

VENTAJAS DE UTILIZAR UN FANTOMA CILINDRICO FRENTE A UN FANTOMA RECTANGULAR EN EL COMISIONADO DE UN ACELERADOR

Ricardo A. Tortosa Oliver¹, Rosa M.^a Cibrián Ortiz de Anda², Sergio Díez Domingo³

¹Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Francisc de Borja, Gandía (Valencia); ²Departamento de Fisiología, Facultad de Medicina, Universidad de Valencia; ³Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Clínico Universitario, Valencia

tortosa_ric@gva.es

RESUMEN

La seguridad del personal sanitario y del paciente oncológico tratado con radioterapia tiene su base en asegurar el correcto funcionamiento del acelerador lo que se consigue con un adecuado comisionado de éste. En este trabajo presentamos los principales resultados del comisionado de un acelerador *Varian Clinac DHX* y del del sistema de planificación EclipseTM, utilizando un fantoma de agua cilíndrico.

El fantoma 3D-Scanner (*Sun Nuclear Corp., Melbourne, FL*) presenta una geometría cilíndrica revolucionaria, completamente diferente a cualquier fantoma de agua automatizado utilizado con anterioridad, ya que la mayoría presentan una geometría rectangular o cuadrada, está diseñado para eliminar los fallos humanos en el centrado y puesta a punto del equipo para medir, pero es necesario validar este maniquí con geometría diferente a los estándares y además hacerlo con un sistema de simulación Monte Carlo de cálculo independiente para verificar los resultados obtenidos con el sistema de planificación ofrecido por la empresa suministradora del equipo.

En este trabajo presentamos los resultados del comisionado con este nuevo fantoma.

INTRODUCCIÓN

La Física Médica nace debido a la incorporación y uso de las radiaciones ionizantes en el campo de la medicina. En España la incorporación de los físicos médicos o radiofísicos empezó en los años setenta. No fue hasta el año 1997 cuando la especialidad fue regulada definitivamente con la publicación del Real Decreto (RD) 220/1997 de creación de la especialidad de Radiofísica Hospitalaria.

El papel del radiofísico en un centro hospitalario se basa en tres pilares fundamentales: la protección radiológica, el diagnóstico por imagen (Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear) y la Radioterapia.

Sobre esta base de actuación del Físico Médico en los centros de tratamiento del cáncer, una de las tareas relevantes para un correcto funcionamiento del equipamiento y la seguridad de pacientes y personal sanitario es el comisionado de un acelerador, ya que resulta fundamental conocer perfectamente el comportamiento de las radiaciones que se obtienen durante su funcionamiento.

En los últimos 20 años ha habido una revolución en los tratamientos de radioterapia que emplean haces de alta energía. El avance de la tecnología de generación de los haces de radiación junto con el desarrollo de nuevas técnicas de tratamiento como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT), la arcoterapia de intensidad modulada (VMAT), la Radiocirugía estereotáctica (SRS), etc... han supuesto que los datos dosimétricos recolectados para realizar los cálculos sean de la mayor precisión posible. Por tanto, para poder emplear estas técnicas es necesario comisionar la unidad de tratamiento y el TPS asociado.

La palabra comisionado es un anglicismo del vocablo '*commissioning*' y no tiene traducción en español. El proceso de comisionado de un acelerador lineal con fines médicos consiste en la realización de las medidas dosimétricas y mecánicas que son necesarias para la validación del sistema de planificación de tratamientos asociado, así como la modalidad de radiación y la técnica empleada ⁽¹⁾.

El comisionado de los haces de radiación se considera la referencia que posteriormente será empleada en los sistemas de planificación para el tratamiento de los pacientes. Por tanto, supone un reto muy grande para los radiofísicos ya que es necesario conseguir muy buen nivel de precisión en los datos medidos, multitud de pruebas, test complementarios para validar datos, etc...

