

## Utilización de imágenes de dosis portal para el cálculo de dosis pre-tratamiento: resultados preliminares

E. Young<sup>1,2</sup>, F. Bregains<sup>2</sup>, N. Larragueta<sup>2</sup>, B. Moglia<sup>2</sup>, J. Biurrun Manresa<sup>1</sup>

1. Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos (FIUNER)

2. Fundación Centro de Medicina Nuclear y Molecular Entre Ríos (CEMENER)

**Abstract.** Los detectores de mega-voltaje se utilizan como herramientas de verificación pre-tratamiento de los planes de irradiación, comparando las mediciones obtenidas por el dispositivo y aquellas predichas por el sistema de planificación utilizando el índice gamma. Sin embargo, esto puede enmascarar errores de significancia clínica en términos de dosis recibida por el paciente. El presente artículo registra el estado de avance de un proyecto de investigación cuyo objetivo es el de realizar una herramienta que permita evaluar la distribución volumétrica de dosis a partir de imágenes provenientes del detector de mega-voltaje. De esta manera, se constatará la dosis 3D medida contra aquella calculada por el sistema de planificación de tratamiento. Al momento de remitir este artículo, se ha cumplimentado de manera parcial la etapa correspondiente a la deconvolución de las imágenes portales para la obtención de la fluencia primaria de fotones.

**Keywords:** EPID, fluencia, deconvolución, kernel de dispersión.

### 1 Introducción

La radioterapia consiste en la aplicación de una dosis específica de radiación ionizante a un volumen objetivo prescrito, con una entrega mínima de dosis al tejido sano circundante [1]. En la actualidad, se utilizan múltiples haces de radiación conformada, caracterizados por gradientes de dosis abruptos, los cuales se ajustan mejor a la dosis que debe ser entregada al volumen de tratamiento [2]. Debido a la complejidad que pueden alcanzar los planes de irradiación, se implementaron controles cuyo objetivo es el de garantizar la calidad, tanto en términos de precisión de las máquinas encargadas de entregar el tratamiento, como de la exactitud de los cálculos de los sistemas de planificación (TPS, Treatment Planning System). Por este motivo se realizan controles de calidad paciente-específicos (PSQC, Patient-Specific Quality Control) previos al tratamiento, con el fin de detectar desajustes entre la dosis calculada por el TPS y aquella entregada por el equipo a cargo de la terapia [2]. El método aceptado por instituciones alrededor del mundo es la utilización del índice gamma (GI, Gamma Index) para determinar la aceptación o rechazo de los planes de tratamiento, de acuerdo a si cumple o no con determinados criterios [3-4].

En particular, durante la realización del PSQC se utilizan dos imágenes para establecer si el tratamiento planificado es apto para ser impartido sobre un paciente. Una de ellas proviene directamente del TPS, la cual predice la dosis a nivel del detector de mega-voltaje del acelerador lineal (EPID, Electronic Portal Imaging Device), mediante

la convolución entre un kernel de dispersión y la fluencia primaria de fotones. La segunda imagen es aquella registrada por el EPID, al ser irradiado con el tratamiento propiamente dicho. Utilizando el GI, se realiza una comparación punto a punto entre lo medido y lo predicho y se establece si, dentro de cierta desviación, hay concordancia entre ello. El porcentaje de puntos que pasa esta prueba es el que determina la aceptación del plan.

Si bien la utilización de GI de la manera descrita anteriormente para PSQC es ampliamente aceptada a nivel mundial [4-5], se ha demostrado a partir de estudios llevados a cabo en diversas instituciones que este criterio puede llevar al enmascaramiento de errores de dosis de relevancia clínica, aun habiendo cumplimentado con los criterios de aceptación, siendo una de las causas la utilización de imágenes planas que no representan las cualidades volumétricas de deposición de dosis en el paciente [6-7].

A partir de los comienzos en la utilización del EPID con fines dosimétricos y del descubrimiento de la problemática planteada, una gran cantidad de estudios han propuesto el empleo de las imágenes de mega-voltaje, también llamadas imágenes portales, para la determinación de dosis pre-tratamiento [8-12]. De ello han surgido diversas estrategias, dentro de las cuales la gran mayoría se centra en la obtención de la fluencia de fotones primaria para la reconstrucción volumétrica de dosis [8-11]. Para esto, la imagen medida se deconvoluciona con un kernel de dispersión, el cual describe la dispersión de la dosis en las diversas capas constitutivas del detector. Una vez concluido esto, se procede al cálculo de dosis utilizando un algoritmo de cálculo independiente, o simplemente aquel disponible en el TPS.

