

Aplicaciones de Monte Carlo en Simulaciones de Rayos X

Monte-Carlo Applications for X-ray Simulation

Ana María Cabanas¹ & Pedro Arce²

CABANAS, A. M. & ARCE, P. Aplicaciones de Monte Carlo en simulaciones de rayos X. *J. health med. sci.*, 5(3):195-201, 2019.

RESUMEN: Las intervenciones radiológicas conllevan la exposición de altas dosis de radiación ionizante, tanto para el paciente como para el personal sanitario, que se encuentra en la sala de tratamiento. Como consecuencia se plantean muchas preguntas sobre la necesidad de utilizar nuevos métodos que permitan disminuir los riesgos derivados de esta exposición. Las simulaciones de tipo Monte Carlo son un método que permite determinar con gran precisión la dosis recibida por los individuos irradiados sin medirla directamente. Este trabajo revisa brevemente el papel conceptual y el potencial de las simulaciones de Monte Carlo, el desarrollo histórico que dio lugar a su utilización y los aspectos computacionales relacionados con el azar. Se hace hincapié en las aplicaciones en radiología y en los métodos que se han aplicado clínicamente para ponerlos a disposición de la comunidad médica.

PALABRAS CLAVE: protección radiológica, dosimetría, simulación de Monte Carlo, fenómenos estocásticos.

INTRODUCCIÓN

Los procedimientos de intervencionismo radiológico han sido objeto de estudio y desarrollo en los últimos años debido a que constituyen una técnica poco invasiva que reduce, tanto los riesgos de infección, como los derivados de la anestesia, disminuyendo además el tiempo de recuperación tras una cirugía. Sin embargo, este tipo de intervenciones implica una alta dosis de irradiación por radiación ionizante, tanto para el paciente, como para el personal sanitario que manipula los equipos de rayos X. El Comité Científico de las Naciones Unidas (UNSCEAR) declara los procedimientos intervencionistas como la tercera mayor contribución a la dosis colectiva de irradiación de la población debida a fuentes artificiales, siguiendo a la tomografía computarizada y a la medicina nuclear (UNSCEAR, 2008; NCRP 160, 2009). Por lo tanto, la destaca como una de las áreas de exposición que requiere mayor atención y elabora una serie de recomendaciones y procedimientos de protección radiológica.

Los principales factores que pueden generar efectos adversos en la salud de los pacientes derivados de la exposición a las radiaciones ionizantes se

deben a dos tipos: los efectos estocásticos, como el cáncer y otras enfermedades hereditarias (ICRP 103, 2007), y los efectos deterministas, reacciones tisulares nocivas que potencian la aparición de daños severos en la piel. Los efectos deterministas son directamente proporcionales a la dosis absorbida, por lo que aumentan a media que la dosis es mayor. Sin embargo, los efectos estocásticos siguen una ley lineal sin umbral, es decir, se pueden dar para cualquier valor de la dosis recibida, aunque su probabilidad también aumenta con la dosis expuesta. Por otra parte, la posición cercana del operador sanitario a la fuente de radiación promueve la formación temprana de cataratas (Picano *et al.*, 2012).

Numerosos estudios revelan que estos problemas podrían subsanarse si se dispusiera de un conocimiento previo de la dosis que va a recibir (ICRU 74, 2005; Padovani *et al.*, 2008; Hart *et al.*, 2009; Ubeda *et al.*, 2015, 2019). La dosimetría consiste en la medición de la dosis absorbida por el individuo, medida como la energía depositada por la radiación ionizante en un blanco. Por lo tanto, se vuelve necesario la esti-

¹ Instituto de Alta Investigación, Universidad de Tarapacá, Chile.

² Departamento de Tecnología, Centro de Investigaciones Energéticas, Medio Ambientales y Tecnológicas (CIEMAT), Madrid, España.

mación de los niveles de radiación ionizante a los que pueden ser expuestos, tanto los pacientes, como el personal sanitario que se encuentra en la sala de tratamiento. La Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU) elaboró un reporte (ICRU 74) en el que se muestran las magnitudes y unidades genéricas de las radiaciones ionizantes. Posteriormente, Ubeda *et al.* recopilaron y describieron de manera didáctica y asequible para usuarios y profesionales sanitarios las unidades y magnitudes que deben ser utilizadas para los procedimientos de radiodiagnóstico e intervencionismo. Estas unidades son las usadas normalmente para establecer la dosis absorbida y se puede usar como un medio de evaluación de riesgos (ICRU 74; IAEA 457, 2007).