Para realizar el comisionado de un acelerador se necesitan dos tipos de datos: datos escaneados y datos no escaneados (dosis en punto). Para los primeros se necesita un fantoma de agua automatizado con un detector (cámara de ionización, diodo, etc..) mientras que para los no-escaneados se pueden emplear fantomas sólidos de un material equivalente a agua.

Los fantomas de agua para escaneo son normalmente unos tanques de plástico rellenos con agua cuyo nivel debe permitir medir rendimientos en profundidad de 40 cm y perfiles del tamaño de 40 x40 cm². Como recomendación general, el fantoma de agua debe ser al menos 5 cm más ancho que el borde del campo a la profundidad de medida y tener al menos 5 cm

de agua más allá de la máxima profundidad de medida. Los sistemas de escaneo de los fantomas de agua deben ser capaces de escanear en los planos X (crossline) e Y (inline). De esta forma se eliminan problemas de alineación asociados con la rotación del tanque ⁽²⁾.

La mayor parte de los fantomas de agua que se comercializan en la actualidad están automatizados y controlados mediante un software de adquisición. Casi todas las casas comerciales han apostado por fantomas de agua rectangulares con una barra transversal a la que se acoplan los detectores mediante diferentes soportes.

En el año 2012 el Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital IMED Elche adquiere el fantoma de agua cilíndrico 3D-Scanner para realizar la aceptación de un acelerador *Varian Clinac DHX* y el comisionado del sistema de planificación EclipseTM.

Con el fin de poder mejorar la robustez de los fantomas, las simulaciones numéricas, como por ejemplo la simulación de Montecarlo, han supuesto un gran avance a nivel científico ya que permiten determinar el comportamiento de un detector sin necesidad de realizar un gran número de experimentos. La evolución del método permitió que se extendiera a muchos campos de estudio, entre ellos la radioterapia. Las simulaciones Monte-Carlo en radioterapia empezaron a usarse en los cálculos de dosis complejos donde los métodos habituales no funcionaban correctamente.

En el año 2013 fue lanzado el proyecto PRIMO por Lorenzo Brualla, Miguel Rodríguez y Josep Sempau ⁽³⁾. Se trata de un software independiente que simula aceleradores lineales y estima las distribuciones de dosis absorbida en fantomas y escáneres CT. La mayoría de los aceleradores de las casa comerciales Varian y Elekta pueden simularse con PRIMO, incluyendo los aplicadores de electrones y los colimadores multilámina. El programa combina una interfaz amigable con el usuario junto con los procesos computacionales del código Monte-Carlo PENELOPE ⁽⁴⁾

MATERIAL Y MÉTODOS

Se empleó el fantoma 3D-Scanner (*Sun Nuclear Corp., Melbourne, FL*) de geometría cilíndrica para realizar el comisionado del acelerador. Presenta un software completamente diseñado para eliminar los fallos humanos en el centrado y puesta a punto del equipo para medir (AutosetupTM). Este sistema elimina la intervención del factor humano en el proceso de recogida de medidas y consta de cuatro pasos claramente diferenciados: búsqueda del centro del anillo, ajuste del centro del haz, ángulo de desviación del anillo e histéresis

Para verificar el sistema de posicionamiento automático se emplearon 3 cámaras de ionización de tres casas comerciales diferentes de características similares junto con el software propio de adquisición SNC-Dosimetry (*Sun Nuclear Corp.*), con el fin de analizar la reproducibilidad del método y evaluar las diferencias entre el observador humano y el AutoSetup™ automático ⁽⁵⁾.

Es necesario en este sentido utilizar diferentes tipos detectores para analizar cuales pueden ser adecuados para realizar estas funciones y el software de simulación Monte-Carlo PRIMO constituye una herramienta de inestimable valor para poder realizar simulaciones de los datos que se obtienen con el acelerador empleado en el estudio

OBJETIVOS

Este estudio se propone determinar los detectores que van a ser los mejores candidatos para realizar el comisionado de los fotones y los electrones con todas las garantías y mediante el software PRIMO se validarán las medidas realizadas con el fantoma de agua 3D-Scanner para cinco detectores de fotones.

