

EXACTITUD EN LA CUANTIFICACION DE LA ACTIVIDAD DE ^{131}I A PARTIR DE IMÁGENES SPECT: UN ESTUDIO SIMIND MONTE CARLO

ACCURACY IN THE QUANTIFICATION OF ^{131}I ACTIVITY FROM SPECT IMAGES: A SIMIND MONTE CARLO STUDY

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: 10/03/2025 ; Aceptado: 04/08/2025

La posibilidad de cuantificar la actividad de un radiofármaco a partir de imágenes SPECT depende, entre otros factores, de las especificaciones técnicas del equipamiento de imagen, de la combinación isótopo/colimador, y de la presencia de fenómenos físicos que experimenta la radiación emitida y que degradan la imagen. Estos factores pueden ser investigados y optimizados usando simulaciones basadas en Montecarlo. El objetivo del presente trabajo es evaluar la exactitud en la cuantificación de la actividad de ^{131}I a partir de imágenes SPECT obtenidas con un equipo General Electric SPECT, modelo Discovery NM 630 en distintas condiciones de operación. Con este fin, se configuró con SIMIND MC una cámara gamma como modelo computacional del equipamiento clínico y lesiones conteniendo ^{131}I en distintas ubicaciones de un fantoma antropomórfico como modelo del paciente. Se obtuvieron imágenes SPECT simuladas utilizando colimadores de propósitos generales de media y alta energía y diferentes espesores de cristal centellador, y se cuantificó la actividad de ^{131}I a partir de las imágenes, con y sin corrección por atenuación. La actividad de ^{131}I cuantificada a partir de las imágenes SPECT simuladas sin corrección de atenuación es siempre menor que la actividad configurada en la simulación, arrojando errores de entre 39 y 64 %. El error en la cuantificación de la actividad de ^{131}I disminuye notablemente cuando la imagen se corrige por atenuación, arrojando errores menores a 0,4 %, en los remanentes tiroideos. El trabajo verificó que es posible cuantificar la actividad de ^{131}I a partir de imágenes SPECT si se cuenta con un método para corregir las imágenes por atenuación.

Palabras Clave: SIMIND Montecarlo, simulaciones, SPECT, ^{131}I .

The possibility of quantifying the activity of a radiopharmaceutical from SPECT images depends, among others, on the technical specifications of the imaging equipment, the isotope/collimator combination, and the presence of physical phenomena experienced by the emitted radiation that degrades the image. These factors can be investigated and optimized using Monte Carlo-based simulations. The aim of this work is to evaluate the accuracy on the quantification of ^{131}I activity from SPECT images obtained with a General Electric SPECT equipment, model Discovery NM 630, under different operational conditions. To this end, a gamma camera was configured in SIMIND MC as a computational model of the clinical equipment and lesions containing ^{131}I in different locations of an anthropomorphic phantom was configured as a model of the patient. Simulated SPECT images were obtained using general purpose medium- and high-energy collimators and different thicknesses of scintillation crystal, and ^{131}I activity was quantified from the images, with and without attenuation correction. The quantified ^{131}I activity from simulated SPECT images without attenuation correction is always smaller than the activity configured in the simulation, yielding errors of between 39 and 64 %. The error in the quantification of ^{131}I activity markedly decreases when the image is corrected for attenuation, yielding error values less than 0.4 % in the thyroid remnants. The work verified that it is possible to quantify ^{131}I activity from SPECT images if an attenuation correction method is available.

Keywords: SIMIND Monte Carlo, simulations, SPECT, ^{131}I .

