MODELAMIENTO DEL IRRADIADOR PRECLÍNICO X-RAD 320 A PARTIR DE SIMULACIONES MONTE CARLO UTILIZANDO UNA FUENTE PUNTUAL

TECNOCIENCIA

MODELLING OF THE X-RAD 320 PRECILINICAL IRRADIATOR BASED ON MONTE CARLO SIMULATONS USING A POINT SOURCE

Emiliani, Luis E.

Luis E. Emiliani
luisemiliani02@gmail.com
Universidad de Panamá, Panamá

Tecnociencia
Universidad de Panamá, Panamá
ISSN: 1609-8102
ISSN-e: 2415-0940
Periodicidad: Semestral
vol. 25, núm. 2, 2023
Luis.rodriguez@up.ac.pa

Recepción: 01 Noviembre 2022
Aprobación: 13 Febrero 2023

URL: http://portal.amelica.org/ameli/journal/224/2244302001/

Resumen: Se determinó un método para modelar 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 un espectro de energía generado con el programa SpekCalc. Las simulaciones MC dan como resultados matrices 3D de dosis por partícula, de las mismas se pueden extraer la dosis relativa en profundidad, perfiles de dosis relativa y *output factors*. Se utilizó un programa que emite imágenes planares de rayos X de kV para corregir los perfiles de dosis relativa por el efecto talón. Debido a la falta de datos experimentales se tuvo que validar las simulaciones MC de este trabajo con las medidas realizadas por Azimi *et. al.* (2014). Las congruencias de las simulaciones MC con las medidas de Azimi permiten validar la metodología empleada en este trabajo, siempre y cuando se tengan presentes las limitaciones que tiene el método empleado.

Palabras clave: Física Médica, método de Monte Carlo, radiación, irradiador preclínico.

Abstract: A method was determined to model the X-RAD 320 preclinical irradiator from Monte Carlo simulations using the DOSXYZnrc code from a point source of isotropic radiation that emits an energy spectrum generated with the SpekCalc program. The MC simulations generate a 3D matrix of dose per particle, from which the relative depth doses, relative dose profiles and output factors can be extracted. A program that emits planar kV X-ray images was used to correct the relative dose profiles for the heel effect. Due to the lack of experimental data, the MC simulations of this work had to be validated with the measurements made by Azimi et. al. (2014). The congruences of the MC simulations with the Azimi measures allow us to validate the methodology used in this work, if the limitations of the method used are considered.

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

INTRODUCCIÓN

El modelamiento de los equipos de radiación utilizados en investigaciones preclínicas es crucial para garantizar la entrega de dosis de forma precisa y segura en los experimentos. La utilización de simulaciones Monte Carlo se ha vuelto una herramienta valiosa en este sentido, permitiendo obtener una representación precisa de la distribución de la dosis en profundidad y perfiles de dosis relativa para para diferentes tamaños de campo.

En este trabajo, presentamos el modelamiento del irradiador X-RAD 320, un equipo de radiación de kilovoltaje con energías entre 40-320 kVp. Esto se hizo a partir de simulaciones Monte Carlo (MC) utilizando los códigos de EGSnrc (Kawrakow et al., 2013) y DOSXYZnrc (Walters, Kawrakow and Rogers, 2005) para el transporte de partículas en fantomas de agua o tomografías computarizadas (TC) de rayos X de pacientes.

Usualmente para las simulaciones MC de un tubo de rayos X se requiere conocer la geometría del mismo y simular el transporte de partículas a

través del tubo con el código BEAMnrc (Rogers, Walters and Kawrakow, 2005), sin embargo, en nuestro caso no contábamos con el diagrama esquemático y las dimensiones del tubo de rayos X del X- RAD 320 y por ello desarrollamos un método alternativo que consiste en la utilización de una fuente puntual de radiación isotrópica que emite un espectro de energía generado con el programa de uso comercial SpekCalc que simuló las características del tubo de rayos X del X-RAD

320. Debido a la falta de las medidas experimentales las simulaciones MC se compararon con las medidas tomadas por Azimi et al. (2014) para realizar su validación. La reciente obtención del irradiador preclínico X-RAD 320 por parte del grupo de Física Médica de la Pontificia Universidad Católica de Chile brinda la oportunidad para desarrollar esta investigación y por motivos de la pandemia no se pudieron realizar las medidas experimentales.

MÉTODOS Y MATERIALES

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

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.

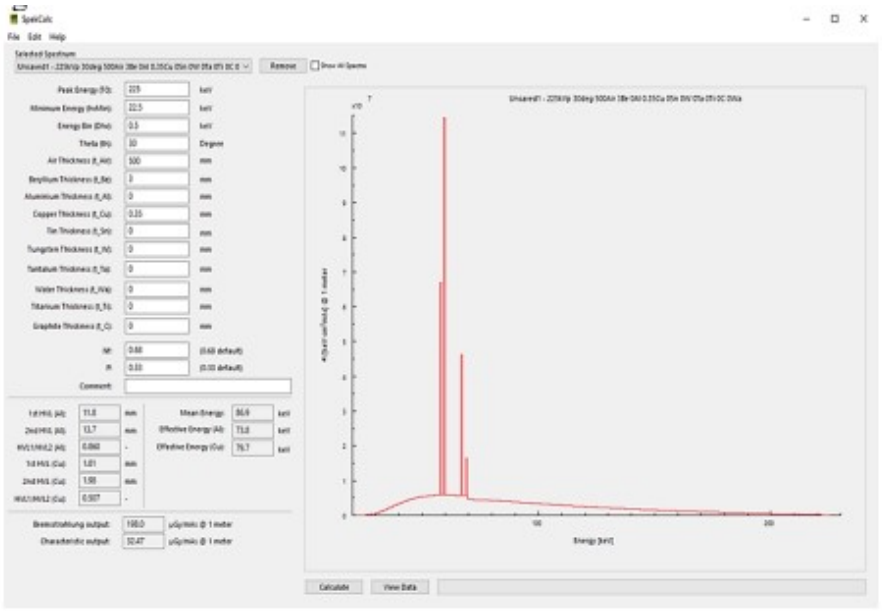

FIG. 1.
Interfaz gráfica de SpekCalc.

