

MODELO COMPUTACIONAL DE UNA CÁMARA GAMA COMO SIMULADOR DE IMÁGENES CLÍNICAS

COMPUTATIONAL MODEL OF A GAMMA CAMERA AS CLINICAL IMAGE SIMULATOR

J. L. De la Cruz Marin^{*1,2}, C.Y. Chain^{3,4} y L. H. Illanes³

¹Facultad de Ciencias, Universidad Nacional de Ingeniería (UNI), Av. Túpac Amaru 210, Rímac, Lima, Perú

²Universidad Nacional Mayor de San Marcos (UNMSM), Grupo de investigación INFISA, Lima, Perú

³Facultad de Ciencias Exactas, Universidad Nacional de La Plata (UNLP), 47 y 115 – (B1900AJL) La Plata – Prov. Buenos Aires – Argentina

⁴Instituto de Investigaciones Fisicoquímicas Teóricas y Aplicadas INIFTA (CONICET- UNLP) Diagonal 113 y 64 S/N- (B1900) La Plata – Prov. Buenos Aires – Argentina

Recibido: 29/11/2024 ; Aceptado: 29/11/2024

Las simulaciones basadas en Montecarlo permiten modelar computacionalmente la adquisición de imágenes de Medicina Nuclear. El objetivo del presente trabajo es determinar si el código SIMIND MC es capaz de simular con exactitud las imágenes de emisión de ^{99m}Tc obtenidas con un equipo General Electric SPECT, modelo Discovery NM 630. Con este fin, se configuró computacionalmente una cámara gamma con las especificaciones técnicas del equipo objeto de estudio y se evaluaron en la cámara gamma simulada los controles de calidad de uniformidad, resolución espacial, sensibilidad y tasa máxima de conteo. Los valores de uniformidad de la cámara gamma real y simulada mostraron diferencias porcentuales de 4,3 % (UFOV) y al 0,4 % (CFOV) y los valores de resolución espacial y de sensibilidad extrínseca utilizando un colimador de propósitos generales fue de 4,6 % y 2,6 %, respectivamente. El trabajo permitió verificar la veracidad del modelo computacional para su uso como simulador de imágenes clínicas.

Palabras clave: SIMIND Montecarlo, simulaciones, cámara gama, ^{99m}Tc .

Monte Carlo -based simulations allow to model the acquisition of Nuclear Medicine images. The aim of this work is to determine if SIMIND MC code is capable of accurately simulating the ^{99m}Tc emission images acquired using a General Electric SPECT equipment, model Discovery NM 630. To this end, a gamma camera was computationally configured with the technical specifications of the equipment of interest and the quality controls of uniformity, spatial resolution, sensitivity, and maximum count rate were evaluated in the simulated gamma camera. Real and simulated uniformity values displayed percentage differences of 4.3 % (UFOV) and 0.4 % (CFOV) and the spatial resolution and extrinsic sensitivity values using a general-purpose collimator were of 4.6 % and 2.6 %, respectively. The work verified the veracity of the proposed computational model for its use as a clinical imaging simulator.

Keywords: SIMIND Monte Carlo, simulations, gamma camera, ^{99m}Tc .

<https://doi.org/10.31527/analesafa.2025.36.2.21>



ISSN - (online)

* yamil.chain@gmail.com

I. INTRODUCCIÓN

El objetivo de cualquier tratamiento con radiaciones ionizantes es administrar una dosis letal de radiación a las células tumorales y al mismo tiempo mantener niveles seguros de radiación en el tejido normal circundante. En la radioterapia de haz externo, así como en la braquiterapia, se realiza una planificación del tratamiento rutinaria y específica del paciente. Sin embargo, este no es el caso en Medicina Nuclear (MN) [1]. A menudo se administra la misma actividad de radionúclidos terapéuticos a todos los pacientes, con la idea de que “una solución única sirve para todos”. Esto puede provocar un control ineficaz del tumor y, en algunos casos, la aparición de complicaciones en el tejido normal [2]. En cualquier abordaje dosimétrico, inexorablemente se necesita cuantificar la actividad que se acumula en los distintos órganos del paciente, dato que debe recabarse a partir de imágenes. Si bien los equipos de MN fueron concebidos inicialmente para proveer datos cualitativos, en los últimos años se ha progresado enormemente en el desarrollo de softwares que permiten la cuantificación de la actividad a partir de las imágenes [3]. La exactitud de la cuantificación depende del equipo particular, y de las múltiples metodologías de adquisición de la imagen. Para evaluar la exactitud en la cuantificación de las imágenes en escenarios tan amplios, es imprescindible recurrir al modelado computacional [4]. El código SIMIND MC [5] se ha aplicado en el modelado de cámaras gama de diversas especificaciones técnicas para radionúclidos como el ^{99m}Tc , ^{123}I , y ^{131}I [6, 7], entre otros. El notable avance tecnológico en el área de la MN, que cuenta con equipos de adquisición de imágenes cada vez más sofisticados y orientados a proveer imágenes cuantitativas, resalta la importancia de verificar la veracidad de los modelos computacionales basados en MC para las nuevas tecnologías antes de su uso como simulador de imágenes clínicas. En este trabajo se utilizó el código SIMIND MC para modelar una Cámara Gamma CG con capacidad SPECT General Electric (GE), modelo Discovery NM 630 para la adquisición de imágenes de emisión de ^{99m}Tc y se compararon los resultados de la cámara gamma real y simulada.

