

Determinación de la eficiencia de detección de ^{131}I en tiroides utilizando el método de Monte Carlo

Dayana Ramos Machado¹, Yoan Yera Simanca¹, Gladys Mercedes López Bejerano¹,
Nancy Acosta Rodríguez¹

¹Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (CPHR). Calle 20, No. 4113 e/ 41 y 47, Miramar, Playa, La Habana, Cuba
dayana@cphr.edu.cu, cphrdayana@ceniai.inf.cu

Resumen

El Método Monte Carlo fue la base para la estimación de la eficiencia de detección de ^{131}I , utilizando el detector identiFINDER ultra en geometría “tiroides”. Se discute la idoneidad de la metodología de calibración al comparar los resultados del Método Monte Carlo Directo y Corregido, con los valores de eficiencia calculados experimentalmente. El Método Monte Carlo Corregido fue la metodología adoptada debido a que el porcentaje de error estimado, respecto a los resultados experimentales, fue menor que el 10 %. Para las simulaciones, los parámetros geométricos del detector fueron optimizados, utilizando un estudio de tomografía computarizada. El arreglo detector – fuente puntual- fue simulado para obtener los factores de corrección a las distancias prefijadas, y el arreglo detector – maniquí simulador de tiroides- fue simulado para la obtención de la curva de eficiencia de detección, en función de la distancia de medición. Para validar la metodología propuesta, el Laboratorio de Dosimetría Interna del Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones participó en un ejercicio de intercomparación regional de estimación, de actividad medida en tiroides, se utilizó para el cálculo de la misma, tanto la metodología tradicional de cálculo de eficiencia como la metodología basada en la utilización del Método Monte Carlo, y se alcanzaron resultados satisfactorios, en todos los casos. Como resultado final de este trabajo, fue obtenida la curva de eficiencia de detección en función de la distancia de ^{131}I , sin necesidad de utilizar simuladores físicos, supliendo, así, la carencia actual de los mismos.

Palabras clave: eficiencia; método de monte carlo; yodo; tiroides; espectrómetros gamma; detección.

Determination of the detection efficiency of ^{131}I in thyroid using Monte Carlo method

Abstract

Monte Carlo Method was the base to estimate the detection efficiency of ^{131}I of the identiFINDER ultra detector in “thyroid” geometry. The suitability of the calibration methodology is discussed using a comparison of the results of the Direct Monte Carlo Method and the Transfer Monte Carlo Method calculations with the values of experimentally calculated efficiency. Transfer Monte Carlo Method was the elected methodology because of the differences with the real detection efficiency stay below 10 %. In the simulations, the geometric parameters of the detector were found using a tomography study. The arrangement detector – point source was simulated to obtain the correction factors for pre-set distances, and the arrangement detector – thyroid phantom was simulated to obtain the detection efficiency curve in function of the distance for ^{131}I .

In order to validate the proposed methodology the Internal Dosimetry Laboratory of the Centre for Radiation Protection and Hygiene participated in a regional intercomparison exercise of measured activity estimation in thyroid, for the estimation were used the traditional calculation methodology as well as the methodology base on Monte Carlo Method, the results were satisfactory in both cases. As a final result, the curves of detection efficiency for the measurement of ^{131}I in the thyroid gland was obtained without using physical phantoms, replacing the current lack of it.

Key words: efficiency; monte carlo method; iodine; thyroid; gamma spectrometers; detection.

Introducción

En los últimos 15 años, las mediciones directas de ^{131}I en tiroides, a los trabajadores, ocupacionalmente expuestos que manipulan este radionucleido, ha pasado a ser la actividad fundamental del Laboratorio de Dosimetría Interna (LDI) del Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (CPHR). Esto responde a la diversificación y consolidación de los tratamientos de diagnóstico y terapia con los isótopos del yodo en Cuba. Para la calibración del equipamiento, con este fin, se necesitan simuladores de tiroides y cuello donde la fuente (tiroides) puede ser un patrón certificado, o solución que posea las características adecuadas de masa y geometría de la glándula; en el caso del ^{131}I , la fuente se prepara con ^{133}Ba , que posee una energía muy cercana a la del radionucleido de interés (356 keV), sin embargo, la no disponibilidad usual de soluciones certificadas de este radionucleido o de simuladores de tiroides, ha provocado que, en ocasiones, las capacidades del Contador de Radiactividad Corporal no estén calibradas para la medición en diferentes geometrías. Una solución apropiada para este problema es la utilización de una metodología basada en la aplicación del Método Monte Carlo (MMC) para la obtención de factores de calibración, en términos de eficiencia de sistemas detectores de radiaciones ionizantes, metodología que permite prescindir de las soluciones patrones y maniqués simuladores, al depender, únicamente, de la existencia de fuentes puntuales de actividad certificada.

