

Simulación del funcionamiento de una cámara gamma mediante método Monte Carlo

Simulation of the functioning of a gamma camera using Monte Carlo method

Ivón Oramas Polo

Instituto Superior de Ciencias y Tecnologías Aplicadas (InSTEC). La Habana. Cuba.

Fecha de Recepción: 10/08/2013 - Fecha de Aceptación: 17/12/2013

Este trabajo presenta la simulación de la cámara gamma Park Isocam II mediante el código Monte Carlo SIMIND. Dicha simulación permite la evaluación detallada del funcionamiento de la cámara. Los parámetros evaluados por medio de la simulación son: la uniformidad intrínseca para diferentes amplitudes de ventana, la uniformidad del sistema, la resolución espacial extrínseca, la tasa máxima de conteos, la sensibilidad intrínseca, la sensibilidad plana del sistema, la resolución energética y el tamaño del pixel.

Los resultados obtenidos en la simulación son comparados y evaluados tomando como referencia las especificaciones del fabricante de la cámara gamma y teniendo en cuenta el Protocolo Nacional de Control de Calidad de Instrumentos de Medicina Nuclear del Centro de Control de Equipos Médicos en Cuba. La simulación realizada en este trabajo demuestra la validez del código Monte Carlo SIMIND para evaluar el desempeño de la cámara gamma Park Isocam II y como resultado se ha obtenido un modelo computacional de dicha cámara.

Palabras clave: Monte Carlo, SIMIND, cámara gamma, controles de calidad, simulación.

This paper presents the simulation of the gamma camera Park Isocam II by Monte Carlo code SIMIND. This simulation allows detailed assessment of the functioning of the gamma camera. The parameters evaluated by means of the simulation are: the intrinsic uniformity with different window amplitudes, the system uniformity, the extrinsic spatial resolution, the maximum rate of counts, the intrinsic sensitivity, the system sensitivity, the energy resolution and the pixel size.

The results of the simulation are compared and evaluated against the specifications of the manufacturer of the gamma camera and taking into account the National Protocol for Quality Control of Nuclear Medicine Instruments of the Cuban Medical Equipment Control Center. The simulation reported here demonstrates the validity of the SIMIND Monte Carlo code to evaluate the performance of the gamma camera Park Isocam II and as result a computational model of the camera has been obtained.

Key words: Monte Carlo, SIMIND, gamma camera, quality control, simulation.

Introducción

El desempeño de una cámara gamma debe ser evaluado para asegurar la adquisición de imágenes diagnósticas confiables. El desempeño puede ser afectado por cambios o fallos de los componentes individuales del sistema o subsistemas y condiciones del medio ambiente.¹ Algunos de los datos más útiles para determinar la aceptabilidad del desempeño de una cámara gamma son: la uniformidad, la resolución espacial, la resolución energética, la sensibilidad, así como otros parámetros de control de calidad.

La simulación mediante métodos Monte Carlo es ampliamente utilizada para modelar el funcionamiento de las cámaras gamma, a pesar de sus limitaciones por los prolongados tiempos de cálculo.²⁻⁵

En este trabajo se evalúa el funcionamiento de una cámara gamma a través de la simulación por método Monte Carlo de los controles de calidad que se le realizan a los diferentes componentes de este proceso. En la literatura especializada existe una gran diversidad de documentos dedicados a evaluar la calidad de este equipamiento.^{1,6-8} Precisamente la obligatoriedad de los controles de calidad en los departamentos de medi-

* Correspondencia
Email: ivonoramas67@gmail.com

cina nuclear garantiza un desempeño adecuado de la tecnología siendo posible la detección de anomalías en un equipo o proceso específico. La simulación permite además obtener un modelo computacional preciso de la cámara gamma.