RESULTADOS

Se han seleccionado cinco detectores para realizar las medidas de fotones. Tres de esos detectores son de tipo dedal con características similares y de tres casas comerciales diferentes (A18 (*Standard Imaging, WI*), SNC125c (*Sun Nuclear Corp, FL*) y la Semiflex T31010 (*PTW Freiburg, Germany*)). A estos se les añade un diodo de fotones (Edge (*Sun Nuclear Corp, FL*)) y un detector de diamante (microDiamond (*PTW Freiburg, Germany*)). (Tabla 3)

En el estudio que nos ocupa se emplearon dos energías de fotones (6 y 15 MV). Se realizaron simulaciones para los tamaños de campo 2x2, 5x5, 10x10, 20x20, 30x30 y 40x40 cm² respectivamente ⁽⁶⁾. En la siguiente tabla se muestran el resto de los parámetros relevantes que completan las simulaciones como son el número de historias, el tiempo total de cálculo, el *splitting* factor y la incertidumbre estadística para las dos energías de fotones. (Tablas 4 y 5).

Con referencia a los experimentos propuestos en el Autosetup™, los resultados indican que el sistema muestra una clara reproducibilidad para cámaras de ionización de igual o similar volumen sensible. Las diferencias en el ángulo offset del anillo en la cámara de PTW125 pueden deberse a una colocación del 3D-Scanner relativo al acelerador ligeramente diferente

ya que los resultados para cada cámara se midieron en días diferentes. (Tabla 1). Respecto a la intervención humana en el AutosetupTM, los resultados mostrados en la Tabla 2 indican que no se producen alteraciones relevantes en el resultado final del posicionamiento de las cámaras, asociables al factor humano.

En los análisis de los resultados de las simulaciones con el software PRIMO, se utilizó el análisis gamma con diferentes combinaciones de diferencia de porcentaje de dosis y de separación entre puntos desde los más permisivos (3%-3mm) dentro de las tolerancias admitidas a los más restrictivos (1%-1mm). Los resultados obtenidos se han agrupado en diagramas de cajas que engloban a las energías de 6 y 15 MV.

En el caso de los PDDs (rendimientos en profundidad), las cámaras tipo dedal muestran unos resultados dentro de las tolerancias hasta valores del criterio gamma 2%-1mm sin variabilidad sólo con algún valor atípico. Para criterios más restrictivos, la diferencia entre el primer cuartil y el tercero es muy grande por lo que se entiende como una limitación en la medida. En el caso de los diodos, el diodo de fotones presenta unos resultados dentro de las tolerancias hasta valores del criterio gamma 2%-1mm con un par de valores atípicos. El detector de diamante se comporta en general igual que las cámaras tipo dedal empleadas.

En el caso de los perfiles *crossline*, tanto las cámaras tipo dedal como los diodos muestran unos resultados dentro de las tolerancias hasta valores del criterio gamma 2%-1mm sin apenas variabilidad. Para criterios más restrictivos ningún detector se encuentra dentro de las tolerancias mínimas del 90% por lo que nos encontramos antes los límites de medida de los detectores.

En el caso de los perfiles *inline*, los diodos muestran unos resultados dentro de las tolerancias del 95% hasta valores del criterio gamma 2%-1mm. En el caso de las cámaras tipo dedal, las cámaras SNC125 y A18 se comportan de forma muy similar a los diodos. Sin embargo, la cámara PTW125 presenta una mayor variabilidad con más puntos atípicos. Para criterios gamma más restrictivos el comportamiento de todos los detectores está fuera de la tolerancia del 90% así que se encuentra en el límite de medida.