En el presente artículo se detalla el estado de avance de un proyecto de investigación enmarcado en un convenio entre dos instituciones, cuyo objetivo final es desarrollar una herramienta que permita evaluar la distribución volumétrica de dosis a partir de imágenes provenientes del EPID. De esta manera, se pretende constatar la dosis 3D medida contra aquella calculada por el TPS.

## **2 Materiales y metodología**

### **2.1 Adquisición de imágenes**

Se trabajó de manera retrospectiva con imágenes adquiridas con un detector aS1200 (Varian Medical System, Palo Alto, CA), para una energía de haz de fotones de 6 MV y una distancia fuente-detector de 100 cm. Las mismas fueron registradas en los PSQC de pacientes de la institución, los cuales dieron su consentimiento para el uso de la información mediante la firma de un Formulario de Consentimiento Informado, avalado por el Comité de Ética correspondiente.

### **2.2 Kernel de dispersión**

La obtención del kernel de dispersión es un tema en el que diversos autores han inquirido, planteando así distintas alternativas. Una solución posible es la generación de un modelo computacional del EPID y del acelerador a partir del cual obtener los parámetros de dicho kernel [8]. Otra posibilidad es la de ajustar los parámetros del

mismo a las mediciones de cámaras de ionización hasta un determinado grado de concordancia [13]. En este estudio se optó por usar una técnica diferente a las propuestas en los diversos artículos académicos.

La obtención de la imagen predicha se realiza, en el sistema de planificación, por medio de la convolución entre la fluencia primaria de fotones y un kernel de dispersión adecuado. De manera inversa, la fluencia puede ser obtenida como la deconvolución entre una imagen portal y el mismo kernel utilizado en la operación anterior. Por este motivo, fueron utilizados los datos provenientes del TPS para construir el kernel de dispersión.

Del manual de usuario del TPS [14], fue posible obtener la función matemática que describe la forma del kernel de dispersión en función del radio,  $k(r)$ , el cual es el resultado de la sumatoria de 9 funciones gaussianas de diversas amplitudes  $a_i$  y tamaños  $\sigma_i$ , como se especifica en la ecuación (1).

$$k(r) = \sum_i a_i \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_i} e^{-\frac{r^2}{2\sigma_i^2}} \quad (1)$$

Los valores de  $a_i$  y  $\sigma_i$  se extrajeron del TPS y, haciendo uso del software MATLAB (MathWorks, Natick, MA), fueron reemplazados en (1) para generar el kernel de dispersión, en su versión unidimensional. Debido a que en dicho manual [14] se especifica que éste es radialmente simétrico, la versión bidimensional,  $K(x, y)$ , se encontró rotando el kernel unidimensional en diferentes ángulos y guardando la matriz resultante.

### 2.3 Deconvolución de la imagen

Para una energía de fotones dada, la fluencia primaria,  $\Psi_p(x, y)$ , incidente en el EPID se obtuvo a partir de (2).

$$\Psi_p(x, y) = EPID_{cruda}(x, y) \otimes^{-1} K(x, y) \quad (2)$$

Donde,  $EPID_{cruda}(x, y)$  es la imagen proveniente del detector y  $\otimes^{-1}$  es el operador de deconvolución. Debido a que este tipo de operación se simplifica al realizarse en el dominio de la frecuencia espacial, se utilizaron las transformadas de Fourier, tanto de la imagen como del kernel, para llevarla a cabo. El algoritmo fue implementado en MATLAB, teniendo en cuenta la propiedad matemática en la que, en el espacio transformado, una deconvolución se convierte en una simple división de números complejos. Sin embargo, se agregó un factor de regularización para evitar la aparición de errores en caso de que el denominador fuera cero. Dicho factor se calculó como un 10% del promedio del espectro de potencia del denominador, en nuestro caso, el kernel de dispersión.

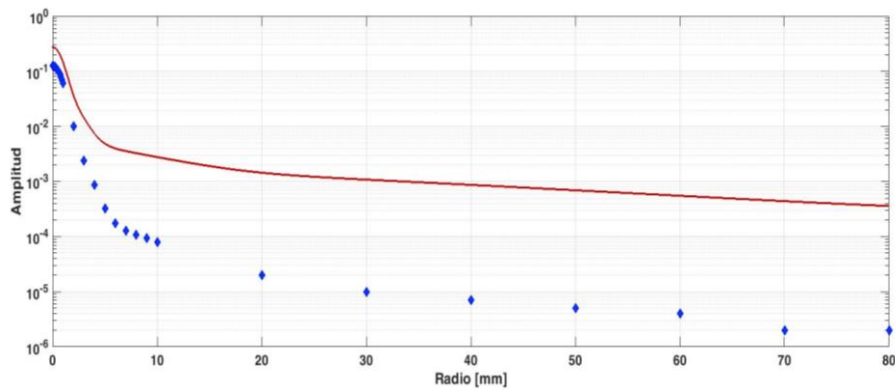
## 3 Resultados

En el presente proyecto de investigación, las imágenes provenientes del detector de mega-voltaje del acelerador lineal son convertidas a fluencia primaria de fotones por medio de la deconvolución entre dicha imagen y un kernel de dispersión. En etapas