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, una filtración de 0,35 mm Cu y una tensión de tubo de rayos X de 225 kVp (Emiliani, 2021).

El HVL1 medido por Azimi et al. (2014) para una energía de 225 kVp y filtración de 0,35 mm Cu fue de 1,15 mm Cu, y el HVL1 simulado con SpekCalc para las mismas condiciones fue de 1,01 mm de Cu, se aprecia que el HVL no es exactamente el mismo, sin embargo, se asumió que ambas calidades de haz son equivalentes. Mesbahi y Zakariare (2013) y Dehyagani y otros (2011) encontraron que hubo una estrecha concordancia entre los resultados de los espectros de energía generados con simulaciones Monte Carlo a partir del código BEAMnrc y SpekCalc para todo el espectro de energía simulado (Mesbahi and Zakariaee, 2013) (Dehyagani et al., 2011). Chen, Jong y Hharun mostraron que

hubo una buena concordancia para las medidas del espectro de energía con las simuladas a partir de SpekCalc y concluyeron que este programa es fácil de usar para predecir HVL, que se utiliza para caracterizar la calidad del haz de rayos X, y este modelo brinda predicciones casi instantáneamente en comparación con las mediciones experimentales (Chen, Jong and Hharun, 2012).

Se utilizó SpekCalc para simular los espectros de energía por la falta de datos experimentales detallados para hacer la simulación completa del equipo. Estos espectros de energía simulados se utilizaron como entrada en la simulación MC que será descrita a continuación.

3. Simulaciones Monte Carlo (MC)

La versión 3 del código DOSXYZnrc fue utilizada para las simulaciones Monte Carlo (Walters, Kawrakow and Rogers, 2005). Las simulaciones fueron calculadas en un computador portátil, con un procesador Intel Core i5 @ 1.60 GHz y 4 GB de memoria RAM utilizando una máquina virtual con Ubuntu 18.04. Los parámetros de las simulaciones MC se encuentran resumidos en la tabla 1. El resultado de las simulaciones MC son matrices 3D de dosis por partícula (Gy/partícula) en cada vóxel en el medio simulado, en donde cada

vóxel tiene asociada una incertidumbre relativa, que se determina a través de procesos estadísticos detallados en Walters, Kawrakow y Rogers (2005).

CUADRO 1.
Parámetros de simulación y transporte MC.

Parámetros de simulación MC	Global electron cutoff energy – ECUT (MeV) = 0,521 Global photon cutoff energy – PCUT (MeV) = 0,01 'HOWFARLESS' = ON (solo en los casos de la fantoma homogénea de agua) Número de historias = 7x107 a 5x108 Photon splitting number = 50
Parámetros de transporte MC	Boundary crossing algorithm = EXACT Electron transport cutoff (MeV)= 0,7 Photon transport cutoff (MeV) = 0,01 Todos los demás parámetros fueron establecidos por defecto.

Se utilizó la fuente 3 del código DOSXYZnrc que representa una fuente puntual de radiación isotrópica, como se muestra en la figura 2, en donde

la SSD (por sus siglas en inglés, Source to Surface Distance) es la distancia fuente superficie, xinl, xinu representan los límites superior e inferior en el eje x del campo en la superficie del fantoma e yinl, yinu representan los límites superior e inferior en el eje y del campo en la superficie del fantoma. Por otro lado, entre la fuente y la superficie de la fantoma, se supone que el medio es vacío para esta fuente. Para esta fuente el eje z es paralelo al eje del haz.

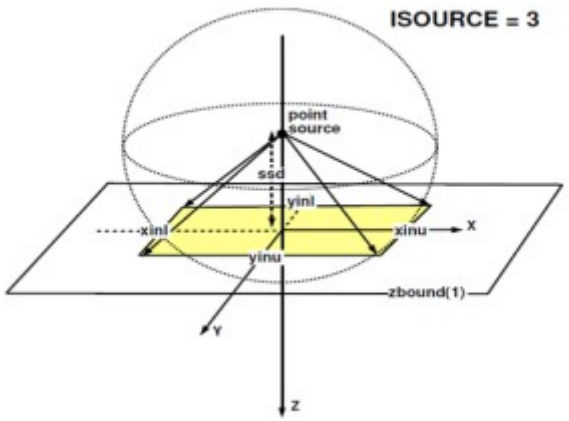

FIG. 2.
Representación de la geometría para simulaciones MC utilizando la fuente 3 del código DOSXYZnrc. La fuente puntual de radiación isotrópica está ubicada en el eje z a una SSD seleccionable y está colimada en un campo rectangular definido por xinu, xinl, yinu, yinl en la superficie del fantoma (Walters, Kawrakow and Rogers, 2005)

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.

En este trabajo se utilizó una fuente puntual de radiación isotrópica debido a que es la fuente más adecuada para reproducir las condiciones de irradiación real para tamaños de campo cuadrados. Dicha fuente junto a los espectros de energía simulados con SpekCalc y la SSD = 50 cm se utilizaron como parámetros de la fuente para las simulaciones MC.

