

Eficiencia del Sistema de Detección de Baja Energía para la Medición de ^{235}U en Pulmón de la Autoridad Regulatoria Nuclear

M. R. Spinella, M. Krimer, B.N. Gregori y A.M. Rojo

Autoridad Regulatoria Nuclear

Av. Del Libertador 8250 (C1429BNP), Buenos Aires, República Argentina
mspinell@cae.arn.gov.ar; mkrimer@cae.arn.gov.ar; bgregori@cae.arn.gov.ar;
arojo@cae.arn.gov.ar

Resumen

Este trabajo presenta los resultados del proceso de calibración del sistema de detección de ^{235}U en pulmón de la Autoridad Regulatoria Nuclear. El fantoma empleado en la calibración es el denominado Lawrence Livermore Realistic Phanton, provisto de pulmones y nódulos activos y de 4 cubiertas torácicas que simulan tejido muscular con espesores que varían entre 1.638 y 3.871 cm. Los espectros son adquiridos por cuatro detectores de LEGe denominados ACTII marca Canberra, cada uno con un área activa de 3800 mm², un diámetro de 70 mm y un espesor de 20 mm, la señal es procesada por un multicanal SYSTEM100 y los espectros son analizados con el programa GENIE2K. Los detectores se encuentran suspendidos por estructuras móviles que permiten variar la posición con respecto a una camilla horizontal que define la geometría de medición. Todo el sistema está ubicado en el interior un recinto blindado de 200x150x200 cm³ de acero de 15 cm de espesor, interiormente recubierto con capas de 0.5 cm de plomo y 0.05 cm de cadmio. El peso total del recinto es de 40 Tn.

Para el sistema descrito se obtuvieron las curvas de eficiencia versus espesor de tejido muscular torácico (ETM) correspondientes a las energías de 143.76, 163.358 y 185.72keV del radioisótopo ^{235}U . Se practicaron además desplazamientos de los detectores de aproximadamente 1 cm con respecto a la posición de referencia y se analizaron los correspondientes cambios de magnitud en las eficiencias. Las variaciones obtenidas oscilan, para desplazamientos verticales, entre un 5% y un 7.8% para el menor valor de ETM (1.638 cm) y entre el 4.2% al 6.7% para el ETM de 3.871cm. Mientras que para los desplazamientos laterales practicados, las variaciones van desde un 4% a un 15%. Se determinaron los límites de detección correspondientes a cada energía y espesor. Los resultados mostraron para el fotopico de 185.72 keV, el más relevante en las evaluaciones, que dicho límite oscila entre 3.7 y 6.4 Bq de ^{235}U dentro del rango de espesores considerados

1. INTRODUCCIÓN

La incorporación de radionucleídos puede ocurrir como consecuencia de la manipulación de material radiactivo. Después de la incorporación, teniendo en cuenta la vía de ingreso al organismo y el metabolismo asociado al compuesto químico en cuestión, este se distribuirá depositándose en distintos órganos o tejidos. Por ello, en ciertos casos, los programas de monitoreo de los trabajadores contemplan el monitoreo individual a través de mediciones “in

vivo". En el caso particular de los actínidos, dicha tarea implica la medición de la actividad retenida en órganos relevantes tales como pulmones o menos frecuentemente hígado y esqueleto. Debido a que la vía de incorporación más frecuente de estos materiales es inhalación y a que se trata de radionucleídos cuyos compuestos químicos presentan largos tiempos de residencia en pulmón, el conteo de la actividad en el tórax constituye una importante herramienta dosimétrica. Para realizar esta tarea, en el Laboratorio Contador de Todo el Cuerpo de la Autoridad Regulatoria Nuclear, se cuenta con un sistema de detección "in vivo" de fotones de baja energía. Como se sabe a estas energías varios parámetros pueden afectar la eficiencia de detección de la actividad depositada, entre los que pueden citarse la geometría de medición, blindaje del sistema, tipo de detectores y el espesor de pared torácica. Este último tiene un gran efecto pues a medida que aumenta no solo se produce una mayor atenuación de los fotones de menor energía sino que además la eficiencia se ve reducida como consecuencia de la mayor distancia pulmones-detectores. Por lo tanto, para obtener los factores de calibración, para este tipo de sistemas, se efectúan calibraciones denominadas tridimensionales que no solo son función de la energía sino también en función del espesor de tejido de la pared torácica.

