

CONSTRUCCION Y CARACTERIZACION DE TEJIDOS EQUIVALENTES MEDIANTE EL CODIGO PENELOPE

D. Giancarlo Apaza V^{1,2}, Fredy Cayllahua¹, Cristina Santos², Anuska Echegaray², José Vega R¹.

¹Universidad Nacional de San Agustín-UNSA, Escuela Profesional de Física Arequipa-Perú

²Hospital Goyeneche, Arequipa-Perú.

RESUMEN

Los tejidos equivalentes a tejido biológico como pulmón, tejido óseo, tejido adiposo y otro material como el agua sólida, fueron construidos en la Escuela Profesional de Física en el área de Física Medica de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa, estos tejidos que son equivalentes a los tejidos conformantes del cuerpo humano, son estudiados con respecto a su interacción con la radiación ionizante con características de igualdad de densidad y absorción, las densidades determinadas geoméricamente para cada uno de estos tejidos son $\rho_{hueso} = (1,68 \pm 0,01) \text{ gr/cm}^3$; $\rho_{pulmon} = (0,30 \pm 0,01) \text{ gr/cm}^3$; $\rho_{adiposo} = (0,96 \pm 0,01) \text{ gr/cm}^3$; $\rho_{agua\ solida} = (1,03 \pm 0,01) \text{ gr/cm}^3$, estos materiales fueron analizados por microscopia de barrido electrónico en el Departamento de Química de la Universidad de Sao Paulo, Riberáo Preto-Brasil. Dando el porcentaje por peso de cada uno de los constituyentes de cada material, los valores del análisis fueron introducidos en el paquete de simulación del PENELOPE 2008 para crear estos materiales para la simulación. Mediante esta simulación pudimos caracterizar estos materiales encontrando los coeficientes de absorción por masa con respecto de a la energía de los fotones incidentes y los parámetros dosimétricos de porcentaje de dosis a profundidad (PDP) y perfiles de campo de irradiación, para validar la simulación, fueron irradiados nuestros tejidos equivalentes colocando una película radiográfica Kodak EDR2, presa en medio de estos materiales para determinar las curvas de PDP y perfiles de campo, con una fuente de energía de fotones de 1,25 MeV por una Unidad de Cobalto Co-60 Modelo Equinox 100 (Theratron) del Hospital Goyeneche-Arequipa para campos de irradiación de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dando una buena concordancia entre la simulación y la experimentación.

1. INTRODUCCIÓN

Con los nuevos avances dados en el ámbito de la radioterapia, que incluye procesos de irradiación con fotones, electrones o neutrones en algunos casos. La perspectiva de la radioterapia moderna implica el uso de sistemas de planificación de tratamiento en 3D con técnicas innovadoras, como son la radioterapia conformacional y la terapia de radiación de intensidad modulada (IMRT) [1]. El objetivo principal de estas técnicas de tratamiento es maximizar la dosis de radiación al tumor mientras se minimiza la dosis a los tejidos sanos optimizando el proceso de planificación y/o tratamiento. Parámetros dosimétricos como el perfil de campo, el factor de la producción relativa y de dosis en profundidad porcentaje (PDD) permiten determinar la dosis a otro punto en el volumen irradiado [1]. Estos parámetros se pueden medir experimentalmente en medio homogéneo haciendo uso de un maniquí de agua, con el uso de diferentes tipos de dosímetros tales como: TLD, película radiográfica, cámara de ionización, etc., y la determinación teórica del comportamiento de la dosis mediante la simulación de Monte Carlo [2]. Sin embargo, el cuerpo humano está

compuesto de una variedad de tejidos y cavidades, que representan heterogeneidades en el volumen irradiado con diferentes propiedades físicas y radiológicas. Por ejemplo, pulmón absorbe la radiación de una manera diferente a la del agua. Los parámetros dosimétricos que conduce a las variaciones de distribución de dosis en las interfaces de tejidos [3]. Por lo tanto es muy importante que la dosis suministrada a los tejidos irradiados, en presencia de inhomogeneidades, debe ser determinada con precisión por mediciones experimentales o usando factores de corrección de la dosis, todo esto a partir de un estudio preliminar con maniquís que reemplacen primero tejidos homogéneos, tal como es el caso del agua sólida. [6].

