal objetivo de este trabajo

el uso de los objetos simuladores en condiciones similares a la que se utiliza en la irradiación de un caso clínico en radioterapia, obteniéndose curvas de porcentaje de dosis a profundidad (PDP) para pequeños campos de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  y  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , con haces de fotones de 6 MeV de energía.

**Palabras clave:** Objeto simulador, materiales equivalentes, simulación Monte Carlo, Código PENELOPE.

### Abstract

Radiotherapy is one of the treatments used in patients suffering from cancer, where the volume of the tumor is irradiated, considering various criteria to avoid damaging healthy tissues, therefore it is important to be certain that the dose given is correct. In order to develop a precise method of verification of treatment planning, simulators of lung and soft tissue were constructed based on epoxy resin, phenolitic spheres and calcium carbonate. These were analyzed by electronic scanning microscopy and validated by Monte Carlo simulation using PENELOPE v.2008 code compared to publications from the National Institute of Standards and Technology (NIST). With this, the interaction of the radiation with homogeneous simulators (lung) and heterogeneous (lung, soft tissue, lung) constructed and simulated was evaluated. The main objective of this work is the use of simulating objects in conditions similar to that used in the irradiation of a clinical case in radiotherapy, obtaining dose depth curves (PDP) for small field of  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  and  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , with photon beams of 6 MeV energy.

**Keywords:** Phantom, tissue equivalent, Monte Carlo simulation, PENELOPE Code.

### Introducción

La planificación y tratamiento de tumores en pulmón presenta dos principales problemas, por una parte, el tumor se encuentra en un medio de una densidad muy diferente a todos los órganos del cuerpo y otra el movimiento constante debido a la respiración. Además, la

distribución de dosis calculada con el sistema de planificación de tratamiento (TPS por sus siglas en inglés) considera el tratamiento como un procedimiento estático lo que difiere sustancialmente entre la dosis que se prescribe y la administrada al paciente. Por tal razón, en este trabajo, simulamos con método Monte Carlo (MC) a través del código PENELOPE v.2008 la distribución de dosis en tumores de pulmón en casos representativos de tratamientos teniendo en consideración la baja densidad y el medio donde se encuentra. Este estudio servirá para evaluar la diferencia de dosis entre los diferentes órganos de cuerpo. Mostramos también la consecuencia de estas diferencias de densidad sobre el efecto de la distribución de dosis relacionada para la radiación inducida en pulmón dañado [1], considerando el tumor y el tejido circundante en la misma posición durante la aplicación de la dosis [2–4].

La composición heterogénea del cuerpo humano que presenta variedad de órganos y cavidades con diferentes propiedades radiológicas hace que la distribución de la dosis sea diferente en cada órgano. La simulación Montecarlo es una herramienta útil para el modelado, simulación y cálculo de la distribución de dosis [5] en este tipo de situaciones. La simulación de este trabajo está basada sobre la matemática propuesta por Lujan [6]. Para reproducir el efecto de la respiración, en la simulación se mantuvo el haz fijo con energía de 6 MeV [1], considerando la geometría del haz perpendicular al objeto simulador a una distancia fuente superficie de 100 cm. La simulación para el cálculo de la distribución de dosis usando código PENELOPE v.2008 nos conduce a estudios representativos de radioterapia para tumores en pulmón sin considerar el movimiento de la respiración[7], y alrededor del tejido circundante al pulmón.

