

# METODOLOGÍA PARA DEFINIR ESQUEMAS DE IRRADIACIÓN A PARTIR DE ARCHIVOS DE ESPACIOS DE FASE PARA SIMULAR PLANIFICACIÓN EN RADIOTERAPIA

## A METHODOLOGY FOR DEFINING IRRADIATION SCHEMES FROM PHASE-SPACE FILES TO SIMULATE RADIOTHERAPY PLANNING

R. Meilij<sup>\*1,2</sup>, E. Aon<sup>3,6</sup> y M. Valente<sup>\*\*1,2,4,5</sup>

<sup>1</sup>Facultad de Matemática, Astronomía, Física y Computación - Universidad Nacional de Córdoba.

<sup>2</sup>Lab. de Investigación e Instrumentación en Física Aplicada a la Medicina e Imágenes de Rayos X - LIIFAMIR<sup>®</sup>, Córdoba, Argentina.

<sup>3</sup>Instituto Médico Deán Funes, Córdoba, Argentina.

<sup>4</sup>Instituto de Física E. Gaviola, CONICET & FaMAF-UNC, Argentina.

<sup>5</sup>Centro de excelencia en Física e Ingeniería en Salud (CFIS) & Departamento de Ciencias Físicas, Universidad de La Frontera, Chile.

<sup>6</sup>VIDT Centro Médico, Buenos Aires, Argentina.

Recibido: 21/12/2021 ; Aceptado: 02/05/2022

El complejo proceso de planificación en los tratamientos de radioterapia se aborda usando herramientas informáticas que determinan la distribución de dosis correspondiente a diferentes esquemas de irradiación para proveer una opción viable que satisfaga los requerimientos clínicos y físicos propios de cada caso.

En este trabajo se reporta una metodología original desarrollada para calcular distribuciones espaciales de dosis correspondientes a irradiaciones estereotácticas incorporando esquemas de irradiación en arco, representativos de la planificación, por medio de archivos de *Espacio de Fase*; y usando simulación Monte Carlo para realizar el transporte de radiación. La metodología se implementó en el código FLUKA y se verificó en una situación de complejidad clínica utilizando imágenes tomográficas de un fantoma de control dosimétrico estandarizado para radiocirugía estereotáctica. Los resultados preliminares obtenidos de la primera fase del proceso, destinada a incorporar esquemas simples, así como aplicaciones en fantoma clínico, confirman la factibilidad de la metodología propuesta e indican una *performance* promisorio para un cálculo alternativo o independiente de distribuciones espaciales de dosis en irradiaciones estereotácticas.

*Palabras Clave:* radioterapia, espacios de fase, Monte Carlo.

The complex planning processes in radiotherapy treatments are commonly approached using computer tools that determine the dose distribution corresponding to different irradiation schemes aimed at providing viable options to fulfil the clinical and physical requirements of each case.

This paper reports on a novel methodology developed to calculate spatial distributions of doses corresponding to stereotactic irradiations, incorporating arc-irradiation schemes and being representative of treatment planning, by means of *Phase-Space* files; and using Monte Carlo simulations to perform radiation transport. The methodology was implemented with the FLUKA code and was applied to a situation of clinical complexity using tomographic images of a standardized dosimetry control phantom for stereotactic radiosurgery. The preliminary results obtained from the first step of the process, aimed at incorporating simple schemes, along with clinical radiosurgery phantom irradiation, confirm the feasibility of the proposed methodology and indicate a promising performance for an alternative or independent calculation of spatial dose distributions in stereotactic irradiations.

*Keywords:* radiotherapy, phase-space, Monte Carlo.

<https://doi.org/10.31527/analesafa.2022.33.2.48>



ISSN 1850-1168 (online)

### I. INTRODUCCIÓN

La radioterapia consiste en el empleo de radiaciones ionizantes para tratar distintos tipos de cáncer. Su objetivo es entregar una dosis a un volumen blanco bien definido con precisión y exactitud (*Planning Treatment Volume*, PTV), con la restricción de mantener las estructuras y órganos sanos cercanos al tumor (*Organ at Risk*, OAR) con una dosis por debajo de los límites de tolerancia convenidos.