El objetivo de este estudio es determinar las variaciones en el parámetro PDD con el tamaño del campo de radiación, en un medio homogéneo utilizando como dosímetro las películas radiográficas EDR2, a las cuales se les hace una medición de la densidad óptica con un densitómetro óptico (Victoreen 07-443). Las curvas de PDD's obtenidas por las películas radiográficas se compararon con los determinados por PENELOPE y los valores obtenidos con la cámara de ionización (TN31013) obteniéndose valores aceptables para la radioterapia.

2. MATERIALES Y METODOS

El trabajo consta principalmente de dos fases, las cuales son la construcción de los tejidos equivalentes, para este caso agua sólida y la segunda del proceso de irradiación de los mismos con una unidad de Co-60 Equinox 100, para así determinar los PDD, comparando los resultados de los diferentes elementos usados como dosímetros.

2.1. Construcción del Tejido Equivalente.

Existen diversos tipos de líquidos y sólidos que se utilizan para la calibración de haces de radiación. Que son construidos como materiales homogéneos y heterogéneos. Sólo tres tipos de materiales parece ser de fácil manipulación. Estos son los equivalentes a base de cera, resinas tales como las resinas epoxi y poliésteres, y las espumas tales como poliuretano.

Los tejidos construidos se componen de resina epoxi, carbonato de calcio y micro esferas fenólicas. La resina epoxi es utilizada como material base al presentar una viscosidad baja a media, lo cual permite que diversas cargas de partículas al ser mezclados en ella.



Figura 1. Proceso de construcción del tejido equivalente (agua sólida).

2.1.1. Composición Porcentual de los Tejidos Equivalentes.

Para poder determinar la idoneidad de los materiales construidos, se realiza un análisis de Microscopía Electrónica de Barrido (MEB). Con esto se determina la cantidad en porcentaje de los elementos que son los constituyentes de los materiales usados en la fabricación del tejido equivalente.

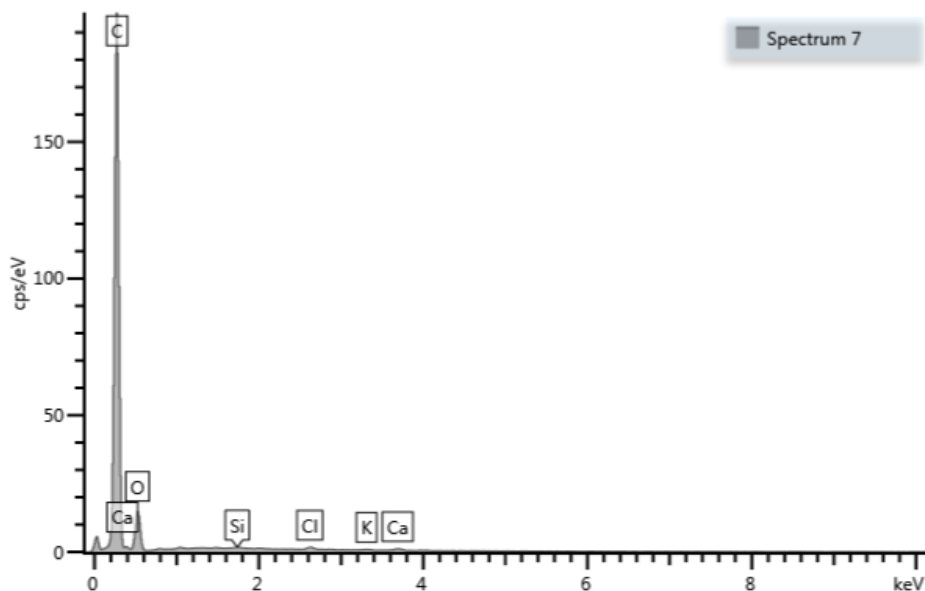


Figura 2. Representación del análisis de Microscopía Electrónica de Barrido (MEB), para determinar la cantidad en porcentaje de los elementos constituyentes del tejido equivalente “agua sólida”.

El análisis de barrido nos permite determinar:

Tabla 1. Composición Porcentual de los Elementos Constituyentes.

