

Document downloaded from:

<http://hdl.handle.net/10251/71531>

This paper must be cited as:

Juste Vidal, B.J.; Morera Cano, D.; Miró Herrero, R.; Campayo Esteban, J.M.; Díez, S.; Verdú Martín, G.J. (2012). Simulación Monte Carlo con MCNP5 de la dosimetría en un EPID para haces conformados de tratamientos de radioterapia. Sociedad Nuclear Española.
<http://hdl.handle.net/10251/71531>.



The final publication is available at

<http://www.inscripcioneventos.com/577154/docs/577154-274193.pdf>

Copyright Sociedad Nuclear Española

Additional Information

Simulación Monte Carlo con MCNP5 de la dosimetría en un EPID para haces conformados de tratamientos de radioterapia.

(1) B. Juste, (1) D. Morera, (1) R. Miró, (2) J.M. Campayo, (2) S. Díez, (1) G. Verdú

⁽¹⁾*Departamento de Ingeniería Química y Nuclear.
Universidad Politécnica de Valencia.
Camí de Vera, s/n. 46022, València. Spain.
Teléfono: 963879631 Fax: 96 3877639
Correo electrónico: bejusvi@iqn.upv.es*

⁽²⁾*Hospital Clínic Universitari de Valencia
Avda. Blasco Ibáñez, 17. 46010, Valencia. Spain*

Resumen

El presente trabajo se centra en una simulación con el código Monte Carlo MCNP5 de una unidad de tratamiento de radioterapia con colimador multi-láminas (MLC, *Multi-Leaf Collimator*), incluyendo su correspondiente dispositivo electrónico de imagen portal (EPID).

Se ha desarrollado una metodología para realizar la calibración espacial de la señal recogida en el EPID, para obtener así la distribución de dosis recibida por el paciente. Esta calibración se basa en el análisis de diferentes imágenes tomadas con el EPID asociado al Linac *Elekta Precise*, así como el resultado de sucesivas simulaciones considerando diferentes espesores de bloques de agua sólida, empleando un haz de fotones de 6 MeV y un campo cuadrado de tamaño 20 cm x 20 cm.

Palabras clave: Aplicaciones biomédicas de la radiación, código Monte Carlo MCNP5, Linac, sistema de planificación en radioterapia, EPID.

1. Introducción

Los tratamientos con radioterapia están en continuo progreso debido al desarrollo de nuevas tecnologías. Las técnicas de radioterapia conformada y la radioterapia de intensidad modulada (Intensity – Modulated, IMRT) son un ejemplo de estas mejoras. Estas técnicas incluyen el conformado de campos complejas mediante colimadores multiláminas (*Multi-Leaf Collimators*, MLC's), y cada vez más son empleadas para tratar tumores que en el pasado podían haberse considerado demasiado cercanos a órganos vitales para poder ser tratados con radioterapia.

Estas terapias necesitan de una gran precisión y exactitud en el posicionamiento de las láminas en los colimadores MLC, así como en la precisión de las técnicas de medida empleadas en el control de calidad y calibración de dichos equipos.

Los dispositivos electrónicos de imagen portal de silicio amorfo (*Amorphous Silicon Electronic Portal Imaging Devices*, a-Si EPID) fueron inicialmente desarrollados para realizar la verificación de la posición del paciente. Hoy en día, estos equipos se emplean cada vez más como dosímetros para la verificación IMRT, y para asegurar la calidad del acelerador lineal.

El equipo EPID estudiado en este trabajo consiste en un detector de silicio amorfo que está especialmente diseñado para la verificación de la posición del paciente. En este trabajo se han mostrado las ventajas de emplear este dispositivo EPID como alternativa a las técnicas convencionales de monitorización de dosis (como películas *gafchromic*, diodos o dosimetría termoluminiscente). Para ello, se ha desarrollado una simulación completa Monte Carlo que proporciona un método muy preciso para el cálculo de dosis en tratamientos clínicos con colimadores multiláminas. En este estudio se presenta la comparación entre medidas experimentales y el modelo Monte Carlo del equipo de radioterapia *Elekta Precise*, que incluye un acelerador lineal y un EPID.

El principal objetivo de este trabajo es la calibración de un dispositivo electrónico de imagen portal, desarrollando una metodología de calibración espacial de la señal recibida por parte del EPID para obtener una distribución de dosis. Esta calibración está basada en varias imágenes adquiridas experimentalmente y en simulaciones Monte Carlo, considerando diferentes espesores de agua sólida, empleando un haz de fotones de 6 MeV, y un campo cuadrado de 20 cm x 20 cm. Por tanto esta calibración permitirá transformar el valor del nivel de gris registrado en el dispositivo EPID, en dosis.