En este trabajo se presentará el desempeño del sistema medición del laboratorio aplicado a la medición de actividades de ^{235}U en pulmón, obtenido como consecuencia del proceso de calibración. Se describirá brevemente el sistema de detección y los materiales y métodos empleados para la misma. Por último se analizarán los valores obtenidos de eficiencia y límites de detección.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

La cámara de medición [1] consiste en un recinto blindado de 40 Tn de peso con paredes de acero de 15 cm de espesor recubiertas interiormente con capas de plomo y cadmio de 0.5 y 0.05 cm respectivamente. El recinto tiene un área interna de $200 \times 150 \text{ cm}^2$ y una altura de 200 cm. El acceso a la cámara es a través de una puerta corrediza blindada manejada mediante un sistema neumático. El contador dispone de un circuito cerrado de televisión para monitorear su interior del recinto durante la medición y de un sistema de música y comunicación como elementos anticlaustrofobia. El sistema de medición consta de cuatro detectores de LEGe modelo ACTII (GL3820RT/S) de Canberra acondicionados de a pares en dos crióstatos [2]. El área activa de cada detector es de 3800 mm^2 con un diámetro de 70 mm y un espesor de 20 mm. Los detectores poseen ventanas de un compuesto de carbono de 0.6 mm y la distancia a las mismas es de 5 mm. Todo el sistema está suspendido por estructuras móviles que permiten variar su posición con respecto al torso del individuo a medir. Dentro del recinto se halla ubicada una camilla en posición fija predeterminada, lo cual provee una geometría de medición horizontal.

Como los fotones de baja energía son fácilmente atenuados en unos pocos centímetros del cuerpo, los detectores deben posicionarse cerca del sujeto a medir. Pero, la respuesta de éstos cuando están cerca del cuerpo es altamente dependiente de la distribución de la fuente y en consecuencia es habitualmente necesario utilizar fantomas que representen de modo realista la dicha disposición. Además la diferente atenuación provocada por los tejidos muscular, adiposo, pulmonar y óseo debe ser adecuadamente simulado y por lo tanto el fantoma debe ser antropomórficamente realista. Con dicho objetivo se empleó para calibrar el denominado Lawrence Livermore Realistic Phanton. El fantoma imita diferentes tejidos y ubicación de los

órganos en un torso humano para simular la interacción de fotones de baja energía con hueso, cartílago, músculo y tejido adiposo. En el Realistic Phantom, los órganos de interés son los pulmones, el hígado y los nódulos linfáticos, pudiendo estar radioactivos o inertes.

Los órganos internos removibles son de material muscular equivalente con excepción de los pulmones que fueron construidos empleando tejido pulmonar equivalente. Los órganos citados se acomodan en la cavidad interna de un tórax similar al de un hombre adulto promedio. Este torso contiene un esqueleto óseo sintético moldeado dentro de un material equivalente a tejido blando y se cierra con una cubierta separada donde se encuentran fundidas las costillas y el esternón. Bloques de tejido blando equivalente son empleados para posicionar los órganos y para llenar espacios de aire significativos, proveyendo una continuidad de tejido a través de todo el fantoma. Cuenta además, con una serie de 4 cubiertas torácicas que permiten representar un rango de espesores de pared torácico entre 1.638 y 3.871 cm. Las mencionadas cubiertas corresponden a 100% tejido muscular equivalente. Sobre cada una de las placas hay impresos tres conjuntos de círculos concéntricos, dos de ellos ubicados sobre los pulmones y el tercero sobre el hígado útiles para posicionar los detectores en el momento de efectuar las mediciones de calibración.

En este trabajo se emplearon pulmones y nódulos linfáticos con uranio cuya composición se muestran en la tabla I. La calibración se realizó para el conjunto de los cuatro detectores antes descritos y la adquisición y análisis de espectros se efectuó con el código Genie2K [3].

Tabla I: Actividades de cada uno de los órganos del fantoma

Órgano	U234		U235		U236		U238	
	(μ Ci)	(Bq)	(μ Ci)	(Bq)	(μ Ci)	(Bq)	(μ Ci)	(Bq)
Pulmón derecho	1.51E+00	55759	5.42E-02	2007	6.80E-03	252	9.27E-04	34
Pulmón izquierdo	1.18E+00	43512	4.23E-02	1566	5.31E-03	196	7.38E-04	27
Nódulos linfáticos			5.81E-02	2149				