Tanto los órganos en riesgo como el PTV son identificados por un especialista oncólogo, a partir de la informa-

ción del paciente adquirida por medios no invasivos como, por ejemplo, una tomografía computada (CT), para proceder con la planificación del tratamiento, y obtener así diferentes alternativas de abordaje, entre las que se decide el esquema definitivo que será utilizado para tratar al paciente [1, 2].

Uno de los principales tipos de radioterapia es la de haz externo, en la cual se utiliza una máquina que enfoca y envía rayos de alta energía hacia el cáncer desde el exterior del cuerpo. Dentro de este tipo de tratamiento se halla la radiocirugía estereotáctica (SRS), en la que se usa un equipo especial para poner en posición al paciente y dirigir una do-

\* ruth.meilij@mi.unc.edu.ar \*\* mauro.valente@gmail.com

sis grande de radiación ionizante hacia un tumor de forma precisa [3, 4].

Los avances en la radioterapia externa han vuelto muy popular la técnica *X-knife* para abordar la radiocirugía estereotáctica [5]. En esta técnica se hace uso de un acelerador médico lineal (comúnmente denominado LINAC), donde un haz colimado de rayos X es enfocado al paciente mediante la localización estereotáctica del volumen blanco intracraneal.

El gantry del LINAC rota alrededor del paciente, produciendo un arco de radiación enfocado al volumen blanco. La camilla donde se haya el paciente también es rotada en el plano horizontal y se forma otro arco. De esta forma, se producen múltiples intersecciones de arcos no coplanares de radiación.

Dado que la radiocirugía estereotáctica administra altas dosis de radiación en una sola fracción a un pequeño volumen objetivo, la dosimetría precisa y la planificación del tratamiento son fundamentales para la adaptación de un acelerador lineal para radiocirugía [6, 7].

## II. MÉTODOS Y MATERIALES

### Espacios de Fase

Los *Espacio de Fase* son una construcción matemática que permite representar el conjunto de partículas que constituyen el haz del esquema de irradiación con el que se abordará el tratamiento de radiocirugía [8]. Dicha construcción se representa mediante una matriz donde cada fila representa las propiedades de una partícula primaria del haz de radiación y en cada columna se organiza la información sobre las variables de estado, indicando el tipo de partícula, la energía cinética, la posición inicial y la dirección angular inicial, entre otros.

El isocentro del LINAC es el punto en el espacio que representa la intersección de los ejes de rotación del gantry, el colimador y la camilla. Generalmente, este punto se localiza a 100 cm del blanco (*target*) donde se producen los rayos X, los que pueden producirse -según la energía de los electrones acelerados- en rangos de 4 a 18 MV, distinguiendo nominalmente al haz por la tensión de aceleración [9, 10].

Para implementar la metodología propuesta se desarrolló una rutina de cómputo numérico implementada en MatLab para generar diferentes representaciones de *Espacio de Fase*, por medio de las matrices correspondientes.

La metodología puede incorporar las características de la irradiación en arco y las propiedades del LINAC, simulando así el esquema de irradiación que se utiliza en la técnica *X-knife* de radiocirugía estereotáctica.

La herramienta informática desarrollada permite representar diferentes arcos no-coplanares para la posición inicial de las partículas equidistribuidas en posiciones representadas por  $N$  pasos intermedios del recorrido del arco. En primera aproximación, se implementaron arcos con un radio de 100 cm, y para una primera representación estadística se trabajó con una cantidad total de partículas primarias del orden de  $10^5$  en cada simulación. Se tomó en cuenta el tamaño del campo de cada haz en el arco, considerando también la divergencia en las direcciones iniciales. Para ello,

se utilizó un modelo de divergencia cónica. Como simplificación, se consideró un haz mono-energético de fotones con 6 MeV para estas etapas preliminares, teniendo claro que la incorporación de un espectro arbitrario de distribución energética es una opción disponible en la metodología propuesta.