Otro de los objetivos que se plantean en este trabajo y aprovechando la calibración del EPID, es la validación del modelo Monte Carlo realizado del colimador multiláminas (MLC).

2. Materiales y métodos

2.1. Procedimiento experimental

La adquisición de todas las medidas y adquisición de imágenes se ha realizado en el *Hospital Clínic Universitari de València*, el cual ha permitido el acceso, y ha facilitado todo el personal necesario para la obtención de los datos experimentales.

Este acelerador lineal consta, para la verificación de la posición de los pacientes, de un dispositivo electrónico de imagen portal (*Electronic Portal Imaging Device*, EPID), concretamente el *iView GT-Type*, basado en un panel detector de silicio amorfo *XRD 1640* (*Perkin-Elmer Optoelectronics, Fremont, CA*), con una distancia fuente-detector (*Source Detector Distance*, SDD) de 160 cm, y un área de detección de 46 cm x 46 cm.

Este sistema dispone de una resolución de 1024 x 1024 píxels y está compuesto, en primer lugar, de una capa de metal (Cobre y Aluminio) como material adicional de *build-up*, cuyo objetivo es maximizar la dosis depositada en el centelleador, obteniendo así la máxima información de la imagen. Y una segunda capa formada por el material centelleador.

El equipo empleado es el representado en la Figura 1. En la imagen se puede apreciar el cabezal de irradiación, en su interior se encuentra el colimador multiláminas, que es controlado desde un ordenador. También se distingue el bloque de agua sólida sobre la camilla, además del dispositivo EPID, que es el instrumento que se encuentra debajo de la camilla.



Figura 1: Imagen del procedimiento experimental para la adquisición de imágenes portales.

En la figura anterior se aprecia todo el montaje realizado para el procedimiento experimental. Las características del mismo fueron:

- Distancia de la fuente al isocentro de 100 cm.
- Distancia de la fuente al detector de 160 cm.
- Campo cuadrado de 20 cm x 20 cm.
- Ángulo gantry de 0°.
- 100 Unidades de Monitor (UM).

Con estas características se han tomado una serie de imágenes de bloques de agua sólida de distintos espesores. El objetivo ha sido obtener un amplio rango de intensidades de niveles de gris, para ello se han seleccionado bloques de agua sólida desde los 2 cm, hasta los 20 cm de espesor, con incrementos de 2 cm.

Todas las imágenes se han obtenido en las citadas condiciones de irradiación usando el software comercial *iViewGT*, con un tiempo de integración fijo de 433 ms/frame. Para la generación de todas las imágenes experimentales, se han integrado los *frames* adquiridos durante todo el proceso de

irradiación. De hecho, el número total de *frames* integrados durante cada irradiación ha sido estimado entre 40 y 50, empleando, como ya se ha mencionado anteriormente, 100 UM.

Las imágenes adquiridas han sido exportadas desde la consola de adquisición al formato *.his*. Posteriormente se ha aplicado un filtro de corrección a cada secuencia de imágenes, cuyo objetivo es así eliminar el ruido *offset*, corregir los píxeles estropeados y la heterogeneidad del detector.

2.2. Simulación Monte Carlo

El código Monte Carlo MCNP Versión 5 se ha empleado, en primer lugar, para realizar un modelo del acelerador lineal *Elekta Precise* (operando con un haz de fotones de 6 MeV) con el mayor detalle y precisión posibles. El objetivo de este modelo Monte Carlo ha sido incorporar todos los elementos necesarios para la mejor definición del sistema. Uno de los elementos más importantes es el colimador multiláminas (MLC) de 80 láminas.

Tanto la detallada geometría de la cabeza de la unidad de tratamiento de radioterapia *Elekta Precise*, como los bloques de agua sólida y el flat-panel de silicio amorfo EPID, han sido implementados de forma precisa en el modelo Monte Carlo atendiendo a las especificaciones de los fabricantes.

Una vez definido todo el modelo, el siguiente paso ha sido realizar las simulaciones introduciendo en el modelo los diferentes espesores de agua sólida. Para ello la respuesta del detector ha sido simulada en las mismas condiciones de irradiación que el procedimiento experimental.

El Código MCNP5 permite un registro preciso del flujo relativo y la dosis depositada (empleando los factores de conversión de flujo a dosis) en el flat-panel del detector mediante el empleo del denominado *FMESH Tally*.

La resolución del modelo Monte Carlo del EPID ha sido establecida en 1 cm x 1 cm, es decir, que el EPID ha sido dividido en una malla de 46 x 46 intervalos. Esta resolución permite una buena precisión estadística en los diferentes cálculos de dosis.