Esta metodología ya ha sido implementada y ampliamente validada. Desde 1994 se inició en el Instituto de Radioprotección y Dosimetría (IRD) de Brasil un ambicioso proyecto que tenía como objetivo fundamental, demostrar la posibilidad de utilizar simuladores matemáticos para la calibración de Contadores de Radiactividad Corporal. Así, surge el *software* denominado “VMC *in-vivo*” [1, 2], que por su ambiente gráfico e interfaz sencillo puede ser utilizado, sin necesidad de entrenamientos especializados, en la técnica “Monte Carlo”.

“VMC *in-vivo*” incluye la mayor parte de las geometrías de medición, detectores (tanto de NaI(Tl) como de HPGe) y radionucleidos. En su versión más actualizada (2007) el *software* incluye, incluso, la simulación de cámaras gamma. Las tres principales intercomparaciones en las que se utilizó esta herramienta fueron: una del OIEA (Intercomparación de Contadores de Radiactividad Corporal) [3] y dos de EURADOS (simuladores de riñón y pulmones) [4, 5]. En todos los casos, los resultados fueron satisfactorios.

En el LDI del CPHR, se ha utilizado el *software*, antes mencionado, para la calibración del Contador de Radiactividad Corporal en geometría de pulmones y cuerpo entero, sin embargo, para el caso de la medición de yodo en tiroides, nunca se había empleado el Método Monte Carlo. Teniendo en cuenta las especificidades, tanto del detector como del simulador existente en el LDI para este fin, se optó por simular la geometría específica existente en el laboratorio, en lugar de utilizar el *software* “VMC *in-vivo*”. El objetivo del presente trabajo

es implementar y validar la utilización del Método Monte Carlo, como vía alternativa de determinación de la eficiencia de detección de ^{131}I , del detector identiFINDER, para la medición de actividad incorporada en tiroides, y prescindir, así, del empleo de simuladores antropométricos de tiroides durante el proceso de calibración del equipamiento.

Materiales y Métodos

Numerosos códigos profesionales basan su funcionamiento en el MMC. En el presente trabajo es usado el código MCNP en su versión 5 [6]. El detector empleado en las mediciones experimentales fue el identiFINDER ultra (figura 1), que es un espectrómetro de rayos gamma portátil y digital, capaz de realizar un análisis cualitativo y cuantitativo de la radiación gamma, usando un detector de NaI(Tl) y es además, el detector utilizado en el servicio de medición de yodo en tiroides.



Fig.1 Detector “identiFINDER ultra”.

Para la aplicación del MMC es de vital importancia contar con parámetros geométricos del detector que sean lo más fieles posible a la realidad, sin embargo, generalmente, los valores que suministra el fabricante no siempre son suficientes ni exactos. En el caso particular del *identiFINDER*, los datos expuestos en los manuales, solo hacen alusión a las dimensiones del cristal de centelleo, por lo que se hace imprescindible estimar otros parámetros que pudieran influir en la evaluación de la eficiencia, como la distancia entre la superficie del cristal y el encapsulado, el espesor del encapsulado y el diámetro y espesor de la ventana del encapsulado.

Con el fin de estimar estos parámetros, se sometió el detector a un estudio imagenológico, empleando la técnica de tomografía axial computarizada. El tratamiento de imágenes tomográficas para la optimización de los parámetros geométricos fue realizado con el *software* SyngoFast View (versión VX57134) de la compañía Siemens.

Además de la geometría del detector, es necesario tener los parámetros dimensionales del simulador que se utilizará durante la etapa de validación, en las mediciones experimentales. El mismo está bien caracterizado en el LDI debido a su rutinaria utilización, por lo que ya se contaba con los datos necesarios para la simulación. Los datos de fracción atómica y densidad (g/cm³) de los materiales, que debido a requerimientos del MCNP5 eran necesarios para la simulación, se tomaron de los valores propuestos por Mc Conn Jr, et. al. [7].

Para llevar a cabo la calibración en eficiencias, en geometría puntual, se utilizaron 5 fuentes puntuales de actividad conocida: ¹²⁹I (29.8 keV), ²⁴¹Am (59.5 keV), ¹³³Ba (81 keV, 356 keV), ¹³⁷Cs (661.65 keV) y ⁵⁴Mn (834.8 keV), todas con una incertidumbre menor o igual a 1.2 %.