La penumbra es la región del perfil lateral de campo que se caracteriza por una rápida variación de dosis, la cual depende fuertemente del

sistema de colimación, el tamaño focal de la fuente de radiación y las propiedades de dispersión lateral de las partículas cargadas. La penumbra total o física se define como la suma de la penumbra por transmisión (esta componente se debe a la transmisión a través de los colimadores), penumbra geométrica (esta componente se debe al tamaño/diámetro de la fuente) y la penumbra por dispersión (esta componente se debe a la contribución proveniente de la dispersión en el material irradiado). Así, el término ancho de penumbra física se define como la distancia lateral entre dos curvas de isodosis a una profundidad específica (Khan, 2003). Dichas isodosis son entre el 80 % y 20 % de la dosis máxima en el eje central. Las consecuencias de haber utilizado una fuente puntual es que la penumbra física calculada con las simulaciones MC no tendrán las componentes de la penumbra geométrica, debido a que una fuente puntual no modela las dimensiones de una fuente real, que habitualmente es del orden de los mm y la penumbra por transmisión, debido a que no se simuló físicamente el colimador.

Debido a que en este trabajo se utilizó una fuente puntual de radiación isotrópica, los perfiles de dosis generados por DOSXYZnrc no presentan el efecto talón característico de los haces de kilovoltaje (ver figura 3).

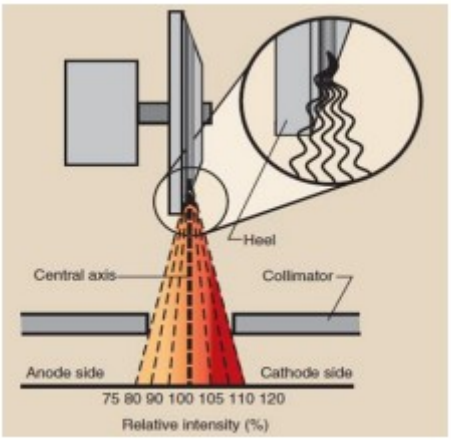

FIG. 3.
El efecto talón da como resultado una reducción en la intensidad de los rayos X en el lado del ánodo debido a la absorción en el talón del objetivo y un aumento de la intensidad de los rayos X en el lado del cátodo (Bushong, 2017).

Se utilizó el programa ImaSim en su versión 1.0 (Landry, 2009), para simular el efecto talón para el tubo de rayos X con las características del espectro de energía simulado. ImaSim es un programa que permite la simulación de imágenes en diferentes modalidades como imágenes planares de kV, MV, CT y rayos X de haz cónico, utilizando un espectro de energía simulado con SpekCalc. Para obtener la matriz de corrección por el efecto talón utilizando ImaSim, asumimos que, si se utiliza el mismo espectro de energía utilizado para generar las matrices de dosis 3D, se obtiene una imagen equivalente a la que se obtendría en condiciones reales. Luego se simularon imágenes planares de kV con y sin efecto talón para las calidades de haz simuladas en el presente trabajo, luego se normalizo la imagen con efecto talón sobre la imagen sin efecto talón como se representa en la siguiente ecuación:

$$C(i,j) = \frac{I_{HE}(i,j)}{I_0(i,j)} \quad (1)$$

En donde ### es la imagen con efecto talón, #0 es la imagen sin efecto talón y # es la matriz de corrección por el efecto talón que va a depender de la calidad del haz y la profundidad, la cual modela aproximadamente el efecto talón para la calidad de has simulada. Se calcularon las matrices de corrección para la calidad de has simulada.

3.1. Evaluación de la dosis en condiciones homogéneas

Las dosis para condiciones homogéneas fueron calculadas sobre fantomas virtuales voxelizados de agua (con densidad 1 g/cm3). Las dimensiones fueron 21 x 21 x 21 cm3 para todas las simulaciones. Se definió un tamaño de vóxel de 0,2 x 0,2 x 0,2 cm3. Se obtuvieron matrices de dosis para la calidad de haz de 225 kVp y una filtración de 0,35 mm Cu para tamaños de campo cuadrado entre 2 x 2 y 20 x 20 cm2.

La figura 4 corresponde a la geometría de simulación de la fantoma de agua utilizado para las simulaciones MC. La geometría en el plano y,z es equivalente al plano x,z.

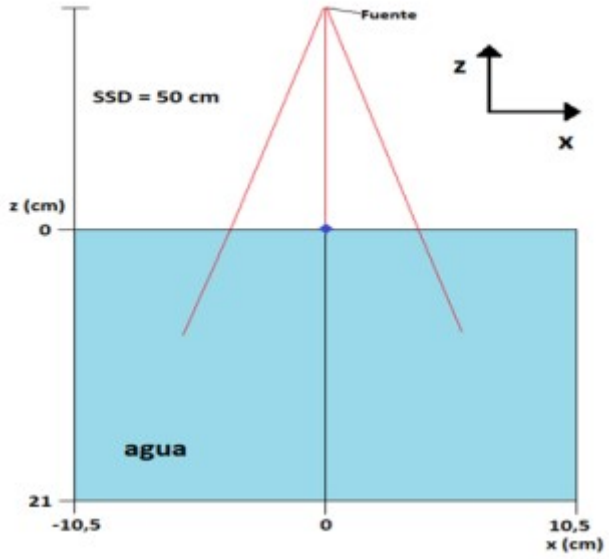

FIG. 4.
Geometría de simulación de la fantoma de agua.