La validación del modelo Monte Carlo del colimador multiláminas ha sido previamente realizada empleando curvas de dosis en profundidad en una cuba de agua de 50 cm x 50 cm x 50 cm.

2.3. Procedimiento de Calibración del EPID

Una vez obtenidas las imágenes experimentales y los resultados de las simulaciones Monte Carlo, se ha procedido a desarrollar el Procedimiento de Calibración, es decir, el procedimiento que permita convertir el nivel de gris registrado en el dispositivo EPID en dosis.

Para ello, se ha realizado un análisis de distintas regiones dentro del campo irradiado del EPID, teóricamente, la dosis obtenida deberá ser la misma en todo el campo irradiado, pero por acción de la penumbra se observa que la dosis recibida va disminuyendo a medida que nos alejamos del centro del haz incidente.

Ambos, tanto los niveles de gris obtenidos experimentalmente, como las imágenes Monte Carlo (dosis depositada) para cada espesor de agua sólida, han sido analizados empleando cuadrados concéntricos con una separación entre los mismos de 1 cm. Para la realización de los cálculos, se ha obtenido la media, en cada una de estas regiones, de los niveles de gris para el caso de la señal recibida por el dispositivo EPID, y la media de la dosis recibida en el caso de la simulación Monte Carlo.

En la Figura 2 se observa una imagen experimental obtenida en el EPID con la distribución de las distintas regiones divididas por cuadrados concéntricos.

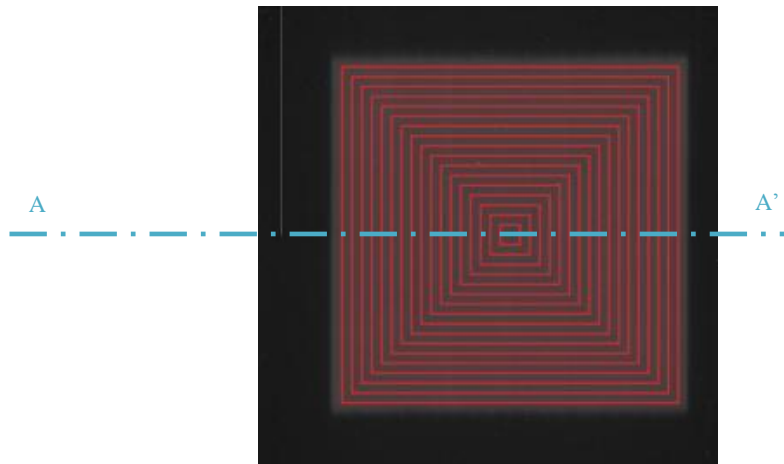


Figura 2: Cuadrados concéntricos empleados para el análisis.

En la Figura 3 se muestra el nivel de gris de la figura anterior a lo largo del plano A, el cual cruza el centro de la imagen obtenida en el EPID:

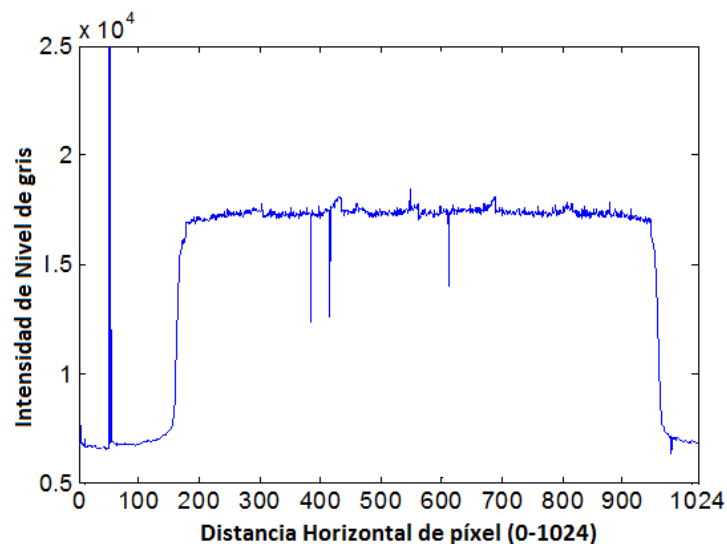


Figura 3: Nivel de gris a lo largo de la imagen para el caso de un espesor de agua sólida de 10 cm.

A partir de los datos de niveles de gris de todos los cuadrados concéntricos, se ha desarrollado una matriz de calibración espacial que permitirá convertir la señal recibida en el EPID en dosis.