En este trabajo se empleó el código Monte Carlo SIMIND (Simulating Medical Imaging Nuclear Detectors) para la evaluación de la cámara gamma Park Isocam II.⁹

Material y métodos

La cámara gamma Park Isocam II producida por la empresa Park Medical Systems de Quebec, Canadá, es un sistema de imágenes de medicina nuclear que está compuesto por los siguientes dispositivos: dos cabezales detectores digitales, un *gantry*, la camilla del paciente, las estaciones de procesamiento y el carro para el intercambio de colimadores.¹

La cámara emplea un cristal rectangular de gran área (58 cm × 43 cm × 0.95 cm) de Ioduro de Sodio activado con Talio (NaI (TI)). Cuando un fotón impacta el cristal, se produce un centelleo o pequeño destello de luz que se conoce como “evento de interacción gamma”. Este destello es captado por los tubos fotomultiplicadores (TFM). En la salida de los TFM se produce una señal de una amplitud determinada, que lleva implícito un proceso de amplificación de la emisión secundaria de electrones. El cabezal detector contiene 90 TFM que están montados en una estructura de patrones en forma de hexágonos, de manera tal que cubren el área completa del cristal.*

Para la simulación del principio de funcionamiento de la cámara gamma Park Isocam II, se utilizó el código Monte Carlo SIMIND versión 4.9. Este reproduce una cámara gamma de Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único (del inglés, SPECT) y puede modificarse fácilmente para realizar casi todo tipo de cálculos o mediciones en las imágenes gammagráficas que genera, incluyendo imágenes de transmisión.¹⁰

El código SIMIND tiene dos programas principales, CHANGE y SIMIND. El programa CHANGE permite definir las condiciones de la simulación y generar los datos de los archivos de entrada al sistema. La simulación se lleva a cabo por el programa SIMIND que lee los archivos de la entrada creados por el CHANGE y devuelve los resultados calculados como espectros, imágenes en formato *Interfile*, mapas de densidad, etc.

Para este trabajo, el SIMIND fue configurado para simular la cámara gamma de doble cabezal Park Isocam II. En el CHANGE se introdujeron los parámetros técnicos de esta cámara como el tamaño (58 cm × 43 cm) y espesor (0.95 cm) del cristal de NaI

(TI), el espesor del material retrodispersor (3 cm) y el de la cubierta protectora (0.2 cm). Además se incluyeron los colimadores de la cámara en la base de datos del SIMIND (*collim.col*), que tiene en cuenta, la forma y longitud de los agujeros, la distancia septal (distancia entre dos agujeros), así como el ancho físico y tipo de colimador. Se simula la penetración septal y la dispersión del colimador. La tabla 1 muestra el estado de los parámetros vinculados al transporte de la radiación y la visualización de los datos para las simulaciones realizadas.

Existen diversas pruebas para el control de calidad de las cámaras gamma, todas en dependencia del modelo y las recomendaciones del fabricante. Para la realización de este trabajo se simulan pruebas de control de calidad recomendadas por el Protocolo Nacional de Control de Calidad de Instrumentos de Medicina Nuclear del Centro de Control de Equipos Médicos en Cuba¹¹ y por el fabricante cuando es pertinente.² Las pruebas son: uniformidad intrínseca con diferentes amplitudes de ventana), uniformidad del sistema, resolución espacial extrínseca, tasa máxima de conteos, sensibilidad intrínseca, sensibilidad plana del sistema, resolución energética y tamaño del pixel. Para la simulación de las pruebas intrínsecas se excluyó el colimador de la misma. En un trabajo previo se hace referencia a otras simulaciones realizadas.¹²

Uniformidad intrínseca

Para la evaluación de este parámetro se siguieron las recomendaciones del fabricante para la adquisición intrínseca, “campo inundado” (QA Floods). El término uniformidad integral analiza la variación en todo el campo de visión y se calcula como:

$$UI = (C_{max} - C_{min}) / (C_{max} + C_{min}) \cdot 100\% \quad (1)$$

donde C_{max} y C_{min} son los valores máximo y mínimo de conteos en todo el campo útil del detector respectivamente.