A modo de ejemplo para este trabajo, se consideraron diferentes esquemas de irradiación para aplicarlos a un fantoma de control dosimétrico en SRS. Se utilizó una imagen DICOM obtenida a partir de una tomografía computada de dicho fantoma. La zona del *target* se atribuyó hipotéticamente al centro del fantoma con un tamaño de 0.5 cm, por lo que se ubicó el isocentro del LINAC en este punto y se consideró un margen de 5 mm en el tamaño de campo.

Variando la extensión del arco, las posiciones a lo largo del mismo y la cantidad de partículas en cada posición, es posible generar distintos archivos de *Espacio de Fase*, según requerimiento específico de cada caso.

### Simulaciones con Monte Carlo - FLUKA

FLUKA es un paquete de simulación Monte Carlo totalmente integrado para la interacción y transporte de partículas en la materia [11]. En particular, FLUKA ha sido largamente aplicado para estudiar problemas complejos de física médica [12, 13].

La metodología propuesta consiste en que los archivos de *Espacio de Fase* obtenidos se compilen y se vinculen al paquete FLUKA junto con una rutina de desarrollo propio (en FORTRAN77), para una correcta interpretación del archivo. Se prevé que dentro de la simulación, el *Espacio de Fase* va a cumplir el rol de fuente de radiación, por lo que el código de la simulación debe interpretarlo como tal. Con el código FLUKA también fue posible realizar un voxelizado de la imagen DICOM para utilizarlo como *target* dentro de la simulación.

En la etapa de desarrollo y puesta en operaciones de la metodología propuesta, se llevaron a cabo tres simulaciones dosimétricas utilizando tres *Espacios de Fase* aplicados al fantoma de prueba.

El primer *Espacio de Fase* representa un único haz incidiendo a lo largo del eje  $Y$ . El siguiente, representa un arco con distintos haces, ubicado en el plano  $X - Y$ , incidiendo desde distintos ángulos; estos haces se hallan equiespaciados a lo largo del arco con una distancia angular de 30 grados (véase resultados en la Fig. 1). El último, representa un conjunto de tres arcos no-coplanares separados por 60 grados entre ellos; en cada uno de los tres arcos, los haces se hallan equiespaciados con una distancia angular de 20 grados (véase resultados en la Fig. 2).

A partir de las simulaciones hechas con estos *Espacios de Fase*, se consiguió medir distribuciones dosimétricas.

## III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las distribuciones espaciales de posiciones iniciales, reportadas en las Figs. 1 y 2 confirman el correcto funcionamiento de la rutina en relación al cometido de generar *Espacios de Fase* requeridos para situaciones típicas de irradiaciones tipo SRS.

Puede apreciarse que las posiciones se corresponden con un círculo (representativo de la salida del colimador de

SRS), el cual se ubica a diferentes ángulos dentro del sector angular del arco. Dentro de esas regiones, los puntos se hallan uniformemente distribuidos y representan cada posición inicial de partículas individuales. Los *Espacios de Fase* de prueba se utilizaron para obtener las correspondientes distribuciones de dosis realizando el transporte de radiación con FLUKA.

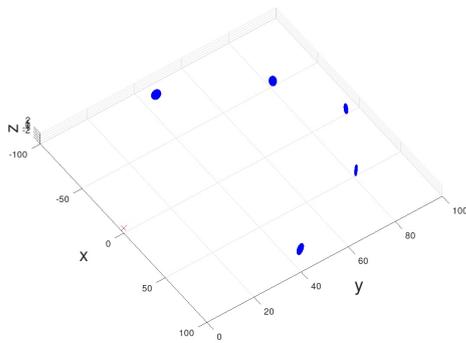


FIG. 1: Visualización de las posiciones iniciales de un Espacio de Fase que representa un arco en el plano X-Y.