Para calcular la eficiencia experimental con el simulador de tiroides, se utilizaron como fuentes, dos viales, uno que contiene 17 ml de una solución de ¹³³Ba con 709.24 Bq de actividad, preparado el 18/3/2013, con una incertidumbre del 5 % y otro, que contiene una solución de 20 ml de ¹³¹I de 3.132 KBq de actividad, preparado el 10/6/2013, con una incertidumbre del 5 %. En este caso, se utilizaron varias líneas energéticas de cada radionucleido: del ¹³³Ba las de 31, 81 y 356 keV, y del ¹³¹I las de 365 y 637 keV.

Para la calibración en eficiencias por MMC se utilizaron dos metodologías: el MMC Directo y el MMC Corregido [8].

El MMC Directo consiste en la obtención de la eficiencia de detección, directamente de la simulación. El principal problema en el empleo de este método es que, aunque se cuente con parámetros geométricos optimizados para el detector y el maniquí, siempre van a existir diferencias entre estos y el detector simulado, además de que durante la simulación no se tienen en cuenta otros factores ajenos a la geometría, como la pérdida de eventos (señales eléctricas inducidas por la radiación) en la electrónica asociada al detector. Lo anteriormente expuesto pudiera generar discrepancias entre las calibraciones experimentales y las obtenidas mediante las simulaciones, sobre todo, a bajas energías. Por su parte el MMC Corregido asume que la probabilidad de detección para un fotón en el pico de absorción total, depende solamente de su energía, por lo que la estimación de la eficiencia se realiza mediante la utilización de un “factor de corrección”, calculado a partir de una comparación entre los valores de eficiencia real, obtenidos en laboratorio, en geometría puntual y aquellos resultantes de la simulación por el MMC Directo, en igual geometría. Esta corrección se realiza para compensar el error sistemático que se comete al simular un detector ideal, sin pérdidas de eficiencia por la electrónica u otros factores físicos no imputables a la geometría, y solucionar,

además, las discrepancias que pudieran existir entre la geometría simulada y la real del detector. Esto significa que las desviaciones en los parámetros del detector, respecto a los valores reales, afectarán mucho menos los resultados obtenidos con el MMC Corregido que con el Directo.

La corrección empleada en el MMC Corregido es calculada a partir de un valor de referencia obtenido de forma experimental, utilizando una fuente puntual. La expresión que se utiliza queda definida como sigue:

$$\eta_X = \eta_{ref} \frac{S_x}{S_{ref}} \quad (1)$$

Donde: η_x es la eficiencia del pico de absorción total, η_{ref} es la eficiencia simulada del fotopico en la geometría de referencia (tiroides), S_x es la eficiencia experimental en geometría puntual y S_{ref} es la eficiencia simulada del fotopico en geometría puntual.

Para comparar la similitud de los resultados experimentales obtenidos, con aquellos derivados de las simulaciones (MMC Directo y MMC Corregido) se utilizó la expresión matemática de “porcentaje de error” o “error relativo”:

$$f(\%) = \frac{\eta_X - \eta_{exp}}{\eta_{exp}} * 100 \quad (2)$$

Donde: η_x es la eficiencia del pico de absorción total calculada por MMC (ya sea por método directo o corregido), y η_{exp} es la eficiencia experimental del fotopico en la geometría de referencia (puntual o tiroides). Este “error relativo” debe ser menor del 10 % para considerar como satisfactorios los procedimientos empleados en la estimación de las curvas teóricas de eficiencia [9].

Para la confección de la gráfica de Eficiencia (cps/Bq) v/s Distancia de medición (cm), así como para el ajuste de los datos, en ella mostrados, se utilizó el *software* “OriginPro 8” que cuenta con útiles herramientas de análisis estadístico.

Resultados y Discusión

La figura 2 muestra el topograma obtenido del *identiFINDER* mediante el estudio tomográfico. La figura 3 muestra los parámetros geométricos (en cm) estimados a partir del análisis del topograma: distancia entre la superficie del cristal y el encapsulado, el espesor del encapsulado y el diámetro y espesor de la ventana del encapsulado. La figura 3 muestra, además, el arreglo geométrico “detector – maniquí de tiroides” que finalmente fue simulado por MMC.

Para valorar la exactitud de las eficiencias calculadas por MMC fueron comparados los valores resultantes de la calibración real con aquellos obtenidos de las simulaciones. En un primer paso, se compararon los resultados de la eficiencia de detección, obtenidos por el