Mientras que el término uniformidad diferencial es el valor máximo de cambio en una distancia definida en píxeles y se calcula como:

$$UD = (V_{max} - V_{min}) / (V_{max} + V_{min}) \cdot 100\% \quad (2)$$

donde V_{max} y V_{min} son los valores máximo y mínimo del número de cuentas en 6 pixel consecutivos respectivamente.

Se simuló imágenes de la cámara gamma Park Isocam II con las siguientes características: campo de visión del usuario (en inglés *user field of view*, UFOV) = 566 mm × 419 mm; campo central de visión (en inglés *center field of view*, CFOV) = 425 mm × 314 mm; fuente puntual de ^{99m}Tc con una actividad de 11.1 MBq;

* ISOCAM Technical Reference Manual. Preliminary Revision. Part No. 062-100004-00.

Tabla 1. Estado de los parámetros vinculados al transporte de la radiación y la visualización de los datos para las diferentes simulaciones utilizados por el SIMIND.

Nº	Parámetro de simulación	Estado de los indicadores para la simulación					
		UI	US	RE	REn	TP	S
1	Mostrar los resultados en pantalla	T	T	T	T	T	T
2	Guardar la matriz de la imagen en un fichero	T	T	T	T	T	T
3	Guardar la distribución de altura de pulsos en un fichero	T	T	T	T	T	T
4	Incluir el colimador	F	T	T	T	T	T
5	Simular una SPECT	F	F	F	F	F	F
6	Incluir la emisión de rayos X característicos	F	F	F	F	F	F
7	Incluir la retro dispersión	T	T	T	T	T	T
8	Usar el valor de la semilla de muestras aleatorias	T	T	T	T	T	T
9	Simular un estudio de transmisión	F	F	F	F	F	F
10	Incluir las interacciones en la cobertura	T	T	T	T	T	T
11	Incluir las interacciones en el maniquí	T	T	T	T	T	T
12	Incluir la simulación de la resolución energética	T	T	T	T	T	T
13	Incluir las interacción de los fotones en el cristal	F	F	F	F	F	F
14	Guardar el fichero en el formato INTERFILE V3.3	T	T	T	T	T	T
15	Guardar el mapa de densidades	F	F	F	F	F	F

UI: uniformidad intrínseca; US: uniformidad del sistema; RE: resolución espacial; REn: resolución energética; TP: tamaño del pixel; S: sensibilidad.

distancia que separa la fuente de detector, 3 metros y matriz de 1024×1024 . Esta prueba se realiza sin colimador. Se realizaron simulaciones con ventanas energéticas del 10%, 15% y 20%.

Uniformidad del sistema

Para la evaluación de este parámetro se siguieron las recomendaciones del fabricante para la adquisición extrínseca QA Floods. Se simulan imágenes de la cámara gamma Park Isocam II con las siguientes características: UFOV = $566 \text{ mm} \times 419 \text{ mm}$; CFOV = $425 \text{ mm} \times 314 \text{ mm}$; fuente radiactiva plana uniforme de ^{57}Co y matriz de 128×128 . La fuente plana de ^{57}Co posee

un encapsulado de $64.5 \text{ cm} \times 45.5 \text{ cm} \times 1.8 \text{ cm}$, una matriz de ^{57}Co de $60.7 \text{ cm} \times 41.8 \text{ cm}$ y una actividad de 370 MBq.