3. RESULTADOS Y DISCUSIONES

Para determinar las eficiencias del sistema, los espectros adquiridos durante una medición correspondiente a cada detector fueron sumados y analizados en conjunto. Se realizaron para cada espesor de tejido muscular (ETM) tres mediciones no consecutivas y se hallaron los factores de calibración para cada caso, tomándose como valor final el promedio de los mismos. La geometría adoptada para medir es horizontal. Como los detectores se hallan montados de a pares, el posicionamiento está limitado pues éstos no pueden desplazarse uno respecto del otro y seguir los contornos del fantoma manteniendo la misma distancia fantoma-detector. Esto provoca diferencias entre las distancias fantoma-detector inferior y superior, resultando el último el más alejado del torso. En este trabajo se presentarán los resultados obtenidos para una posición fija de 3 cm con respecto a los detectores inferiores. Y todas las distancias mencionadas de aquí en adelante están referidas a dichos detectores.

La tabla II muestra la eficiencia como función de la energía de los fotones y del espesor de pared torácico

Tabla II: Eficiencia en función del espesor de la pared torácico del fantoma compuesta de material equivalente a tejido muscular 100%

Energía (keV)	143,76		163,358		185,72	
ETM (cm)	Eficiencia (cps/Bq)	σ_{Ef} (cps/Bq)	Eficiencia (cps/Bq)	σ_{Ef} (cps/Bq)	Eficiencia (cps/Bq)	σ_{Ef} (cps/Bq)
1.638	7,20E-03	1,96E-05	6,72E-03	4,49E-05	6,16E-03	7,19E-06
2.351	5,61E-03	2,44E-05	5,31E-03	5,83E-05	4,86E-03	8,89E-06
2.958	4,81E-03	1,12E-05	4,56E-03	2,70E-05	4,20E-03	4,03E-06
3.295	4,49E-03	1,33E-05	4,28E-03	3,25E-05	3,92E-03	4,78E-06
3.871	3,89E-03	1,13E-05	3,71E-03	2,74E-05	3,42E-03	4,04E-06

Los valores σ_{Ef} de la tabla anterior sólo tienen en cuenta los errores asociados a la determinación del área de los fotopicos y resultaron menores al 4.5, 1.1 y 1.9 % para cada energía, respectivamente.

En la figura 1 se exhiben los datos experimentales para las tres energías y los ajustes teóricos obtenidos a partir de las mismas. Donde R2 es el coeficiente de correlación entre los valores reales y los que se obtienen de la línea de tendencia.

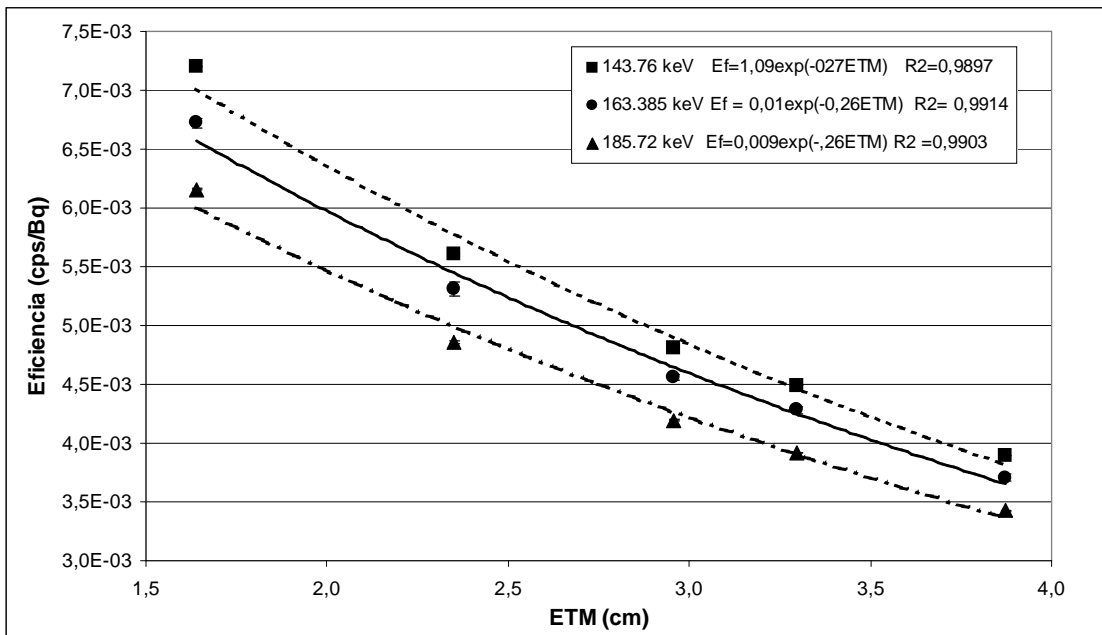


Figura 1: Eficiencias en función del espesor de tejido equivalente para energías características del ²³⁵U.