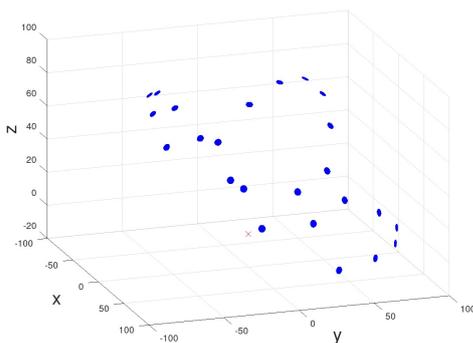


FIG. 2: Visualización de las posiciones iniciales de un Espacio de Fase que representa un conjunto de tres arcos no coplanares, visto desde una perspectiva en 3D.

Las Figs. 3, 4 y 5 reportan las distribuciones de dosis obtenidas para cada una de las tres simulaciones con los distintos *Espacios de Fase* generados.

En la Fig. 3 se reporta la dosis impartida al fantoma de prueba como resultado de la radiación ionizante de un solo haz incidiendo a lo largo del eje Y. Puede notarse que los valores de dosis depositada en la materia son altos a lo largo de toda la región que ocupa el fantoma, y no solamente en la región central, donde se ubica el PTV. La cantidad total de fotones en el *Espacio de Fase* fue de  $10^5$ , aproximadamente.

En la Fig. 4 se reporta la dosis impartida al fantoma de prueba como resultado de la radiación ionizante de un arco de cinco haces incidiendo desde distintas direcciones. En este caso, se observa que la dosis depositada es mayor en el centro, donde se ubica el PTV, y menor en el resto de la región. Sin embargo, es deseable reducir aún más la cantidad de dosis fuera del *target*. En este caso, el *Espacio de Fase* se construyó asignando a cada haz  $2 \times 10^4$  fotones, dando una cantidad total en el esquema de irradiación de  $10^5$  partículas aproximadamente.