A pesar de estas recomendaciones y las de los organismos nacionales e internacionales, los dispositivos de protección y dosimetría personal no son usados frecuentemente durante los procedimientos, siendo realizadas varias intervenciones en un mismo día por periodos prolongados. En la actualidad, se presenta una gran incidencia de problemas médicos derivados de estos procedimientos, tanto en el personal que realiza estos procedimientos, como en los propios pacientes, haciéndose necesario el uso de simulaciones que puedan reproducir las dosis recibidas. Las simulaciones basadas en el método de Monte Carlo (MC) constituyen una herramienta precisa a la hora de realizar los cálculos de dosis debida a radiación con la consiguiente reducción de la dosis recibida y del riesgo derivado.

En la actualidad hay muy pocos estudios que calculen las dosis recibidas en intervencionismo radiológico mediante simulaciones de MC. Sin embargo, dada la reciente proliferación masiva de computadores y del aumento del número de usuarios que tienen acceso a grandes cantidades de tiempo de cálculo, los métodos de MC se han convertido en un objetivo de estudio, lo que podría permitir su utilización incluso en los cálculos rutinarios diarios que enfrenta el físico médico (no experto en simulaciones), en lugar de sólo en la investigación de física médica.

Esta revisión de los métodos de MC aplicados en Física Médica está dirigida a lectores que deseen ampliar su conocimiento de los métodos numéricos disponibles para atacar diferentes problemas, tanto en medicina, como en física en general, particularmente aquellos problemas que no pueden resolverse analíticamente. Además, supone que el lector no está familiarizado con las simulaciones de MC, aunque sí con

el concepto de probabilidad. Por lo tanto, antes de entrar en detalles más teóricos, las primeras preguntas que debemos aclarar son: ¿En qué consiste el método MC? ¿Qué tipo de problemas son susceptibles de solución con este método? ¿Qué problemas específicos en física médica se han resuelto utilizando simulaciones MC? Una vez sentadas las bases teóricas, describiremos brevemente algunos de los códigos usados en física médica en general y en radiología en particular. En particular, describiremos en más detalle la arquitectura GAMOS “Geant4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations”.

El manuscrito se organiza de la siguiente manera: En la sección uno, se hace un repaso histórico de los métodos MC y de los aspectos computacionales relacionados con el azar y se hace una discusión sobre la generación de números aleatorios y su conexión con este método. A continuación, se revisa la literatura de MC pertinente a la física médica y finalmente se describen las aplicaciones en radiología y los métodos que se han aplicado clínicamente para ponerlos a disposición de la comunidad médica.

Historia y origen de los métodos de Monte Carlo

El método de MC fue inventado por científicos que trabajaban en la bomba atómica en la década de 1940; lo llamaron así por el famoso casino de la ciudad de Mónaco. La idea general consiste en realizar un muestreo aleatorio de las probabilidades conocidas que gobiernan el comportamiento de un sistema, en el caso que nos ocupa, las ecuaciones que gobiernan las interacciones de partículas con la materia. Es decir, en como aplicar un método probabilístico, similar al de los juegos de azar en un casino, para resolver un verdadero problema físico (no probabilístico) (Kalos & Whitlock, 2009). Cuando el número de eventos individuales (llamadas historias) aumenta, la calidad del comportamiento promedio informado del sistema mejora, lo que significa que disminuye la incertidumbre estadística. En principio, casi cualquier sistema complejo puede ser modelado. Por ejemplo, un modelo de gestión de tráfico puede elaborarse haciendo un muestreo del número de autos que pasan una intersección particular durante diferentes momentos del día. De la misma forma, un banco podría necesitar estimar el número de personas que realizarán transacciones para evaluar las ventajas de diferentes sistemas de espera y evitar demoras para sus clientes. Por tanto, si conocemos la distribución de eventos que puede ocurrir en un sistema, es posible generar una PDF y mediante un muestreo al azar simular el sistema real.

