

EFEECTO DE CAMPOS MAGNÉTICOS INTENSOS SOBRE LA TRAYECTORIA DE ELECTRONES PROPAGÁNDOSE EN MEDIOS MATERIALES DE BAJA DENSIDAD DE INTERÉS PARA RADIOTERAPIA MRI-LINAC

EFFECT OF INTENSE MAGNETIC FIELDS ON THE TRAJECTORY OF ELECTRONS PROPAGATING IN LOW DENSITY MEDIA OF INTEREST FOR MRI-LINAC RADIOTHERAPY

A. Gayol^{*1,2} y M. Valente^{**1,2,3}

¹Instituto de Física E. Gaviola, IFEG, CONICET, Córdoba; Argentina

²Laboratorio de Investigación e Instrumentación en Física Aplicada a la Medicina e Imágenes por Rayos X, LIIFAMIRX, Facultad de Matemática, Astronomía, Física y Computación, FAMAFA, Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba; Argentina

³Centro de excelencia en Física e Ingeniería en Salud, CFIS & Departamento de Ciencias Físicas, Universidad de La Frontera, Temuco; Chile

Recibido: 19/08/2022; Aceptado: 25/08/2023

Los mecanismos de transporte de radiación ionizante en presencia de campos magnéticos pueden ser descritos mediante formulaciones basadas en la aplicación de la ecuación principal de Boltzmann. Sin embargo, cuando el transporte no es en vacío sino en medios materiales dispersores la dificultad en el cálculo analítico de la trayectoria de los electrones se incrementa considerablemente debido al carácter aleatorio de los procesos de interacción de la radiación con el medio dispersor. En este contexto, el presente trabajo propone y describe una metodología para caracterizar mediante técnicas numéricas, como la simulación Monte Carlo, el efecto de campos magnéticos intensos, presentes típicamente en los dispositivos de MRI-LINAC, sobre la trayectoria de partículas cargadas, propagándose en un medio material comúnmente presente en situaciones de radioterapia. Los resultados obtenidos para el aire como medio dispersor, indican que las variaciones de las trayectorias de los electrones dependen conjuntamente de la intensidad y dirección del campo magnético y de las interacciones por colisión con el medio material. El aumento de la intensidad de campo magnético incrementa la curvatura de las trayectorias y disminuye el desplazamiento, o corrimiento, en la dirección radial.

Palabras Clave: IGRT, MRI-LINAC, simulaciones Monte Carlo, campo magnético.

Ionizing radiation transport mechanisms in presence of magnetic fields can be described in terms of formalisms based on the Boltzmann radiation transport equation. However, when the transport occurs not in vacuum but in scattering media the difficulty of its analytical calculation considerably increases because of the random character of the radiation interaction processes with the scattering medium. In this context, the present work proposes and describe a methodology to characterize effects due to strong magnetic fields on electron trajectories by means of numerical techniques, such as Monte Carlo simulation, to be applied to scattering media, typically present in MRI-LINAC devices in radiotherapy situations. The obtained results for air as the scattering material show that variations of the electrons' trajectories depend jointly on the magnetic field and the interactions with the scattering medium. Increasing the magnetic field intensity enhances the curvature of the trajectories while decreasing the displacement in the radial direction.

Keywords: IGRT, MRI-LINAC, Monte Carlo simulations, magnetic field.

<https://doi.org/10.31527/analesafa.2023.34.3.65>



ISSN 1850-1168 (online)

I. INTRODUCCIÓN

Actualmente, la radioterapia tiene un rol preponderante en los tratamientos contra el cáncer; se estima que más del 50% de los pacientes con patologías neoplásicas precisarán este tipo de procedimiento para el control tumoral o como terapia paliativa en algún momento de su evolución [1]. En las últimas décadas, se han desarrollado e implementado en el ámbito clínico diversos dispositivos avanzados de radioterapia guiada por imágenes (IGRT, por sus siglas en inglés "Image Guided RadioTherapy"). Una categoría de particular interés dentro del ámbito de IGRT es aquella que integra escáneres de resonancia magnética con aceleradores

lineales de uso clínico. Entre éstas, se destaca la técnica denominada MRI-LINAC de la empresa ELEKTA. La misma representa un nuevo tipo de tecnología con grandes expectativas futuras para la radioterapia de alta precisión ya que mejorará notablemente la eficacia de los tratamientos [2, 3].