<https://doi.org/10.31527/analesafa.2026.37.1.1-5>



ISSN - 1850-1168 (online)

I. INTRODUCCIÓN

La Radioterapia Metabólica (RTM) está basada en la captación selectiva de un radiofármaco (RF) por parte de una molécula target. El RF más utilizado en la RTM es el yoduro de sodio radiomarcado con ^{131}I (^{131}I -NaI) que es captado selectivamente por las células tiroideas[1] y se utili-

za hace más de 80 años para tratar enfermedades tiroideas. Aunque no está necesariamente recomendado en las guías operacionales[2, 3], dada la facilidad de aplicación, en la mayoría de los países se realiza en los pacientes RTM utilizando actividades fijas de ^{131}I -NaI, o estandarizadas por el peso o la edad del paciente, la presencia de metástasis, etc. Las RTM con ^{131}I -NaI basadas en cálculos dosimétricos permiten ajustar la actividad a administrar al pacien-

* yamil@inifta.unlp.edu.ar

te, potencialmente optimizando la eficacia del tratamiento y disminuyendo la aparición de efectos adversos[4, 5]. Los cálculos de dosis para planificación de RTM se basan en la cuantificación de imágenes de Medicina Nuclear (MN). Si bien la capacidad cuantitativa de las imágenes de Tomografía de Emisión de Positrones acoplada a Tomografía Axial Computada (PET/CT) es bien reconocida desde hace años, el avance en el equipamiento de MN permite hoy en día cuantificar imágenes de Tomografía Computada por Emisión de Fotón Único acoplada a CT (SPECT/CT) de un modo similar, con la ventaja de la amplia aplicación de los RF emisores gamma en comparación con los emisores de positrones[6]. La posibilidad de cuantificar imágenes obtenidas con un equipo SPECT no dual es posible en ciertas situaciones si se corrigen los efectos físicos que degradan la imagen, tal como la atenuación de los fotones en el cuerpo del paciente o la contribución de la radiación dispersa en la imagen[7, 8]. Dado que la exactitud en la cuantificación de las imágenes de MN afecta de manera directa la exactitud de los cálculos dosimétricos, es esencial definir las limitaciones de los métodos de cuantificación. El objetivo del presente trabajo es utilizar un simulador de imágenes clínicas basadas en MC para obtener imágenes SPECT de ^{131}I y determinar cuáles son las condiciones de operación más adecuadas para cuantificar la actividad a partir de las imágenes, en vista a la realización de cálculos dosimétricos.

II. MÉTODOS

Simulador de adquisición de imágenes clínicas

Se configuró el programa SIMIND MC con los parámetros técnicos de un equipo General Electric GE SPECT modelo Discovery NM 630[9, 10].

Configuración de la distribución de la actividad

Como modelo computacional del paciente se utilizó un fantoma voxelizado Zubal de torso[11]. Se simuló una fuente de calibración de ^{131}I que se ubicó delante del cuello a la altura de la tiroides con una actividad puntual de 3,7 MBq. Considerando que en los casos clínicos de pacientes tiroidectomizados y posteriormente tratados con ^{131}I , la actividad del RF puede acumularse en remanentes tiroideos que no fueron extirpados en la cirugía y en metástasis que frecuentemente se encuentran en pulmón, se modeló esta situación en el fantoma. Se configuraron computacionalmente lesiones esféricas de 1,14 cm de diámetro en la región del cuello, conteniendo una actividad de 15 o 550 MBq, a 2,66 cm de profundidad (simulando remanentes tiroideos) y en la región del tórax conteniendo 74 MBq de actividad a 14,82 cm de profundidad (simulando metástasis pulmonares). En la Fig. 1 se muestran cortes transversales de la imagen SPECT simulada, mostrando las lesiones configuradas en la región del cuello (izquierda) y del tórax (derecha) en el fantoma antropomórfico.

Simulación de adquisición de proyecciones y reconstrucción de la imagen

Se simuló la adquisición de 64 proyecciones SPECT para ^{131}I , de modo de cubrir la totalidad de la imagen 3D. Las simulaciones se realizaron en distintas condiciones de operación, i.e., colimadores de propósitos generales GE-HEGP

(de alta energía) y GE-MEGP (de media energía) y cristales de 0,953 cm y 1,27 cm para cada caso. Posteriormente se realizó la reconstrucción de las proyecciones generadas por SIMIND por medio del programa CASToR versión 3.1.1 y se obtuvo la imagen SPECT por el método de OSEM de reconstrucción iterativa.

