



Tecnociencia, Vol. 25, N°2: 28-38

Julio-Diciembre 2023

ISSN L 2415-0940

CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DEL IRRADIADOR PRECLÍNICO X-RAD 320 A PARTIR DE SIMULACIONES MONTE CARLO

Luis E. Emiliani

Universidad de Panamá, Panamá. luisemiliani02@gmail.com

<https://orcid.org/0000-0002-4876-1592>

DOI <https://doi.org/10.48204/j.tecno.v25n2.a4063>

Fecha de recepción: 1 de noviembre de 2022

Fecha de aceptación: 19 de febrero de 2023

RESUMEN

Se caracterizó el irradiador preclínico X-RAD 320 a partir de simulaciones Monte Carlo utilizando el código DOSXYZnrc a partir de una fuente puntual de radiación isotrópica que emite espectros de energía generados con el programa SpekCalc. Dichas simulaciones fueron llevadas a cabo en una fantoma de agua para diferentes calidades de haz y tamaños de campo entre 0,5 x 0,5 y 15 x 15 cm² para los cuales se obtuvieron matrices 3D de dosis. Se encontraron incertidumbres relativas asociadas a las simulaciones de hasta $\pm 1,39\%$ para profundidades menores a 5 cm. Los resultados obtenidos para las curvas de dosis en profundidad, perfiles de dosis y *output factors* para las diferentes calidades de haz corresponden al comportamiento esperado.

PALABRAS CLAVES

Física Médica, método de Monte Carlo, radiación, irradiador preclínico.

DOSIMETRIC CHARACTERIZATION OF THE X-RAD 320 PRECLINICAL IRRADIATOR FROM MONTE CARLO SIMULATIONS

ABSTRACT

The X-RAD 320 preclinical irradiator was characterized from Monte Carlo simulations using the DOSXYZnrc code from a point source of isotropic radiation that emits energy spectra generated with the SpekCalc program. Those simulations were carried out in a water phantom for different beam qualities and field sizes between 0.5 x 0.5 and 15 x 15 cm² for which 3D dose matrices were obtained. Relative uncertainties associated with the simulations of up to $\pm 1.39\%$ were found for depths less than 5 cm. The results obtained for the depth dose curves, dose profiles and output factors for the different beam qualities correspond to the expected behavior.

KEY WORDS

Medical Physics, Monte Carlo method, radiation, preclinical irradiator.

INTRODUCCIÓN

El objetivo principal de este estudio es realizar la caracterización dosimétrica del irradiador preclínico X-RAD 320 para diferentes calidades de haz en el rango de bajas y medias energías con simulaciones Monte Carlo (MC) utilizando los códigos de EGSnrc (Kawrakow *et al.*, 2013) y DOSXYZnrc (Walters, Kawrakow and Rogers, 2005) como se implementó en Emiliani (2021). La utilización de una fuente puntual de radiación isotrópica resulta una opción para casos en donde no se conozca la geometría del tubo de rayos X del equipo como en este caso.

Las simulaciones MC que se realizarán en este trabajo se obtienen matrices de dosis las cuales se obtienen distribuciones de dosis en profundidad, perfiles de dosis y *output factors* para diferentes calidades de haz y tamaños de campo.

MATERIALES Y MÉTODOS

1. Irradiador X-RAD 320

El irradiador X-RAD 320 es un sistema de rayos X autónomo que se utiliza específicamente para la irradiación de animales pequeños y muestras biológicas. La unidad tiene un rango de tensiones de tubo de 5–320 kVp, un rango de corriente de tubo de 0,1–45 mA y una tasa de

dosis máxima de 3 Gy/min a una distancia de la fuente a la superficie (SSD) de 50 cm. El X-RAD 320 no tiene filtración inherente excepto por una ventana de berilio de 3 mm. Un portafiltros en la ventana de salida permite agregar filtros de acondicionamiento de haz para lograr diferentes calidades de haz. El irradiador adquirido por la Pontificia Universidad Católica de Chile (UC) cuenta con filtros tales como: Thoraeus (0,75 mm Sn, 0,25 mm Cu, 1,5 mm Al), 2 mm de aluminio, 3 mm de aluminio, 3 mm de cobre y 5 mm de cobre.

2. Simulación del espectro de energía para un haz del irradiador preclínico X-RAD 320

Se hizo uso del software comercial SpekCalc versión 1.1 para la simulación de los espectros de energía del irradiador preclínico X-RAD 320. SpekCalc es un programa comercial que calcula espectros de energía de tubos de rayos X con ánodo de tungsteno. Se pueden simular haces con tensiones de tubo que van de 40-300 kV, en donde se le permite al usuario elegir características del tubo de rayos X como ángulo del ánodo, el material atenuador, entre otras como se muestra en la figura 1.