La incorporación de los equipos de imágenes por resonancia magnética (MRI) en el procedimiento radioterápico, incluye inherentemente la presencia de campos magnéticos en el proceso de irradiación. Por lo tanto, las trayectorias de electrones secundarios y de partículas cargadas en general, se verán modificadas por la acción de la fuerza de Lorentz [4]. En el caso del vacío, por ejemplo, si la velocidad inicial de los electrones es perpendicular a las líneas de campo, se generará un movimiento circular uniforme. Si, por el

* amielgayol@gmail.com ** mauro.valente@gmail.com

contrario, la velocidad es oblicua a la dirección del campo, se obtendrá una trayectoria helicoidal. Estos cambios en la dirección de movimiento de las partículas cargadas, modifican el campo de radiación ionizante, pudiendo causar en consecuencia variaciones locales en la dosis [3, 5].

En términos generales, el transporte de radiación puede modelarse mediante la aplicación de la ecuación principal de Boltzmann [6]. Se utiliza generalmente en su versión más sencilla, aunque puede extenderse para contemplar la presencia de campos magnéticos, por medio de reformulaciones de la ecuación en términos de integrales definidas [7].

Sin embargo, debe destacarse que cuando el haz de partículas se propaga en un medio material, el carácter estocástico de las interacciones de la radiación con el mismo aumenta considerablemente la dificultad del cálculo analítico del proceso de transporte de la radiación ionizante. En este contexto, el estudio del transporte de radiación es posible si se recurre a técnicas robustas de solución numérica. Las mismas se implementan en conjunto con las herramientas proporcionadas por el modelado computacional, mediante la técnica de Monte Carlo [8].

Diversos estudios reportan resultados acerca de las alteraciones dosimétricas producidas por la desviación en la trayectoria de los electrones en presencia de campos magnéticos [9-11]. Así mismo, investigaciones previas realizan un análisis cuantitativo sobre la desviación en la trayectoria de electrones propagándose en vacío, por la presencia de campos magnéticos uniformes [12]. El objetivo principal del presente trabajo es proponer, describir e implementar una metodología para caracterizar mediante técnicas de simulación Monte Carlo, el efecto de intensos campos magnéticos sobre la trayectoria de electrones, propagándose en medios materiales típicamente presentes en situaciones de radioterapia de tipo *MRI-LINAC*.

II. MÉTODOS Y MATERIALES

Para concretar el desarrollo de una metodología capaz de describir el acoplamiento de electrones a campos magnéticos intensos, se abordó el problema por medio de la técnica de simulación Monte Carlo. Se implementaron diferentes configuraciones de estudio a fin de reflejar efectos derivados de la orientación relativa entre la dirección de propagación del haz y el campo magnético, así como la intensidad de éste.

El código PENELOPE

Las técnicas de simulación Monte Carlo (MC) consisten en un conjunto de algoritmos computacionales que mediante la utilización de procesos de generación de variables aleatorias, posibilitan la realización de estimaciones numéricas de parámetros desconocidos [13]. Es posible extender su aplicación al modelado del transporte de radiación bajo el formalismo de Boltzmann, ya que las técnicas en las que se basa conforman una excelente herramienta para resolver numéricamente integrales definidas [14]. De esta manera, la historia de una partícula es vista como una secuencia de caminatas libres que terminan en un evento de interacción (*tracking-knock*), donde la misma eventualmente cambia su dirección de movimiento, pierde energía y ocasionalmente

produce partículas secundarias [15]. En este sentido, el método MC provee una solución a un sistema macroscópico, a través de la simulación de las interacciones microscópicas de sus componentes [16].