De las matrices de dosis se pueden obtener las curvas de dosis en profundidad en el eje central, los perfiles de dosis relativa (en el eje x, que corresponde a la dirección ánodo-cátodo) y los outputs factors. Los outputs factors se definen con la siguiente expresión:

$$OF(FS, d_0) = \frac{D(FS,d_0)}{D(FS_0,d_0)} \quad (2)$$

En donde ##(##, #0) es el output factor para un tamaño de campo ## y una profundidad de calibración #0 = 2 cm, #(##, #0) es la dosis para un tamaño de campo ## y una profundidad de calibración de 2 cm y

#(##0, #0) es la dosis para un tamaño de campo de calibración ##0 = 10 # 10 ##2 y una profundidad de calibración de 2 cm.

4. Validación de las simulaciones MC

Debido a que en este trabajo no se realizó una simulación completa del equipo, sino que se utilizó una fuente puntual con un espectro de energía generado para una filtración de 0,35 mm de Cu y una tensión de tubo de 225 kVp, se hace necesaria la validación del cálculo. Para este propósito se compararon las simulaciones de dosis en profundidad (para tamaños de campo de 4 x 4, 10 x 10 y 20 x 20 cm2), perfiles de dosis relativa

(para tamaños de campo de 4 x 4, 10 x 10 y 20 x 20 cm2 y profundidades de 1 y 5 cm) y los outputs factors ## (para tamaños de campo comprendidos entre 2 x 2 hasta 20 x 20 cm2), con medidas realizadas por Azimi et al. (2014) para el mismo equipo (X-RAD 320) para la calidad de haz correspondiente al filtro de 0,35 mm Cu y 225 kVp.

En el trabajo de Azimi et al. (2014), las medidas de dosis en profundidad de 0 a 1 cm se realizaron en una fantoma de agua sólida con una cámara de placas paralelas Attix (Gammex) con incrementos de 0,2 y 0,3 cm, con las lecturas normalizadas a las de una cámara cilíndrica a 1 cm de profundidad (ver figura 5b), mientras que para las profundidades comprendidas entre 1 y 15 cm se realizaron en un fantoma homogéneo de agua (ver figura 5a) y se utilizó una cámara de ionización tipo Pin Point Exradin A1SL con un volumen de 0,057 cm3. Dicha cámara también se utilizó para las medidas de los perfiles de dosis relativa y los outputs factors (##). Los perfiles de dosis relativa se midieron en agua, mientras que los factores de dispersión total se midieron en agua sólida con la cámara ubicada a 2 cm de profundidad con una SSD de 50 cm, las medidas se normalizaron a un tamaño de campo de 10 x 10 cm2.

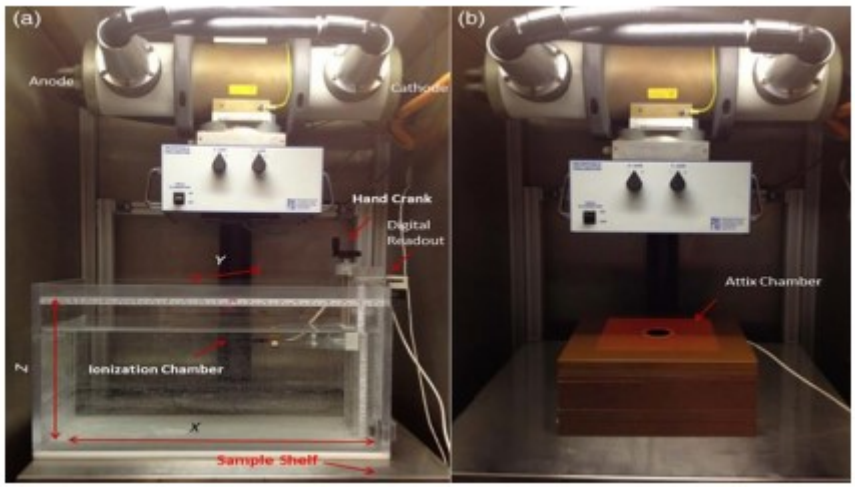

FIG. 5.

(a) El fantoma de agua utilizado para mediciones de dosis en profundidad y perfiles, y (b) el fantoma de agua sólida usado para las mediciones de dosis de profundidad para profundidades comprendidas entre 0 y 1 cm, dentro del irradiador X-RAD 320 (Azimi et al., 2014) . El eje x está en la dirección ánodo-cátodo, el eje y es perpendicular a la dirección ánodo-cátodo y el eje z está en el eje del haz.

El criterio utilizado para validar las simulaciones MC en dosis en profundidad es evaluar si las curvas de dosis en profundidad simuladas en este trabajo coinciden con las curvas de dosis en profundidad medidas por Azimi et al. (2014) dentro de las incertidumbres relativas asociadas a la medición y a la simulación para profundidades menores a 5 cm. Mientras que para validar los perfiles de dosis relativa y los outputs factors se evalúan las diferencias relativas entre las medidas de Azimi et al. (2014) y las simulaciones MC realizadas en este trabajo.

RESULTADOS

En la figura 6 se muestra el espectro de energía generado con SpekCalc.