Para la evaluación de los parámetros que aparecen a continuación, se siguieron las recomendaciones del Protocolo Nacional de Control de Calidad de Instrumentos de Medicina Nuclear del Centro de Control de Equipos Médicos en Cuba.¹¹

Resolución espacial extrínseca

Se simuló una imagen de un perfil que pasa por el centro de dos fuentes lineales de 20 cm, distancia fuente colimador de 10 cm y 4 MBq de actividad. Se

seleccionó una región de interés (ROI) en la parte central de las fuentes. Se determinó la separación en píxel entre ambos picos (N_p), por sus máximos valores. El ancho a la mitad de la semi altura en píxeles (A) (en inglés Full Width Half Maximun, FWHM) se calcula como el promedio entre ambos picos. En este caso la resolución se evaluó como:

$$\text{Resolución} = A * S / N_p \quad (3)$$

donde S es la distancia entre las fuentes.

Para la evaluación de este parámetro se simularon imágenes de la cámara gamma Park Isocam II con las siguientes características: ventana energética del 20% y matriz de 128×128 .

Prueba de la tasa máxima de conteo

Esta prueba determina la respuesta de la cámara a un flujo creciente de radiación gamma incidente. Se debe registrar la tasa de cuentas a medida que se acerca la fuente radiactiva a la superficie del detector. Esta tasa debe aumentar progresivamente hasta un máximo para comenzar a decrecer. Para la simulación de este parámetro se tomó la siguiente configuración: fuente radiactiva puntual de ^{99m}Tc con una actividad de 7.4 MBq y ventana energética centrada en el fotopico con un ancho de un 20%.

Sensibilidad intrínseca

Para la simulación de este parámetro se tomó la siguiente configuración: fuente radiactiva puntual de ^{99m}Tc con una actividad de 7.4 MBq y ventana energética centrada en el fotopico, con un ancho de un 20%. La fuente se ubicó a 3 m del detector.

Sensibilidad plana del sistema

Para la simulación de este parámetro se tomó la siguiente configuración: fuente radiactiva consistente en 37 MBq de ^{99m}Tc diluido en un volumen de 25 ml y contenido en placa Petri de 10 cm de diámetro; ventana energética centrada en el fotopico, con un ancho de un 20%; colimador LEHR (en inglés Low Energy High Resolution) y matriz de 64×64 .

Resolución energética

En este trabajo se cuantificó la resolución energética matemáticamente y se visualizó el espectro completo del ^{99m}Tc . Para la simulación de este parámetro se simulan imágenes de la cámara gamma Park Isocam II con las siguientes características: UFOV = 566 mm \times 419 mm, CFOV = 425 mm \times 314 mm, una fuente puntual de ^{99m}Tc con una actividad de 11.1 MBq, ven-

tana energética centrada en el fotopico con un ancho de un 20%; distancia que separa la fuente de detector 3 metros y matriz de 64×64 .

Tamaño del pixel

Se aplica un método digital basado en la generación de una imagen de 2 fuentes lineales de aproximadamente 2 mm de diámetro interior lleno de ^{99m}Tc situado a 10 cm de altura sobre la cámara gamma y alineados con uno de los ejes de la misma con fines de simulación, con una distancia (S) entre ellos de 70 mm y una actividad de 74 MBq. Se obtuvo un perfil del número de cuentas contra píxeles de un corte que pasa por el centro de ambas fuentes en cada eje y al graficar los datos en una escala lineal, se observan dos picos. Se ajustó a una función Gaussiana y se traza en cada pico una línea horizontal por el valor máximo. Se contó el número de píxeles que separan los centros de las gaussianas (N_p). El tamaño del píxel para esa posición, en el eje elegido, para la matriz seleccionada se calcula como: $Tp_i = S / N_p$.

Resultados

Los resultados obtenidos en las simulaciones realizadas fueron los siguientes:

Uniformidad intrínseca con diferentes amplitudes de ventana

Como resultado de la simulación se obtuvieron imágenes de buena calidad. Las imágenes se examinaron detenidamente y no se observaron variaciones en la densidad de cuentas. La tabla 2 muestra los valores calculados de uniformidad integral y diferencial para el UFOV y el CFOV para diferentes tipos de ventana.