Figuras



Figura 1 - Detalle del 3D-Scanner en el búnker de Radioterapia del Hospital IMED Elche listo para tomar medidas. @ Cortesía del autor

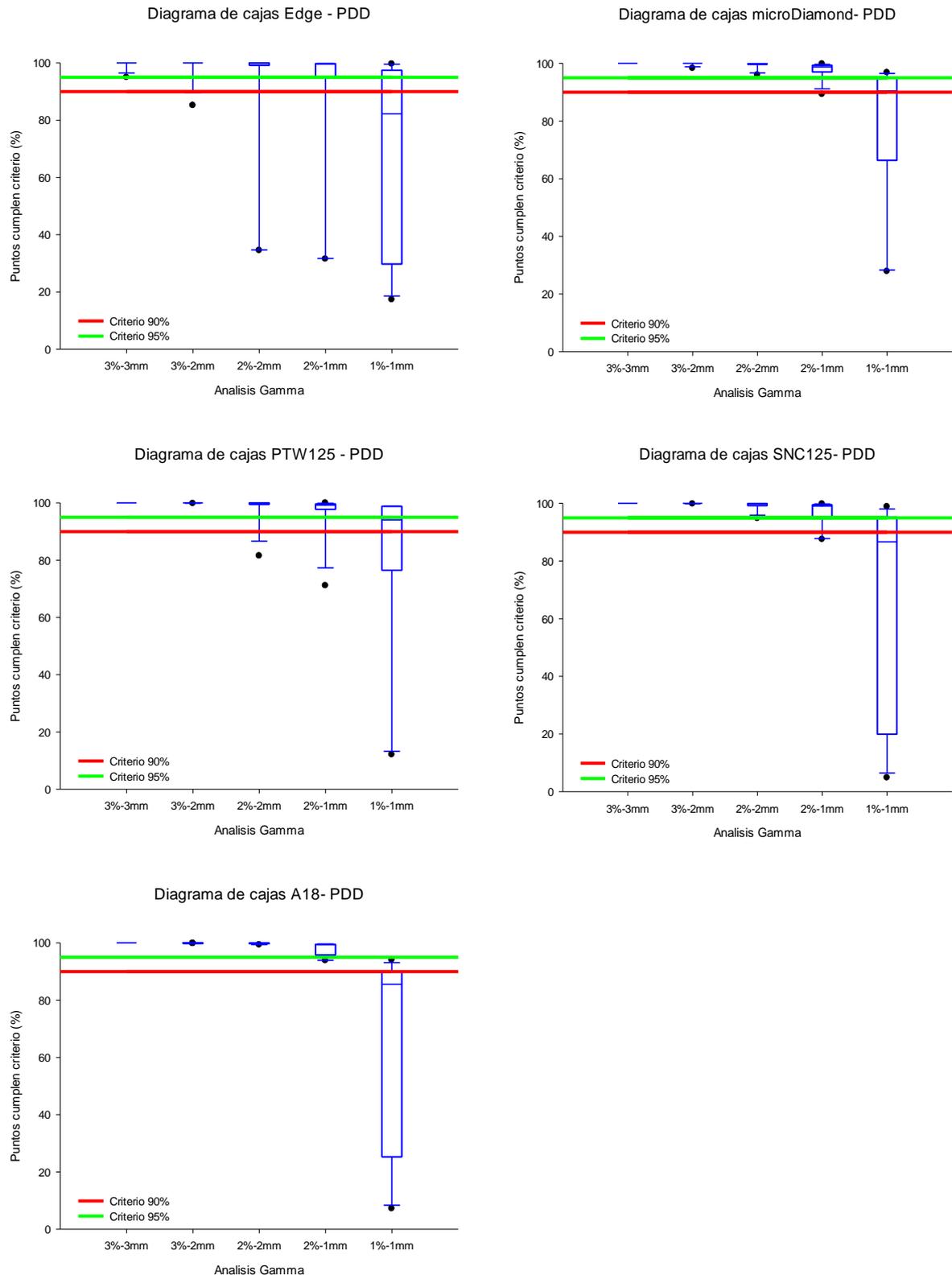


Figura 2 - Diagramas de cajas para los PDDs de cada uno de los detectores estudiados. La línea verde indica el criterio de paso del 95% de los puntos mientras que la línea roja indica el 90%.