Se simuló una calidad de haz acorde a las características del irradiador preclínico X-RAD 320 con un ángulo de ánodo de 30° y una filtración inherente de 3 mm de Berilio, a su vez se consideró un espesor de aire de 50 cm como distancia fuente superficie (SSD) de referencia.

En la tabla 1 se muestra un resumen detallado de las calidades de haz simuladas en este trabajo (Emiliani, 2021). Por la falta de información disponible acerca de los espectros de energía reales del X-RAD 320, se asumió que los espectros de energía simulados con SpekCalc son equivalentes a los espectros de energía reales del X-RAD 320 para las calidades de haz simuladas en este trabajo.

Tabla 1. Espectros de energía simulados para diferentes calidades de haz.

kVp	Filtración	Energía promedio (keV)	HVL ₁	HC
300	1,5 mm Al + 0,25 mm Cu + 0,75 mm Sn	152	3,56 mm Cu	0,841
225	2,0 mm Al	71,9	0,373 mm Cu	0,334
105	(2,0 + 3,0) mm Al	54	0,196 mm Cu	0,708
71	2,0 mm Al	38	1,92 mm Al	0,654
50	2,0 mm Al	31,2	1,46 mm Al	0,723

2. Simulaciones Monte Carlo (MC)

La versión 3 del código DOSXYZnrc fue utilizada para las simulaciones Monte Carlo (Walters, Kawrakow and Rogers, 2005). Se utilizó una fuente puntual de radiación isotrópica y se utilizaron los mismos parámetros de simulación MC que se muestran en Emiliani (2021).

El tamaño de campo se define a una distancia fuente-isocentro (SAD, por sus siglas en inglés) de 50 cm, por lo tanto, como se utilizó una SSD = 50 cm para todas las simulaciones, el tamaño de campo queda definido en superficie.

2.1 Evaluación de la dosis en condiciones homogéneas

Las dosis para condiciones homogéneas fueron calculadas sobre fantasmas virtuales voxelizados de agua (con densidad 1 g/cm³). Las dimensiones fueron 21 x 21 x 21 cm³ para todas las simulaciones, excepto para el tamaño de campo más grande, de 20 cm de lado. En ese caso se extendieron las dimensiones en el plano perpendicular al eje del haz a 25 x 25 cm². Se definió un tamaño de vóxel de 0,2 x 0,2 x 0,2 cm³, excepto para los tamaños de campo menores de 2 cm de lado. En estos casos se utilizaron tamaños de vóxel variable, aumentando la resolución en el plano transversal al eje del haz en una región de 3 x 3 cm². Dentro de esta región, la resolución aumento a 0,1 x 0,1 x 0,2 cm³. Se obtuvieron matrices de dosis para diferentes calidades de haz y tamaños de campo que se resumen en la tabla 2.

Tabla 2. Matrices de dosis por calidades de haz y tamaños de campo.

kVp	HVL ₁	Lado de tamaño de campo cuadrado (cm)										
		0,5	1	1,5	2	4	6	8	10	12	15	20
300	3,56 mm Cu	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	
225	0,373 mm Cu	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	
105	0,196 mm Cu	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	
71	1,92 mm Al	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	
50	1,46 mm Al	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	

RESULTADOS

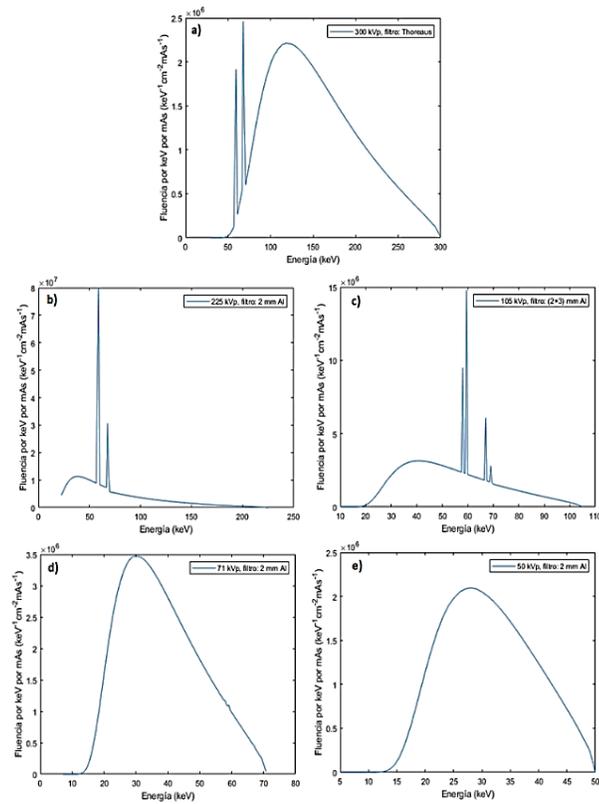


Fig. 1. Espectros de energía simulados con SpekCalc para las calidades de haz: a) 300 kVp, b) 225 kVp, c) 105 kVp, d) 71 kVp, e) 50 kVp.