2.4. Calibración del colimador multiláminas (MLC)

Una vez desarrollado el método de calibración anteriormente descrito, se ha empleado para la verificación del modelo Monte Carlo del Colimador multiláminas del equipo *Elekta Precise*.

Durante las dos últimas décadas, diferentes sistemas de colimación multiláminas (MLC) han sido desarrollados. Entre otras cosas, estos diferentes sistemas de colimación se diferencian en el número de láminas empleadas, el ancho de estas láminas, el diseño de las mismas, los distintos materiales empleados, o el máximo tamaño de campo permitido.

El sistema de colimación multiláminas empleado en este caso ha sido simulado basándonos en la información técnica que ha sido proporcionada por el fabricante. A partir de dichos datos se ha elaborado una representación muy realista del diseño de las láminas. Uno de los principales factores a tener en cuenta es, que la transmisión de dosis a través de las láminas, puede ser un factor muy importante cuando se está calculando la dosis que es recibida por el paciente. Además este tipo de cálculos de dosis son muy sensibles a la estructura del colimador multiláminas, por lo que es importante detallar, en el modelo, perfectamente dicha estructura.

En nuestro caso el sistema de colimación multiláminas para el equipo *Elekta Precise* dispone de 80 láminas. La Figura 4 presenta una imagen del Cabezal de la Unidad *Linac*, así como del colimador multiláminas, con una imagen más en detalle de una de las láminas modeladas.

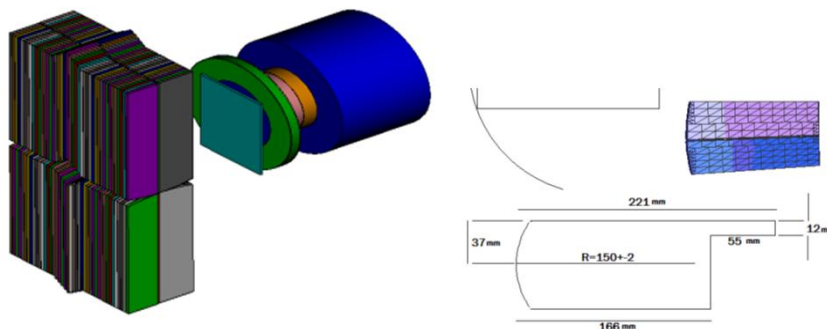


Figura 4: Cabezal de la Unidad *Linac* incluyendo el colimador multiláminas modelado con MCNP5.

El material de las láminas es tungsteno, con una densidad de 17.5 g/cm^3 .

Para la realización de las distintas simulaciones, se ha realizado en primer lugar una única simulación del modelo completo con el tamaño de campo deseado. El objetivo de esta primera simulación es la generación de un archivo espacio-fase que almacene toda la información de las partículas generadas. Así, en futuras simulaciones que empleen el mismo tamaño de campo, este archivo podrá ser empleado como fuente, cambiando la posición cuando sea necesario, de acuerdo con el ángulo *gantry* o el ángulo del colimador. El objetivo de realizar este procedimiento, es que se reducirá de forma muy significativa el tiempo de computación necesario en posteriores simulaciones, ya que únicamente será necesario representar una parte del modelo.

Este archivo que será empleado como fuente, ha situado la superficie dónde se almacenará toda la información de las partículas incidentes a 54.4 cm de la fuente. El número de partículas empleado en las simulaciones ha sido 10^9 , y la incertidumbre estadística de la distribución de dosis menor al 2%.

Para la verificación de las medidas en la cuba de agua, se ha empleado, una cámara *Scanditronix Wellhofer* para un campo cuadrado de 10 cm x 10 cm, moldeándose el campo con el colimador multiláminas (MLC), y empleando un haz de fotones de 6 MeV.

En las siguientes figuras se representa las típicas curvas de dosis en profundidad y perfil de dosis. Estos valores han sido medidos por la cámara de ionización a 10 cm de profundidad, a los largo del eje horizontal del agua (con una distancia a la fuente de 100 cm), y han sido comparados con las calculadas en las simulaciones Monte Carlo.