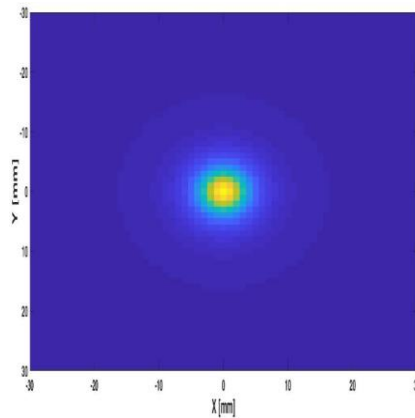
subsiguientes, la misma será utilizada para el cálculo de dosis en el volumen del paciente, previo al inicio de su tratamiento. De esta manera, se desarrollará una herramienta extra con la cual se complementarán los protocolos normales de PSQC.

### 3.1 Kernel de dispersión

Los valores de amplitudes  $a_i$  y tamaños  $\sigma_i$  extraídos del TPS fueron utilizados para generar el kernel de dispersión unidimensional (Fig.1, en rojo) y bidimensional (Fig.2)



**Fig. 1.** Kernel unidimensional. En rojo, kernel de dispersión generado con los datos brindados por el TPS. En azul, kernel de dispersión informado por el TPS.



**Fig. 2.** Kernel bidimensional

Sin embargo, al compararse la curva obtenida con aquella provista por el TPS se constató una clara diferencia entre ambas, siendo la más evidente la desigualdad en los valores de la ordenada al origen (Fig. 1). Por este motivo, se consultó con la empresa fabricante del TPS sobre las causas posibles de este fenómeno, siendo una de las hipótesis el resguardo de una parte de la información por parte de la misma.

### 3.2 Deconvolución de la imagen

Se desarrolló un algoritmo para realizar la deconvolución entre la imagen portal y el kernel de dispersión. Se probaron diversas variantes para realizar esta operación, incluyendo la utilización de funciones predefinidas de MATLAB, así como funciones programadas por otros usuarios, determinando que el mejor resultado era otorgado por el procedimiento descrito en la sección de Materiales y Metodología. Debido a que el kernel no es el adecuado, en esta etapa solo pudo comprobarse el correcto funcionamiento del algoritmo de manera cualitativa. Se comprobó que la salida fuera acorde a lo esperado, en relación a la morfología de la fluencia obtenida. En la Fig. 3 (a) y (b) se observan la imagen portal y la fluencia obtenida.

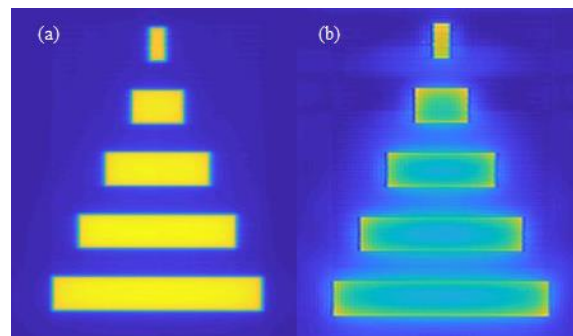


Fig. 3. (a) Imagen portal cruda. (b) Fluencia resultante.

## 4 Discusión

El proyecto de investigación que da sustento al presente artículo se encuentra actualmente en ejecución, con lo cual es menester destacar que lo aquí presentado corresponde a los resultados preliminares de las etapas llevadas a cabo hasta el momento.

Como primera medida, se planteó un método innovador para la formación del kernel de dispersión que, una vez superadas las dificultades técnicas encontradas, posibilitaría la obtención del mismo para cualquiera de las energías comisionadas en el acelerador lineal. Las técnicas actuales incluyen la obtención del kernel a partir de costosas simulaciones computacionales del comportamiento del acelerador lineal y del EPID, estando limitadas por la falta de datos constructivos de los mismos por parte del fabricante. Así mismo, otra forma posible de obtener los kernels es a partir del ajuste del mismo a mediciones realizadas en el equipo.