1. Caracterización dosimétrica del X-RAD 320

En esta sección se mostrarán algunas de las curvas de dosis en profundidad, perfiles de dosis relativa y *outputs factors* correspondientes a la caracterización del equipo.

1.1 Dosis relativa en profundidad

En las figuras 2 y 3 se muestran el depósito de dosis en profundidad para una calidad de haz de 300 y 71 kVp en función del tamaño de campo. Los datos están normalizados a la dosis a 2 cm de profundidad para un tamaño de campo de 10 x 10 cm², para cada calidad de haz.

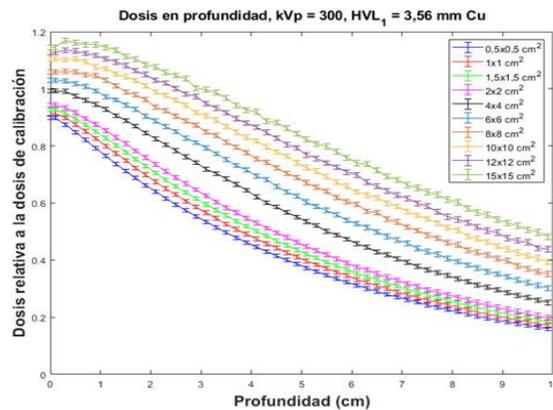


Fig. 1. Dosis relativa en profundidad calculadas en este trabajo para una calidad de haz de 300 kVp, para diferentes tamaños de campo.

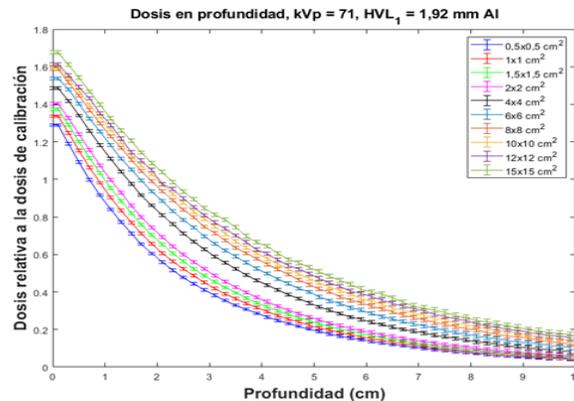


Fig. 2. Corrección por el efecto talón para diferentes profundidades para una calidad de haz de 225 kVp y un HVL de 1,01 mm Cu.

En la figura 4 se muestra el depósito de dosis en profundidad para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en función de la energía. Los datos están normalizados a la dosis en superficie para cada calidad de haz.

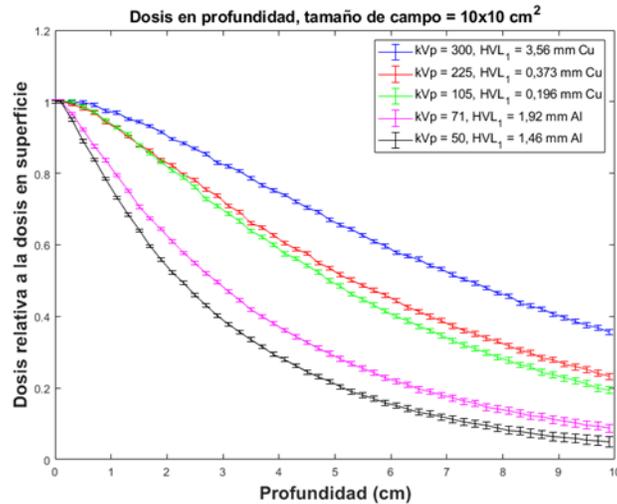


Fig. 3. Dosis relativa en profundidad calculadas en este trabajo para un tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, para diferentes calidad de haz.

En nuestro trabajo es conveniente normalizar todas las curvas de dosis en profundidad al punto de calibración debido a que se puede pasar de un tamaño de campo a otro con los *outputs factors*, debido a que estos están calculados a una profundidad de 2 cm.