Uniformidad del sistema

Como resultado de la simulación se obtuvo una imagen de buena calidad. La imagen se examinó detenidamente y no se observan variaciones en la densidad de cuentas. La tabla 3 muestra los valores calculados de U.I y U.D para el UFOV y el CFOV.

Resolución espacial extrínseca

En la tabla 4 y en la fig. 1 se muestra la pérdida de resolución con el aumento de la distancia fuente-colimador de la cámara simulada en los ejes X e Y . El colimador usado fue el LEHR. Los valores de referencia del fabricante se muestran en la tabla 4, así como los valores posibles para la resolución espacial en función de la distancia. En el gráfico de la fig. 1 se observa una

Tabla 2. Resultados de la simulación de las uniformidades integral y diferencial con amplitudes de ventana del 10%, 15% y 20% para el UFOV y el CFOV (uniformidad intrínseca).

	Ventana energética 20%		Ventana energética 15%		Ventana energética 10%	
	UFOV	CFOV	UFOV	CFOV	UFOV	CFOV
Uniformidad integral						
U.I. (%)	1.79	1.69	1.59	1.34	1.51	1.19
Uniformidad diferencial						
U.D. (%)	1.20	1.20	1.22	1.03	1.05	0.97

Tabla 3. Resultados de la simulación de la uniformidades integral y diferencial para el UFOV y el CFOV (uniformidad del sistema).

Uniformidad integral	UFOV	CFOV
U.I. (%)	4.37	4.22
Uniformidad diferencial	UFOV	CFOV
U.D. (%)	3.95	3.95

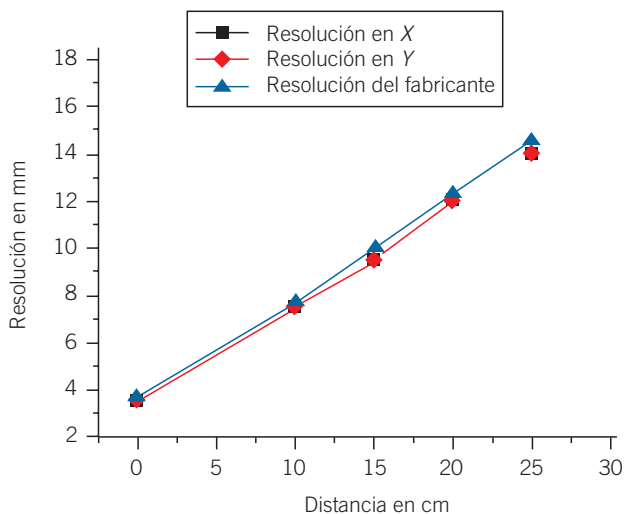


Fig. 1. Resolución espacial del sistema en los ejes X e Y y resolución del fabricante.

coincidencia entre los valores obtenidos para cada distancia correspondiente a cada eje.

Tasa máxima de conteos

En la fig. 2 se muestra el resultado del comportamiento del sistema simulado ante un flujo creciente de radiación incidente. En la simulación se puede constatar que a medida que la fuente radiactiva se acerca al detector comienza a aumentar la tasa de cuentas hasta

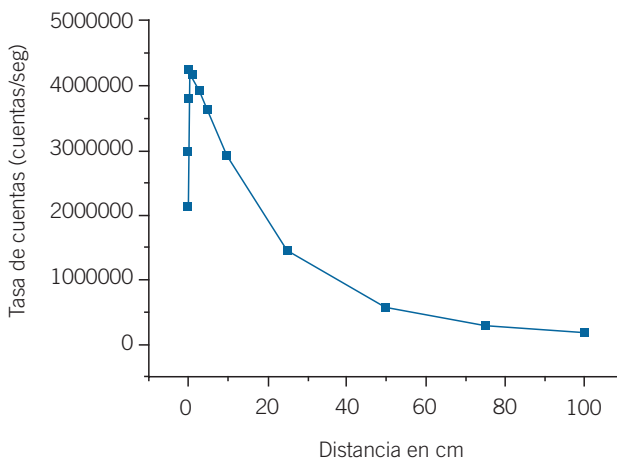


Fig. 2. Tasa máxima de cuentas.

que como resultado de la saturación del cristal centelleante comienza a decrecer.