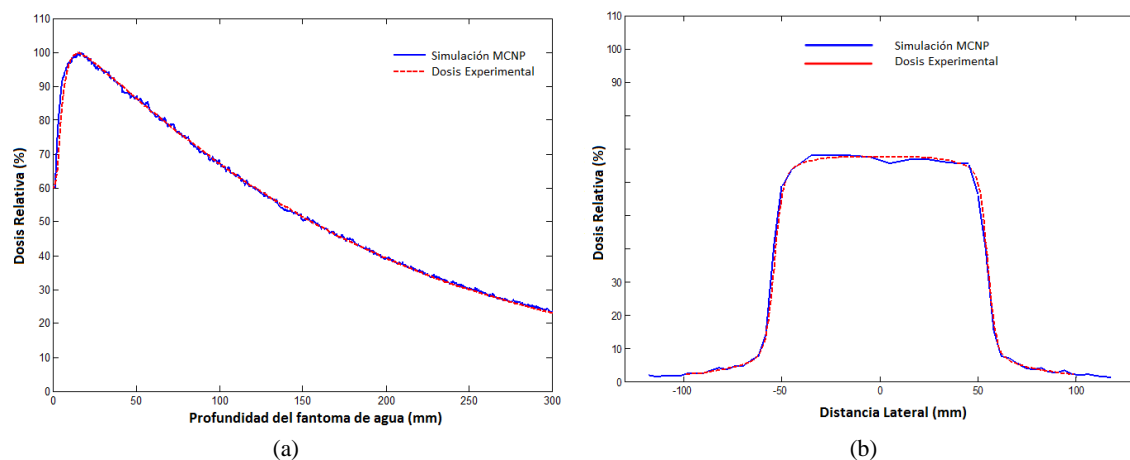


Figura 5: (a) Curva de dosis en profundidad obtenida para un espectro de 6 MeV. (b) Perfil de curva de dosis a 10 cm de profundidad.

Se aprecia que la diferencia entre las curvas medidas y calculadas es menor al 2%. Además se puede apreciar que tanto las propiedades de transmisión, como los materiales de las láminas se han simulado de forma muy precisa.

3. Resultados

3.1. Proceso de Calibración del EPID

Para la elaboración del proceso de calibración, en primer lugar, los valores de nivel de gris de la señal recibida por el EPID (S_E), una vez restado el valor de los niveles de gris para una imagen negra, han sido normalizados al valor de la señal para un campo abierto, es decir sin ningún tipo de fantoma que atenúe el haz. Para la obtención de la anteriormente mencionada imagen negra, el procedimiento a seguir es tomar una imagen de EPID sin que el acelerador esté funcionando, obteniendo así una imagen de la radiación de fondo. De igual manera, los valores de la dosis

obtenida en las simulaciones Monte Carlo (d_{MC}) también se ha normalizado al valor obtenido en una simulación que no incluye ningún bloque en el modelo.

Los resultados obtenidos muestran que existe una relación lineal entre la respuesta de la señal del EPID y la dosis obtenida en las simulaciones Monte Carlo.

$$S_E = P_{CA} \cdot d_{MC} + O_{CA}$$

Dónde P_{CA} es la pendiente de S_E/d_{MC} y O_{CA} es el *offset* resultante del ajuste lineal en las zonas a medida que nos alejamos del isocentro.

En las siguientes figuras se muestra la representación de la dosis relativa calculada en las simulaciones Monte Carlo con respecto a la señal relativa del EPID. Los casos representados son, en primer lugar el caso del eje central (isocentro), y el caso del cuadrado concéntrico situado a 13 cm del isocentro.

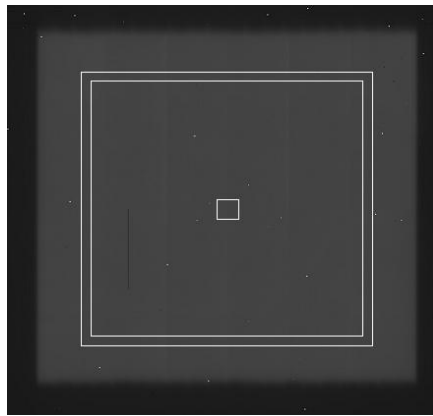


Figura 6: Imagen de las dos regiones analizadas en el dispositivo EPID.

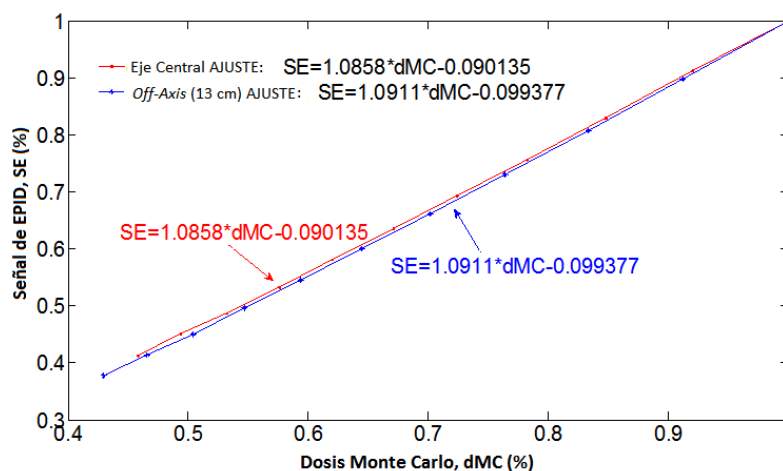


Figura 7: Calibración de EPID.