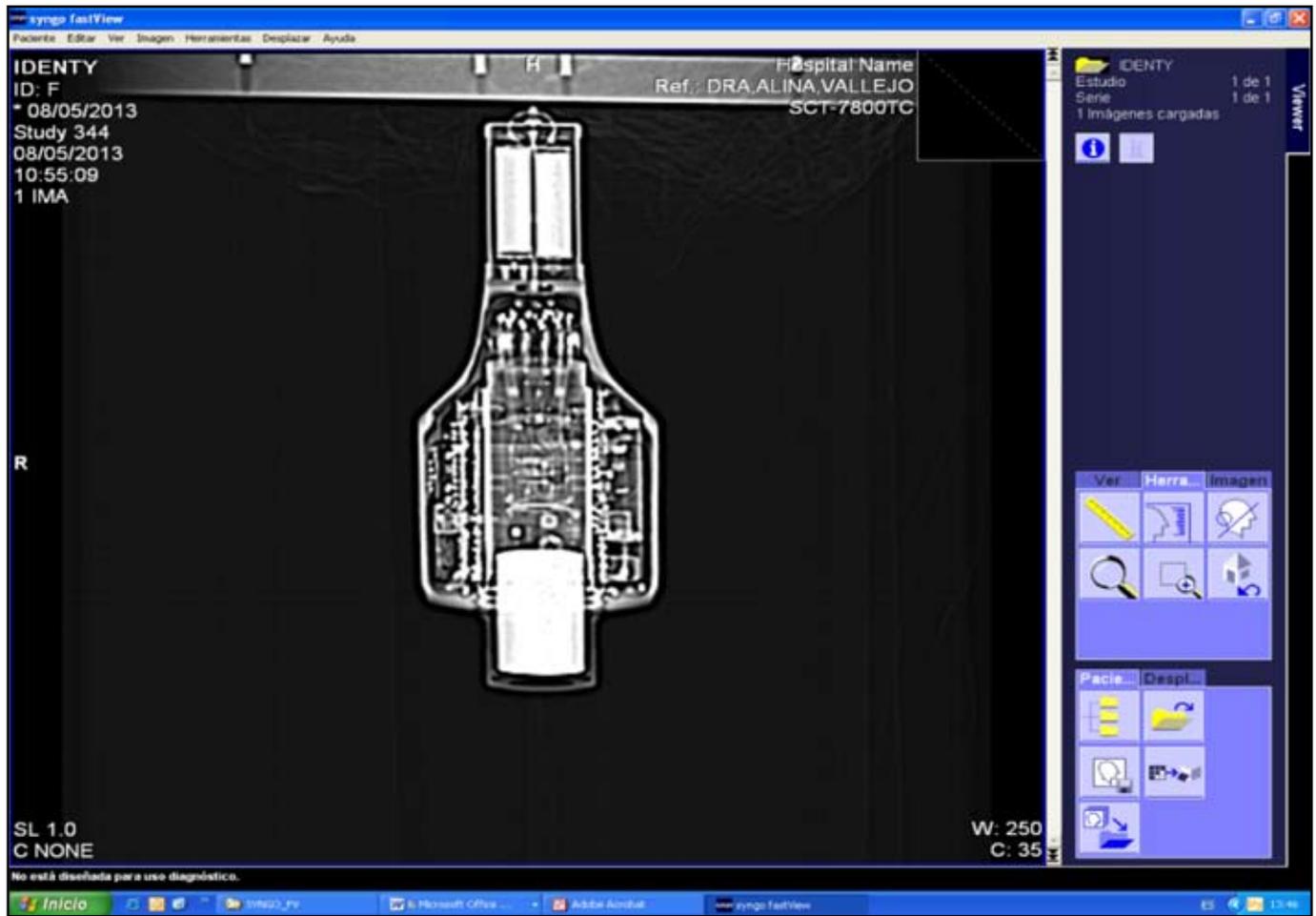


Fig. 2 Topograma del detector "identiFINDER ultra".

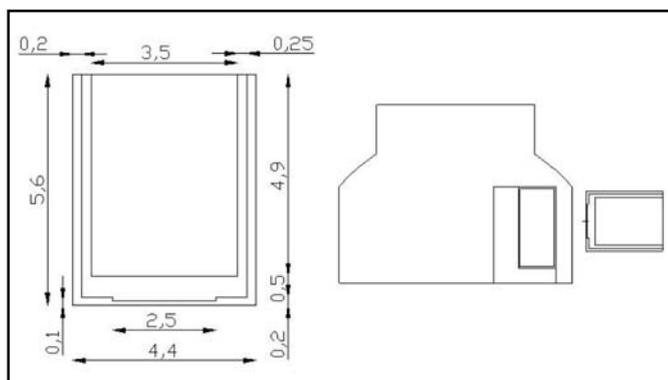


Fig. 3 Parámetros geométricos (en cm) del detector *identiFINDER* y arreglo geométrico "detector - simulador de tiroides" simulados por MMC.

MMC Directo y aquellos devenidos de las mediciones experimentales en el laboratorio para las distancias de 5, 15 y 25 cm, y se estimó el porcentaje de error (f (%)) existente entre ellos. Las tablas 1 y 2 muestran los resultados obtenidos, e incluyen la incertidumbre relativa de las mediciones experimentales ($Inc. (%)$).