Dentro del ámbito de la física médica, las simulaciones Monte Carlo se utilizan como una herramienta para resolver diversos problemas, tales como obtener espectros de salida de unidades de terapia o caracterizar sistemas dosimétricos, por ejemplo. De este modo, diferentes códigos han sido propuestos para el modelado del transporte de partículas en la materia, tales como: FLUKA [17-19], MCNP [20, 21], GEANT4 [22-24], EGS4 [25], y PENELOPE [26, 27], por mencionar algunos de ellos.

En particular, PENELOPE (derivado de las siglas *PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons*) es un conjunto de subrutinas escritas en FORTRAN, las cuales ejecutan un muestreo aleatorio de las interacciones y el seguimiento de partículas (tanto positrones, como electrones o fotones), en sistemas de materiales arbitrarios, y para un amplio rango de energías (50 eV a 1 GeV) [27]. En un principio, el usuario debe proveer un programa principal que realice el transporte (historia) de las partículas a través del sistema material y lleve registro de las cantidades de interés. Por tanto, mediante la incorporación de rutinas previamente definidas por el usuario, es posible incluir en el modelado del proceso de transporte la presencia de campos electromagnéticos estáticos externos, tanto en el vacío como en materiales densos.

Configuración de estudio

Se consideró el caso de haces de electrones en presencia de campo magnético uniforme, con el fin de caracterizar y cuantificar las alteraciones en su trayectoria mediante simulación Monte Carlo. La dirección de propagación del haz se orientó de forma perpendicular al campo magnético, según se observa en la Fig. 1.

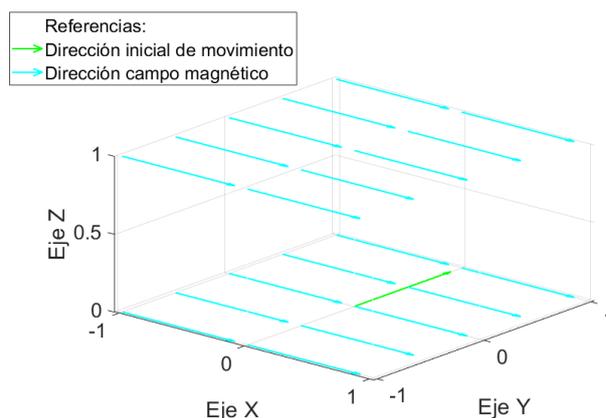


FIG. 1: Esquema simplificado de la configuración geométrica utilizada en las simulaciones Monte Carlo, para la caracterización de la trayectoria de electrones primarios en campo magnético externo uniforme.

Uno de los materiales de baja densidad y de interés para dosimetría en IGRT de tipo *MRI-LINAC* es el aire, razón por la que se lo utilizó en el presente estudio como medio dispersor de propagación. Cabe remarcar que se lo consideró como material representativo de baja densidad debido

a que se encuentra presente de forma inherente en las aplicaciones clínicas, tanto en la propia anatomía como en el entorno del paciente durante los tratamientos de radioterapia.

Los valores de energía cinética utilizados para el haz de partículas, representativos de las energías presentes en haces clínicos de radioterapia [28] fueron: 0.5 MeV, 1 MeV, y 6 MeV. Por otro lado, intensidades de campo magnético de 0.25 T, 0.5 T, 1 T, 1.5 T y 2 T, valores típicos de escáneres MRI de uso clínico [29-31], fueron empleadas con cada energía reportada.

Se remarca que a fin de caracterizar las trayectorias, fue necesario desarrollar una subrutina específica basada en el código PENELOPE. El mismo provee una manera de realizar un seguimiento de las partículas y sus interacciones mediante un arreglo auxiliar denominado ILB, cuya primera componente permite determinar si se trata de una partícula primaria, secundaria, etc. Haciendo uso de esta etiqueta, al cabo de cada iteración del *tracking-knock* se guardó en un archivo las coordenadas espaciales correspondientes a la posición de los electrones primarios durante el modelamiento de su transporte en presencia de campo magnético, como se muestra esquemáticamente en la Fig. 2.