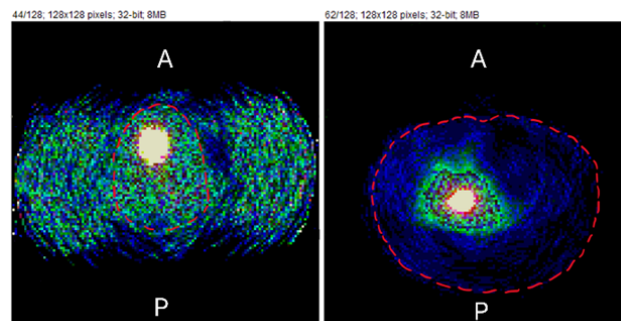


FIG. 1: Corte transversal de las imágenes SPECT simuladas mostrando las lesiones tumorales configuradas, a la altura del cuello (izq.) y el tórax (der.). Las líneas rojas señalan el contorno de la región anatómica en cada caso. A: anterior; P: posterior.

Corrección por atenuación de la imagen

La corrección por atenuación de las imágenes SPECT, se realizó empleando el mismo fantoma antropomórfico en forma de mapa de densidades. En el marco de la simulación en SIMIND MC eso implica agregar el switch “/ac” a la sentencia que se envía al software CASToR para que lleve a cabo la reconstrucción.

Cuantificación de la actividad en las imágenes

La cuantificación de la actividad en los distintos cortes de las imágenes SPECT simuladas se realizó utilizando el programa Fiji. Mediante la herramienta Analize se midieron las cuentas en las regiones de interés (ROIs) que delimitaban la fuente de calibración y las lesiones configuradas.

El factor de calibración (FC) de las imágenes simuladas (cuentas/actividad) se obtuvo calculando el cociente entre el número de cuentas medido y la actividad configurada en la ROI correspondiente a la fuente de calibración. La actividad en las lesiones tiroideas y pulmonares se obtuvo a partir de las cuentas de las ROI correspondientes, corrigiendo por el factor de calibración. La exactitud en la cuantificación de la actividad se evaluó a través de la diferencia relativa porcentual (DRP) entre la actividad configurada en la simulación A. teórica y la actividad cuantificada en la imagen simulada A. cuant.

$$DRP = \frac{|A_{teorica} - A_{cuant.}|}{A_{teorica}} \times 100$$

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El FC es una medida de la capacidad del equipo para detectar los fotones emitidos por la fuente radiactiva y depende de las condiciones operacionales de adquisición de la imagen[12]. En la Tabla 1 se muestran los FC obtenidos a partir las imágenes SPECT simuladas en distintas condiciones de operación. Para una fuente de calibración de actividad fija, el FC se incrementa con el espesor del cristal

debido a la mayor eficacia de la detección, y para un mismo cristal es menor con colimadores de alta energía, en los cuales la sensibilidad de la detección está limitada a fotones de energía mayor a 300 keV [13].

La actividad de ^{131}I cuantificada a partir de las imágenes SPECT simuladas se presenta en la Tabla 2 y en las Figs. 2-4. Las medidas realizadas verifican que la exactitud en la cuantificación de la actividad de ^{131}I depende fuertemente de la posibilidad de corregir por atenuación las imágenes y en menor grado, del colimador utilizado. Para un mismo colimador, se observa que la exactitud de la cuantificación de ^{131}I en remanentes tiroideos es notablemente mejor en las imágenes SPECT corregidas por atenuación (DRP en el rango 0,02 - 0,4 %, columnas grises en Fig. 2 y Fig. 3) que en ausencia de tal corrección (DRP en el rango 39,70 - 51,93 %, columnas naranjas en Fig. 2 y Fig. 3). La exactitud en la cuantificación de la actividad de ^{131}I en los remanentes tiroideos a partir de las imágenes SPECT también se ve afectada por el colimador utilizado, siendo más eficientes los colimadores de altas energías cuyo diseño está optimizado para la detección de la radiación gamma de 364 keV del ^{131}I [13, 14]. La cuantificación de actividad de ^{131}I a partir de imágenes SPECT en lesiones pulmonares (Fig. 4) muestra la misma dependencia con la corrección de atenuación ya descrita, aunque las DRP son mayores ya que debido a la profundidad de las lesiones configuradas, parte de la radiación emitida no llega a los detectores. En el caso de lesiones profundas el colimador que da mejores resultados en términos de cuantificación de actividad de ^{131}I es el de mediana energía, por su mayor sensibilidad respecto al HEGP.