Las incertidumbres resultantes del proceso de simulación se pueden hacer tan pequeñas como se desee, en dependencia de la cantidad de eventos (historias) simulados y del tiempo disponible para la simulación; es por esto que la incertidumbre final reportada depende de las mediciones experimentales y no, del proceso de simulación.

Para la simulación de la geometría puntual presentada, en el presente trabajo, se corrieron cien millones de eventos, con lo que se garantizó que la incertidumbre de este proceso se mantuviera por debajo del 0.5 % y fuera, por tanto, despreciable, respecto a la incertidumbre de las mediciones experimentales.

Al comparar los resultados obtenidos por el MMC Directo con los valores reales, se obtuvo que el porcentaje de error f (%), para algunas energías, era superior al 10 %, considerado adecuado para mediciones rutinarias de actividad retenida. Estas diferencias pudieran deberse a que los parámetros geométricos del detector, a pesar de estar optimizados, difieran aún de los reales, o a que exista alguna zona no homogénea en los materiales, además, en los detectores de centelleo ocurre la pérdida de eventos debido a la extinción de la luz que se produce en el cristal después de una interacción y, a pérdidas de eventos en el acoplamiento óptico entre el cristal y el fotocátodo y en la electrónica nuclear asociada. En ningún caso, dicho comportamiento puede simularse, o sea, el MMC Directo no aporta una vía adecuada para el cálculo de la eficiencia de detección del *IdentiFINDER*, o al menos, no una, cuya desviación sea menor que 10 %.

Para implementar el MMC Corregido es necesario utilizar la eficiencia experimental y modelada de una fuente puntual y la simulación de la geometría tiroides. Partiendo de estos datos, se estima la eficiencia de de-

Tabla 1. Eficiencias reales y simuladas (cps/Bq) para fuentes puntuales a 5 cm y 15 cm

Energía (keV)	Eficiencia (cps/Bq) para 5cm				Eficiencia (cps/Bq) para 15cm			
	Experimental	Inc. (%)	MMC Directo	f (%)	Experimental	Inc. (%)	MMC Directo	f (%)
29.8	9.7E-03	2.4	1.5E-02	56.2	1.3E-03	2.0	2.1E-03	57.7
59.5	1.7E-02	2.3	1.8E-02	6.0	2.7E-03	1.4	2.7E-03	-2.6
81.0	1.8E-02	2.3	1.9E-02	7.3	2.9E-03	1.5	2.8E-03	-2.3
356.0	7.6E-03	2.4	9.0E-03	18.8	1.3E-03	1.6	1.6E-03	19.9
661.7	3.5E-03	2.3	4.1E-03	16.7	6.3E-04	1.5	7.3E-04	15.8
834.8	2.0E-03	2.6	3.0E-03	50.0	3.7E-04	3.0	5.5E-04	51.3

Tabla 2. Eficiencias reales y simuladas (cps/Bq) para fuentes puntuales a 25 cm

Energía (keV)	Eficiencia (cps/Bq) para 25cm			
	Experimental	Inc. (%)	MMC Directo	f (%)
29.8	4.5E-04	2.8	8.0E-04	77.1
59.5	1.1E-03	1.3	1.0E-03	-4.4
81.0	1.1E-03	1.7	1.1E-03	-6.6
356.0	5.2E-04	1.8	6.3E-04	20.4
661.7	2.5E-04	1.5	3.0E-04	17.4
834.8	1.4E-04	4.4	2.2E-04	54.9

tección “real” del detector. Sin embargo, se hacía muy extenso el tiempo de simulación si se simulaba el arreglo “detector-maniquí de tiroides” para cada una de las distancias estudiadas (5, 15 y 25 cm); se optó, entonces, por comprobar la influencia del factor “distancia” en la utilización del método. Se calculó la eficiencia de detección del detector *identiFINDER* para 5 y 25 cm en geometría puntual, a partir de un factor de calibración calculado a 15 cm. Nuevamente se omiten en la tabla los valores de incertidumbre obtenidos, durante el proceso de simulación, por las razones anteriormente expuestas. La tabla 3 muestra los resultados obtenidos.

Partiendo del valor de referencia calculado a 15 cm, el porcentaje de error (f (%)) obtenido de la comparación de las eficiencias de detección experimentales y simuladas por MMC Corregido es inferior al valor propuesto de 10 %. No tomamos en consideración el resultado de f=12.3 % para la energía de 29.8 keV a 25 cm, porque, generalmente, los detectores de centelleo no tienen buena respuesta a bajas energías. De esta manera quedó demostrado que los resultados no dependen significativamente de la distancia a la que sea calculado el factor de corrección, sino de la energía de las fuentes radioactivas utilizadas.