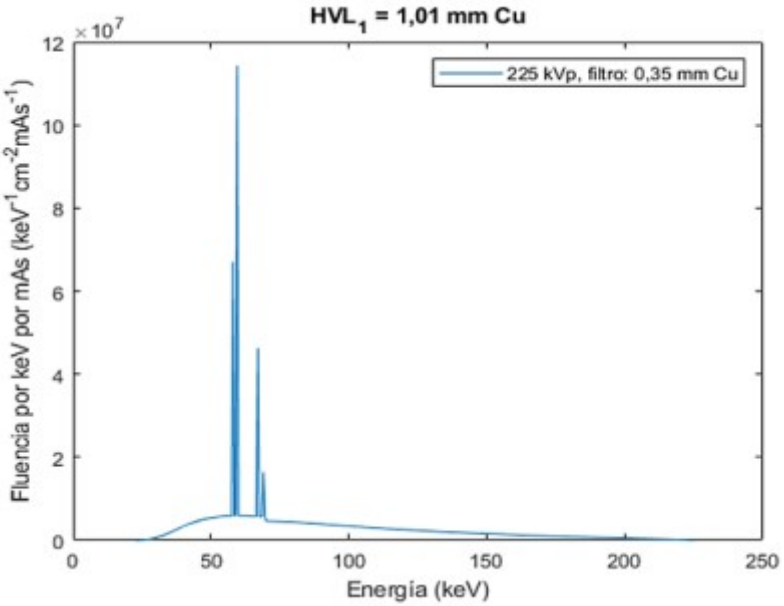

FIG. 6.
Espectro de energía simulado con SpekCalc para la calidad de haz de 225 kVp y una filtración de 0,35 mm de Cu.

1. Validación de las simulaciones MC

1.1. Dosis relativa en profundidad

En la figura 7 se muestran los gráficos en donde se comparan las dosis relativas en profundidad simuladas en este trabajo para los tamaños de campos de 4 x 4, 10 x 10 y 20 x 20 cm2 y las medidas realizadas por Azimi et al. (2014). En ambos casos, la dosis relativa está normalizada a 1 cm de profundidad.

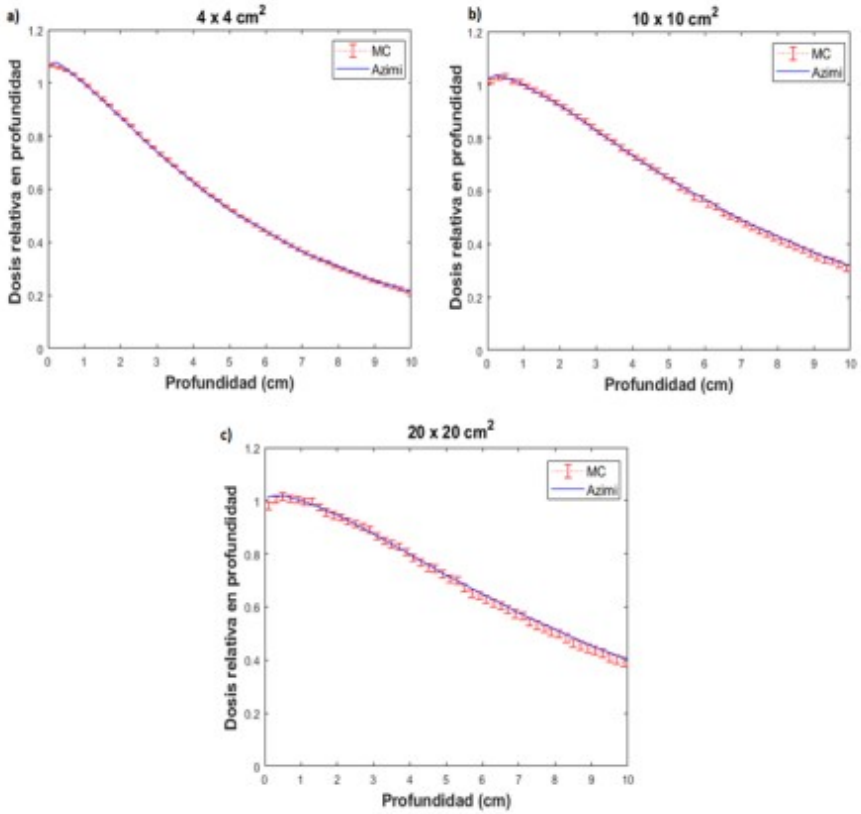

FIG. 7.
Dosis relativa en profundidad medida por Azimi (línea azul) y la simulada en este trabajo (línea punteada roja) para una calidad de haz de 225 kVp, y un tamaño de campo de a) 4 x 4 cm2, b) 10 x 10 cm2 y c) 20 x 20 cm2.

Se estima que la incertidumbre de medición realizadas por Azimi es de ± 2,0 % y la incertidumbre relativa asociada a las simulaciones MC realizadas en el presente trabajo es de hasta ± 1,4 % hasta una profundidad de 5,0 cm. Se evaluaron las diferencias porcentuales desde una profundidad de 0,1 cm hasta 5,0 cm respecto a las medidas de Azimi y las simulaciones MC en el presente trabajo, y las diferencias máximas fueron de 1,2 %, 1,4 % y 3,3 % para tamaños de campo de 4 x 4, 10 x 10 y 20 x 20 cm2 respectivamente.

1.2. Corrección por el efecto talón

En la figura 8 se muestra la corrección por el efecto talón para una posición y = 0, y para diferentes profundidades.