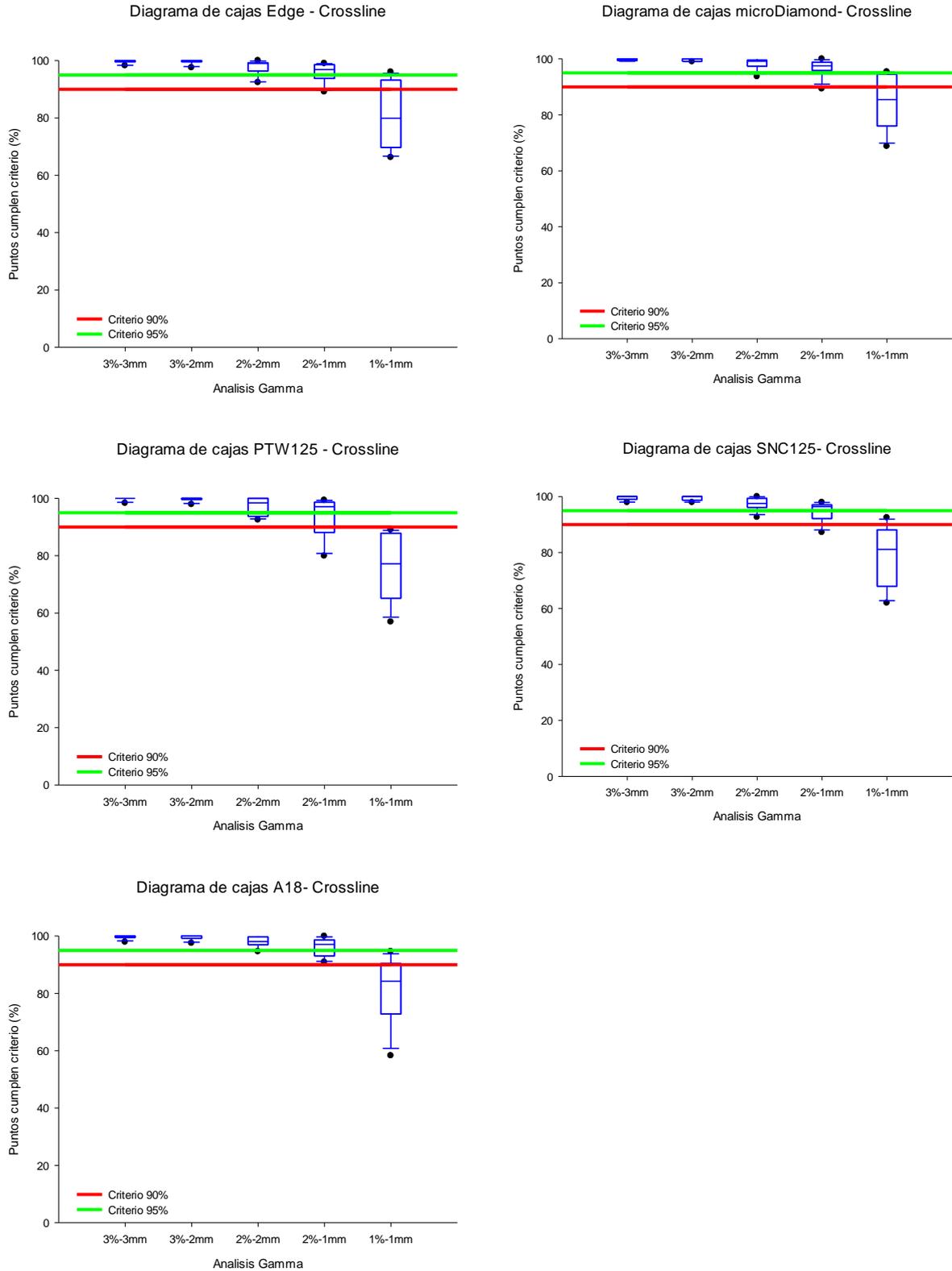


Figura 3 - Diagramas de cajas para los perfiles laterales crossline de cada uno de los detectores estudiados. La línea verde indica el criterio de paso del 95% de los puntos mientras que la línea roja indica el 90%.