Una vez utilizado el MMC Corregido para geometría puntual, se hace necesario implementarlo para la geometría “tiroides”. Para las simulaciones, se mantuvo 15 cm como distancia de referencia y los resultados obtenidos fueron corregidos, utilizando el factor de calibración, calculado para geometría puntual.

Para la simulación del arreglo “detector –simulador” se mantuvo el número de eventos (historias) a simular: cien millones, sin embargo, con el aumento de la complejidad de la geometría, el tiempo de la simulación aumentó considerablemente respecto a la geometría puntual, pero se logró el objetivo de mantener las incertidumbres por debajo del 1 %, lo que garantizaba que estas fueran despreciables, respecto a las obtenidas de manera experimental. La tabla 4 muestra los resultados obtenidos.

Partiendo del valor de referencia calculado a 15 cm, el porcentaje de error (f (%)) obtenido de la comparación de las eficiencias de detección experimentales y simuladas por MMC Corregido es inferior al valor propuesto de 10 %. No tomamos en consideración el resultado de f=12.3 % para la energía de 29.8 keV a 25 cm, porque, generalmente, los detectores de centelleo no tienen buena respuesta a bajas energías. De esta mane-

Tabla 3. Eficiencias reales y simuladas por MMC Corregido (cps/Bq) para fuentes puntuales a distancias de 5 cm y 25 cm, partiendo de un valor de referencia tomado a 15 cm

Energía (keV)	Eficiencia (cps/Bq) para 5cm				Eficiencia (cps/Bq) para 25cm			
	Experimental	Inc. (%)	MMC Directo	f (%)	Experimental	Inc. (%)	MMC Directo	f (%)
29.8	9.7E-03	2.4	9.6E-03	-1.0	4.5E-04	2.8	5.1E-04	12.3
59.5	1.7E-02	2.3	1.9E-02	8.8	1.1E-03	1.3	1.0E-03	-1.9
81.0	1.8E-02	2.3	2.0E-02	9.8	1.1E-03	1.7	1.1E-03	-4.4
356.0	7.6E-03	2.4	7.5E-03	-0.9	5.2E-04	1.8	5.2E-04	0.5
661.7	3.5E-03	2.3	3.5E-03	0.8	2.5E-04	1.5	2.5E-04	1.4
834.8	2.0E-03	2.6	2.0E-03	-0.8	1.4E-04	4.4	1.5E-04	2.4

Tabla 4. Eficiencias reales y simuladas por MMC Corregido (cps/Bq) para geometría “tiroides” a 15 cm

Rn	Energía (keV)	Eficiencia Experimental	Inc. (%)	MMC Corregido	f(%)
¹³³ Ba	31	1.1E-03	6.2	9.4E-04	-13.7
¹³³ Ba	81	2.1E-03	6.8	2.0E-03	-7.4
¹³³ Ba	356	8.8E-04	7.3	8.0E-04	-8.5
¹³¹ I	365	7.7E-04	5.2	7.7E-04	0.3
¹³¹ I	637	3.9E-04	7.4	4.2E-04	6.4

ra quedó demostrado que los resultados no dependen significativamente de la distancia a la que sea calculado el factor de corrección, sino de la energía de las fuentes radioactivas utilizadas.

Una vez utilizado el MMC Corregido para geometría puntual, se hace necesario implementarlo para la geometría “tiroides”. Para las simulaciones, se mantuvo 15 cm como distancia de referencia y los resultados obtenidos fueron corregidos, utilizando el factor de calibración, calculado para geometría puntual.

Solo la línea energética de 31 keV del ¹³³Ba tuvo una desviación superior al 10 %, pero esto ya se había discutido previamente. Por tanto, los procedimientos computacionales empleados en la aplicación del MMC Corregido fueron considerados como adecuados, para calcular la eficiencia de detección del detector *identiFINDER*, para la medición de ¹³¹I en Tiroides, teniendo en cuenta que la energía de este radionucleido es de 365 keV. Para implementar esta metodología en la calibración del *identiFINDER*, es necesario conocer que, a pesar de que este, teóricamente, se pudiera posicionar siempre a una distancia fija de la tiroides, existe, técnicamente, la necesidad de conocer la relación de la distancia detector–tiroides con la eficiencia de detección en las mediciones *in vivo*. Esto se debe a que, inevitablemente, siempre existirán diferencias anatómicas entre los usuarios del servicio. Es por esto que, siguiendo la misma metodología, anteriormente utilizada, se es-

timaron las eficiencias de detección mediante el MMC Corregido para 1, 5, 10, 20, y 25 cm. La energía utilizada fue la de 356 keV del ¹³³Ba, pues es el radionucleido con que, históricamente, se ha calibrado el equipamiento del LDI para medición de ¹³¹I en tiroides. Esto se debe a la similitud energética con los 365 keV del ¹³¹I y al T_{1/2} largo (10.5 años) que posibilita que el laboratorio cuente con fuentes puntuales certificadas de larga duración.