Para los diferentes casos analizados fuera del eje central, se ha encontrado que la relación lineal muestra una tendencia en la pendiente fuera del eje principal.

La Figura 8 y 9 representan los distintos coeficientes empleados en los ajustes lineales para todos los casos de los cuadrados concéntricos analizados, es decir, los coeficientes para sacar las rectas de la Figura 7 en todos los casos.

En la Figura 8 se ha representado la pendiente de esos ajustes lineales respecto a la distancia conforme nos alejamos del isocentro del dispositivo EPID, además se ha representado una recta con la tendencia que siguen dichos coeficientes.

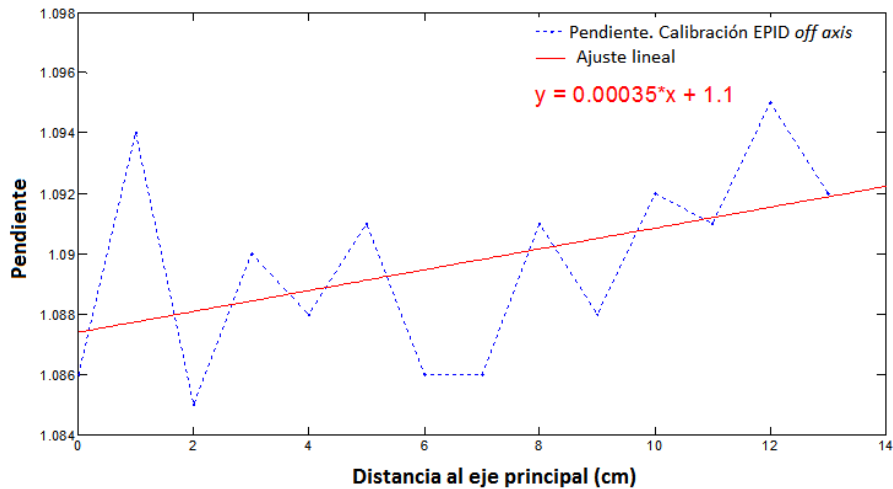


Figura 8: Calibración del EPID off axis. Pendiente.

En la Figura 9 se ha representado lo mismo que en la Figura anterior pero para el caso del *offset* (término independiente).

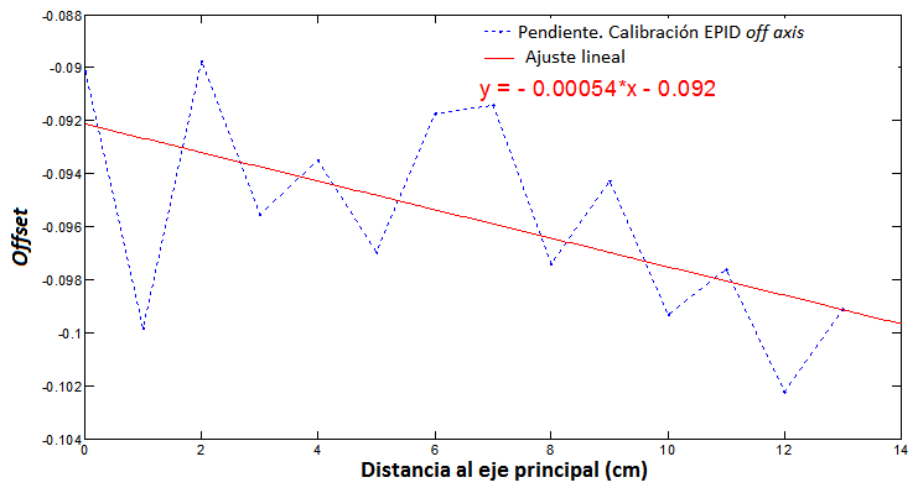


Figura 9: Calibración del EPID off axis. Término independiente.

Como se aprecia en las figuras anteriores, la relación lineal se mantiene conforme se analizan regiones lejos del eje central, aumentando la pendiente a medida que alejamos del isocentro del EPID.

3.2 Validación 2D del Colimador multiláminas

Para realizar una validación precisa 2D del modelo Monte Carlo del colimador multiláminas, se ha tomado una imagen experimental de un rombo, conformado con el sistema multiláminas.