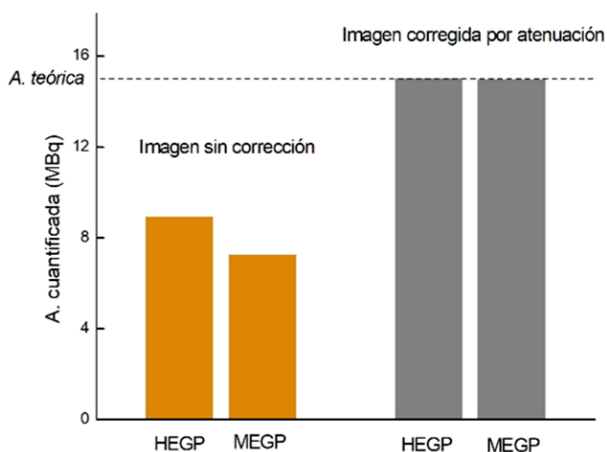


FIG. 2: Actividad cuantificada a partir de imágenes SPECT simuladas de un remanente tiroideo utilizando un cristal de 1,27 cm de espesor y distintos colimadores. La línea discontinua indica la actividad configurada en la lesión.

IV. CONCLUSIONES

Se utilizó un simulador de imágenes clínicas basado en MC para obtener imágenes SPECT de lesiones conteniendo ^{131}I como modelos de tumores y se evaluó la posibilidad de que esas imágenes provean datos cuantitativos de la actividad de ^{131}I que puedan ser útiles en la realización de cálculos dosimétricos en RTM de CDT. Las simulaciones

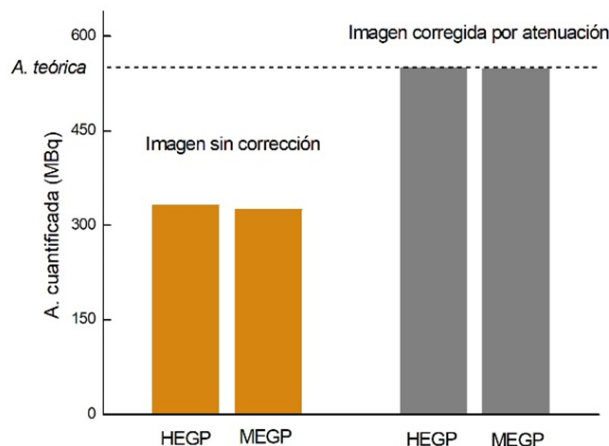


FIG. 3: Actividad cuantificada a partir de imágenes SPECT simuladas de un remanente tiroideo utilizando un cristal de 0,953 cm y distintos colimadores. La línea discontinua indica la actividad configurada en la lesión.