## Materiales y métodos

### *Interacción de la radiación con la materia*

Cuando la radiación incide sobre un material se producen una serie de fenómenos que dependen del tipo de radiación (fotones, electrones, etc.), la energía con la que incide en el material y sus propiedades [8]. En la naturaleza existen dos tipos de radiación, ionizante y no ionizante, la radiación ionizante será el objeto

de nuestro estudio. Por otro lado, en la radiación ionizante se pueden distinguir la radiación directa e indirecta, la primera de ellas corresponde a las partículas cargadas, mientras que la radiación indirectamente ionizante o radiación electromagnética está compuesta por partículas sin carga tales como fotones, etc. Los fotones interactúan tanto con los electrones como con el núcleo atómico de manera que se van atenuando exponencialmente, conforme aumenta la espesura del material, pero sin llegar a anularse. La atenuación por unidad de espesura depende de la energía de los fotones y del tipo de material (peso atómico, densidad electrónica, densidad del material). En radioterapia, estas radiaciones depositan su energía en el material, lo cual se conoce como distribución de dosis, la que analizamos en este estudio, como curvas de PDP y Perfiles de Campo.

### ***Objetos simuladores***

Los objetos simuladores son usados ampliamente en investigación y aplicaciones médicas como en: radiodiagnóstico, dosimetría, calibración, control de calidad y evaluación de haces e imágenes. Estos objetos simuladores son de diferentes geometrías, dimensiones físicas y composiciones. El más simple es la cuba de acrílico llena de agua que es utilizada para calibración de haces de radiaciones ionizantes, mientras otros con geometrías más complejas se asemejan al cuerpo humano. Los maniqués deben ser categorizados de acuerdo a la función que cumplen: dosimétrica, calibración o de imagen.

Los objetos simuladores usados en este trabajo son: un objeto simulador homogéneo de pulmón con densidad igual a  $0.32 \text{ g/cm}^3$  con geometría cilíndrica y dimensiones de 20 cm de altura y radio de 7,5 cm, además de dos objetos simuladores heterogéneos (agua, pulmón), la densidad del objeto simulador de agua es  $1.03 \text{ g/cm}^3$ .

### ***Simulación Montecarlo-Código Penélope***

La simulación Monte Carlo se realizó usando código PENELOPE v.2008 modelando un maniqué cilíndrico de 20 cm de altura y 7,5 cm de radio, replicando las características de los objetos simuladores como se muestra en la figura 1. Estos fueron creados en el código

PENELOPE v.2008 usando la composición en porcentaje por peso de los elementos químicos que los componen [9].

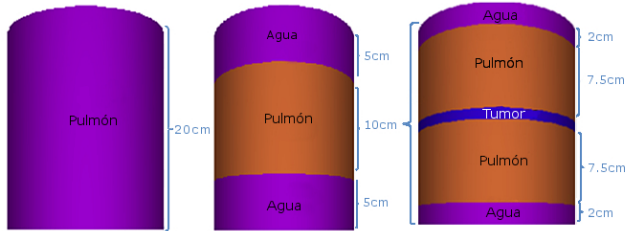


FIGURA 1. Geometría y distribución de materiales en los objetos simuladores homogéneo y heterogéneo.

Para la simulación del haz de fotones se usó el espectro de un acelerador lineal clínico Siemens de 6 MeV [10]. Respetando los parámetros de distancia fuente superficie de 100 cm para campos de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  sobre objetos simuladores homogéneos y campos de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ,  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  para los heterogéneos.

## Resultados y discusión

### *Procesos físicos que ocurren dentro de un cuerpo*

En la figura 2 se muestra la curva de coeficiente de atenuación másico con respecto a la energía para un objeto simulador de agua sólida con densidad  $1,03 \text{ g/cm}^3$  en comparación con el tejido blando de densidad  $1 \text{ g/cm}^3$  y tejido sustituto de pulmón. Se aprecia una proximidad entre el tejido blando y el objeto simulador de agua debido a que las densidades son casi iguales. Así mismo se muestra la comparación respecto al tejido sustituto de pulmón el cual presenta diferencias a energías bajas.

Para las curvas en la figura 2 se utilizó la composición porcentual por peso del tejido blando y del tejido sustituto de pulmón del artículo de White [5], en el cual describe la composición porcentual por peso para diferentes materiales.

### *Simulación para un maniquí homogéneo*

En la figura 3. se muestra la curva de porcentaje de dosis en profundidad (PDP) para los objetos simuladores de agua y pulmón en campo de radiación de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , usando el mismo haz de fotones de energía nominal de 6 MeV para ambos casos.