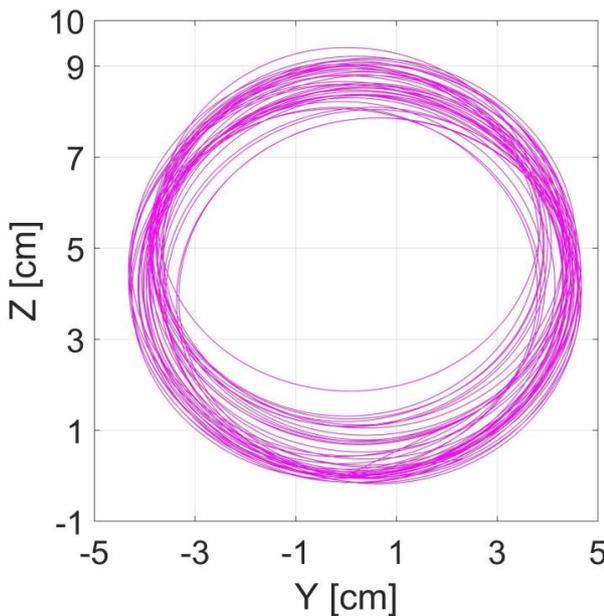


FIG. 2: Representación de la trayectoria del electrón, en presencia de campo magnético y con aire como medio dispersor. Caso de electrones de 6 MeV en campo de 0.5 T. Representación de la trayectoria del electrón, en presencia de campo magnético y con aire como medio dispersor. Caso de electrones de 6 MeV en campo de 0.5 T.

Procesamiento de datos

A partir de la información sobre la posición espacial de las partículas primarias provista por los archivos de salida (*output*) de la subrutina desarrollada, se implementó una metodología para evaluar de manera automática la variación de los radios de curvatura en la trayectoria de los electrones. Estas variaciones se producen tanto debido a las interacciones con el medio material de baja densidad, como a la influencia del campo magnético.

Para ello, se desarrolló un *script* en la plataforma de procesamiento de datos Matlab, que permitió aislar las órbitas inicial y final de cada trayectoria, como se observa en la Fig. 3. Posteriormente, se calculó el radio de curvatura correspondiente a cada una de éstas (R_i y R_f , respectivamente), y se logró finalmente determinar el desplazamiento D , o variación, en la dirección radial en función de la intensidad del campo magnético, y para cada una de las energías utilizadas

$$D = R_i - R_f. \quad (1)$$

La expresión (1) define el desplazamiento, o variación de radios de curvatura, en función de los radios iniciales y finales de la trayectoria de los electrones, que también se pueden apreciar esquemáticamente en la Fig. 3. La incertidumbre asociada se calculó mediante propagación de errores a dicha expresión, considerando como incerteza de los radios la resolución espacial del tamaño del grillado utilizado para el cómputo.

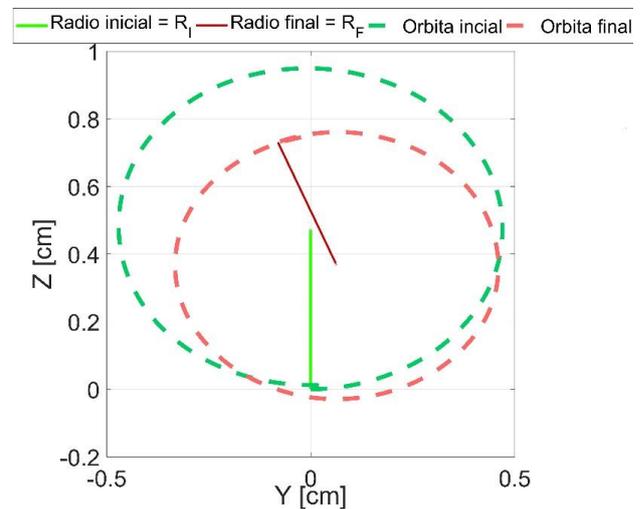


FIG. 3: Representación esquemática de las órbitas iniciales y finales de la trayectoria del electrón, en presencia de campo magnético y con aire como medio dispersor, con sus respectivos radios de curvatura.