II. MÉTODOS

La simulación de la cámara gamma se realizó configurando el programa SIMIND MC con idénticas especificaciones técnicas del equipo GE-NM 630[8]; un espesor del cristal de 0,95 cm, dimensiones del detector de 40×60 cm y colimadores para bajas energías de propósitos generales (GE- LEGP) o de alta resolución (GE- LEHR). Posteriormente se corrieron simulaciones de los controles de calidad (CC) de uniformidad, resolución espacial, sensibilidad y tasa máxima de conteo. Los datos obtenidos en el modelo computacional de cámara gamma se analizaron en base a los límites de aceptación reportados por el fabricante para el equipo GE-NM630 y fueron comparados, en términos de la diferencia relativa porcentual (DRP), con los valores de los controles de calidad realizados en el equipo real[8].

Uniformidad

La uniformidad de un equipo de MN es su capacidad para dar una respuesta uniforme a una fuente radiactiva uniforme. Se distinguen la uniformidad intrínseca (U_I) y la uniformidad extrínseca. La U_I es una medida de la capacidad del equipo para producir una imagen homogénea cuando se expone a una fuente uniforme de radiación, evaluando solo el detector y los componentes electrónicos, sin el colimador. La uniformidad extrínseca es una medida que incluye al colimador, evaluando el desempeño completo del equipamiento de MN en las condiciones de uso clínico. La U_I de un equipo de MN se obtiene a partir de la adquisición de una imagen de una fuente uniforme, sin utilizar colimador y se calcula mediante la siguiente expresión:

$$U_I = 100 \times \frac{Ctas_{maxpix} - Ctas_{minpix}}{Ctas_{maxpix} + Ctas_{minpix}} \quad (1)$$

Donde $Ctas_{maxpix}$ y $Ctas_{minpix}$ son las cuentas máximas y mínimas por píxel en el campo de conteo, respectivamente. Usualmente, U_I se calcula tanto en el campo total de vista del detector (“Useful Field of View”, UFOV) como en su porción central (“Central Field of View”, CFOV). CFOV es un área centrada dentro del UFOV, generalmente definida como un 75 % del UFOV. La uniformidad debe ser $<5,5\%$ [8]. Para evaluar la uniformidad se realizaron las simulaciones sin colimador, considerando una ventana energética de 15 % y un fantoma de inundación del tamaño del detector con una actividad de 740 MBq en una matriz de 128×128 .

Resolución espacial extrínseca

La resolución extrínseca o resolución espacial extrínseca es la capacidad que tiene una cámara para resolver detalles espaciales cuando se utiliza un colimador específico. Se mide en términos del ancho completo a mitad de altura (FWHM) del perfil de actividad de una fuente puntual en una dirección. El parámetro $FWHM_{Ext}$ combina las características del hardware y los parámetros de configuración de la adquisición y viene dada por la siguiente expresión:

$$FWHM_{Ext} = \sqrt{FWHM_{int}^2 + FWHM_{colim}^2} \quad (2)$$

Donde $FWHM_{int}$ es la resolución intrínseca (sin colimador) y $FWHM_{colim}$ es la resolución del colimador, que puede aproximarse con la siguiente expresión:

$$FWHM_{Colim} = \frac{d}{L}(z+t) \quad (3)$$

Siendo d el diámetro del orificio del colimador, L la longitud del orificio, z la distancia del objeto al colimador y t el espesor del cristal. En la práctica $FWHM_{Ext}$ se mide colocando una fuente puntual de radiación a una distancia fija del detector, con el colimador en posición. Se registran los datos y se obtiene el perfil de actividad en una dirección. Luego, se calcula el FWHM del perfil para determinar la resolución espacial, que refleja la capacidad del sistema completo para diferenciar dos puntos cercanos en una imagen. El límite de aceptabilidad de la resolución extrínseca es de 0,5 cm [8]. Para la evaluación de la resolución espacial se realizaron las simulaciones como se describió anteriormente y se modeló un colimador GE-LEGP ($d=0,190$ cm y $L=3,20$ cm) y uno GE-LEHR ($d=0,140$ cm y $L=3$), este último es de interés en caso de utilizar la CG para realizar imágenes con ^{131}I . Se consideró una $FWHM_{int}$ de 0,36 cm para el equipo GE-NM630 operando con ^{99m}Tc . Se configuró una ventana energética del 15 % y una fuente puntual de 1 MBq de ^{99m}Tc a 20 cm del detector.

Sensibilidad

La sensibilidad de una cámara gamma describe su capacidad para detectar radiación, en términos de la relación entre la cantidad de radiación emitida por la fuente y la cantidad de eventos detectados por la cámara. A mayor sensibilidad, más eventos (fotones gamma) serán detectados por la cámara para una cantidad dada de radiación emitida. La sensibilidad se mide comúnmente en unidades de cuentas por becquerel, y depende de factores como el tipo de detector (por ejemplo, NaI (Tl)) y su geometría, además de la eficiencia de la cámara para captar los fotones incidentes. Se distinguen la sensibilidad intrínseca que es la medida de la sensibilidad sin considerar el colimador, y la sensibilidad extrínseca, que considera el efecto del colimador[9]. La sensibilidad intrínseca se expresa mediante:

$$S = \frac{N_d}{A} \quad (4)$$

Donde N_d es la cantidad de fotones detectados y A es la actividad de la fuente. La sensibilidad extrínseca se expresa como:

$$S_e = \varepsilon_c \times \varepsilon \times A \quad (5)$$

Donde ε_c es la eficiencia del colimador y ε es la eficiencia del detector. La sensibilidad de un equipo de MN se obtiene a partir de la adquisición de una imagen de una fuente plana que se coloca a 10 cm del colimador. La sensibilidad es una característica de la cámara gamma en las particulares condiciones en que se opere y se considera aceptable en tanto los controles de uniformidad y de resolución espacial de la cámara gamma se encuentren dentro de los límites de aceptabilidad respectivos. Para la evaluación de la sensibilidad se realizaron las simulaciones como se describió anteriormente, sin y con colimador GE-LEGP, considerando una ventana energética del 15 % y una fuente de 74 MBq a distintas distancias del detector.

Tasa máxima de conteo

La tasa máxima de conteo es la capacidad máxima de la cámara gamma para registrar eventos detectables sin la pérdida significativa de los datos. También se define como el límite superior de la capacidad del detector para registrar eventos antes de que empiece a perder información debido a la saturación. En la práctica la tasa máxima de conteo se mide utilizando una fuente puntual y obteniendo el número de cuentas a diferentes distancias respecto al colimador. A medida que la distancia fuente- detector disminuye, el número de cuentas registradas va en aumento hasta que se alcanza el máximo valor que el sistema puede detectar. La tasa de conteo máxima se debe encontrar por encima de 4.000.000 de cuentas/s para el equipo objeto de estudio. Para la evaluación de la tasa máxima de conteo se realizaron las simulaciones como se describió anteriormente, con colimador GE-LEGP, considerando una ventana energética del 20 %, una fuente de 185 MBq y una matriz de 128×128 .