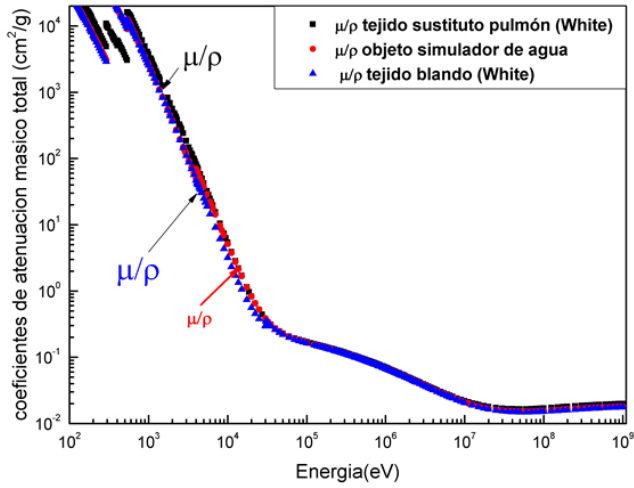


FIGURA 2. Comparación del coeficiente atenuación másico entre el objeto simulador de agua, tejido sustituto de pulmón y tejido adiposo.

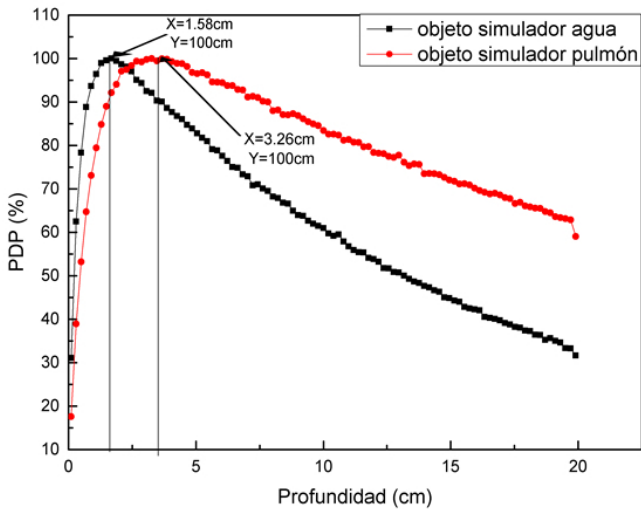


FIGURA 3. Comparación de curvas de PDP para objetos simuladores de agua y pulmón en campo de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ .

En esta figura se observa que la distribución de dosis en curva de PDP depende de la densidad del material, por ejemplo, para el objeto simulador de agua con densidad de  $1,03 \text{ g/cm}^3$ , se ve que la dosis máxima está a una profundidad de 1,48 cm de la superficie, y para el objeto simulador de pulmón cuya densidad es  $0,32 \text{ g/cm}^3$ , se tiene que la dosis máxima se deposita a 3,26 cm de profundidad.

Cabe mencionar que la dosis máxima se da en la región de equilibrio electrónico, es decir, a esa profundidad el número de electrones que se frenan y ceden su energía es igual al número de electrones que se generan. Estas Curvas de PDP fueron dadas para campos similares de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ .

Otra gráfica que permite distinguir diferencias entre la distribución de dosis en la superficie de los objetos simuladores es la figura 4. de perfil de campo, la cual está determinada para un tamaño de campo de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  con respecto al eje central de haz de fotones. Esta gráfica permite distinguir el comportamiento y distribución de la dosis en la superficie de ambos objetos simuladores, se observa que, para el objeto simulador de agua, la dispersión en superficie es mayor que para el de pulmón, debido a este efecto es que se aprecia una mayor penumbra para el objeto simulador de pulmón que para el de agua.