III. RESULTADOS Y DISCUSIONES

La Fig. 4 reporta los resultados para el desplazamiento en la dirección radial para cada energía, en función de la intensidad del campo magnético. Puede apreciarse que a energía constante el desplazamiento disminuye al aumentar la intensidad de campo. Tal como se espera, aumenta la curvatura de la trayectoria para mayor intensidad del mismo. Esto es posible notarlo si se considera que en términos de la influencia de la fuerza magnética, un menor radio de curvatura se relaciona con una mayor desviación de la trayectoria original de las partículas con carga por parte del campo. Manteniendo constante la intensidad del campo magnético, asimismo, se obtiene mayor distorsión de la trayectoria para valores menores de la energía cinética. Tal tendencia fue también observada en estudios previos realizados sobre el transporte de electrones en vacío [12].

Por otro lado, la Fig. 5 reporta los desplazamientos relativos al radio inicial en función de la intensidad de campo

magnético. Puede apreciarse que el desplazamiento relativo, que representa la distorsión respecto del radio inicial de la trayectoria, aumenta para valores bajos de energía cinética.

Al respecto, cabe mencionar que existe un complejo balance entre las alteraciones de la trayectoria debidas a interacciones de los electrones primarios con las moléculas del aire y las distorsiones propias derivadas del efecto de la fuerza de Lorentz por presencia de campo magnético. En regímenes energéticos para los cuales disminuye la sección eficaz de interacción, ocurren -en promedio- menos eventos de interacción con los centros dispersores, razón por la que existen menos ocasiones -en promedio- para alterar la dirección de movimiento y/o permitir posible cambio de energía cinética. En el límite opuesto, de secciones eficaces altas, tal como ocurre para regímenes de energías menores, los electrones menos energéticos, presentan mayor probabilidad de colisionar con los átomos del medio y de perder energía en consecuencia, modificando su trayectoria.

Dentro del intervalo de energías de interés para aplicaciones de MRI-LINAC, a intensidad de campo magnético fija, a medida que disminuye la energía cinética de las partículas cargadas que conforman el haz, aumenta la influencia relativa de los procesos de interacción de la radiación con la materia en los cambios de la trayectoria. Por lo expuesto, se resalta la complejidad en el comportamiento de la distorsión de las trayectorias de partículas cargadas propagándose en medios materiales y en presencia de intensos campos magnéticos externos, apreciándose una disminución del radio de curvatura de las trayectorias de partículas cargadas.

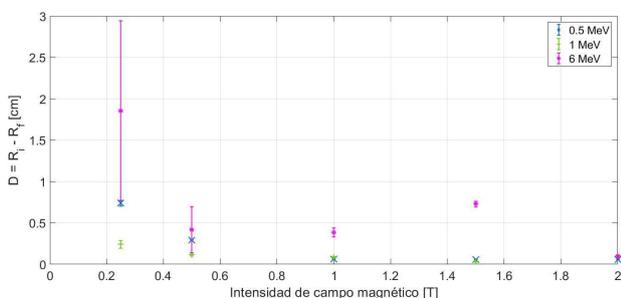


FIG. 4: Desplazamiento en la dirección radial de la trayectoria de electrones primarios, en función de la intensidad de campo magnético, para cada valor de energía cinética utilizada.

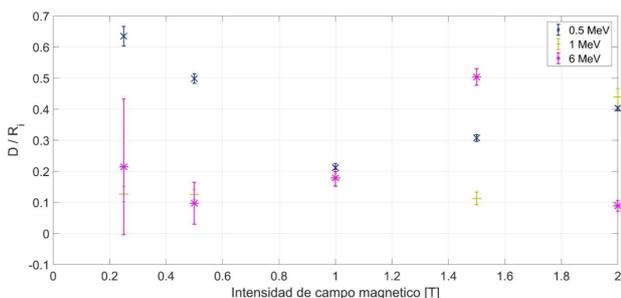


FIG. 5: Desplazamiento relativo al radio inicial de la trayectoria de electrones primarios, en función de la intensidad de campo magnético, para cada valor de energía cinética utilizada.