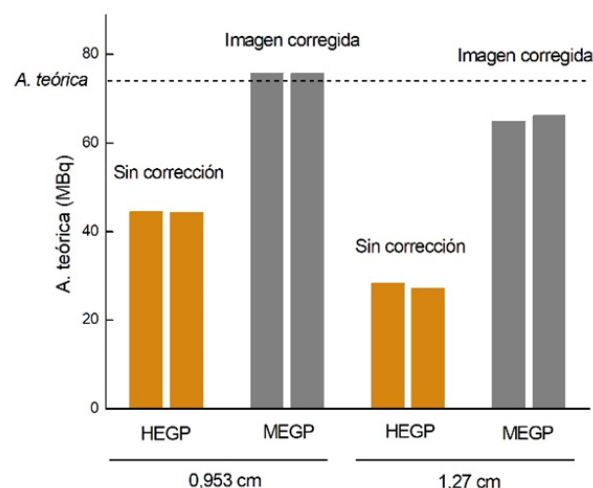


FIG. 4: Actividad cuantificada a partir de imágenes SPECT simuladas de una lesión pulmonar utilizando cristales de diferente espesor y distintos colimadores. La línea discontinua indica la actividad configurada en la lesión.

permitieron verificar que es posible cuantificar con adecuada exactitud la actividad de ^{131}I a partir de las imágenes SPECT de un equipo General Electric, modelo Discovery NM 630 solo en caso de que las imágenes se corrijan por atenuación. La cuantificación de la actividad de ^{131}I es particularmente buena en el caso de lesiones superficiales como lo son los remanentes tiroideos y ronda errores del 10 % en caso de lesiones profundas, tal como las metástasis pulmonares.

TABLA 1: Factores de calibración obtenidos con fuentes de calibración simuladas en distintas condiciones operacionales.

Fuente de calibración configurada		Condiciones operacionales		Cuentas de la fuente de calibración en la imagen simulada	Factor de calibración (cuentas/MBq)
Ubicación	Actividad (MBq)	Cristal (cm)	Colimador		
Delante del cuello, a la altura de la tiroides	3,7	0,953	GE-HEGP	35,47	9,58
		0,953	GE-MEGP	46,05	12,44
		1,27	GE-HEGP	39,52	10,68
		1,27	GE-MEGP	52,99	14,32

TABLA 2: Actividad cuantificada y diferencia porcentual relativa obtenidas en imágenes SPECT de lesiones en distintas condiciones operacionales.

Lesión configurada		Condiciones operacionales		Imagen SPECT sin corrección de atenuación		Imagen SPECT con corrección de atenuación	
Tipo	Actividad (MBq)	Cristal (cm)	Colimador	Actividad cuantificada (MBq)	DRP (%)	Actividad cuantificada (MBq)	DRP (%)
Remanente tiroideo	15	1,27	GE-HEGP	8,93	40,46	14,98	0,13
			GE-MEGP	7,24	51,73	14,94	0,40
	550	0,953	GE-HEGP	331,64	39,70	549,84	0,02
			GE-MEGP	324,95	40,91	548,44	0,28
Metástasis pulmonar	74	0,953	GE-HEGP	44,44	39,94	75,77	2,39
		0,953	GE-MEGP	44,37	40,04	75,66	2,24
		1,27	GE-HEGP	28,31	61,74	64,96	12,21
		1,27	GE-MEGP	27,13	63,33	66,26	10,45