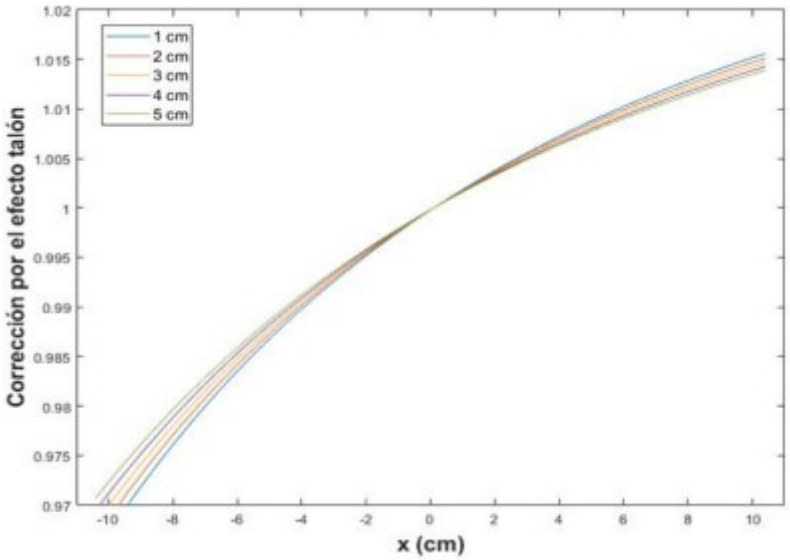

FIG. 8.
Corrección por el efecto talón para diferentes profundidades
para una calidad de haz de 225 kVp y un HVL de 1,01 mm Cu.

De la figura 8 se muestra el cambio de la matriz de corrección en el eje central de radiación y podemos apreciar que varía poco en profundidad, por lo tanto, la profundidad que se tomará como referencia para aplicar la corrección por el efecto talón será de 1 cm.

En la figura 9 se muestran los perfiles de dosis relativa a profundidades de 1 y 5 cm con y sin el efecto talón para un tamaño de campo de 10 x 10 cm2, en donde se aprecia una disminución de la dosis en los perfiles corregidos por el efecto talón en la zona del ánodo en comparación con los perfiles sin corregir, mientras que en la zona del cátodo se aprecia el efecto contrario. El eje x corresponde a la dirección ánodo-cátodo. Los perfiles están normalizados a la dosis a 1 cm de profundidad en el eje central para cada tamaño de campo.

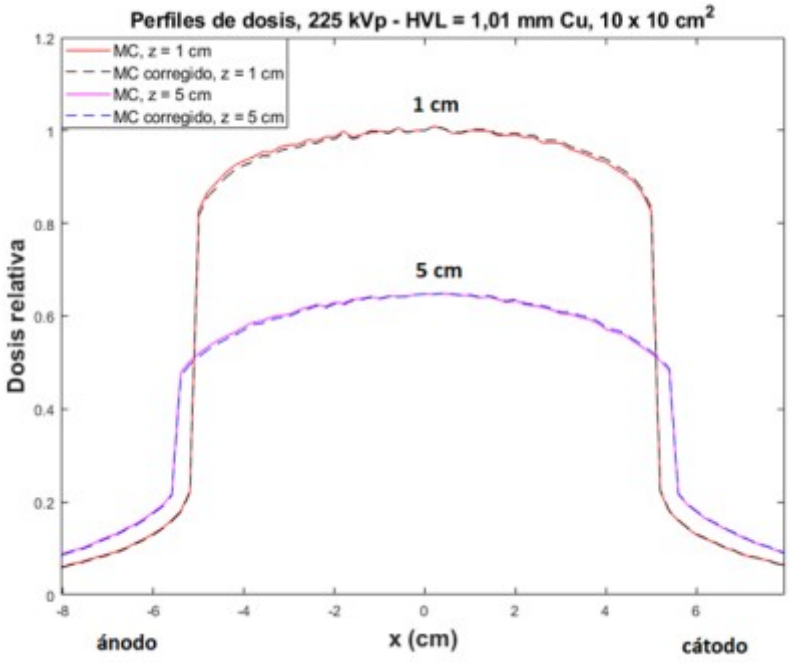

FIG. 9.
Perfiles de dosis relativa a 1 y 5 cm de profundidad sin la corrección por el efecto talón (línea sólida roja y magenta respectivamente) y con la corrección por el efecto talón (línea punteada negra y azul respectivamente) para una calidad de haz de 225 kVp, y un tamaño de campo de 10 x 10 cm2.

1.3. Perfiles de dosis relativa a 1 y 5 cm de profundidad

En las figuras 10- 12 se muestran perfiles simulados en este trabajo y medidos por Azimi en el eje x para las profundidades de 1 y 5 cm y tamaños de campos de 4 x 4, 10 x 10 y 20 x 20 cm2. El eje x corresponde a la dirección ánodo-cátodo. Los perfiles están normalizados a la dosis a 1 cm de profundidad en el eje central para cada tamaño de campo.

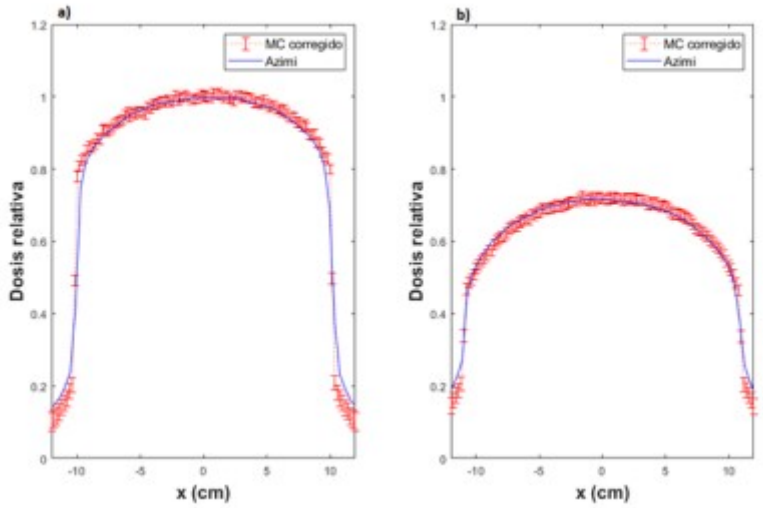

FIG. 10.
Perfil de dosis relativa a a) 1 cm y b) 5 cm de profundidad medidos por Azimi (línea azul) y la simulada en este trabajo (línea punteada roja) para una calidad de haz de 225 kVp, y un tamaño de campo de 4 x 4 cm2.