IV. CONCLUSIONES

En primer lugar, se destaca el desarrollo e implementación de una metodología para modelar la trayectoria de electrones en presencia de campos magnéticos intensos, comparables a los utilizados en la técnica MRI-LINAC. Se encontró que el desplazamiento en la dirección radial de las trayectorias de los electrones disminuye a medida que aumenta la intensidad del campo magnético. Por su parte, los desplazamientos relativos al radio inicial resultan mayores para electrones con menor energía cinética.

Dado que el desplazamiento o variación en la dirección radial se relaciona directamente con la diferencia entre los radios iniciales y finales de la trayectoria de partículas cargadas, una disminución en el valor de la misma implica una mayor influencia del campo magnético sobre el movimiento de la partícula en consideración. Por lo cual, fue posible observar que el efecto específico de la intensidad de campo magnético sobre la trayectoria de las partículas cargadas que conforman el haz se acentúa en proporción a la intensidad del mismo.

Cabe destacar que la metodología presentada permite estudiar y evidenciar los efectos derivados de los procesos de interacción de la radiación ionizante con la materia sobre la trayectoria de las partículas con carga. En particular, se logró describir detalladamente el efecto sobre la trayectoria de partículas primarias, por medio de un seguimiento punto a punto en su desplazamiento. Los resultados obtenidos evidencian que existe, según esperado, mayor influencia relativa para partículas cargadas de menor energía cinética, manteniendo fija la magnitud del campo magnético.

En resumen, el presente trabajo reporta sobre el desarrollo e implementación satisfactorios de una metodología capaz de describir los efectos de campos magnéticos intensos en el transporte de partículas cargadas en medios materiales de baja densidad, integrando efectos de campo electromagnético externo con dispersión propia del medio dispersor.

Finalmente, se debe remarcar que la metodología desarrollada puede integrarse a simulaciones Monte Carlo para estudiar los efectos dosimétricos en la técnica MRI-LINAC derivados de los efectos de campo magnético intenso en el transporte de partículas cargadas en medios materiales.

AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo fue parcialmente financiado por CONICET, proyecto PIP 11220200100751CO, por SeCyT-UNC proyecto 33620180100366CB, y por la Universidad de La Frontera, Chile por medio del proyecto DI21-0068. La licencia oficial del código PENELOPE corresponde a Mauro Valente en calidad de *liaison officer de la Nuclear Energy Agency, NEA* (<https://oecd-nea.org/>). 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] E. Rosenblatt, E. Zubizarreta *et al.* *Radiotherapy in cancer care: facing the global challenge* (International Atomic Energy Agency Vienna, 2017).