Cuando un problema físico es demasiado complejo para tener una solución analítica, es necesario recurrir a los métodos numéricos para encontrar su solución. Los primeros modelos para este tipo de problemas, como por ejemplo los modelos de difusión de neutrones, involucraban tantas dimensiones que la evaluación numérica exhaustiva era prohibitivamente lenta. Con el advenimiento de las computadoras modernas, el muestreo aleatorio requerido en la mayoría de los análisis puede obtenerse fácilmente de manera robusta, rápida y eficiente. La simulación MC ha demostrado ser sorprendentemente efectiva para encontrar soluciones a estos problemas. Desde entonces, los métodos de MC se han aplicado a una gama muy diversa de problemas en ciencia, medicina, ingeniería y finanzas, y aplicaciones comerciales en prácticamente todas las industrias.

El papel importante que las simulaciones de MC tienen en la ciencia está representado en la Fig.1. La ciencia intenta comprender la dinámica de los mecanismos básicos de un fenómeno. La "teoría" es un conjunto de supuestos o hipótesis que puede medirse en un "experimento" (quizás con una formulación matemática que la describa). Idealmente, la conexión entre la teoría y el experimento es directa y la interpretación del experimento inequívoco. Esto sucede cuando la descripción matemática de las interacciones microscópicas y la medición macroscópica no implica una aproximación adicional. Pero en la mayoría de los casos, esto no es posible y la simulación de MC puede servir para un doble propósito: proporcionar una pequeña corrección a una teoría o emplearse directamente para verificar o refutar la teoría de las interacciones microscópicas.

Por tanto, el mismo código computacional podría ser visto como una "simulación natural" o como la solución de un sistema de ecuaciones que describe el comportamiento natural del fenómeno.

La base de los métodos de MC es la generación de números aleatorios, caracterizados por el hecho de que el valor de un número no puede ser precedido a partir del anterior. Por lo tanto, si se construye una secuencia de números aleatorios, la probabilidad para un nuevo número es independiente de los generados anteriormente. La generación de números aleatorios puede ser difícil de obtener, aunque, puede ocurrir en múltiples experimentos, como en la descomposición de un núcleo radiactivo o en el impacto de rayos cósmicos en un detector. Sin embargo, se requiere prestar cierta atención a esta generación ya que éstos pueden carecer de la uniformidad necesaria para los cálculos de MC.

Los cálculos de MC se hacen más efectivos y robustos utilizando números aleatorios generados a partir de algoritmos informáticos. Esos números aleatorios se llaman números pseudoaleatorios. Una propiedad importante de los números pseudoaleatorios es que su distribución puede hacerse uniforme dentro de un rango prescrito, y por tanto tener las propiedades de aleatoriedad requeridas que los hacen adecuados para las simulaciones MC. Estos números no son realmente aleatorios, puesto que son dependientes de la semilla con la que se genera el primer número (lo cual es en realidad una propiedad necesaria para poder reproducir el resultado de un problema), y siempre existe una correlación entre ellos después de un ciclo largo. Sin

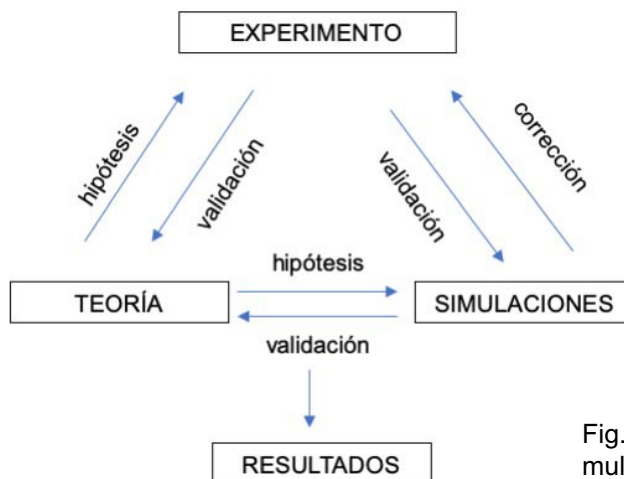


Fig. 1. La importancia de las simulaciones Monte Carlo en la ciencia.

embargo, algunos algoritmos, como el "Mersenne twister" (Matsumoto, & Mersenne, 1998) utilizado en el código Geant4 tiene un ciclo tan alto como $2^{19937-1}$, es decir se comportan como números aleatorios para todos los casos prácticos. Uno de los primeros métodos para generar números pseudoaleatorios es el método del "cuadrado medio". Posteriormente, se desarrollaron otros métodos como el "congruencial multiplicativo" que resultan más óptimos, o el mencionado "Mersenne twister". Existe una literatura bastante extensa sobre la generación de los números aleatorios.