Se encontraron incertidumbres relativas asociadas a los tamaños de campo simulados de hasta $\pm 1,39\%$ hasta una profundidad de 5 cm.

1.2 Perfiles de dosis relativa

En las figuras 5 y 6 se muestran los perfiles de dosis relativa para una calidad de haz de 300 y 71 kVp y un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, para profundidades de 1, 2 y 5 cm. Los perfiles están normalizados a la dosis a 2 cm de profundidad en el eje central, para cada calidad de haz.

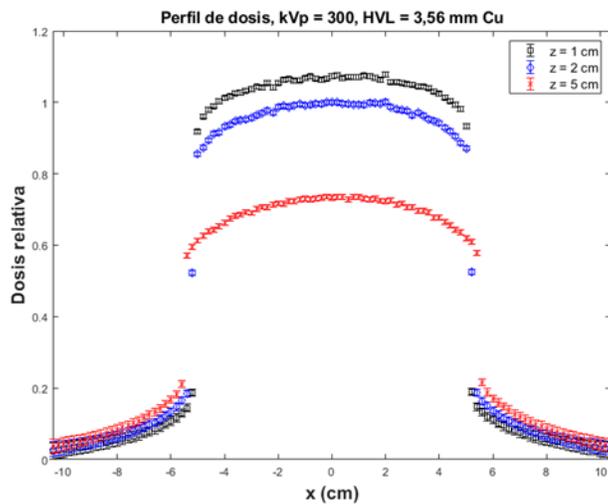


Fig. 4. Perfil de dosis relativa calculadas en este trabajo para una calidad de haz de 300 kVp y un tamaño de campo de 10 x 10 cm², para profundidades de 1 (círculos negros), 2 (diamantes azules) y 5 cm (cruces rojas).

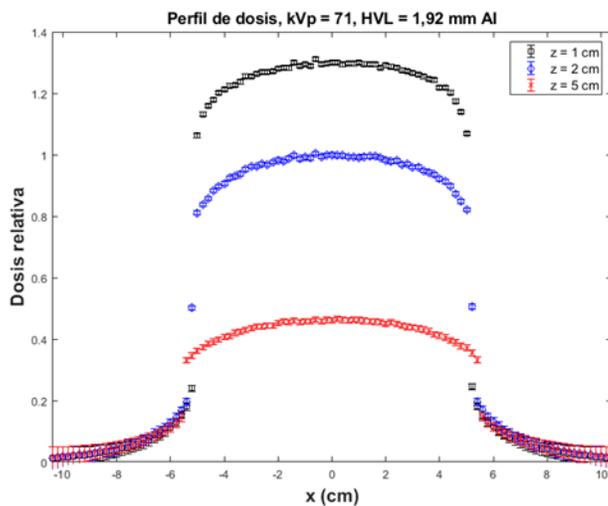


Fig. 5. Perfiles de dosis relativa calculadas en este trabajo para una calidad de haz de 71 kVp y un tamaño de campo de 10 x 10 cm², para profundidades de 1 (círculos negros), 2 (diamantes azules) y 5 cm (cruces rojas).

En las figuras 7 y 8 se muestran la variación del *output factors* con el tamaño de campo, para los cálculos realizados en este trabajo para las calidades de haz de 300 y 71 kVp respectivamente. Los datos están normalizados a la dosis a 2 cm de profundidad para un tamaño de campo de 10 x 10 cm².

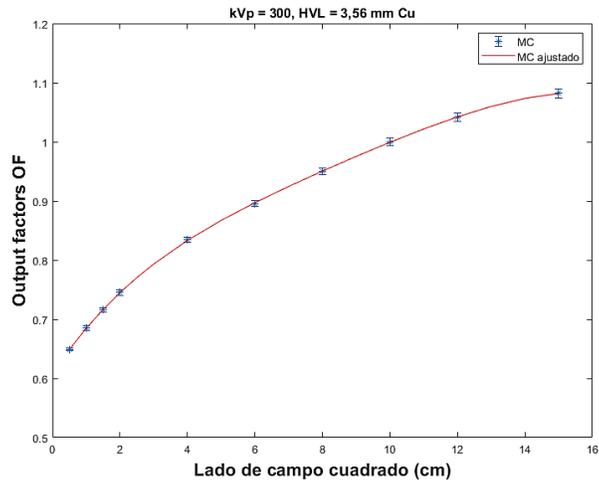


Fig. 6. *Output factors* calculados en este trabajo (asterisco azul) y con el ajuste polinomial (línea roja) para una calidad de haz de 300 kVp.