Se ha optado por un rombo ya que este permite apreciar la precisión del movimiento de las láminas en el colimador. Como posibles trabajos futuros sería interesante probar otras formas geométricas con el colimador multiláminas. Esta imagen se ha tomado con las mismas condiciones de irradiación que en los casos anteriores.

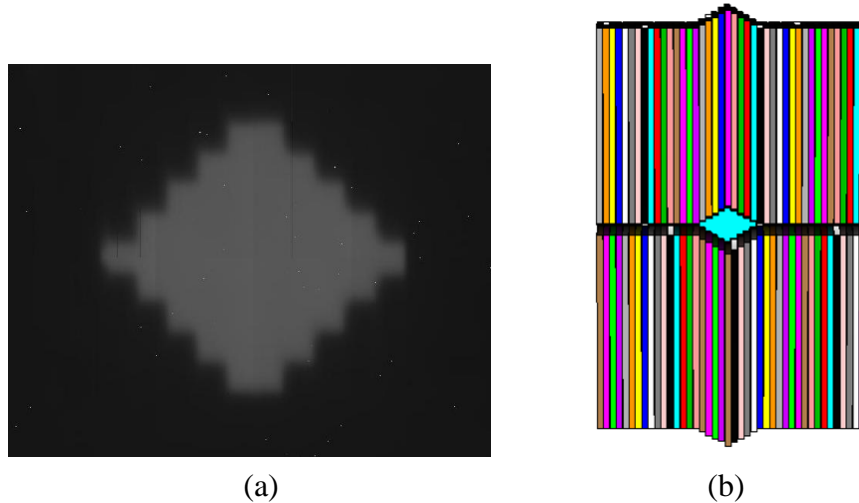


Figura 10: (a) Imagen del rombo empleado para la validación del sistema MLC. (b) Imagen del modelo MLC elaborado para el caso del rombo.

Una vez obtenidos los resultados de los niveles de gris, se procesará toda la información con el software MATLAB. Los resultados de dosis han sido comparados con los obtenidos en la simulación Monte Carlo con el programa MCNP. Para ello, se ha desarrollado en este programa, un modelo completo de la cabeza de la unidad de tratamiento de radioterapia, así como el modelo del colimador multiláminas. En este caso el colimador ha sido dispuesto con la forma de un rombo, exactamente con las mismas medidas con las que se ha realizado la medida experimental.

Para realizar la comparación de los resultados obtenidos en la simulación y los calculados con la imagen experimental, se han analizado los resultados en dos planos. Uno situado en el plano central del rombo, y otro situado más cercano al borde del mismo.

La Figura 11 muestra la distribución de los dos planos estudiados en una imagen del rombo.

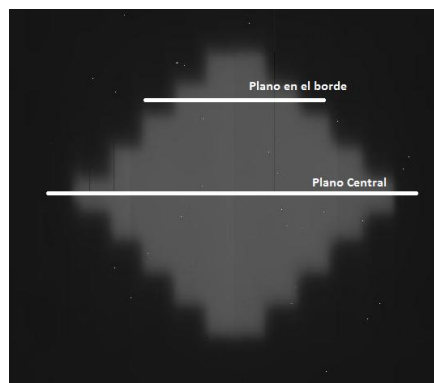


Figura 11: Distribución de los planos en el rombo para la comparación de resultados.

El perfil de dosis analizado en las simulaciones Monte Carlo coincide de forma precisa con los resultados de dosis obtenidos en el EPID. La diferencia porcentual entre la dosis obtenida en las simulaciones Monte Carlo y la dosis obtenida en la calibración del EPID es menor al 5% media cuadrática.

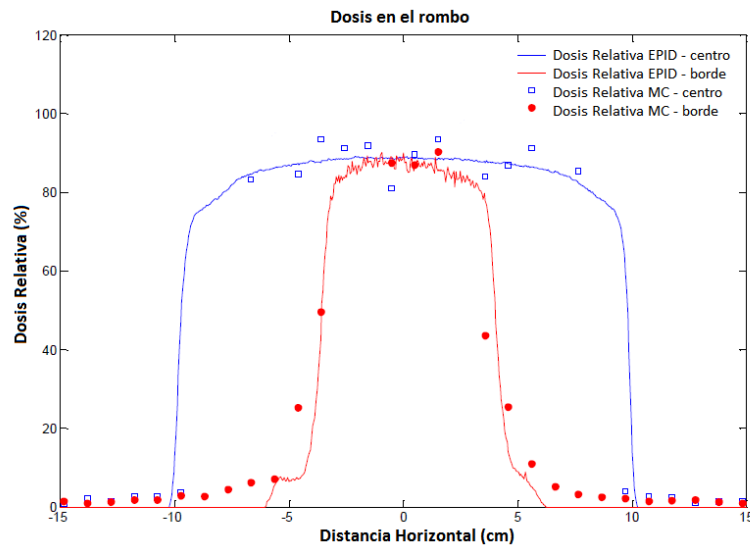


Figura 14: Comparación de los resultados obtenidos en las simulaciones Monte Carlo y los obtenidos del EPID en el caso del rombo.