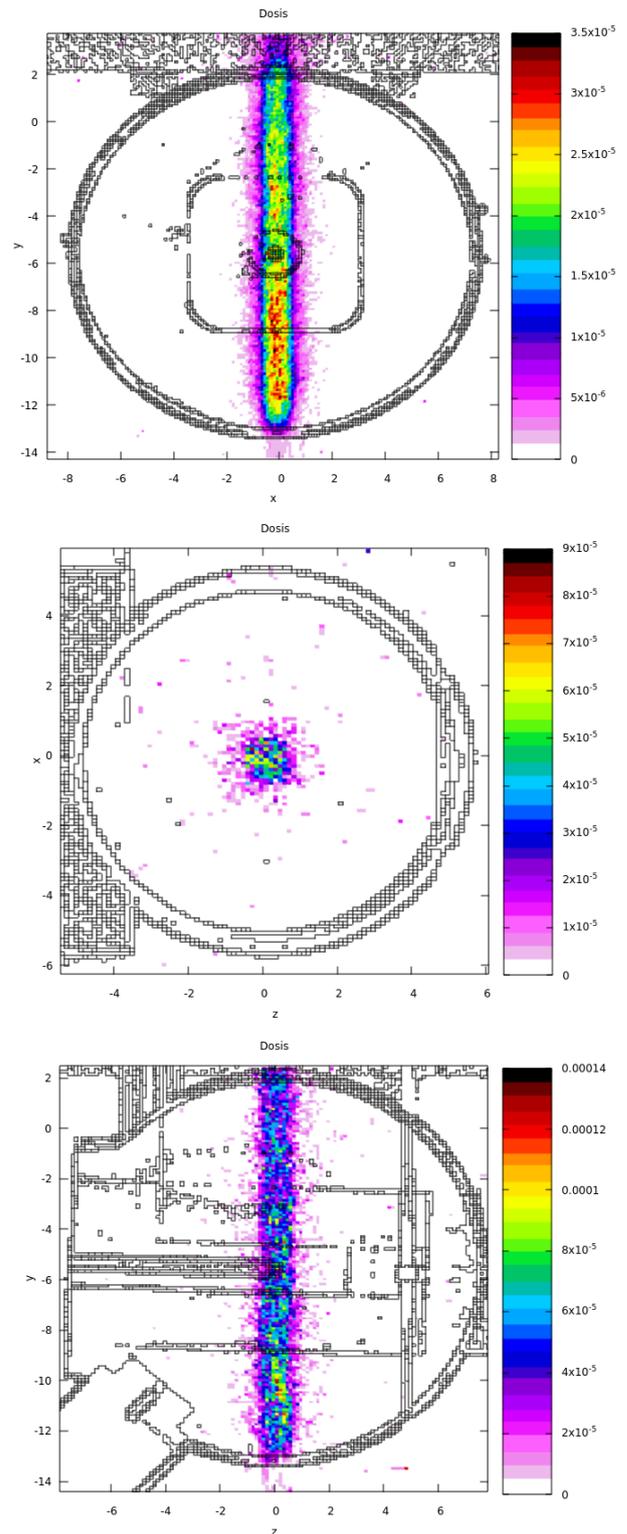


FIG. 3: Distribución de dosis (cortes transversal, coronal y sagital) en el fantoma de prueba agua-equivalente resultante de la exposición a un esquema de irradiación ionizante de un haz incidiendo en una sola dirección con 6 MeV de energía.

En la Fig. 5 se reporta la dosis impartida al fantoma de prueba como resultado de la radiación ionizante de un conjunto de tres arcos no co-planares, cada uno de los cuales