Teniendo en cuenta que las incertidumbres devenidas de la simulación pudieran ser tan pequeñas como se quisiera, utilizarlas, equivaldría a una subestimación considerable de los valores reales, por lo que en la figura 4 se graficó el comportamiento de la eficiencia de detección (cps/Bq) del detector *identiFINDER* v/s Distancia de medición (cm), y se usó como referencia para los valores de incertidumbre, el comportamiento histórico de los mismos en el LDI. Estos valores, devenidos de mediciones experimentales y calculados por el método de las derivadas parciales, oscilan entre un 10 y un 15 %, en dependencia de la distancia y del tiempo de medición de las fuentes (900 s para el *identiFINDER*).

La curva de eficiencia (cps/Bq) v/s Distancia (cm) fue obtenida, mediante la utilización de un ajuste exponencial de segundo orden. Para obtener los coeficientes mostrados en la ecuación 3, se realizó un proceso iterativo, utilizando la herramienta “Fitexponential” del software *OriginPro 8*. Dicho proceso iterativo concluye con una convergencia de los datos que responde a un

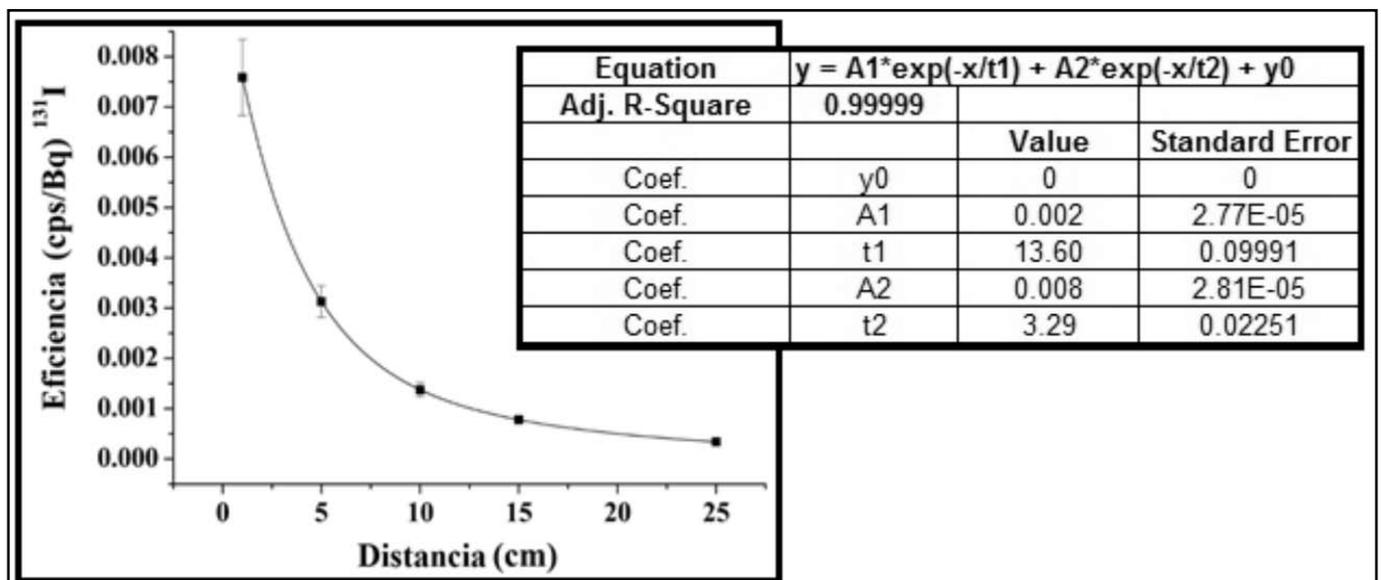


Fig. 4 Dependencia de la eficiencia de detección con la distancia del detector *identiFINDER* para medición de ¹³¹I en tiroides y ajuste de la curva.

valor de R²= 0.99999, y se llega, así, a una ecuación que refleja la mejor aproximación posible de los resultados obtenidos con la curva, sin emplear un tiempo excesivo en el ajuste.

$$\eta(^{131}\text{I}) = 0.002 e^{\left(\frac{-d}{13.60}\right)} + 0.008 e^{\left(\frac{-d}{3.29}\right)} \quad (3)$$

Sobre la base de este resultado, puede ser obtenida la eficiencia para cualquier distancia comprendida en el rango de 1 a 25 cm. Teniendo en cuenta el récord histórico de incertidumbres calculadas en el LDI, para igual tiempo de medición y distancia, se recomienda utilizar un 15 % de incertidumbre relativa, de la eficiencia de detección del detector *identiFINDER*, para las distancias comprendidas entre 1 y 25 cm.