Aplicaciones en medicina y rayos X

Si nos remontamos a la década de los 60s y 70s, las primeras aplicaciones en física médica relacionada con las simulaciones MC corresponden a la determinación de la eficiencia de los detectores de rayos gamma. Estos primeros estudios fueron capaces de calcular parámetros como el número y la energía de albedo, y las distribuciones de energía angulares de las radiaciones reflejadas con el limitado poder de cálculo de la época.

Con el avance y desarrollo del poder de cálculo, las técnicas de MC se han convertido en una de las herramientas más populares en diferentes áreas de la física médica (Andreo, 1991). En particular, se han aplicado ampliamente para simular procesos que implican un comportamiento aleatorio, además de cuantificar los parámetros físicos que son difíciles o incluso imposibles de calcular analítica o experimentalmente.

En la actualidad, existen múltiples versiones de códigos MC disponibles para aplicaciones biomédicas. La mayoría de los paquetes MC disponibles públicamente se derivan del trabajo original de Wang y Jacques que simula la propagación de fotones a través del tejido para un modelo multicapa (Wang *et al.*, 1995). Posteriormente, los paquetes evolucionaron para considerar la resolución de tiempo a través de códigos que pueden ser corridos en GPU. Sin embargo, estos paquetes no son adecuados para considerar con precisión todos los aspectos inducidos por radiación, requiriéndose una descripción del transporte de la radiación de alta energía y de la propagación de los fotones a través del medio. Las aplicaciones del método de MC en física médica abarcan una amplia variedad de temas, incluida la protección radiológica, la radiología diagnóstica, la radioterapia, la medicina nuclear y para el diseño y optimización de los protocolos de imágenes.

Los exámenes de rayos X exponen el cuerpo humano a cantidades variables de radiación. Debido a la nocividad de los rayos X para los seres vivos, el principio de ALARA, as low as reasonable achievable, (tan bajo como sea razonablemente posible) se ha convertido en el criterio a aplicar para los tratamientos que involucran rayos X. Eso implica el reciente desarrollo de las simulaciones que obtengan la mayor información posible de una determinada dosis aplicada. El uso del método de MC para simular el transporte de radiación se ha convertido en uno de los medios más precisos para predecir las distribuciones de las dosis absorbidas y otras cantidades de interés en los tratamientos de radiación, además de la evaluación de la calidad y precisión cuantitativa de las imágenes. Las simulaciones de MC permiten estudiar nuevos conceptos de procesamiento de la información como el conteo de fotones detectados o la ponderación de energía para estudiar los efectos sobre la calidad de la imagen. En una configuración de simulación, se puede asumir que se tiene un detector ideal para ver cuál es la mejor viabilidad teórica de un determinado concepto de procesamiento.

Un buen punto de partida para reducir la dosis requerida es construir un detector de fotones. Las simulaciones de MC pueden ayudar a encontrar el detector óptimo o la mejor geometría de la imagen, especialmente en el campo del desarrollo del detector, donde ayudan a comprender cuáles son las limitaciones físicas para la resolución espacial o la respuesta de energía. Además del detector, una simulación de rayos X puede ayudar a encontrar la geometría de imagen óptima, para así minimizar el efecto deteriorante de la radiación dispersa de un objeto radiografiado.

Las partículas de radiación se simulan mediante la creación de partículas o rayos a partir de una fuente definida, generalmente con una orientación inicial aleatoria en el espacio. El seguimiento de las partículas a medida que viajan a través del sistema, se lleva a cabo muestreando la PDF de sus interacciones para evaluar sus trayectorias y la deposición de energía en diferentes puntos del sistema. Las interacciones determinan la penetración y el movimiento de las partículas, y lo que es más importante, la energía depositada durante cada interacción da la dosis de radiación absorbida cuando se divide por los valores apropiados de masa. Cuando se tiene un número suficiente de interacciones, la dosis absorbida media en los puntos de interés tendrá una incertidumbre aceptable. Los principales puntos a tener en cuenta son la fiabilidad

de las simulaciones del sistema real por un modelo geométrico, cuántas historias o cuánto tiempo de cálculo se necesitan para obtener incertidumbres aceptables (generalmente valores de pocos %) y cómo se pueden usar los datos medidos para validar los cálculos teóricos.