- [2] R. H. Tijssen, M. E. Philippens, E. S. Paulson, M. Glitzner, B. Chugh, A. Wetscherek, M. Dubec, J. Wang y U. A. van der Heide. MRI commissioning of 1.5T MR-linac systems – a multi-institutional study. *Radiother. Oncol.* **132**, 114-120 (2019).
- [3] J. J. Lagendijk, B. W. Raaymakers, A. J. Raaijmakers, J. Overweg, K. J. Brown, E. M. Kerckhof, R. W. van der Put, B. Hårdemark, M. van Vulpen y U. A. van der Heide. MRI/linac integration. *Radiother. Oncol.* **86**, 25-29 (2008).
- [4] M. J. Menten, M. F. Fast, S. Nill, C. P. Kamerling, F. McDonald y U. Oelfke. Lung stereotactic body radiotherapy with an MR-linac – Quantifying the impact of the magnetic field and real-time tumor tracking. *Radiother. Oncol.* **119**, 461-466 (2016).
- [5] H. E. Bainbridge, M. J. Menten, M. F. Fast, S. Nill, U. Oelfke y F. McDonald. Treating locally advanced lung cancer with a 1.5 T MR-Linac – Effects of the magnetic field and irradiation geometry on conventionally fractionated and isotoxic dose-escalated radiotherapy. *Radiother. Oncol.* **125**, 280-285 (2017).
- [6] M. Valente. Fundamentos de física médica. Facultad de Matemática, Astronomía, Física y Computación, UNC (2020).
- [7] H. Bouchard y A. Bielajew. Lorentz force correction to the Boltzmann radiation transport equation and its implications for Monte Carlo algorithms. *Phys. Med. Biol.* **60**, 4963-4971 (2015).
- [8] M. J. Berger. Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. *Methods in Computational Physics.* **135** (1963).
- [9] A. J. E. Raaijmakers, B. W. Raaymakers y J. J. W. Lagendijk. Experimental verification of magnetic field dose effects for the MRI-accelerator. *Phys. Med. Biol.* **52**, 4283-4291 (2007).
- [10] R. G. Figueroa, L. Rojas y M. Valente. Trajectory control of electron beams using high intensity permanent magnets for linac-adaptable convergent beam radiotherapy. *Appl. Radiat. Isot.* **151**, 13-18 (2019).
- [11] V. Zanganeh, R. Khabaz y F. Aghili. Investigation the trend of different magnetic fields types on linac photon beam mode by Monte Carlo method using Geant4 toolkit. *Radiat. Phys. Chem.* **188**, 109603 (2021).
- [12] A. Gayol y M. Valente. Estudio analítico y por simulación Monte Carlo de la influencia de campos magnéticos intensos en la trayectoria de electrones con energías típicas de radioterapia MRI-LINAC. *Anales AFA* **33**, 6-11 (2022).
- [13] K. Sickafus, E. Kotomin y B. Uberuaga. *Radiation Effects in Solids. NATO Science Series* (2007).
- [14] J. S. Aubin, A. Keyvanloo, O. Vassiliev y B. G. Falloone. A deterministic solution of the first order linear Boltzmann transport equation in the presence of external magnetic fields. *Med. Phys.* **42**, 780-793 (2015).
- [15] P. A. Pérez y M. Valente. *Curso de introducción al procesamiento de imágenes radiológicas en ámbito clínico.* <https://www.famaf.unc.edu.ar/~pperez1/manuales/cim/cap6.html#introduccion>. 2018.
- [16] A. F. Bielajew y B. Boulevard. *Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport* (2000).
- [17] G. Battistoni, T. Boehlen, F. Cerutti, P. W. Chin, L. S. Esposito, A. Fassò, A. Ferrari, A. Lechner, A. Empl, A. Mairani, A. Mereghetti, P. G. Ortega, J. Ranft, S. Roesler, P. R. Sala, V. Vlachoudis y G. Smirnov. Overview of the FLUKA code. *Ann. Nucl. Energy* **82**, 10-18 (2015).
- [18] T. Bohlen, F. Cerutti, M. Chin, A. Fassò, A. Ferrari, P. Ortega, A. Mairani, P. Sala, G. Smirnov y V. Vlachoudis. The FLUKA Code: Developments and Challenges for High Energy and Medical Applications. *Nuclear Data Sheets* **120**, 211-214 (2014).
- [19] G. Battistoni, J. Bauer, T. T. Boehlen, F. Cerutti, M. P. W. Chin, R. D. S. Augusto, A. Ferrari, P. G. Ortega, W. Kozłowska, G. Magro, A. Mairani, K. Parodi, P. R. Sala, P. Schoofs, T. Tessonier y V. Vlachoudis. The FLUKA Code: An Accurate Simulation Tool for Particle Therapy. *Front. Oncol.* **6** (2016).
- [20] C. Werner. *MCNP6.2 Release Notes*. Los Alamos National Laboratory. Report LA-UR-18-20808. 2018.
- [21] C. Werner. *MCNP Users Manual - Code Version 6.2*. Los Alamos National Laboratory. Report LA-UR-17-29981. 2017.
- [22] S. Agostinelli *et al.* Geant4—a simulation toolkit. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **506**, 250-303 (2003).
- [23] J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, H. Araujo, P. A. Dubois, M. Asai, G. Barrand, R. Capra, S. Chauvie, R. Chytracsek, G. Cirrone, G. Cooperman, G. Cosmo, G. Cuttone, G. Daquino, M. Donszelmann, M. Dressel, G. Folger, F. Foppiano, J. Generowicz, V. Grichine, S. Guatelli, P. Gumplinger, A. Heikkinen, I. Hrivnacova, A. Howard, S. Incerti, V. Ivanchenko, T. Johnson, F. Jones, T. Koi, R. Kokoulin, M. Kossov, H. Kurashige, V. Lara, S. Larsson, F. Lei, O. Link, F. Longo, M. Maire, A. Mantero, B. Mascialino, I. McLaren, P. M. Lorenzo, K. Minamimoto, K. Murakami, P. Nieminen, L. Pandola, S. Parlati, L. Peralta, J. Perl, A. Pfeiffer, M. Pia, A. Ribon, P. Rodrigues, G. Russo, S. Sadilov, G. Santin, T. Sasaki, D. Smith, N. Starkov, S. Tanaka, E. Tcherniaev, B. Tome, A. Trindade, P. Truscott, L. Urban, M. Verderi, A. Walkden, J. Wellisch, D. Williams, D. Wright y H. Yoshida. Geant4 developments and applications. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **53**, 270-278 (2006).
- [24] J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, P. Arce, M. Asai, T. Aso, E. Bagli, A. Bagulya, S. Banerjee, G. Barrand, B. Beck, A. Bogdanov, D. Brandt, J. Brown, H. Burkhardt, P. Canal, D. Cano-Ott, S. Chauvie, K. Cho, G. Cirrone, G. Cooperman, M. Cortés-Giraldo, G. Cosmo, G. Cuttone, G. Depaola, L. Desorgher, X. Dong, A. Dotti, V. Elvira, G. Folger, Z. Francis, A. Galoyan, L. Garnier, M. Gayer, K. Genser, V. Grichine, S. Guatelli, P. Guèye, P. Gumplinger, A. Howard, I. Hřivnáčová, S. Hwang, S. Incerti, A. Ivanchenko, V. Ivanchenko, F. Jones, S. Jun, P. Kaitaniemi, N. Karakatsanis, M. Karamitros, M. Kelsey, A. Kimura, T. Koi, H. Kurashige, A. Lechner, S. Lee, F. Longo, M. Maire, D. Mancusi, A. Mantero, E. Mendoza, B. Morgan, K. Murakami, T. Nikitina, L. Pandola, P. Paprocki, J. Perl, I. Petrović, M. Pia, W. Pokorski, J. Quesada, M. Raine, M. Reis, A. Ribon, A. R. Fira, F. Romano, G. Russo, G. Santin, T. Sasaki, D. Sawkey, J. Shin, I. Strakovsky, A. Taborda, S. Tanaka, B. Tomé, T. Toshito, H. Tran, P. Truscott, L. Urban, V. Uzhinsky, J. Verbeke, M. Verderi, B. Wendt, H. Wenzel, D. Wright, D. Wright, T. Yamashita, J. Yarba y H. Yoshida. Recent developments in Geant4. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **835**, 186-225 (2016).