Esto muestra que el posicionamiento de las láminas del sistema MLC ha sido modelado con un alto grado de precisión en las simulaciones Monte Carlo.

Esta coincidencia prueba la validez del modelo Monte Carlo, así como la de los parámetros que han sido empleados, como las composiciones, densidad o posición y geometría de las láminas del colimador.

3. Conclusiones

Las simulaciones Monte Carlo de Dispositivos Electrónicos de Imagen Portal (EPID) pueden ser muy útiles para realizar verificaciones de tratamientos de Radioterapia Conformada. La precisión en el modelado de la geometría, de los materiales, de la física del transporte de partículas a lo largo de la unidad de radioterapia hasta el sistema de detección, es clave en la verificación dosimétrica de los haces de radioterapia.

Además, la calibración de la señal del EPID en términos de dosis, es un paso esencial en la correcta predicción de la dosis que es recibida por parte del paciente sometido a un tratamiento de radioterapia.

En este estudio se ha desarrollado un detallado modelo Monte Carlo del equipo LINAC que incluye el colimador multiláminas y el sistema EPID, además se ha demostrado un método sencillo

para calibrar las imágenes de EPID empleando simulaciones Monte Carlo, convirtiendo la señal recibida en el EPID en dosis.

Se ha mostrado que la señal recibida en el EPID es una función lineal de la dosis obtenida en las simulaciones Monte Carlo, y que la variación conforme nos alejamos del isocentro, también puede expresarse como una función lineal del desplazamiento por el eje central.

La simulación y las medidas experimentales en el EPID de los campos conformados del colimador multiláminas, ha proporcionado una manera fácil para desarrollar la geometría del modelo MLC con alta precisión. Las comparaciones dosimétricas incluyendo el conformado del sistema MLC, han mostrado una buena coincidencia entre las simulaciones y las medidas, logrando un error menor al 2%.

La metodología descrita en este trabajo tiene el potencial de ofrecer una verificación precisa de la dosis recibida por el paciente en tratamientos con conformados complejos o procedimientos IMRT, empleando equipos como los mencionados colimadores multiláminas.

La inclusión de la Tomografía Computerizada al paciente (o fantoma) se está desarrollando actualmente. Las simulaciones Monte Carlo incluyendo la planificación de la tomografía computerizada permitirán una mejor comparación entre las medidas del EPID en el tiempo de tratamiento con las medidas de dosis que se han supuesto en la planificación, permitiendo investigar en los posibles focos de incertidumbre del tratamiento, como la variación de la posición del paciente respecto a su posición inicial, o posibles variaciones anatómicas del mismo.

Referencias

- [1] Parent L. *et al.* 2007, Amorphous silicon EPID calibration for dosimetric applications: comparison of a method based on Monte Carlo prediction of response with existing techniques *Phys. Med. Biol.* 52.pp 3351-3368.
- [2] Jarry G., Verhaegen F., 2007, Patient-specific dosimetry of conventional and intensity modulated radiation therapy using a novel full Monte Carlo phase space reconstruction method from electronic portal images. *Physics in Medicine and Biology*, Volume 52, Number 8, pp. 2277-2299(23).
- [3] McDermott L N, Louwe R JW, Sonke J-J, van HerkMB and Mijnheer B J. 2004, Dose-response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic portal imaging device *Med. Phys.* 31 285-95
- [4] Heijmen B J M, Pasma K L, Kroonwijk M, Althof V GM, de Boer J C J, Visser A G and Huizenga H. 1995, Portal dose measurement in radiotherapy using an electronic portal imaging device (EPID) *Phys. Med. Biol.* 40 1943-55.
- [5] Siebers JV., Kim JO., Ko L., Keall PJ., Mohan R., 2004. Monte Carlo computation of dosimetric amorphous silicon electronic portal images. *Med Phys.*; 31(7):2135-46.
- [6] Juste B., Mota M.E., Miró R., Gallardo S., Verdú G., 2007, Monte Carlo modeling of the Elekta Precise Linear accelerator: validation of dose distribution in a heterogeneous water phantom. Joint International Topical Meeting on Mathematics & Computation and Supercomputing in Nuclear Applications (M&C + SNA 2007) Monterey, California, April 15-19, 2007.