La Fig. 2 muestra la geometría de la configuración experimental utilizada para la simulación de MC descrita por Bardies & Myers, 1996. Los detectores puntuales se encuentran en los puntos de cálculo A y B para calcular la exposición alrededor del objetivo y estudiar el efecto del ánodo. La disposición de los detectores puntuales para el cálculo de exposición se encuentra en el eje perpendicular al eje ánodo-cátodo, aunque no se muestra en la figura. El haz de rayos X se produce a medida que los electrones se ralentizan en el ánodo y encuentran alguna atenuación en el material del ánodo dependiendo del ángulo y la dirección del haz. Los rayos X se propagan isotrópicamente desde el punto de producción, después de pasar por el primer filtro, el espectro de rayos X pasa a través del material de filtro adicional y el aire atenuándose ligeramente antes del punto de medición.

Hoy en día, existe una amplia gama de códigos MC capaces de simular el transporte de radiación. Sin embargo, no todos los códigos disponibles son capaces de manejar con precisión el transporte de radiación con campos externos definidos por el usuario. El paso más importante para tener éxito en la radioterapia es el cálculo preciso de la distribución de dosis en el proceso de planificación del tratamiento. Para este propósito, la simulación MC es una herramienta poderosa y ampliamente utilizada en aplicaciones médicas para el cálculo de dosis (Verhaegen & Seuntjens, 2003) especialmente después del desarrollo de técnicas de reducción de varianza, que permite lograr una precisión aceptable en las simulaciones, incluso en geometrías tan complejas como formas tumorales realistas.

Actualmente, se utilizan cuatro sistemas MC de uso general para el cálculo de la dosis de radioterapia. Estos códigos son EGS (Nelson *et al.*, 1985; Kawrakow *et al.*, 2015), MCNP (Código de Transporte de N Partículas de Monte Carlo) (Briesmeister, 2000), PENELOPE (Salvat, 2015), y GEANT4 Software Geometry and Tracking (Agostinelli *et al.*, 2003). Los códigos, EGS y PENELOPE, simulan el transporte acoplado de fotones y electrones (y positrones), mientras que otras partículas como los neutrones o los protones no se tienen en cuenta. Los otros códigos,

MCNP y Geant4, simulan el transporte de fotones, electrones, neutrones, protones y partículas más pesadas. Sin embargo, estos paquetes no son adecuados para considerar con precisión todos los aspectos inducidos por radiación, requiriéndose una descripción del transporte de la radiación de alta energía y de la propagación de los fotones a través del medio.

Dentro de todos los anteriores, cabe destacar el paquete (GEANT4), Software Geometry and Tracking (Agostinelli *et al.*) que es un conjunto flexible de herramientas para la simulación de la propagación de partículas a través de la materia. Dispone de una gran cantidad de modelos de física para simular el transporte de radiación de varias partículas a través de la materia, siendo el que más procesos físicos es capaz de simular entre los códigos MC. Además, ha sido ampliamente validado en los varios miles de publicaciones que lo han utilizado en las áreas de física de altas energías, nuclear, del espacio y física médica, entre otros (Allison *et al.*, 2006; CERN, 2012). A pesar del poder y la gran simulación capacidades de la arquitectura GEANT4, el paquete es inherentemente difícil de usar al requerir un amplio conocimiento del lenguaje de programación C++ para diseñar simulaciones personalizadas. Sin embargo, la arquitectura GEANT4 para simulaciones orientadas médicamente (GAMOS) proporciona un marco para que los usuarios pueden interactuar fácilmente con Geant4, utilizando solo scripts basados en texto (Arce *et al.*, 2008). El acrónimo GAMOS significa "Arquitectura basada en Geant4 para simulaciones orientadas a la medicina".