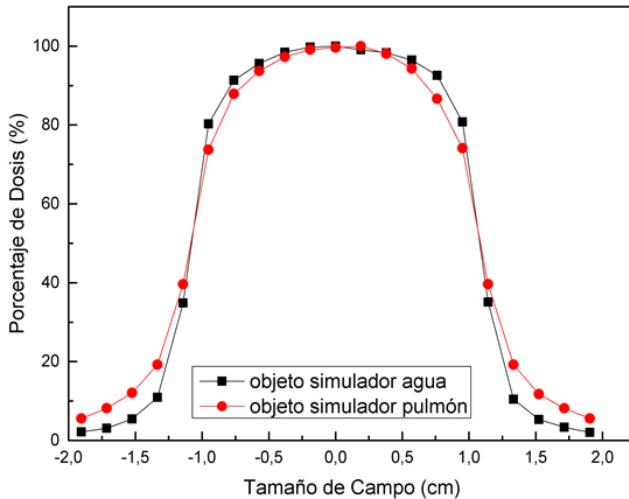


FIGURA 4. Perfil de dosis para objetos simuladores de agua y pulmón en un campo de irradiación de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ .

### ***Simulación para un objeto simulador heterogéneo***

Se realizó una simulación de irradiación para un objeto simulador heterogéneo (agua, pulmón, agua) para dos campos de irradiación uno de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  y otro  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , la disposición geométrica de los objetos simuladores consta de tres placas cilíndricas conformadas por dos de agua de 5 cm de espesor en la parte superior e inferior

del cilindro, mientras que en el medio se colocó una placa de pulmón de 10 cm de espesor tal como se detalló anteriormente en la figura 1. En la figura 5 se observa el comportamiento de la distribución de dosis dada por la radiación al pasar de un material con mayor densidad (agua) a otro de menor densidad (pulmón). Estas variaciones obedecen a una pérdida del equilibrio electrónico en estas regiones de interfaz de diferentes materiales.

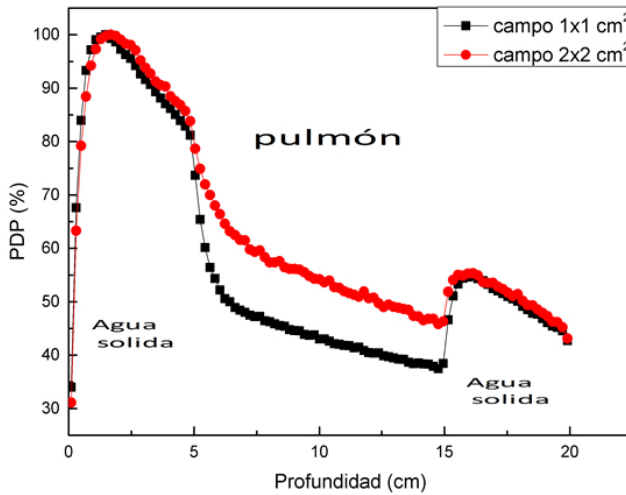


FIGURA 5. Comparación de curvas PDP para un objeto simulador heterogéneo para campos de radiación de  $1 \times 1$  y  $2 \times 2$   $\text{cm}^2$ .

### ***Simulación un objeto simulador heterogéneo insertando un tumor***

En la figura 1 se mostró también la geometría de un objeto simulador con la inserción de un tumor en ella, dicha representación de tumor está situada en el eje central a 9,5 cm de profundidad, a dicho objeto simulador de tumor se le atribuye una densidad de  $1,00 \text{ g/cm}^3$ . Para este objeto simulador heterogéneo se aplicó el mismo criterio y parámetros de simulación anteriores como energía nominal de 6 MeV, distancia fuente superficie de 100 cm. En la figura 6 se muestra la distribución de dosis en profundidad para los parámetros mencionados sobre campos de irradiación de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  y otro  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , se puede observar a 10 cm de profundidad, precisamente en la mitad del tumor, una acumulación de dosis de