En el gráfico de la fig. 2 se observa además un pico cuyo valor corresponde a la tasa máxima de cuentas del sistema simulado.

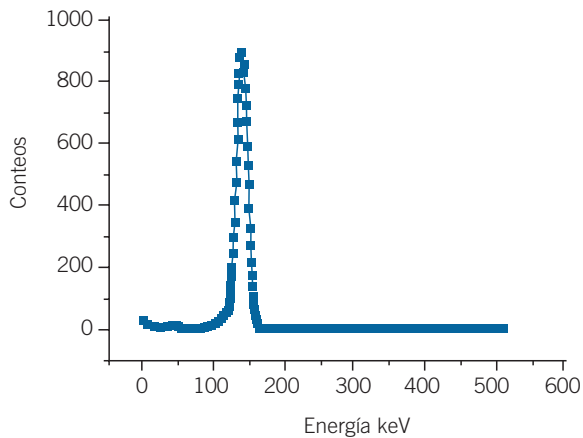


Fig. 3. Espectro energético del ^{99m}Tc.

Tabla 4. Resolución del sistema en función de la distancia fuente-colimador y valores de aceptación.

Distancia fuente-colimador (cm)	Resolución espacial en Y (mm)	Resolución espacial en X (mm)	Resolución espacial del fabricante (mm)	Valores de aceptación (mm)
0	3.5	3.5	3.7	4.07
10	7.5	7.5	7.7	8.47
15	9.45	9.45	10	11
20	12	12	12.3	13.53
250	14	14	14.6	16.06

Tabla 5. Parámetros del detector calculados por el SIMIND para la sensibilidad intrínseca.

Parámetro	Valor
Eficiencia (Pico)	0.8310
Eficiencia (Detector)	0.8868
Sensibilidad (cpm/ μ Ci)	3541.31
Pico/Compton (Pico)	916.1260
Pico/Compton (Área)	14.8943
Pico/Total	0.9371

Sensibilidad intrínseca

En la tabla 5 se muestran los parámetros del detector que se obtienen como resultado de la simulación de la sensibilidad intrínseca.

Sensibilidad plana

En la tabla 6, se muestran los valores posibles que cumplen con lo establecido en la referencia antes mencionada para la sensibilidad plana.

Tabla 7. Parámetros del espectro energético y del detector calculados por el SIMIND para la resolución energética.

Parámetro	Valor
Área de Compton en el espectro	1960
Área del fotopico en el espectro	16280
Área de Pile-Up en el espectro	601.0
Fracción de fotones en la ventana	0.9950
Fracción de Compton en la ventana	0.0050
Razón Dispersión/Primario	0.004762
Razón Dispersión/Total	0.004739
Pico/Compton (Pico)	63.2277
Pico/Compton (Área)	8.3036
Pico/Total	0.8640

Resolución energética

La resolución energética obtenida en la simulación fue de 12.85%. La fig. 3 muestra el espectro energético y la tabla 7 muestra los parámetros calculados por el SIMIND.

Tabla 6. Sensibilidad plana y valores de aceptación para los colimadores LEUR, LEHR y LEGP.

Colimador	Sensibilidad del fabricante (cpm/ μ Ci)	Sensibilidad simulada (cpm/ μ Ci)	Valores de aceptación (cpm/ μ Ci)
LEUR	145	155.66	116
LEHR	190	196.80	152
LEGP	275	289,12	220

Low Energy Ultra High Resolution (LEUR)
 Low Energy High Resolution (LEHR)
 Low Energy General Purpose (LEGP)

Tabla 8. Tamaño del pixel en dependencia del tamaño de la matriz.