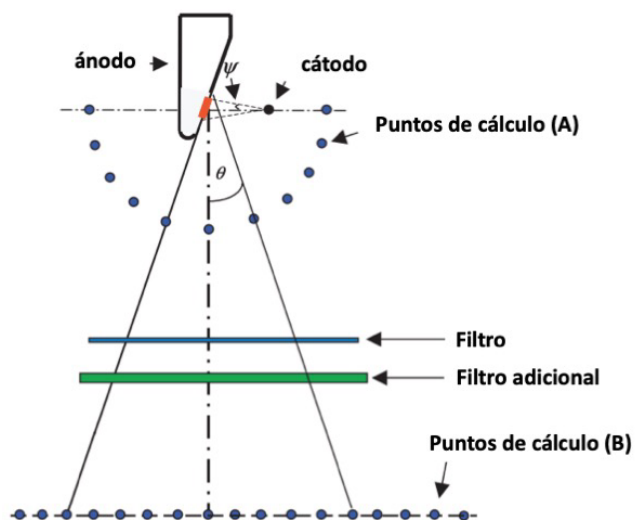


Fig. 2. Geometría de la configuración experimental utilizada para la simulación Monte Carlo de rayos X. Posición de los detectores. Extraído y modificado de Bardies & Myers (1996).

El objetivo de GAMOS es proporcionar un software a un usuario relativamente inexperto para que pueda simular su proyecto sin tener que utilizar lenguajes elevados de programación. Además, para los diversos campos de la física médica, proporciona un conjunto de utilidades específicas de cada campo. También, pone a disposición del usuario la selección de una amplia variedad de resultados, que ayudan comprender cada uno de los detalles de la simulación realizada de modo sencillo.

En la actualidad, el proyecto GAMOS cuenta con más de 3000 usuarios registrados y ha sido validado por varios grupos para diversas aplicaciones basadas en radiación (Arce *et al.*). Una de las grandes ventajas es que se trata de un código abierto y está disponible libremente, a diferencia de otros códigos semejantes.

CONCLUSIONES

La simulación Monte Carlo tiene numerosas aplicaciones en física de radiación médica y, en particular, en radiología y su dosimetría asociada. Es una herramienta útil que puede proporcionar información con una precisión que sería muy difícil de lograr experimentalmente o con otros métodos.

La simulación de MC del transporte de radiación es el estándar de oro en radiología debido a que los procesos pueden ser modelados con precisión, su idoneidad para tratar con geometrías complejas y su simplicidad conceptual.

En la literatura existen varias herramientas de cálculo analítico disponibles para su uso, sin embargo, una simulación de MC personalizada puede proporcionar los resultados requeridos con la mayor precisión, ya que se puede adoptar la configuración geométrica real y el transporte completo de radiación e interacción. La disponibilidad de interfaces más intuitivas y amigables para los códigos de MC como GAMOS, que incluye GEANT4 y todas las bibliotecas asociadas en una sola instalación puede permitir al usuario calcular las dosis de manera realista en tiempos de cálculo muy razonables.

CABANAS, A. M. & ARCE, P. Monte-Carlo applications for X-ray simulation. *J. health med. sci.*, 5(3):195-201, 2019.

ABSTRACT: Radiological Interventions involve high ionizing radiation doses exposition as much for the patient

as for the health staff located at the treatment room. As result, many questions are present about the necessity of using new methods that allow us to reduce the derivate risks from this exposition. Monte Carlo simulation is a method that allows to accurately determine the received dose from the irradiated individuals without direct measurement. This work briefly reviews the conceptual and potential role of the Monte Carlo simulations, its historical development and computational aspects related to randomness. It is emphasized for applications in radiology and in clinically applied methods to be available for the medical community.

KEY WORDS: radiological protection, dosimetry, Monte Carlo simulation, stochastic phenomena