Se efectuaron mediciones para desplazamiento vertical de los detectores con respecto a la posición de referencia elegida. Los desplazamientos ensayados fueron de 1 cm en cada sentido y los espectros se adquirieron para nódulos y pulmones activos por separado. Las Tablas III y IV muestran, para espesores de 1,638 y 3,871 cm, las eficiencias estimadas para el conjunto pulmones y nódulos activos y su diferencia con respecto a la eficiencia para la posición de referencia obtenida también a partir de los espectros correspondientes a nódulos y pulmones individuales.

Tabla III: Eficiencia para desplazamientos verticales correspondientes a un espesor de tejido equivalente de 1,638 cm

Energía Fotopico (keV)	Eficiencia (cps/Bq) para ETM = 1,638 cm				Diferencia con respecto al valor de referencia (%)	
	Valor de Referencia	Desplazamiento vertical		Desplazamiento vertical		
		+ 1 cm	- 1 cm	+ 1 cm	- 1 cm	
143.76	7,02E-03	6,67E-03	7,57E-03	-4,99	7,83	
163.358	6,60E-03	6,16E-03	7,06E-03	-6,67	6,97	
185.72	6,03E-03	5,64E-03	6,47E-03	-6,47	7,30	

Tabla IV: Eficiencia para desplazamientos verticales correspondientes a un espesor de tejido equivalente de 3,871 cm

Energía Fotopico (keV)	Eficiencia (cps/Bq) para ETM = 3,871 cm				Diferencia con respecto al valor de referencia (%)	
	Valor de Referencia	Desplazamiento vertical		Desplazamiento vertical		
		+ 1 cm	- 1 cm	+ 1 cm	- 1 cm	
143.76	3,79E-03	3,51E-03	3,95E-03	-7,39	4,22	
163.358	3,60E-03	3,32E-03	3,79E-03	-7,78	5,28	
185.72	3,33E-03	3,09E-03	3,48E-03	-7,21	4,50	

Puede notarse en las tablas anteriores que las diferencias oscilan entre un 5 y un 7.8% para el menor espesor y entre un 4.2 y un 7.8% para el mayor. Debe observarse también que la diferencia en eficiencias, cuando se desplazan los detectores en sentido de acercamiento hacia el pulmón, es menor para el espesor más grande debido a que en este caso el efecto más importante es la propia atenuación del tejido. Mientras que las eficiencias correspondientes a distancias más alejadas producen en ambos casos aproximadamente el mismo porcentaje de diferencia. Por lo tanto, podría deducirse que una extrapolación a distancia nula conducirá a una mayor variación en el nivel de detección en una persona delgada. El resultado de la extrapolación corroborado a través de la medición experimental presentó un aumento en la eficiencia de alrededor de un 28% para 1,638 cm de espesor (menor valor posible) que disminuirá con el incremento de la pared torácica.

La Tabla V muestra las diferencia obtenidas directamente de los espectros con nódulos y pulmones activos simultáneamente correspondiente traslados horizontales de 1 cm en diferentes sentidos. Los cálculos se realizaron para el espesor menor pues de acuerdo al resultado anterior se presume conduciría a las mayores variaciones.

Tabla V: Eficiencia para desplazamientos horizontales de 1 cm correspondiente a 1,638 cm de espesor de pared torácica

Energía Fotopico (keV)	Eficiencia (cps/Bq) para ETM = 1,638 cm					Diferencia con respecto al valor de referencia (%)		
	Valor de Referencia	Desplazamiento horizontal			Desplazamiento lateral			
		Superior	Inferior	Lateral	Superior	Inferior	Lateral	
143.76	7,20E-03	6,84E-03	6,22E-03	6,59E-03	-4,99	-13,60	-8,58	
163.358	6,72E-03	6,40E-03	5,83E-03	6,13E-03	-4,74	-13,27	-8,77	
185.72	6,16E-03	5,90E-03	5,26E-03	5,62E-03	-4,19	-14,53	-8,78	

De las tablas IV y V se deduce que el no poder reproducir exactamente la posición de referencia con respecto a los pulmones cuando se trata de un sujeto real introduciría sobrevaluaciones en la estimación de la actividad incorporada en el caso de acercamientos verticales y subvaluaciones en el resto de las situaciones, que para los casos aquí ensayados pueden llegar hasta un 15%. Además no deben olvidarse las variaciones que se originarían por las diferencias anatómicas entre la persona y el fantoma.