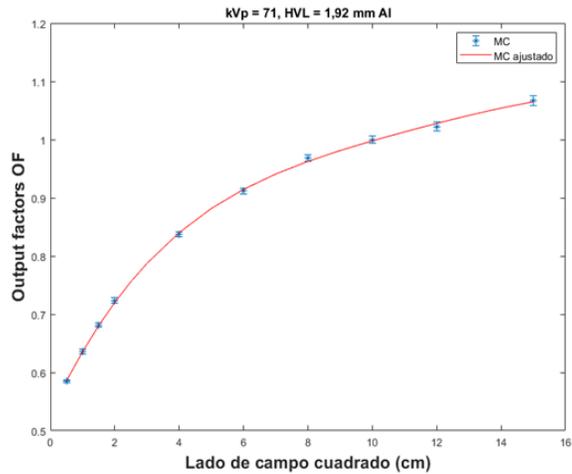


Fig. 7. *Output factors* calculados en este trabajo (asterisco azul) y con el ajuste polinomial (línea roja) para una calidad de haz de 71 kVp.

DISCUSIÓN

Se evaluó el efecto del tamaño de campo en las curvas de dosis en profundidad en donde se encontró que la dosis aumenta a medida que aumenta el tamaño de campo, para una calidad de haz. A su vez se evaluó el efecto de la calidad de haz en las curvas de dosis en profundidad en donde se apreció un aumento de la dosis a medida que aumenta la calidad de haz para un tamaño de campo específico.

Los perfiles de dosis relativa a diferentes profundidades concuerdan con los valores esperados, a excepción a las dosis en y fuera de la penumbra, como se demostró en Emiliani (2021) y se obtuvieron diferencias de hasta el 15 %. Este efecto depende del tamaño de campo y la profundidad a la cual se midan los perfiles de dosis relativa.

Los *outputs factors* se comportan de manera esperada, aumentando a medida que aumenta el tamaño de campo, sin embargo, se debe tomar en consideración que si se desea calcular la dosis para tamaños de campo $\leq 2 \times 2 \text{ cm}^2$, se estaría sobreestimando la dosis como se apreció en Emiliani (2021).

CONCLUSIONES

Se describió la caracterización completa de los haces de rayos X producidos por el irradiador X-RAD 320 a partir de simulaciones MC. Se simularon diferentes calidades de haz y tamaños de campo variable entre $0,5 \times 0,5$ hasta $15 \times 15 \text{ cm}^2$.

Las mediciones de los *output factors* en este rango de energías se obtienen siguiendo el protocolo de la AAPM TG-61 (Ma *et al.*, 2001), que especifica que se deben realizar las mediciones en aire o a 2 cm de profundidad en un fantoma de agua, en nuestro caso se calcularon a 2 cm de profundidad.

No se encontraron mediciones reales para las calidades de haz simuladas del irradiador preclínico X-RAD 320, por lo tanto, no se pudieron comparar las simulaciones con las medidas, y no es factible comparar las simulaciones con otras curvas de dosis en profundidad para calidades

de haz con un HVL similar, debido a que una calidad de haz puede ser generada a partir de diferentes tensiones de tubo de rayos X (Attix, 2004).

Como recomendación para trabajos futuros sería desarrollar una herramienta de cálculo de dosis a partir de las simulaciones MC realizadas en este trabajo y realizar las mediciones reales del equipo y compararlas con las simulaciones MC en este estudio.

AGRADECIMIENTOS

Se agradece al CONICYT de la República de Chile a través del Fondecyt Regular N°1181133 y Fondecup EQM108105, y a las profesoras Dra. Paola Caprile y Dra. Beatriz Sánchez de la Pontificia Universidad Católica de Chile, por el apoyo brindado para la realización de este proyecto.

REFERENCIAS

Attix, F. H. (2004) ‘Introduction To Radiological Physics and Radiation Dosimetry’, *John Wiley & Sons, Inc*, p. 607.

Emiliani, L. E. (2021) *Caracterización dosimétrica del irradiador preclínico X-RAD 320 e implementación en una herramienta de cálculo de dosis*. Pontificia Universidad Católica de Chile. Available at: <https://repositorio.uc.cl/handle/11534/62478>.

Kawrakow, I. *et al.* (2013) ‘The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport NCR Report PIRS-701 (Ottawa: National Research Council of Canada)’, pp. 2001–2006.

Ma, C. M. *et al.* (2001) ‘AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology’, *Medical Physics*, 28(6), pp. 868–893. doi: 10.1118/1.1374247.

Walters, B., Kawrakow, I. & Rogers, D. W. O. (2005) ‘DOSXYZnrc Users Manual’, *Source*, pp. 1–132.