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Tabla 1 se presentan la uniformidad intrínseca, la resolución extrínseca, la sensibilidad intrínseca y extrínseca y la tasa máxima de conteo medidas en el equipo GE-NM630 real y modelado computacionalmente. Los valores de uniformidad intrínseca UFOV y CFOV de la cámara gamma simulada se encuentran dentro de los límites aceptables reportados por el fabricante (<5 %) y están muy próximos a los obtenidos en el control de calidad del equipo real (DRP= 4,3 % y 0,4 %, respectivamente). La medida de la resolución extrínseca en la cámara gamma modelada se ejemplifica en la Fig. 1, donde se muestra el perfil de actividad simulada de una fuente puntual 1 MBq de ^{99m}Tc a 20 cm del detector utilizando un colimador GE-LEHR, que arrojó un FWHM de 0,99 cm. La comparación de los valores de resolución extrínseca en el equipo real y simulado muestran un buen acuerdo tanto en el caso de los colimadores GE-LEHR (DRP = 9,2 %) como en los colimadores GE-LEGP (DRP= 4,6 %). La sensibilidad de la cámara gamma modelada muestra un excelente acuerdo con la sensibilidad del equipo real (DRP= 1,1 % y 2,6 % para sensibilidad intrínseca y extrínseca, respectivamente) y se considera aceptable dado que los controles de uniformidad y de resolución espacial del equipo simulado se encuentran dentro de los límites de aceptabilidad respectivos. En cuanto a la tasa de conteo de la cámara gamma modelada Fig. 2, se verifica el comportamiento esperado ante un flujo creciente de radiación incidente, ya descrito en la sección anterior. Del análisis de la curva se obtiene un valor de tasa de conteo máximo que se encuentra muy por

Prueba de Control de Calidad	Unidades	Valores Reales	Valores Simulados
Tasa máxima de conteo	cps	4000000	6460000
Uniformidad Intrínseca			
UFOV	%	2,30	2,40
CFOV	%	2,23	2,22
Resolución Intrínseca			
LEGP	cm	1,30	1,24
LEHR	cm	1,09	0,99
Sensibilidad			
Intrínseca	Kcps/MBq	420	415
Extrínseca	cps/MBq	150	154

TABLA 1: Comparación de los resultados de Control de Calidad simulados con los valores reales de la Cámara Gamma GE-NM630

encima del valor del equipo real (DRP= 61,5 %). Esta aparente discrepancia tiene su origen en una de las limitaciones del modelado mediante SIMIND MC: la simulación no tiene en cuenta las incertidumbres provocadas por los circuitos electrónicos de adquisición y, por tanto, no se simula el tiempo muerto que reduce las cuentas detectadas en el equipo real

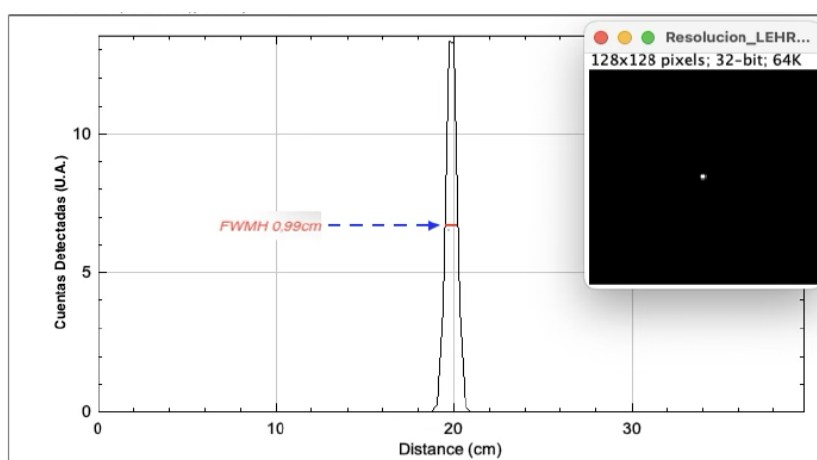


FIG. 1: Perfil simulado de actividad de una fuente puntual de ^{99m}Tc situada a 20 cm del detector utilizando un colimador GE-LEHR. Se muestra el FWHM de 0,99 cm que corresponde a la resolución extrínseca en esas condiciones de simulación. Inserto: imagen de la fuente puntual.