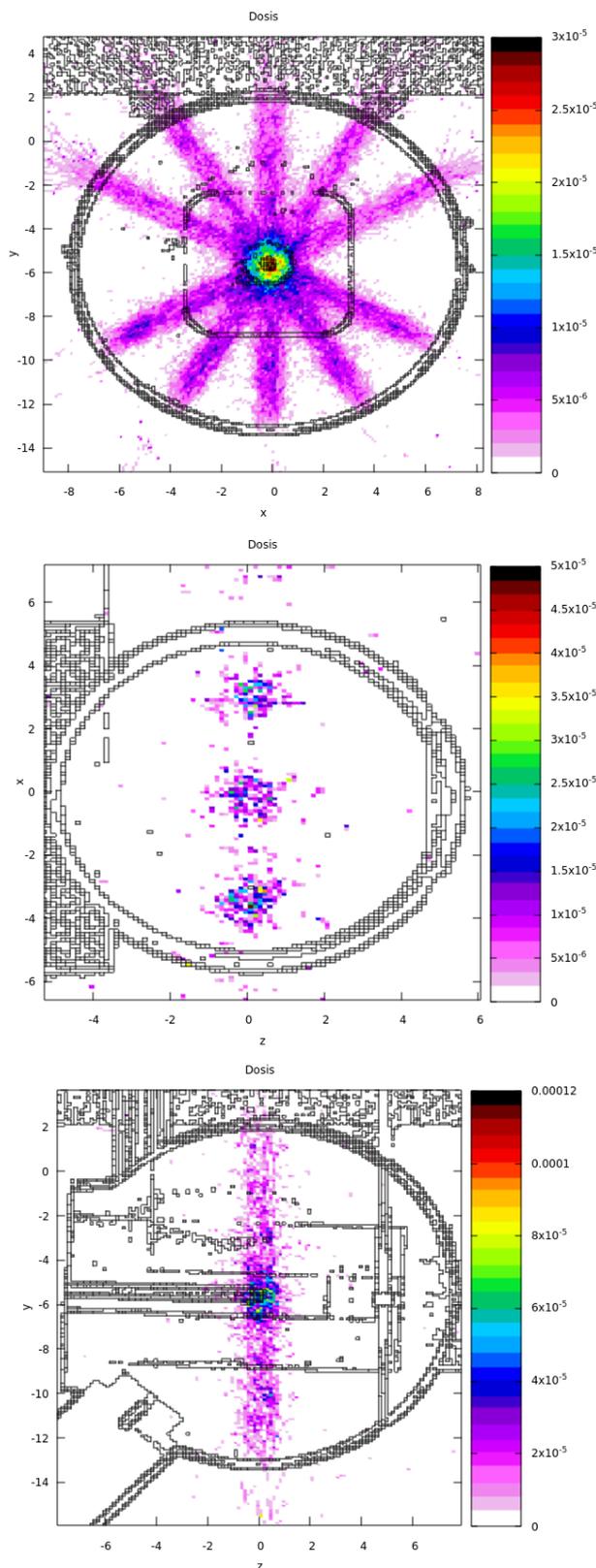


FIG. 4: Distribución de dosis (cortes transversal, coronal y sagital) en el fantoma de prueba agua-equivalente resultante de la exposición a un esquema de irradiación ionizante en arco con 6 MeV de energía.

involucra nueve haces incidiendo desde distintas direcciones.

Es posible notar que la dosis depositada se concentra en el centro del fantoma donde se halla el PTV y es despreciable en el resto de la materia, comparado con las dos simulaciones de los esquemas de irradiación anteriores. En este caso, en cada haz hay 3700 fotones, dando una cantidad total a lo largo de todo el conjunto de arcos de  $10^5$  partículas aproximadamente.

Estos resultados se correlacionan con el hecho que la administración de radiación a través de un esquema de irradiación de múltiples arcos permite minimizar la dosis en las zonas circundantes al PTV.

A fin de remarcar las diferencias cuantitativas, la Fig. 6 reporta los perfiles de dosis obtenidos para cada uno de los tres esquemas de irradiación utilizados a fin de ilustrar los aspectos básicos de la metodología propuesta, junto a una verificación preliminar de su factibilidad y viabilidad.

Los resultados reportados en la Fig. 6 demuestran la coherencia de la metodología desarrollada para modelar esquemas de irradiación típicos de SRS por medio de *Espacios de Fase*, remarcando los diferentes grados de concentración de dosis según el esquema considerado, aún empleando *Espacios de Fase* de dimensiones moderadas, para reducir los tiempos de cómputo acotando el nivel de representación estadística.

La factibilidad de la metodología no depende de la precisión. Sin embargo, lograr mayores niveles de representación estadística para, por ejemplo, reducir la incerteza de la estimación de la dosis en zonas de interés como el PTV, es un objetivo de alcance inmediato por medio del incremento de la dimensión, y consecuentemente del tiempo de cómputo, del *Espacio de Fase* generado.

Por lo expuesto, es posible considerar preliminarmente que la metodología empleada en el presente trabajo genera *Espacios de Fase* que son representativos de esquemas simples de irradiación en la técnica *X-knife* y que las distribuciones dosimétricas obtenidas con dichos *Espacios de Fase* son razonables en el marco de la radiocirugía estereotáctica.

#### IV. CONCLUSIONES

Se diseñaron e implementaron satisfactoriamente en simulaciones Monte Carlo diferentes *Espacios de Fase* representativos de esquemas simples de irradiaciones en arco potencialmente representativos de procedimientos de SRS.

Se demostró, por extensión, que la metodología propuesta es factible y viable para modelar por medio de distintos *Espacios de Fase* y podría lograr descripciones representativas para radiocirugía *X-Knife*.

Los resultados confirman, preliminarmente, la coherencia y validez de la metodología desarrollada y permiten asignar expectativas promisorias sobre su implementación como un cálculo alternativo de distribuciones espaciales de dosis en irradiaciones estereotácticas.