Átomos Material	C	O	Ca	Cl	K
Agua Sólida	83.32 %	16.19 %	0.20 %	0.17 %	0.05 %

2.1.2 Construcción del Tejido Equivalente en Código Montecarlo.

Para la creación del material en el paquete Montecarlo [2] hacemos uso del PENELOPE, para esto se tienen dos opciones; la primera leer el registro del código PENELOPE y la segunda que se puede ingresar los elementos químicos para crear el material que se requiere.

2.2 Caracterización de los Tejidos Equivalentes.

2.2.1 Coeficiente de Atenuación Másico.

A partir de los resultados de Microscopia Electrónica de Barrido (MEB) y de los reportes del ICRU y del ICRP para tejido blando. A partir de estos hacemos la comparación de los parámetros dados por estos reportes para tejido y los compararemos con los del agua sólida construida y simulada en el PENELOPE que es su tejido equivalente, esto dado que las densidades son similares entre los dos tejidos y el agua sólida. Con esta comparación se determina el coeficiente de atenuación másico.

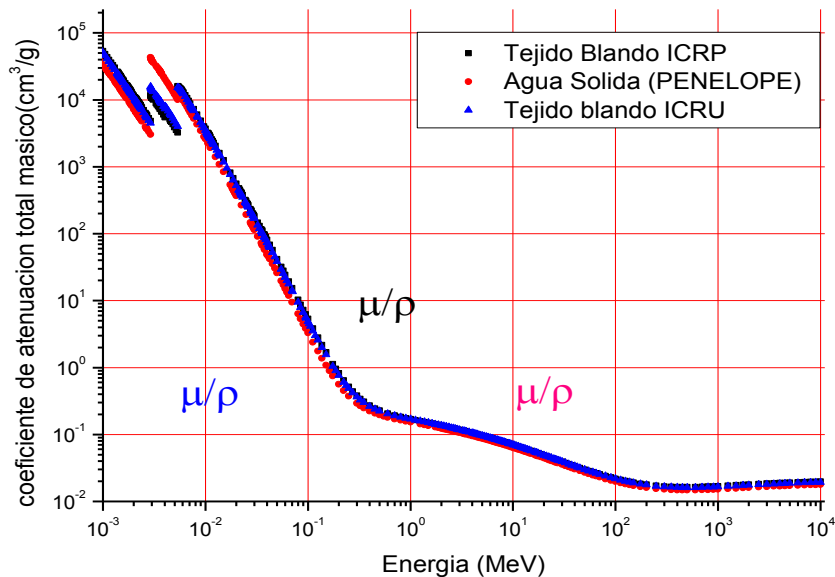


Figura 3. Comparación del coeficiente de atenuación másico, entre los tejidos blando dados por los reportes del ICRU, ICRP y el agua sólida simulada en el PENELOPE.

Como se observa en la figura 3, los coeficientes de atenuación másico presentan una gran aproximación entre sí. Esto se debe a que las densidades entre los tejidos están muy próximas, las cuales corresponden a $\rho_{\text{tejido blando}} = (1.03 \pm 0.01) \text{ gr/cm}^3$ dados en los reportes y $\rho_{\text{agua sólida}} = (1.032 \pm 0.010) \text{ gr/cm}^3$ fabricada en el Laboratorio de Física Medica de la UNSA.

2.2.2 Irradiación de los Fantoms de Agua Sólida.

Determinar la respuesta de los Fantoms o tejidos equivalentes expuestos a haces de radiación es el factor más importante, pues esto determinara el comportamiento equivalente entre uno y otro tejido, hablando estrictamente podremos realizar una comparación entre el tejido blando y el agua sólida como tejidos equivalentes y a partir de eso poder evaluar el comportamiento de ambos frente a las mismas condiciones de interacción de la radiación con dichos tejidos.

Evaluamos los PDD's a través de la cámara de ionización en una calibración de haces realizada en agua, la simulación realizada en el PENELOPE para agua sólida y los obtenidos

mediante las películas (EDR2) para la evaluación de los Fantoms de agua sólida. Los PDD's son evaluados a partir de que los Fantoms son irradiados con una unidad de Cobalto (Co-60).