Matriz	Tamaño del pixel del fabricante (mm)	Tamaño del pixel simulado (mm)
64 × 64	10.72	10.73
128 × 128	5.36	5.38
256 × 256	2.68	2.69
512 × 512	1.34	1.35
1024 × 1024	0.67	0.67

Tamaño del pixel

En la tabla 8, se muestran los valores de los tamaños de pixel simulados y se comparan con los suministrados en los datos del fabricante. Las pruebas se repitieron para el otro eje de la cámara simulada, obteniéndose el mismo resultado.

Discusión

Uniformidad intrínseca con diferentes amplitudes de ventana

Según Coca et al.,¹¹ la uniformidad integral y diferencial no deben ser 10% mayores que el peor valor reportado por el fabricante y deben mantenerse a pesar de la disminución de la ventana. Los valores de referencia del fabricante para la uniformidad son: < 2% (ideal) y < 3% (aceptable), por tanto las uniformidades que son < 2.02% se consideran ideales y las < 3.03% se consideran aceptables. Las uniformidades se mantuvieron entre los valores de referencia del fabricante y disminuyeron para la ventana del 10% producto que al estrecharla disminuyen los eventos de dispersión. Los valores obtenidos en la simulación se encuentran dentro de los que se consideran como ideales por el fabricante, por lo que cumplen con lo establecido en el protocolo.

Uniformidad del sistema

Según Coca et al.,¹¹ las uniformidades integral y diferencial no deben ser 10% mayor que el peor valor reportado por el fabricante. El valor de referencia del fabricante para la uniformidad del sistema es < 5% (aceptable), por tanto las uniformidades que son < 5.05% se consideran aceptables. Los valores obtenidos en la simulación se encuentran dentro de los que

se consideran como ideales por el fabricante, por lo que cumplen con lo establecido en el protocolo.

Resolución espacial extrínseca

Según Coca et al.,¹¹ la resolución espacial no debe ser mayor en 10% al peor valor reportado por el fabricante para el colimador con que se realizó la prueba.

Los valores obtenidos en la simulación son menores que los del fabricante, por lo que cumplen con lo establecido. Las resoluciones obtenidas están por debajo de los valores del fabricante. Esto se debe en gran medida a que en el sistema simulado no se tienen en cuenta las incertidumbres provocadas los circuitos electrónicos de adquisición.

Tasa máxima de conteos

Según Coca et al.,¹¹ la tasa máxima de conteo no debe ser 10% menor que el peor valor reportado por el fabricante. El valor de referencia es de 4 000 000 cuentas/seg. Por tanto la tasa máxima de conteos tiene que ser mayor que 3 600 000 cuentas/s. La tasa máxima de cuentas obtenidas que es capaz de detectar la cámara gamma simulada, sin tener pérdidas de cuentas como resultado de la saturación fue inferior a 4 216 303 cuentas/s, por lo que cumplió con lo establecido por el protocolo. La tasa máxima que se obtuvo es mucho mayor debido a que en el sistema simulado no se tienen en cuenta las incertidumbres provocadas los circuitos electrónicos de adquisición y por tanto, no se simula el tiempo muerto.

El tiempo muerto está asociado a la resolución temporal del sistema detector-electrónica. El hecho de no tener en cuenta este efecto en la simulación introduce un error sistemático (tendiente a subestimar la tasa de conteo real), lo que en primer lugar afecta a la exactitud, no a la precisión.

Sensibilidad intrínseca

Según Coca et al.,¹¹ la sensibilidad intrínseca no debe ser menor que el 90% del valor reportado por el fabricante y el valor obtenido fue 3541.31 cpm/ μ Ci. El valor de referencia del fabricante para la sensibilidad intrínseca es 3500 cpm/ μ Ci, por tanto esta tiene que ser mayor que 3150 cpm/ μ Ci.