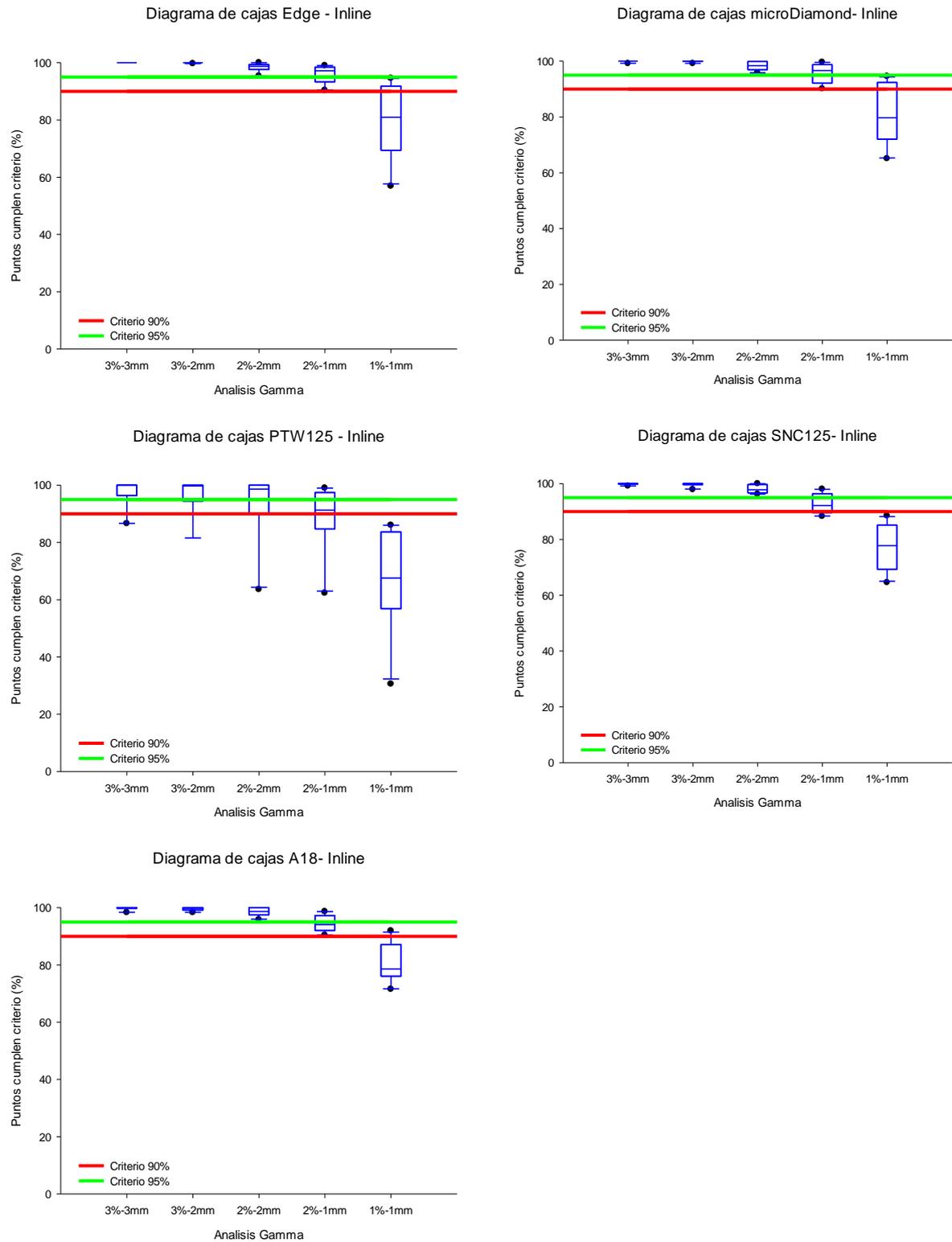


Figura 4 - - Diagramas de cajas para los perfiles laterales inline de cada uno de los detectores estudiados. La línea verde indica el criterio de paso del 95% de los puntos mientras que la línea roja indica el 90%.