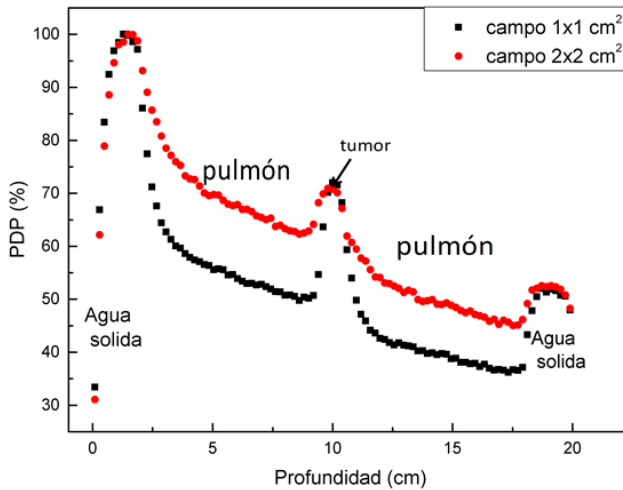


FIGURA 6. Comparación de curvas PDP para un objeto simulador heterogéneo en diferentes campos de radiación de  $1 \times 1$  y  $2 \times 2$   $\text{cm}^2$ .

un 70%, esto es por la diferencia de la densidad del tumor con respecto a los tejidos que lo circundan. Por esta razón la interacción en la sección de cruce aumenta en este punto (blanco), pero cuando observamos el paso de la radiación en la interfaz al pasar del tumor al pulmón decae exponencialmente, esto nos indica el incremento de la transmisión de la radiación en el material pulmón al tener una densidad menor en comparación con la del tumor. En la última parte de la curva, el material es agua, entonces hay retrodispersión de energía lo que genera una acumulación de energía nuevamente.

## Conclusiones

La distribución de dosis en un cuerpo depende directamente de la densidad de cada material y de la energía depositada, esto se puede determinar directamente de la figura 2 en la validación de los objetos simuladores de agua y pulmón usando sus coeficientes de atenuación másicos, así como de las curvas de PDP mostradas en las figuras 5 y 6.

La figura 4 que muestra los perfiles de campo para el objeto simulador de pulmón y agua irradiados con una energía de 6 MeV, revela una concordancia entre ellas y una relación directa con las

figuras 5 y 6, ya que ambas grafican la respuesta de la distribución de dosis en la interfaz de de materiales con diferentes densidades.

El código de transporte de partículas PENELOPE v.2008. demuestra ser una herramienta poderosa para simular procesos de interacción de radiación con objetos simuladores de materiales biológicos (órganos y tejidos del cuerpo), usando geometrías simples.

## Referencias

- [1] K. De Jaeger and et al., *Radiother Oncol* **69** (2003).
- [2] P. Carrasco, N. Jornet, M. A. Duch, L. Weber, M. Ginjaume, T. Eudaldo, D. Jurado, A. Ruiz, and M. Ribas, *Med Phys* **31**, 2899 (2004).
- [3] V. Panettieri, B. Wennberg, G. Gagliardi, M. Duch, M. Ginjaume, and I. Lax, *Med Phys Biol* (2019).
- [4] S. Senthilkumar and V. Ramakrishnan, *Int J Radiat Res* **9** (2011).
- [5] J. S. Francesc Salvat and J. M. Fernandez-Varea, *A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport* (2008).
- [6] A. Lujan, E. W. Larsen, J. M. Balter, and R. K. Ten Haken, *Assoc. Phys. Med.* **26** (1999).
- [7] D. R. White, *Med Phys* **5**, 467 (1978).
- [8] J. C. González, *Aplicación de simulaciones monte carlo para el análisis de información CT y su uso en ET y dosimetría (Trabajo de Investigación)* (2010).
- [9] D. R. White, R. J. Martin, and R. Darlison, *Brit J Radiol* **50**, 814 (1977).
- [10] D. Sheikh-Bagheri and D. W. O. Rogers, *Medical Physics* **29**, 391 (2002).