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Agostinelli, S.; Allison, J.; Amako, K.; Apostolakis, J.; Araujo, H.; Arce, P.; Asai, M.; Axen, D.; Banerje, S.; Barrand, G.; Benher, F.; Bellagamba, L.; Boudreau, J.; Broglia, L.; Brunengo, A.; Burkhardt, H.; Chauvie, S.; Chuma, J.; Chytracsek, R.; Cooperman, G.; Cosmo, G.; Degtyarenko, P.; Dell'Acqua, A.; Depaola, G.; Dietri, D.; Enami, R.; Feliciello, A.; Ferguson, C.; Fesefeldt, H.; Folger, G.; Foppiano, F.; Forti, A.; Garelli, S.; Giani, S.; Giannitrapani, R.; Gibin, D.; Gómez, J. Gonzales, I.; Gracia, G.; Greeniaus, G.; Greiner, W.; Grichine, V.; Grossheim, A.; Guatelli, S.; Gumplinger, P.; Hamatsu, R.; Hashimoto, K.; Hasui, H.; Heikkinen, A.; Howard, A.; Ivanchenko, V.; Johnson, A.; Jones, W.; Kallenbach, J.; Kanaya, N.; Kawabata, M.; Kawabata, Y.; Kawaguti, M.; Kelner, S.; Kent, P.; Kimura, A.; Kodama, T.; Kokoulin, R.; Kossov, M.; Kurashige, H.; Lamanna, E.; Lampén, T.; Lara, V.; Lefebure, V.; Lei, F.; Liendl, M.; Lockman, W.; Longo, F.; Magni, S.; Maire, M.; Medernach, E.; Minamimoto, K.; Mora de Freitas, P.; Morita, Y.; Murakami, K.; Nagamatu, M.; Nartallo, R.; Nieminen, P.; Nishimura, T.; Ohtsubo, K.; Okamura, M.; O'Neale, S.; Oohata, Y.; Paech, K.; Perl, J.; Pfeiffer, A.; Pia, M.; Ranjard, F.; Rybin, A.; Sadilov, S.; Di Salvo, E.; Santin, G.; Sasaki, T.; Savvas, N.; Sawada, Y.; Scherer, S.; Sei, S.; Sirotenko, V.; Smith, D.; Starkov, N.; Stocker, H.; Sukimo, J.; Takahata, M.; Tanaka, S.; Tcherniaev, E.; Safai Tehrani, E.; Tropeano, M.; Truscott, P.; Uno, H.; Urban, L.; Urban, P.; Verderi, M.; Walkden, A.; Wander, W.; Weber, H.; Wellisch, J.; Wenaus, T.; Williams, D.; Wright, D.; Yamada, T.; Yoshida, H. & Zschiesche, D. Geant4—a simulation toolkit. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.*, 506(3):250-303, 2003.
- Allison, J.; Amako, K.; Apostolakis, J.; Araujo, H.; Dubois, P. Arce; Asai, M.; Barrand, G.; Capra, R.; Chauvie, S.; Chytracsek, R.; Cirrone, G. A. P.; Cooperman, G.; Cosmo, G.; Cuttone, G.; Daquino, G. G.; Donszelmann, M.; Dressel, M.; Folger, G.; Foppiano, F.; Generowicz, J.; Grichine, V.; Guatelli, S.; Gumplinger, P.; Heikkinen, A.; Hrivnacova, I.; Howard, A.; Incerti, S.; Ivanchenko, V.; Johnson, T.; Jones, F.; Koi, T.; Kokoulin, R.; Kossov, M.; Kurashige, H.; Lara, V.; Larsson, S.; Lei, F.; Link, O.; Longo, F.; Maire, M.; Mantero, A.; Mascialino, B.; McLaren, I.; Lorenzo, P. Mendez; Minamimoto, K.; Murakami, K.; Nieminen, P.; Pandola, L.; Parlati, S.; Peralta, L.; Perl, J.; Pfeiffer, A.; Pia, M. G.; Ribon, A.; Rodrigues, P.; Russo, G.; Sadilov, S.; Santin, G.; Sasaki, T.; Smith, D.; Starkov, N.; Tanaka, S.; Tcherniaev, E.; Tome, B.; Trindade, A.; Truscott, P.; Urban, L.; Verderi, M.; Walkden, A.; Wellisch, J. P.; Williams, D. C.; Wright, D.; Yoshida, H. Geant4 developments and applications. *IEEE T. Nucl. Sci.*, 53(1):270-278, 2006.