Para estimar los límites de detección se obtuvieron los fondos de la cámara con el fantoma Livermore con la colección de órganos inertes. Esto permitió, por un lado, posicionar los detectores y por otro, considerar que aún cuando el fantoma no contenga todos los elementos químicos presentes naturalmente en el cuerpo humano, el fondo se verá de todos modos incrementado debido a la interacción de la radiación ambiente con el fantoma. Se hallaron así, para la combinación de los cuatro detectores, los límites de detección correspondientes a 3600s de medición. La fórmula (1) utilizada está basada en el trabajo de Currie [4] con las modificaciones de Brodsky [5].

$$LD = \frac{4.65\sqrt{B}}{Ef T} + \frac{3}{Ef T} \quad (1)$$

En la fórmula anterior B es el número de cuentas del fondo correspondiente a la zona de los fopicos de interés, Ef es la eficiencia en cps Bq⁻¹ correspondiente en cada caso y T es el tiempo de medición.

La tabla VI muestra los resultados promedios de los límites obtenidos correspondientes a una serie de tres mediciones no consecutivas en cada caso.

Tabla VI: Límite de detección en función del espesor de pared torácica

Energía (keV)	143.76		163.358		185.72	
ETM (cm)	LD (Bq)	σ_{LD} (Bq)	LD (Bq)	σ_{LD} (Bq)	LD (Bq)	σ_{LD} (Bq)
1,638	3,06E+00	1,79E-01	2,98E+00	1,92E-01	3,68E+00	2,10E-01
2,351	4,05E+00	2,30E-01	3,98E+00	2,43E-01	4,67E+00	2,66E-01
2,958	4,66E+00	2,69E-01	4,44E+00	2,83E-01	5,46E+00	3,08E-01
3,295	4,96E+00	2,88E-01	4,69E+00	3,02E-01	5,75E+00	3,30E-01
3,871	5,56E+00	3,32E-01	5,30E+00	3,48E-01	6,39E+00	3,77E-01

Los valores σ_{LD} de la tabla anterior sólo tienen en cuenta los errores asociados a la determinación del área y corresponden a variaciones que oscilan entre un 5,65 y un 6,5% del valor límite.

La figura 2 presenta un ajuste teórico de los límites de detección obtenidos, donde R2 es el coeficiente de correlación entre los valores reales y los que se obtienen de la línea de tendencia.

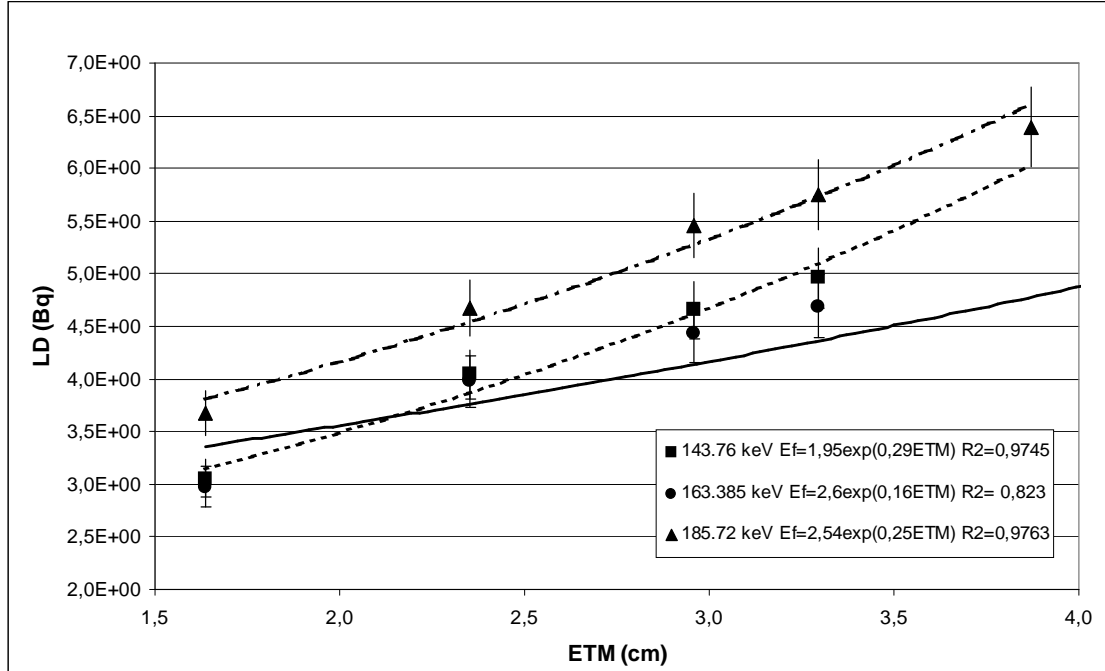


Figura 2: Límite de detección de la cámara en función del espesor de tejido equivalente para energías características del ^{235}U .