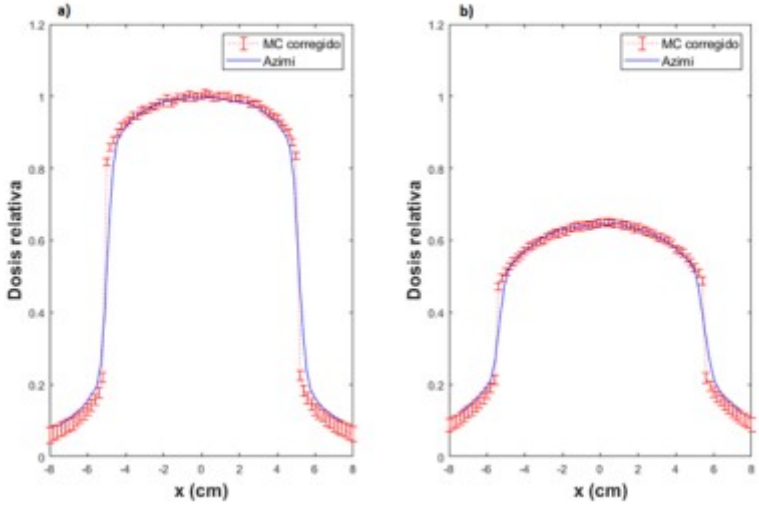

FIG. 11.
Perfil de dosis relativa a a) 1 cm y b) 5 cm de profundidad medidos por Azimi (línea azul) y la simulada en este trabajo (línea punteada roja) para una calidad de haz de 225 kVp, y un tamaño de campo de 10 x 10 cm2.

Se compararon los perfiles de dosis relativa medidos por Azimi y los calculados en este trabajo y se evaluaron las diferencias para posiciones en donde la dosis es ≥ 80 % de la dosis máxima de Azimi, para un tamaño de campo de 4 x 4 cm2 y la profundidad de 1 cm se encontraron diferencias de hasta 14,9 %, 5,1 % y 14,6 % para las posiciones en x de

-1,8, 1,6 y 1,8 cm respectivamente, los demás puntos dentro de la región central se encontraron diferencias menores al 2,7 %, mientras que para el perfil de profundidad de 5 cm se encontraron diferencias menores al 4,0 %. Para un tamaño de campo de 10 x 10 cm2 y la profundidad de 1 cm se encontraron diferencias de hasta 7,1 % y 8,5 % para las posiciones en x de -4,6 y 4,8 cm respectivamente, los demás puntos dentro de la región central se encontraron diferencias menores al 3,4 %, mientras que para el perfil de profundidad de 5 cm se encontraron diferencias menores al 1,4 %. Y por último para un tamaño de campo de 10 x 10 cm2 y

la profundidad de 1 cm se encontraron diferencias menores a 3,7 % dentro de la región central del haz (para posiciones entre -9,4 y 9,6 cm), mientras que para el perfil de profundidad de 5 cm se encontraron diferencias menores al 4,0 %.

1.4. Output Factors OF (FS, d0)

La figura 13 muestra la variación del output factor con el tamaño de campo, para las mediciones realizadas por Azimi y las simuladas en este trabajo. Los datos están normalizados a la dosis a 2 cm de profundidad con un tamaño de campo de 10 x 10 cm2 para ambos casos.

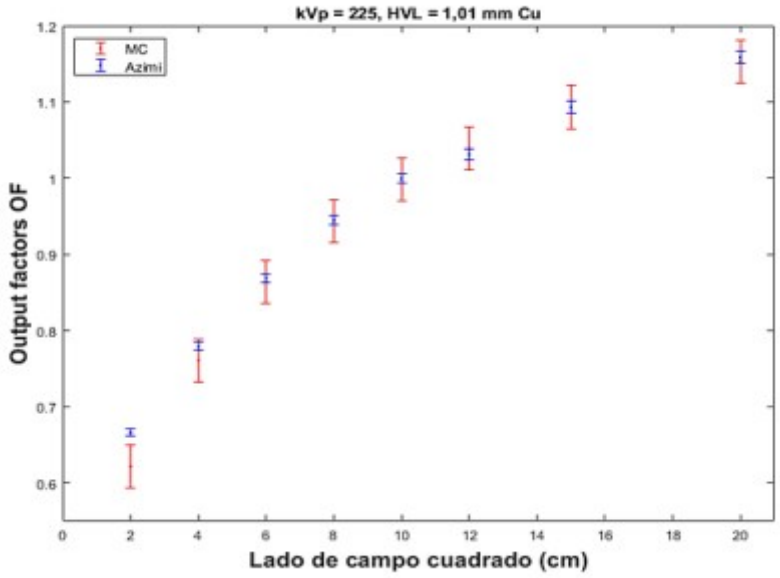

FIG. 13.
Output factors medidos por Azimi (puntos rojos) y calculados a partir de nuestras simulaciones MC (puntos azules) para una calidad de haz de 225 kVp.