Por otro lado, y si bien no se realizó aun una validación, la etapa de deconvolución arrojó buenos resultados en cuanto a la adecuación morfológica de la fluencia resultante. Con el kernel correctamente generado en nuestras manos, se analizará cuantitativamente el resultado de dicha etapa, para así proseguir en el desarrollo del proyecto de investigación.

Como trabajo a futuro, se pretende mejorar la interacción entre el usuario y los algoritmos de procesamiento mediante una interfaz gráfica de usuario, implementada en un lenguaje de programación adecuado. Para el cálculo de dosis volumétrica, se utilizará el TPS, cuyos algoritmos de cálculo incluyen Anisotropic Analytical Algorithm

(AAA) y Acuros XB, al cual se le importará la fluencia primaria obtenida por medio de la deconvolución. La validación de los resultados obtenidos se realizará por medio de la evaluación 3D entre la dosis obtenida a partir de la fluencia medida en el EPID, con la dosis calculada al inicio del tratamiento.

De la unión de los resultados preliminares presentados en este artículo y el trabajo a futuro planteado, se obtendrá una herramienta cuyo uso complementará los controles típicos de PSQC y evitará errores de dosis al momento de aplicar el tratamiento sobre el paciente.

## 5 Referencias

1. Novotny, J. (1997). Accidents in radiotherapy: lack of quality assurance. Department of Stereotactic and Radiation Neurosurgery. Praga, República Tcheca,[sd].
2. Stasi, M., Bresciani, S., Miranti, A., Maggio, A., Sapino, V., & Gabriele, P. (2012). Pretreatment patient-specific IMRT quality assurance: A correlation study between gamma index and patient clinical dose volume histogram. *Medical physics*, 39(12), 7626-7634.
3. Nelms, B. E., & Simon, J. A. (2007). A survey on planar IMRT QA analysis. *Journal of applied clinical medical physics*, 8(3), 76-90.
4. AAPM. TG-119 IMRT Commissioning Tests Instructions for Planning, Measurement, and Analysis. AAPM, 2009. Disponible en: [https://aapm.org/pubs/tg119/TG119\\_Instructions\\_102109.pdf](https://aapm.org/pubs/tg119/TG119_Instructions_102109.pdf)
5. Solari, L.E (2016). Implementación de un programa de Control de Calidad de IMRT Paciente Específico. (Tesis de maestría), CEMENER, Oro Verde, Entre Ríos
6. Nelms, B. E., Zhen, H., & Tomé, W. A. (2011). Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. *Medical physics*, 38(2), 1037-1044
7. Ohira, S., Ueda, Y., Isono, M., Masaoka, A., Hashimoto, M., Miyazaki, M., ... & Teshima, T. (2017). Can clinically relevant dose errors in patient anatomy be detected by gamma passing rate or modulation complexity score in volumetric-modulated arc therapy for intracranial tumors? *Journal of radiation research*, 58(5), 685-692.
8. Steciw, S., Warkentin, B., Rathee, S., & Fallone, B. G. (2005). Three-dimensional IMRT verification with a flat-panel EPID. *Medical physics*, 32(2), 600-612.
9. Van Zijtveld, M., Dirckx, M. L., de Boer, H. C., & Heijmen, B. J. (2007). 3D dose reconstruction for clinical evaluation of IMRT pretreatment verification with an EPID. *Radiotherapy and oncology*, 82(2), 201-207.
10. Van Elmpt, W., Nijsten, S., Mijnheer, B., Dekker, A., & Lambin, P. (2008). The next step in patient-specific QA: 3D dose verification of conformal and intensity-modulated RT based on EPID dosimetry and Monte Carlo dose calculations. *Radiotherapy and oncology*, 86(1), 86-92.
11. Alhazmi, A., Gianoli, C., Neppel, S., Martins, J., Veloza, S., Podesta, M., ... & Parodi, K. (2018). A novel approach to EPID-based 3D volumetric dosimetry for IMRT and VMAT QA. *Physics in Medicine & Biology*, 63(11), 115002.
12. Bresciani, S., Poli, M., Miranti, A., Maggio, A., Di Dia, A., Bracco, C., ... & Stasi, M. (2018). Comparison of two different EPID-based solutions performing pretreatment quality assurance: 2D portal dosimetry versus 3D forward projection method. *Physica Medica*, 52, 65-71.
13. Renner, W. D., Norton, K., & Holmes, T. (2005). A method for deconvolution of integrated electronic portal images to obtain incident fluence for dose reconstruction. *Journal of applied clinical medical physics*, 6(4), 22-39.
14. Eclipse Algorithms Reference Guide. Varian Medical System, Palo Alto, CA.