Se efectuaron mediciones de fondo con cuatro voluntarios cuyos espesores torácicos estimados con la fórmula de Sumerling et al. [6] oscilan en los 3 cm. Estos espectros mostraron, para la zona de energía más representativa (185,72 keV), un aumento del fondo y por lo tanto un incremento en el límite de detección asociado de 36% con respecto al obtenido para el sistema relativo a dicho espesor. Por supuesto estos valores no son extrapolables para otros individuos con distintas características anatómicas. Esto solo da una idea del aumento en el límite de detección que podría esperarse en una persona de características promedio.

4. CONCLUSIONES

En este trabajo se presentaron los datos obtenidos de calibración de eficiencia versus espesor de tejido muscular para los principales fotopicos del radioisótopo ^{235}U y las curvas teóricas de ajuste válidas para un rango continuo de espesores entre los valores límites permitidos por el fantoma utilizado.

Los resultados mostraron, para las condiciones de medición elegidas, que la actividad mínima detectable de ^{235}U oscila entre 3.7 y 6.4 Bq para el fotopico de 185.72 keV, el más relevante en las evaluaciones. Sin embargo esta actividad se vería incrementada en un 36% en personas de características promedio y podría llegar a reducirse en un 28% para los más delgados modificando el posicionamiento del sistema.

Se evaluaron las diferencias surgidas en la dificultad de reproducir exactamente la posición detectores-pulmones del fantoma cuando se miden personas. Estas mostraron variaciones de hasta un 14,5% en la eficiencia para las más delgadas, las que conducirían, en la mayoría de las situaciones, a una subvaluación de la posible actividad incorporada. Las diferencias para espesores mayores resultan menores debido a la propia atenuación del individuo.

Debe tenerse en cuenta que las fuentes de errores en la evaluación de la incorporación provenientes de las mediciones "in vivo", están asociadas a varios factores (posicionamiento de los detectores, tamaño pulmonar, ETM, concentración de tejido graso y distribución de actividad en el órgano de interés), y que éstos tienen un aporte diferente si se trata de la medición de emisores de alta energía, como el ^{60}Co , o de emisores de baja energía tales como el uranio. En el primer caso el error total sería del orden del 20 % mientras que en el segundo puede llegar al 200 %. En particular, el ETM en el primer caso constituye el 2 % mientras que en el segundo llega al 20 % [7]. En el control rutinario, para la medición de uranio en pulmón, estos errores determinan un alto riesgo de no poder detectar actividades del orden de los niveles de referencia derivados recomendados.

AGRADECIMIENTOS

Los autores del presente trabajo queremos agradecer los múltiples y valiosos aportes brindados generosamente por Jorge Fernández y Hugo Ciallella durante el proceso de calibración. También deseamos reconocer al personal de la Autoridad Regulatoria Nuclear que voluntariamente donó su tiempo haciendo así posible la realización de algunas de las mediciones.

REFERENCIAS

1. "Index to data sheets". *Directory of Whole-Body Radioactivity Monitors. International Atomic Energy Agency. IAEA, Vienna, STI/PUB/213*, (1970).
2. *Germanium Detectors. User's Manual*. Canberra Industries, USA, (1998).
3. *Genie 2000-Spectroscopy System*, Canberra Industries, USA (1998).
4. Currie LA. "Limits for qualitative detection and quantitative determination: application to radiochemistry". *Anal Chem* **40** p.586-593 (1968).
5. Brodsky A. "Accuracy and detection limits for bioassay measurements in radiation protection". *Report NUREG-1156* (1986)
6. Sumerling, T.J., Quante, S.P. "Measurements of the human Anterior Chest Wall by Ultrasound and Estimates of Chest Wall Thickness for Use in Determination of Transuranic Nuclides in the Lung", *Rad. Prot. Dos.* Vol **3**, p.203-210 (1982)
7. Franck, D. ; Genicot, J.L.Pari, "Evaluation and Reduction of Systematic Errors in "in vivo" Monitoring" *Conference - OMINEX Training Course*, (2003).