Cabe resaltar que lograr estos resultados representa la primera fase de un proceso mayor, y motiva a complejizar los archivos de espacios de fase para adaptar el modelo a aplicaciones cada vez más realistas. A largo plazo, se prevé incorporar mayor cantidad y con mayor precisión, de características espectrales del LINAC así como la extensión

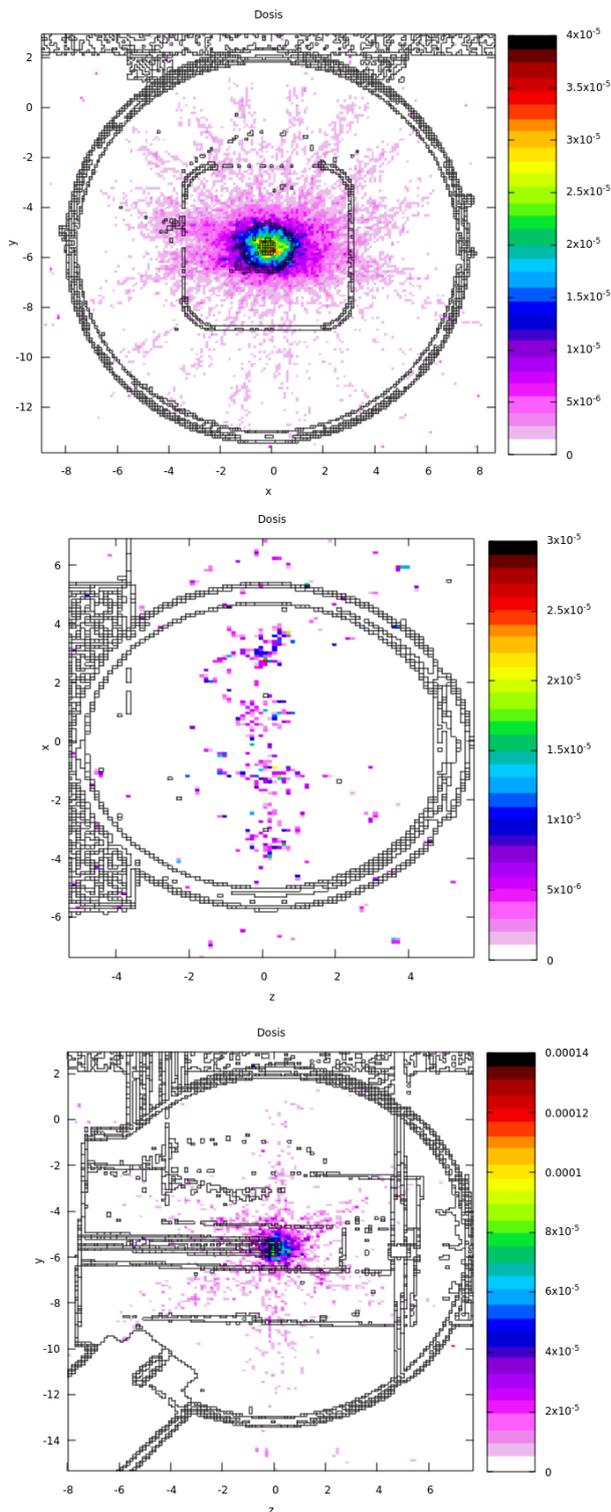


FIG. 5: Distribución de dosis (cortes transversal, coronal y sagital) en el fantoma de prueba agua-equivalente resultante de la exposición a un esquema de irradiación ionizante en tres arcos no-coplanares con 6 MeV de energía.

-quasi directa- a casos paciente-específico, habiendo ya implementado la gestión de imágenes tomográficas.

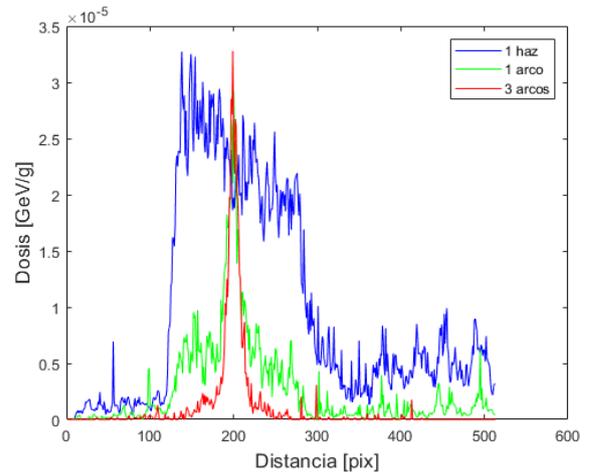


FIG. 6: Visualización de los perfiles de dosis correspondientes a los 3 esquemas de irradiación SRS considerados.