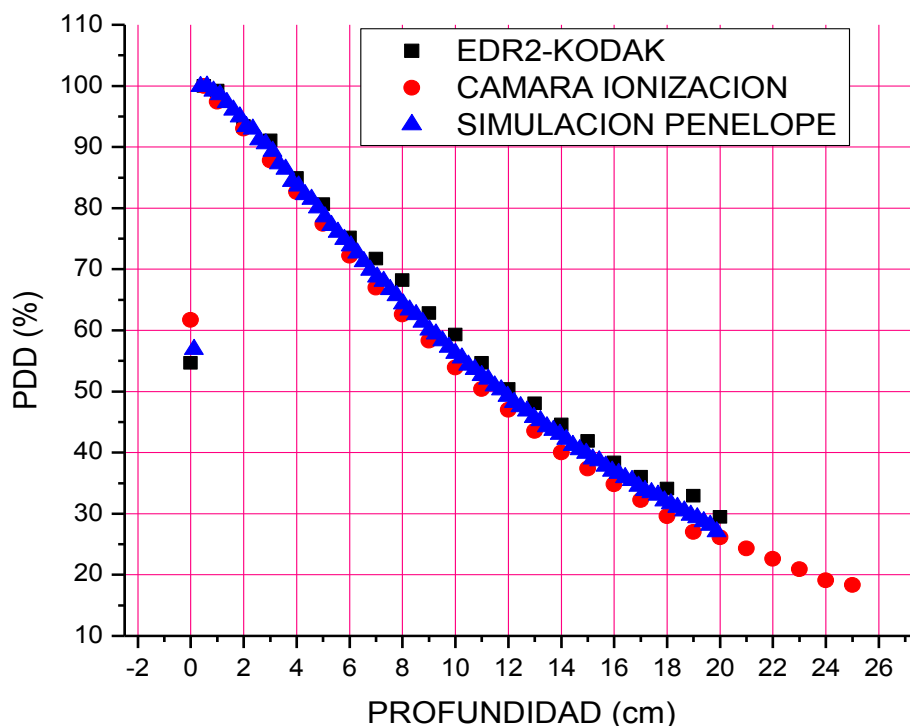


Figura 4. Comparación entre los PDD's obtenidos para un campo de irradiación de 5X5 cm² con una Unidad de Cobalto (Co-60) Equinox 100.

En la figura 4 podemos ver que el comportamiento entre los PDD's para un campo de 5x5cm² presenta una coherencia hasta los 7 cm de profundidad, a partir de ello se observa un discrepancia mínima esto debido a los factores de retrodispersion en los detectores (cámara de ionización y EDR2) y la simulación en el código PENELOPE, dicha discrepancia está por debajo del 4% lo cual nos indica que la evaluación es correcta. Estos factores de retrodispersion pueden minimizarse haciendo varias mediciones, hasta poder lograr una intercomparación entre los detectores en este caso entre la cámara de ionización y las películas (EDR2). Posteriormente estas se comparan con los resultados obtenidos a través del PENELOPE.

Para poder realizar esta intercomparación entre los detectores es necesario realizar diversas medidas para diversos campos, en este caso se evaluó para campos de 5x5 cm² y campos de 10x10 cm²