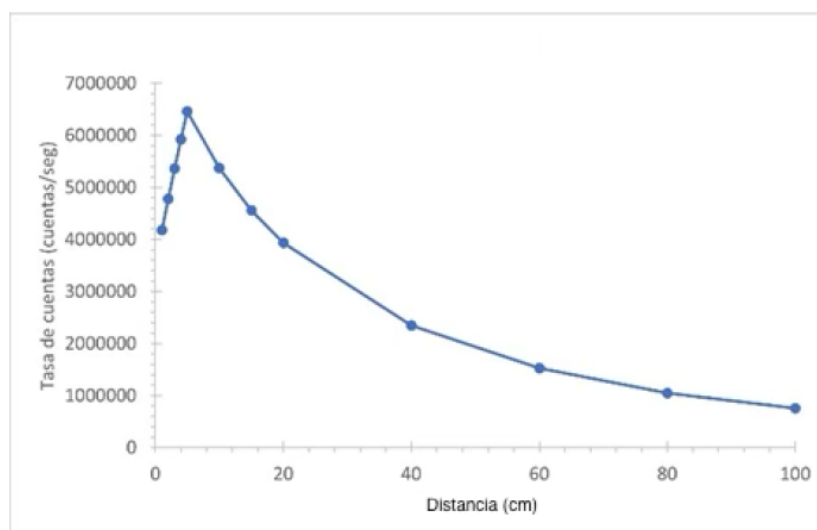


FIG. 2: Tasa de conteo simulada de una fuente puntual de ^{99m}Tc situada a distintas distancias del detector utilizando un colimador GE-LEGP. El máximo de la curva es la tasa máxima de conteo, que en este caso arroja un valor de 6.460.000 cuentas/s

IV. CONCLUSIONES

Se desarrolló un modelo computacional basado en MC de la cámara gama GE-NM 630 utilizando el código SIMIND. Se realizó la comparación de los parámetros obtenidos en la cámara gama modelada con los parámetros de aceptabilidad

y con los controles de calidad realizados en el equipo real. Los resultados de las pruebas realizadas quedaron dentro de los límites establecidos y mostraron un notable acuerdo con las pruebas realizadas en el equipo real, por tanto, fue verificado el modelo computacional propuesto para su uso como simulador de imágenes clínicas.

REFERENCIAS

- [1] M. Morphis, J. A. van Staden, H. du Raan y M. Ljungberg. Validation of a SIMIND Monte Carlo modelled gamma camera for Iodine-123 and Iodine-131 imaging. *Heliyon* **7**, e07196 (2021). ISSN: 2405-8440. <http://dx.doi.org/10.1016/j.heliyon.2021.e07196>.
- [2] A. Yordanova, E. Eppard, S. Kürpig, R. Bundschuh, S. Schönberger, M. Gonzalez-Carmona, G. Feldmann, H. Ahmadzadehfar y M. Essler. Theranostics in nuclear medicine practice. *OncoTargets and Therapy* **Volume 10**, 4821-4828 (oct. de 2017). ISSN: 1178-6930. <http://dx.doi.org/10.2147/ott.s140671>.
- [3] E. C. Frey, J. L. Humm y M. Ljungberg. Accuracy and Precision of Radioactivity Quantification in Nuclear Medicine Images. *Seminars in Nuclear Medicine* **42**, 208-218 (mayo de 2012). ISSN: 0001-2998. <http://dx.doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2011.11.003>.
- [4] D. Luengo, L. Martino, M. Bugallo, V. Elvira y S. Särkkä. A survey of Monte Carlo methods for parameter estimation. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* **2020** (mayo de 2020). ISSN: 1687-6180. <http://dx.doi.org/10.1186/s13634-020-00675-6>.
- [5] M. Ljungberg, S.-E. Strand y M. King. Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine, Second Edition. (Nov. de 2012).
- [6] I. O. Polo. Simulación del funcionamiento de una cámara gamma mediante método Monte Carlo. *Revista de Física Médica* **15** (sep. de 2014). <https://revistadefisicamedica.es/index.php/rfm/article/view/67>.
- [7] J. Sanchez, C. Chain y L. H. Illanes. Efecto de los parámetros de adquisición en imágenes spect cerebrales: un estudio SIMIND Montecarlo. *Anales AFA* **33**, 99-102 (dic. de 2022). <https://anales.fisica.org.ar/index.php/analesafa/article/view/2355/2844>.
- [8] GH Healthcare Technical Publications. *NM General Purpose 600/800 Series*.DICOM CONFORMANCE STATEMENT* revision 15. 2018. <https://www.gehealthcare.com/-/jssmedia/349cb2b11ff043d7a8c7ea4d2cca150f.pdf?la=fr-ca&srsid=%20AfmBOorUrGM2px1B2AS0j%20Vga1xxVFuukqDJZITxEhxLs4MQQRoQAWTt>.
- [9] L. Illanes y M. Etcheverry. en *Libros de Cátedra* (SEDICI-UNLP, 2016). http://sedici.unlp.edu.ar/bitstream/handle/10915/52723/Documento_completo_.pdf-PDFA.pdf?sequence=1&isAllowed=y.