## V. AGRADECIMIENTOS

Se agradece la colaboración del Lic. I. Scarinci del LIIFAMIR<sup>(X)</sup>, por su asistencia técnica con FLUKA. Se utilizaron licencias oficiales de FLUKA a nombre de M. Valente en calidad de *NEA liaison officer* y de MatLab a nombre de P. Pérez. Este trabajo fue parcialmente financiado por SeCyT-UNC a través del proyecto de investigación **33620180100366CB** y por la Universidad de La Frontera, Chile por medio de los proyectos **DI21-1005** y **DI21-0068**. Se agradece también al Instituto Médico Deán Funes de Córdoba, por contribuir con la CT del fantoma de control dosimétrico en SRS. Este trabajo utilizó recursos computacionales del CCAD de la Universidad Nacional de Córdoba (<https://ccad.unc.edu.ar/>), que forman parte del SNCAD del MinCyT de la República Argentina.

## REFERENCIAS

- [1] J. Novotný, V. Vladyka, R. Liščák, D. Urgošík y G. Šimonová. Stereotactic Radiosurgery and Radiotherapy. Radiobiology and treatment planning. *Rep. Pract. Oncol. Radiother.* **1**, 39-44 (1996).
- [2] J. S. Vaidya. Principles of cancer treatment by radiotherapy. *Surgery (Oxford)* **39**, 193-201 (2021).
- [3] L. Leksell. The stereotactic method and radiosurgery of the brain. *Acta chir scand* **102**, 316-319 (1951).
- [4] L. Leksell. Stereotactic radiosurgery. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* **46**, 797-803 (1983).
- [5] J. M. Lasak y J. P. Gorecki. The History of Stereotactic Radiosurgery and Radiotherapy. *Otolaryngol. Clin. N. Am.* **42**, 593-599 (2009).
- [6] A. Somigliana, G. M. Cattaneo, C. Fiorino, S. Borelli, A. Del Vecchio, G. Zonca, E. Pignoli, G. Loi, R. Calandrino y R. Marchesini. Dosimetry of Gamma Knife and linac-based radiosurgery using radiochromic and diode detectors. *Phys. Med. Biol.* **44**, 887 (1999).
- [7] R. Rice, J. Hansen, G. Svensson y R. Siddon. Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays. *Phys. Med. Biol.* **32**, 1087-1099 (1987).

- [8] R. Capote, R. Jeraj, C. Ma, D. W. Rogers, F. Sánchez-Doblado, J. Sempau, J. Seuntjens y J. Siebers. Phase-Space Database for External Beam Radiotherapy. Nuclear Data Section (2006).
- [9] I. M. Germano y *col.* Linac and Gamma Knife radiosurgery. The American Association of Neurological Surgeons, 20-26 (2000).
- [10] W. Lutz, K. R. Winston y N. Maleki. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **14**, 373-381 (1988).
- [11] G. Battistoni, T. Boehlen, F. Cerutti, P. W. Chin, L. S. Esposito, A. Fassó, A. Ferrari, A. Lechner, A. Empl, A. Mairani y *col.* Overview of the FLUKA code. *Annals of Nuclear Energy* **82**, 10-18 (2015).
- [12] G. Battistoni, J. Bauer, T. T. Boehlen, F. Cerutti, M. P. Chin, R. Dos Santos Augusto, A. Ferrari, P. G. Ortega, W. Kozłowska, G. Magro y *col.* The FLUKA code: an accurate simulation tool for particle therapy. *Frontiers in oncology* **6**, 116 (2016).
- [13] P. Pérez y M. Valente. DOSIS: An integrated computational tool for patient-specific dosimetry in nuclear medicine by Monte Carlo and dose point kernel approaches. *Appl. Radiat. Isot.* **150**, 135-140 (2019).