REFERENCIAS

- [1] C. Y. Chain y L. Illanes. *Radiofármacos en medicina nuclear: Fundamentos y aplicación clínica* <https://libros.unlp.edu.ar/index.php/unlp/catalog/book/409> (Editorial de la Universidad Nacional de La Plata (EDULP), La Plata, Argentina, 2015).
- [2] M. P. M. Stokkel, D. Handkiewicz Junak, M. Lassmann, M. Dietlein y M. Luster. EANM procedure guidelines for therapy of benign thyroid disease. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* **37**, 2218-2228 (jul. de 2010). ISSN: 1619-7089. <http://dx.doi.org/10.1007/s00259-010-1536-8>.
- [3] M. Luster, S. E. Clarke, M. Dietlein, M. Lassmann, P. Lind, W. J. G. Oyen, J. Tennvall y E. Bombardieri. Guidelines for radioiodine therapy of differentiated thyroid cancer. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* **35**, 1941-1959 (ago. de 2008). ISSN: 1619-7089. <http://dx.doi.org/10.1007/s00259-008-0883-1>.
- [4] S. L. Hyer, B. Pratt, M. Gray, S. Chittenden, Y. Du, C. L. Harmer y G. D. Flux. Dosimetry-based treatment for Graves' disease. *Nuclear Medicine Communications* **39**, 486-492 (jun. de 2018). ISSN: 0143-3636. <http://dx.doi.org/10.1097/MNM.0000000000000826>.
- [5] N. Alan Selcuk, T. Toklu, S. Beykan y S. I. Karaaslan. Evaluation of the dosimetry approaches in ablation treatment of thyroid cancer. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* **19**, 134-140 (jun. de 2018). ISSN: 1526-9914. <http://dx.doi.org/10.1002/acm2.12350>.
- [6] J. C. Dickson, I. S. Armstrong, P. M. Gabiña, A. M. Denis-Bacelar, A. K. Krizsan, J. M. Gear, T. Van den Wyngaert, L.-F. de Geus-Oei y K. Herrmann. EANM practice guideline for quantitative SPECT-CT. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* **50**, 980-995 (dic. de 2022). ISSN: 1619-7089. <http://dx.doi.org/10.1007/s00259-022-06028-9>.
- [7] J. W. E. d. Silva, M. H. d. S. Andrade, F. M. Augusto y D. V. S. Batista. *Caracterização de Sistema SPECT para a quantificação de imagens com vistas à dosimetria interna em medicina nuclear: desafios e oportunidades* Trabalho de Conclusão de Curso (Residência Multiprofissional em Oncologia), Instituto Nacional de Câncer, Rio de Janeiro. 2024. <https://ninho.inca.gov.br/jspui/handle/123456789/16217>.
- [8] M. Ljungberg. en *Basic Sciences of Nuclear Medicine* 473-500 (Springer International Publishing, 2021). ISBN: 9783030652456. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-030-65245-6_18.
- [9] J. De la Cruz Marin, C. Chain y L. H. Illanes. MODELO COMPUTACIONAL DE UNA CÁMARA GAMA COMO SIMULADOR DE IMÁGENES CLÍNICAS. *ANALES AFA* **36**, 21-24 (jun. de 2025). <https://anales.fisica.org.ar/index.php/analesafa/article/view/2469>.
- [10] *Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine: Applications in Diagnostic Imaging* 2nd (eds. Ljungberg, M., Strand, S.-E. y King, M. A.) ISBN: 9780367865429. <https://www.routledge.com/Monte-Carlo-Calculations-in-Nuclear-Medicine-Applications-in-Diagnostic-Imaging/>

Ljungberg - Strand - King /p/book/9780367865429 (CRC Press, 2019).

- [11] I. G. Zubal, C. R. Harrell, E. O. Smith, Z. Rattner, G. Gindi y P. B. Hoffer. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. *Medical Physics* **21**, 299-302 (feb. de 1994). ISSN: 2473-4209. <http://dx.doi.org/10.1118/1.597290>.
- [12] L. Illanes y M. E. Etcheverry. *Física de la medicina nuclear: Introducción al control y verificación de los equipos. Una guía práctica* ISBN: 9789503413258. <http://dx.doi.org/10.35537/10915/52723> (Editorial de la Universidad Nacional de La Plata (EDULP), 2016).
- [13] E. M. Cruz Serrano, M. d. M. Martínez Maluenda, J. Fernández Reyes y J. García García. Tipos de colimadores en Medicina Nuclear. *Revista Ocronos* **5**, 57 (2022). <https://revistamedica.com/tipos-colimadores-medicina-nuclear/>.
- [14] A. Kojima, K. Gotoh, M. Shimamoto, K. Hasegawa y S. Okada. Iodine-131 imaging using 284 keV photons with a small animal CZT-SPECT system dedicated to low-medium-energy photon detection. *Annals of Nuclear Medicine* **30**, 169-175 (sep. de 2015). ISSN: 1864-6433. <http://dx.doi.org/10.1007/s12149-015-1028-9>.