Como método de validación de la metodología, el LDI participó en una Intercomparación in vivo en Tiroides [10], realizada en el marco del proyecto IAEA RLA 9066. Como parte de esta actividad, se midió, por método directo, una tiroides procedente del Instituto de Radioprotección y Dosimetría (IRD) de Brasil. La estimación de la actividad de la tiroides se realizó, utilizando dos detectores de NaI(Tl) de diferente diámetro, uno de los cuales fue el *identiFINDER* que había sido utilizado en el desarrollo del presente trabajo, por lo que entre los resultados emitidos por el laboratorio, se encontraba la estimación de la actividad de la tiroides, utilizando el MMC Corregido. Los resultados de la intercomparación son los que se muestran en la tabla 5.

Tabla 5. Resultados de la Intercomparación in Vivo en Tiroides

Detector-Modelo	Act. de referencia corregida (Bq)	Act. reportada (Bq)	$R = \frac{A_{reportada}}{A_{referencia}}$
NaI3x3	4320± 52	4119± 681	0.95
identiFINDER- método convencional	4320± 52	4166± 698	0.96
identiFINDER- MMC Corregido	4320± 52	4450± 600	1.03

Estos resultados fueron aceptados según el criterio ANSI (0.75 < R < 1.25), por lo que todos los valores reportados fueron satisfactorios, no obstante, es válido resaltar que el valor más cercano a la actividad de referencia fue el obtenido mediante el MMC Corregido, lo

que validó, finalmente, su utilización en el LDI del CPHR como alternativa a la falta de simuladores certificados de cuello y tiroides.

Conclusiones

Con la implementación del MMC Corregido se estimó satisfactoriamente la eficiencia de detección de ¹³¹I del detector *identiFINDER* en geometría “tiroides”. La validación de esta metodología permite prescindir del empleo de simuladores antropométricos de cuello y tiroides, durante el proceso de calibración del equipamiento, sin comprometer la eficacia de los resultados analíticos, por lo que representa una alternativa para las deficiencias de estos materiales en el LDI del CPHR.

Referencias bibliográficas

- [1] HUNT J, DANTAS B, AZEREDO A. Visual Monte Carlo and the Simulation of Whole Body Counter and Gamma Camera Counting Systems. 12th International Congress of the International Radiation Protection Association. 19-24 October 2008. Buenos Aires, Argentina
- [2] HUNT JG, DANTAS BM, SANTOS D, et. al. Twenty years of visual Monte Carlo. IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety - IRPA 2013. April 15-19, 2013. Rio de Janeiro, Brazil.
- [3] KRAMER G. Measurement of the quantity ‘activity’ of radionuclides in simulated human organs: an international intercomparison. Vienna: IAEA, 2006.
- [4] GOMEZ-ROS JM, de CARLAN L, FRANCK D, et. al. Monte Carlo modeling for in vivo measurements of americium in aknee voxel phantom: general criteria for an international comparison. Radiat Prot Dosim. 2007; 127(1-4): 245-248.
- [5] GOMES-ROS J, HUNT J, et. al. Monte Carlo modeling of Germanium detectors for the measurement of low energy photons in internal dosimetry: results of an international comparison. Radiation Measurements. 2008, 43(2-6): 510- 515.
- [6] MCNP: A General Monte Carlo N-Particle Transport Code. Version 5. Vol I. X-5. Monte Carlo Team. 2003.
- [7] McCONN RJ, GESH CJ, PAGH RT, et. al. Compendium of material composition data for radiation transport modeling. Radiation Portal Monitor Project. PNNL-15870 Rev. 1. US Department of Homeland Security, 2011.
- [8] LIYE L, JIZENG M, FRANCK D, DE CARLAN L, BINQUAN Z. Monte Carlo efficiency transfer method for full energy peak efficiency calibration of three type HPGe detectors: a coaxial N-type, A coaxial P-type and four BEGe detectors. Nucl Instrum Meth in Phys Res A. 2006; 564(1): 608-613.
- [9] LEPY MC. Intercomparison of efficiency transfer software for gamma-ray spectrometry. Appl. Radiat. Isot. 2001; 55(4): 493-503.

Recibido: 5 de enero de 2016

Aceptado: 6 de junio de 2016