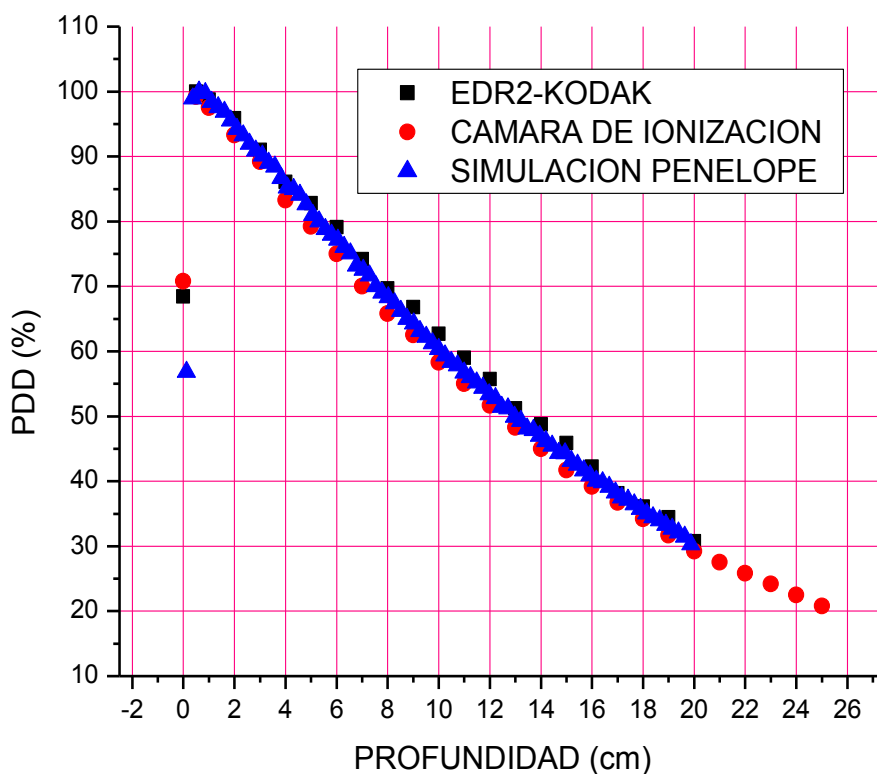


Figura 5. Comparación entre los PDD's obtenidos para un campo de radiación de 10X10 cm² con una Unidad de Cobalto (Co-60) Equinox 100.

La figura 5 describe los PDD's para un campo de 10x10 cm², nuevamente se hace la comparación entre la cámara de ionización la película (EDR2) y la simulación PENELOPE. Se observa claramente la coherencia entre ellos hasta los 8 cm, a partir de esta profundidad en adelante se observa un aligera discrepancia entre los PDD's, los cuales presentan una discrepancia entre ellos menor al 3%.

La discrepancia entre los PDD's para un campo de 10x10 cm² a disminuidos en comparación con a la discrepancia para un campo de 5x5 cm².

3. CONCLUSIONES

Según se puede apreciar en la experimentación, el uso del agua sólida construida en el laboratorio de Física Médica de la ¹UNSA como fantoma representativo del agua para una calibración de haces de radiación, presenta una muy buena concordancia en comparación con los valores dados por: la Cámara de Ionización que se usa en el servicio de Radioterapia del Hospital Goyeneche de Arequipa, los valores obtenidos en las Películas EDR2 y estos a su vez comparados con la simulación de todo el procedimiento en PENELOPE. En ambas comparaciones observamos una muy buena aproximación tanto en el modelo teórico que es la simulación y las pruebas experimentales con unas discrepancias relativas de 4% y 3% para campos de 5X5 cm² y 10X10 cm² respectivamente.

El análisis de nuestros resultados, nos demuestran que nuestros Fantoms de agua solida pueden ser utilizados en la calibracion de haces de radiación, lo cual es un paso importante en la búsqueda de la certificación de la construcción de famtons para la calibracion de haces de radiación en radioterapia, pero se recomienda la validación de estos resultados realizando las mismas pruebas con otros métodos dosimétricos, tales como TLD, patastillas de L-Alanina. Con el uso de estos materiales equivalentes podemos realizar una dosimetría planificada antes y después de un tratamiento, lo cual es muy beneficioso en pos de la integridad y salvaguarda de los pacientes. Lo cual es una de las finalidades de la dosimetría en los tratamientos de radioterapia.

4. REFERENCIAS

- [1]. J.L. Vega Ramírez, F. Chen, P. Nicolucci, D.G. Apaza Velíz and O. Baffa., “*Tissue Interfaces Dosimetry in Small Field Radiotherapy with alanine/EPR minidosimeters and Monte Carlo-PENELOPE simulation*”. ISSD 2014.
- [2]. Jimenez J. and Pulmedón J., “*Dose Calculation in patients with PENELOPE/PENGEOM*”, IOPSCIENCE. 2006.
- [3]. Verhaegen F, Seuntjens J (2003). “*Monte Carlo modeling of external radiotherapy photon beams*”. Phys Med Biol 48:R107-R164.
- [4]. Oxford Journals, “*Journal of The ICRU*”, vol 10. 2010.
- [5]. International Commission on Radiological Protection, “*REPORT 2006-2008*”, Rev 1. 2009.
- [6]. White D.R. “*tissue substitute in experimental radiation physics*”, med Phys Vol. 5(6) 467-479. 1978.