Se evaluaron las diferencias relativas porcentuales de los Output factors medidos por Azimi y los simulados en el presente trabajo para el tamaño de campo de 2 x 2 y 4 x 4 cm2, fueron de 7,0 % y 2,4 % respectivamente y para los demás tamaños de campo las diferencias relativas porcentuales fueron menores al 0,8 %.

DISCUSIÓN

Según los resultados obtenidos se tiene que las curvas de dosis en profundidad medidas por Azimi et al. (2014) concuerdan con las simuladas en este trabajo, a excepción de algunos puntos cerca de la superficie, dichas discrepancias se pueden deber a que Azimi realizó las

mediciones en una fantoma de agua sólida en profundidades de 0 a 1 cm. Las diferencias máximas de 0 a 1 cm de profundidad entre la dosis de Azimi y las simulaciones MC realizadas para tamaños de campo de 4 x 4, 10 x 10 y 20 x 20 cm2 fueron de 1,2 %, 1,4 % y 3,3 % respectivamente, mientras que para profundidades entre 1 y 5 cm las

diferencias fueron menores al 1,6 %, por lo tanto, podemos afirmar que las simulaciones de dosis en profundidad realizadas en este trabajo quedan validadas por las medidas de dosis en profundidad medidas por Azimi.

La dosis en la penumbra no se modela correctamente, debido a que se utilizó una fuente puntual y a la ausencia de un colimador físico en la simulación, por lo tanto, las simulaciones MC con respecto a las medidas de Azimi muestran grandes discrepancias y por ello no se validaron los perfiles de dosis en la penumbra y fuera de ella. La presencia del efecto talón para el X-RAD 320 es mínima y aplicar una corrección por el efecto talón no da resultados tan diferentes de los simulados sin la presencia de este.

Los outputs factors medidos por Azimi concuerdan con los simulados en este trabajo para tamaños de campo entre 4 x 4 hasta 20 x 20 cm2, mientras que para el tamaño de campo de 2 x 2 cm2 las mediciones realizadas por Azimi y las simulaciones en este trabajo no concuerdan. Dichas discrepancias podrían deberse al hecho de utilizar una fuente puntual de radiación isotrópica para realizar las simulaciones y la simulación completa del equipo en donde se tendría en cuenta el tamaño de la fuente.

CONCLUSIONES

El método de cálculo de dosis en este trabajo se basó en simulaciones MC mediante el código DOSXYZnrc, en donde se utilizó una fuente puntual de radiación isotrópica acompañada de un espectro de energía simulado con SpekCalc, asumiendo que este espectro generado es equivalente al espectro de energía real del X-RAD 320. Se evaluaron las diferencias entre las medidas realizadas por Azimi y la simulación MC realizadas en este trabajo para dosis relativa en profundidad, perfil de dosis relativa y output factors para diferentes tamaños de campo para una calidad de haz de 225 kVp con una filtración adicional de 0,35 mm Cu.

Las congruencias de las simulaciones MC con las medidas de Azimi permiten validar la metodología empleada en este trabajo, siempre y cuando se tengan presentes las limitaciones que se tienen para los

perfiles de dosis en la penumbra y fuera de ella.

Las implicaciones prácticas que tendría la utilización de esta metodología para la determinación de la dosis en animales pequeños serían que se estaría subestimando la dosis en la penumbra y fuera de ella. Las incertidumbres relativas para la dosis en profundidad fueron menores a 3,3 %, para los perfiles de dosis relativa fueron menores al 4

%, por lo tanto, se tendría una buena estimación de la dosis en diferentes condiciones de irradiación preclínica.

Como recomendación para trabajos futuros sería realizar la caracterización dosimétrica del X-RAD 320 aplicando el método empleado en este trabajo.

Agradecimientos

Se agradece al CONICYT de la República de Chile a través del Fondecyt Regular N°1181133 y Fondequip 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

Azimi, R. *et al.* (2014) 'Characterization of an orthovoltage biological irradiator used for radiobiological research', *Journal of Radiation Research*, 56(3), pp. 485–492. doi: 10.1093/jrr/rru129.

Bushong, S. C. (2017) *Radiologic Science for Technologists: Phyics,Biology,and Protection, Eleventh Edition*.

Chen, S. C., Jong, W. L. & Hharun, A. Z. (2012) 'Evaluation of X-ray beam quality based on measurements and estimations using SpekCalc and Ipem78 models', *Malaysian Journal of Medical Sciences*, 19(3), pp. 22–28.

Dehyagani, Z. S. *et al.* (2011) 'Spectrum Analysis with Monte Cralo Simulation, BEAMnrc, for Low Energy X-RAY', *World Academy of Scienced, Engineering and Technology*, 5(10), pp. 723–725. Available at: http://www.waset.ac.nz/journals/waset/v58/v58-146.pdf.

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.

Khan, F. M. (2003) 'Physics of Radiation Therapy Third Edition', *The Journal of the American Medical Association*, p. 1138.

Landry, G. (2009) 'ImaSim , a Simulation Software Package for the Teaching of Medical X-Ray Imaging', (June).

Mesbahi, A. & Zakariaee, S. S. (2013) 'Effect of anode angle on photon beam spectra and depth dose characteristics for X-RAD320 orthovoltage unit', *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 18(3), pp. 148–152. doi: 10.1016/j.rpor.2012.12.001.

Otero, M. & Pérez, V. (2005) 'Rumbos y desafíos en psicopedagogía de la creatividad', *Revista complutense de educación*, 16(1), pp. 169–181.

Rogers, D. W. O., Walters, B. & Kawrakow, I. (2005) 'BEAMnrc Users Manual', *Source*.

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