- [25] W. R. Nelson, H. Hirayama y D. W. O. Rogers. *EGS4 code system* inf. téc. (Stanford Linear Accelerator Center, Menlo Park, CA (USA), 1985).
- [26] J. Baró, J. Sempau, J. Fernández-Varea y F. Salvat. PENELOPE: An algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B* **100**, 31-46 (1995).
- [27] F. Salvat, J. M. Fernández-Varea, J. Sempau *et al.* *PENELOPE-2008: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport* en *Workshop proceedings* (2008).
- [28] D. Sheikh-Bagheri y D. W. O. Rogers. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Med. Phys.* **29**, 391-402 (2002).
- [29] I. J. Das, K. P. McGee, N. Tyagi y H. Wang. Role and future of MRI in radiation oncology. *Brit. J. Radiol.* **92**, 20180505 (2019).
- [30] M. Karlsson, M. G. Karlsson, T. Nyholm, C. Amies y B. Zackrisson. Dedicated Magnetic Resonance Imaging in the Radiotherapy Clinic. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **74**, 644-651 (2009).
- [31] A. J. E. Raaijmakers, B. W. Raaymakers y J. J. W. Lagendijk. Magnetic-field-induced dose effects in MR-guided radiotherapy systems: dependence on the magnetic field strength. *Phys. Med. Biol.* **53**, 909-923 (2008).