TABLAS

Tabla 1 - Resultados del método diseñado para evaluar la reproducibilidad del sistema AutoSetup™ con tres cámaras de ionización de diferentes casas comerciales

<i>Detector</i>	<i>Centro del anillo (cm)</i>	<i>Ajuste centro del haz</i>		<i>Ángulo offset anillo (°)</i>	<i>Histéresis (cm)</i>
		<i>X offset (cm)</i>	<i>Y offset (cm)</i>		
PTW125	25,21±0,05	0,09±0,01	-0,09±0,01	4,86±0,01	0,06±0,01
SNC125	25,27±0,01	0,00±0,01	-0,02±0,01	4,08±0,03	0,07±0,01
A18	25,20±0,01	-0,01±0,01	0,01±0,01	3,99±0,02	0,07±0,01

Tabla 2 - Resultados del método diseñado para evaluar la intervención humana en el sistema AutoSetup™ con tres cámaras de ionización de diferentes casas comerciales.

<i>Detector</i>	<i>Desplazamiento</i>			<i>Centro del anillo (cm)</i>	<i>Ajuste centro del haz</i>		<i>Ángulo offset anillo (°)</i>	<i>Histéresis (cm)</i>
	<i>X</i>	<i>Y</i>	<i>Z</i>		<i>X offset (cm)</i>	<i>Y offset (cm)</i>		
PTW125	0,00	0,00	0,10	25,16±0,04	0,02±0,05	0,02±0,04	4,87±0,03	0,07±0,01
	-0,10	0,00	0,07					
	0,10	0,00	0,10					
SNC125	0,00	0,00	0,07	25,29±0,05	0,01±0,05	-0,01±0,05	4,07±0,02	0,07±0,01
	-0,07	0,00	0,04					
	0,10	0,00	0,10					
A18	0,00	0,00	-0,10	25,22±0,04	0,01±0,05	0,03±0,05	4,00±0,02	0,07±0,01
	-0,09	0,00	0,08					
	0,10	0,00	0,10					

Tabla 3 - Características de los detectores empleados para realizar las comparaciones de fotones



Modelo	A18 ⁽⁷⁾	SNC125c ⁽⁸⁾	Semiflex ⁽⁹⁾	Edge ⁽¹⁰⁾	μDiamond ⁽¹¹⁾
Tipo	C.I. cilíndrica	C.I. cilíndrica	C.I. cilíndrica	Diodo fotones	Diamante
Casa comercial	Standard Imaging	Sun Nuclear	PTW	Sun Nuclear	PTW
Volumen activo (cm³)	0,123	0,108	0,125	0,019	0,004
Sensitividad (nC/Gy)	4,3	3,4	3,3	32	1
Voltaje nominal (V)	±300	±400	±400	0	0

Tabla 4 - Parámetros empleados y obtenidos en las simulaciones para la energía de 6 MV

Tamaño de campo (cm²)	2x2	5x5	10x10	20x20	30x30	40x40
N.º historias	10 ⁹	5·10 ⁸				
Tiempo cálculo (h)	143.79	145.04	149.35	211.66	194.50	110.97
Splitting factor ⁽¹²⁾	100	100	100	300	100	100
Δ (%)	0.967	0.907	0.874	0.649	0.830	1.143

Tabla 5 - Parámetros empleados y obtenidos en las simulaciones para la energía de 15 MV.

Tamaño de campo (cm²)	2x2	5x5	10x10	20x20	30x30	40x40
Nº historias	5·10 ⁸					
Tiempo cálculo (h)	112.66	115.65	108.88	116.75	129.31	140.93
Splitting factor	100	100	100	100	100	100
Δ (%)	1.47	1.21	1.119	1.065	1.028	1.010

CONCLUSIONES

El fantoma de agua 3D-Scanner supone un cambio importante en los sistemas de medida de la radiación en aceleradores lineales debido a su geometría cilíndrica y resulta más adecuado para el comisionado de un acelerador que un fantoma rectangular. La particular geometría permite la perpendicularidad en la orientación de los detectores minimizando cualquier efecto no deseado en la adquisición de las medidas y el sistema de Autosetup™ elimina la intervención humana en el posicionado inicial de los detectores.