Sensibilidad plana

Según Coca et al.,¹¹ la sensibilidad de cada colimador no debe ser menor que el 80% del valor reportado por el fabricante. Los valores obtenidos en la simulación son mayores por lo que cumplieron con lo establecido.

Resolución energética

Según Coca et al.,¹¹ se establece que la resolución energética no debe superar el 10% de los valores establecidos por el fabricante. El valor de referencia del fabricante para este parámetro es de 13%, por tanto la resolución energética debe ser menor que el 14.3%. El valor obtenido en la simulación fue de 12.85% por lo que cumplió con lo establecido por el protocolo.

Tamaño del píxel

Según Coca et al.,¹¹ la diferencia entre los tamaños del píxel en ambos ejes no debe ser superior al 5%, entre valores nominales y medidos.

Los valores simulados no superaron el 5% entre valores nominales y simulados, ya que se obtuvieron los mismos resultados para ambos ejes. Se observa como los valores obtenidos coinciden prácticamente con los valores del fabricante.

Conclusiones

Se desarrolló un modelo de simulación Monte Carlo de la cámara gamma Park Isocam II utilizando el código SIMIND, obteniéndose un modelo computacional para su estudio y mejor comprensión. Se realizó la comparación de los parámetros obtenidos en las simulaciones por Monte Carlo con los parámetros de referencia del fabricante y de acuerdo con el Protocolo Nacional de Control de Calidad de Instrumentos de Medicina Nuclear de Cuba.¹¹ Los resultados de las pruebas realizadas quedaron dentro de los límites establecidos, por tanto fue verificada la veracidad del modelo

computacional propuesto. Este trabajo puede servir como referencia para futuras evaluaciones que sean necesarias para un mejoramiento del control de calidad de las diferentes cámaras gamma. Además podría ser usado con propósitos docentes y para el entrenamiento de físicos médicos en los departamentos de medicina nuclear.

Agradecimientos

Quiero agradecer a la Dra. Angelina Díaz García y al MsC Juan Osorio Deliz por haberme introducido en el mundo de la física médica.

Referencias

1. Nuñez M. Control de Calidad de los Sistemas de Detección usados en Medicina Nuclear. Comité de Tecnólogos de ALASBIMN. Escuela Universitaria de Tecnología Médica UdelaR, Motevideo. Uruguay. 2008.
2. Zaidi H, Sgouros G. Therapeutic Applications of Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine. Series in Medical Physics and Biomedical Engineering ed. 2008.
3. Buvat I, Castiglioni I. Monte Carlo Simulations in SPET and PET. Q J Nucl Med 2002;46:48-61.
4. Zaidi H. Relevance of Accurate Monte Carlo Modeling in Nuclear Medical Imaging. Med Phys 1999;26:574-608.
5. Ljungberg M, Strand S, King M. Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine. Bristol, Philadelphia: IOP Publishing, 1998.
6. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 1-2001. Performance Measurements of Scintillation Cameras. 2001.
7. IAEA Quality Control Atlas for Scintillation Camera Systems. Vienna. International Atomic Energy Agency. 2003.
8. Quality Assurance for SPECT Systems. Vienna. International Atomic Energy Agency. 2009. [Online]. http://www.pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1394_web.pdf
9. Ljungberg M, Strand S. A Monte Carlo Program for the Simulation of Scintillation Camera Characteristics. Comp Meth Progr Biomed 1989;29:257-72.
10. SIMIND. The SIMIND Monte Carlo Program. [Online]. <http://www2.msf.lu.se/simind/>
11. Coca M, Torres L, López G, López A, Valera C, Fraxedas R et al. Protocolo Nacional de Control de Calidad de Instrumentos de Medicina Nuclear. Centro de Control de Equipos Médicos. Ciudad de la Habana. 2004.
12. Oramas P. Evaluación del Funcionamiento de una Cámara Gamma mediante Método Monte Carlo. Tesis de Maestría en Física Médica. Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias Aplicadas. InSTEC. 2013.