- Andreo, P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Phys. Med. Biol.*, 36(7):861-920, 1991.
- Arce, P.; Rato, P.; Canadas M. & Lagares, J. I. GAMOS: A Geant4-based easy and flexible framework for nuclear medicine applications. 2008 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, 3162-8, 2008. Disponible en: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=4775023>.
- Bardies, M. & Myers M. J. Computational methods in radionuclide dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 41(10):1941-55, 1996.
- Briesmeister, J. F. MCNP—a general Monte Carlo N-particle transport code. Version 4C. LA-13709-M, 2000. Disponible en: <https://permlink.lanl.gov/object/tr?what=info:lanl-repo/lareport/LA-13709-M>.
- European Organization for Nuclear Research (CERN). Physics Reference Manual. Geant4, a simulation toolkit, 2012. Disponible en: <http://geant4-userdoc.web.cern.ch/geant4-userdoc/UsersGuides/PhysicsReferenceManual/BackupVersions/V9.6/fo/PhysicsReferenceManual.pdf>.
- Hart, D.; Hillier, M.C. & Wall, B. F. National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK. *Br. J. Radiol.*, 82(973):1-12, 2009.
- International Atomic Energy Agency (IAEA 457). Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice, technical reports series no. 457, International Atomic Energy Agency, 2007. Disponible en: https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS457_web.pdf.
- International Commission in Radiation Units and Measurements (ICRU 74). Patient dosimetry for X Rays used in medical imaging. ICRU Report 74 J. ICRU 5(2):4-6, 2005.
- International Commission on Radiological Protection (ICRP 103). International Commission on Radiological Protection. Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. ICRP Publication 103. Ann. ICRP, 37(2-4):1-332, 2007. Disponible en: http://www.icrp.org/docs/P103_Spanish.pdf.
- Kalos M. H. & Whitlock, P. A. Monte Carlo methods. Second, revised and enlarged edition. Weinheim, Wiley-Vch, 2008.
- Kawrakow, I.; Mainegra-Hing, E.; Rogers, D. W. O.; Tessier, F. & Walters, B. R. B. The EGSnrc Code System: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. *NRCC Report PIRS-701*, 2015.
- Matsumoto, M. & Mersenne, T. Twister: A 623-dimensionally equidistributed uniform pseudorandom number generator. *ACM. T. Model. Comput. S.*, 8(1):3-30, 1998.
- National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP 160). Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States. *NCRP Report 160*, 2009.
- Nelson, W. R.; Hirayama, H. & Rogers, D. W. O. The EGS4 Code System. Stanford Linear Accelerator Report SLAC-265, 1985.
- Padovani, R.; Vano, E.; Trianni, A.; Bokou, C.; Bosmans, H.; Bor, D.; Jankowski, J.; Torbica, P.; Kepler, K.; Dowling, A.; Milu, C.; Tsapaki, V.; Salat, D.; Vassileva, J. & Faulkner, K. Reference levels at European level for cardiac interventional procedures. *Radiat. Prot. Dosimetry*, 129(1-3):104-7, 2008.
- Picano, E.; Vano, E.; Domenici, L.; Bottai, M. & Thierry-Chef, I. Cancer and non-cancer brain and eye effects of chronic low-dose ionizing radiation exposure. *BMC Cancer*, 12:157, 2012.
- Salvat, F. PENELOPE 2014: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Workshop Barcelona, (NEA/NSC/DOC(2015)3), 2015. Disponible en: <https://www.oecd-nea.org/science/docs/2015/nsc-doc2015-3.pdf>.
- Ubeda, C.; Nocetti, G.; Alarcón, E.; Inzulza, C.; Calcagno, Z. & Castro, B. Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes en radiodiagnóstico e intervencionismo. *Rev. Chil. Radiol.*, 21(3):94-9, 2015.
- Ubeda, C.; Vaño, E.; Ruiz, R.; Soffia, P. & Fabri, D. Niveles de referencia para diagnóstico: Una herramienta efectiva para la protección radiológica de pacientes. *Rev. Chil. Radiol.*, 25(1):19-25, 2019.
- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 2008, report volume 1. 2008. Disponible en: https://www.unscear.org/docs/publications/2008/UNSCEAR_2008_Report_Vol.I.pdf.
- Verhaegen, F. & Seuntjens, J. Monte Carlo modelling of external radiotherapyphoton beams. *Phys. Med. Biol.*, 48(21):R107-64, 2003.
- Wang, L.; Jacques, S. L. & Zheng, L. MCML—Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues. *Comput. Methods Programs Biomed.*, 47(2):131-46, 1995.

Dirección para correspondencia:

Ana María Cabanas
Instituto de Alta Investigación
Universidad de Tarapacá
Arica
CHILE

Email: ana.cabanas.plana@gmail.com

Recibido : 17-04-2019

Aceptado: 13-06-2019