El software de cálculo Monte-Carlo PRIMO constituye una herramienta robusta y útil para la verificación de las medidas necesarias con el fin de crear los algoritmos de cálculo que permitan la comparación con los software específicos de cada acelerador.

Se ha analizado la idoneidad de cinco detectores para fotones de tipología y casa comerciales diferentes, para el comisionado de un acelerador. Para realizar un comisionado es recomendable emplear diferentes tipos de detectores en función del tamaño de campo y en función del tipo de medida ya que, aunque los detectores tipo dedal son adecuados para todas las medidas de rendimientos en profundidad y de perfiles laterales. debido a su volumen, presentan una infra-señal en tamaños de campo inferiores a $5 \times 5 \text{ cm}^2$ mientras que los diodos se ajustan perfectamente a todos los tamaños de campo en los perfiles laterales y en los PDDs, Sin embargo, los detectores de tipo dedal son muy adecuados para medir otros aspectos del comisionado no tratados en este trabajo de investigación como son la dosis absoluta en punto o la transmisión de las láminas. Una posible combinación eficaz sería emplear los detectores tipo dedal para medir PDDs y el detector de diamante para medir todos los tamaños de perfiles laterales.

BIBLIOGRAFÍA

1. Bhardwaj B, Trivedi G, Prasher S, Kumar M. [5.] BC Bhardwaj et al 2020 Commissioning of Clinac IX Trilogy Linear Accelerator for Stereotactic Radiosurgery. J. Phys.: Conf. Ser. 1531 012032. Journal of Physics: Conference Series. 2020; 1531.
2. TG-106. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. Medical Physics. 2008; 35(9).

3. Rodriguez M, Sempau J, Brualla L. PRIMO: A graphical environment for the Monte Carlo simulation of Varian and Elekta linacs. *Strahlenther Onkol.* 2013; 189: p. 881–886.
4. Salvat F, Fernandez-Varea J, Acosta E, Sempau J. PENELOPE-2008: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport: NUCLEAR ENERGY AGENCY; 2009.
5. Tortosa R, Chinillach N, Diaz J, Cibrian R, Díez S. Verificación del sistema de Autosetup en el fantoma de agua 3D-Scanner. En 8 Congreso conjunto SEFM-SEPR. Oviedo: SEFM-SEPR; 2023. p. 943-944.
6. Tortosa R, Senra C, Diez S, Cibrian R. Simulación Monte-Carlo del 3D-Scanner con PRIMO: Comparación con datos experimentales. En SEFM , editor.. Gerona: V Congreso conjunto SEFM-SEPR; 2017. p. 647-648.
7. Standard Imaging. www.standardimaging.com. [Online]; 2018.. Disponible en: www.standardimaging.com.
8. Sun Nuclear Corp. SNC125c datasheet. [Online]; 2022.. Disponible en: www.sunnuclear.com.
9. PTW. Detectors for ionizing radiation. [Online]. Freiburg; 2022.. Disponible en: www.ptwdosimetry.com.
10. Sun Nuclear Corp. Edge detector brochure. [Online]; 2015.. Disponible en: www.sunnuclear.com.
11. PTW. microDiamond - Synthetic diamond detector for high precision dosimetry. [Online]; 2016.. Disponible en: www.ptwdosimetry.com.
12. Brualla L, Sauerwein W. On the efficiency of azimuthal and rotational splitting for Monte Carlo simulation of clinical linear accelerators. *Radiat Phys Chem.* 2010; 79: p. 929–932.
13. Sun Nuclear Corp. www.sunnuclear.com. [Online]; 2020.. Disponible en: www.sunnuclear.com.