

Espectroscopía gamma con LaBr_3 y LYSO para su aplicación en medicina nuclear

M. Rodríguez-Villafuerte^a, H. Alva-Sánchez^{a,b}, T. Murrieta^a y A. Martínez-Dávalos^a,

^aInstituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México,
Apartado Postal 20-364, México, D.F., 01000, México.

^bUnidad PET/CT-Ciclotrón, Facultad de Medicina, Universidad Nacional Autónoma de México,
Unidad de Investigación, Ciudad Universitaria México, D.F., 04510, México,

e-mails: mercedes@fisica.unam.mx; halva@ciencias.unam.mx; tmurrieta@fisica.unam.mx; arnulfo@fisica.unam.mx

Recibido el 2 de septiembre de 2010; aceptado el 9 de noviembre de 2010

La formación de imágenes en medicina nuclear está basada en la detección de radiación proveniente de una cantidad minúscula de un radiofármaco administrado a un paciente. Para esto se requiere de detectores con eficiencia de detección alta, buena resolución espacial y que posean la capacidad de identificar la energía de la radiación incidente. En este trabajo se discuten éstas y otras propiedades de los materiales utilizados como detectores de radiación gamma en aplicaciones médicas. Se describen los procedimientos estándar para la calibración y caracterización de un detector y se presentan los resultados de espectroscopía gamma del yoduro de sodio (NaI:Tl), centellador convencional ampliamente utilizado en aplicaciones de medicina nuclear, además de dos cristales centelladores innovadores: el bromuro de lantano (LaBr_3) y el oxiortosilicato de lutecio con itrio (LYSO). Estos últimos presentaron una respuesta lineal con la energía en un intervalo de 80 a 1332 keV; en este intervalo el LaBr_3 mostró una resolución en energía superior a la del LYSO y NaI:Tl . Se espera que éstos y otros materiales con propiedades similares empiecen a sustituir a los usados actualmente en los detectores de equipos de tomografía de medicina nuclear.

Descriptor: Espectroscopía gamma; centelladores; resolución en energía; medicina nuclear.

Image formation in nuclear medicine is based on the detection of radiation emitted from a small quantity of a radiopharmaceutical administered to patients. This requires high detection efficiency, good spatial resolution and the ability to identify the energy of the incident radiation. These and other properties of detector materials for gamma radiation are reviewed. Standard detector calibration and characterization procedures are described, and the results from gamma spectroscopy measurements for sodium iodide (NaI:Tl), conventional scintillator widely used in nuclear medicine applications, and two other novel scintillation crystals, lanthanum bromide (LaBr_3) and lutetium-yttrium oxyorthosilicate (LYSO) are presented. Both materials showed a linear energy response from 80 to 1332 keV, and within this energy interval, LaBr_3 had a superior energy resolution compared to LYSO and NaI:Tl . These and other new materials are expected to replace those used in current detectors for nuclear medicine scanners.

Keywords: Gamma-ray spectroscopy; scintillators; energy resolution; nuclear medicine.

PACS: 29.30.Kv; 29.40.Mc; 87.57.ue; 87.57.uh; 87.57.uk

1 Introducción

La espectroscopía gamma es una técnica nuclear que tiene como uno de sus objetivos determinar la energía de los rayos gamma emitidos por sustancias radiactivas. Su utilidad reside en el hecho de que es posible conocer la identidad y cantidad de los radionúclidos presentes en una muestra radiactiva a través de la medición de su espectro de energía. Los dispositivos utilizados para realizar espectroscopía gamma requieren de un detector que funcione en modo de pulsos y que sea sensible a la energía de la radiación incidente, además de un analizador de altura de pulsos y electrónica asociada para registrar y amplificar las señales. Los detectores más comunes están basados en cristales centelladores o de estado sólido (como los de germanio ultrapuro). Dependiendo del tipo de aplicación, es la selección del detector. Aunque los detectores de estado sólido resaltan por su extraordinaria resolución en energía, de tan sólo algunos keV [1], su costo es muy elevado y su uso se ve limitado en aplicaciones en donde se requiere formar imágenes.

La espectroscopía gamma tiene una gran cantidad de aplicaciones que incluyen monitoreos ambientales [2], cuantificación de contaminantes [3], fechamiento [4], estudios espaciales [5] y estudios médicos [6-9], entre otros. Las aplicaciones médicas son principalmente en el área de la medicina nuclear, técnica ampliamente utilizada para el diagnóstico de enfermedades que usa radionúclidos emisores de fotones o de positrones para obtener imágenes de la distribución espacio-temporal de moléculas radiactivas dentro del sujeto bajo estudio. Esta información es utilizada para estudiar procesos metabólicos y fisiológicos de órganos y tejidos.

Desde sus orígenes, los detectores utilizados en la medicina nuclear se basan en cristales centelladores acoplados a fotodetectores. Un centellador convierte parte de la energía depositada por radiación ionizante en luz, con la característica de que la cantidad de luz producida es proporcional a la energía depositada. Los cristales deben de cumplir con ciertas características, dentro de las cuales se pueden mencionar:

1. Alta eficiencia intrínseca, lo que permite tener altas sensibilidades. De esta manera los estudios se pueden llevar a cabo en tiempos razonables.

2. Tiempo de respuesta corto que, junto con fotosensores y electrónica rápida, incrementa la capacidad de registrar altas tasas de conteo. Esto garantiza la linealidad en la respuesta del detector como función de la actividad de la fuente.
3. Buena resolución en energía que ayuda a discriminar fotones dispersados durante los estudios y, por lo tanto, mejora el contraste en las imágenes y su cociente señal a ruido.

El yoduro de sodio dopado con talio (NaI:TI) es el cristal centellador que por excelencia se ha utilizado durante las últimas 5 décadas para estudios de gammagrafía y tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT) con radionúclidos emisores de fotones en el intervalo de energías de 70 a 330 keV. Por otro lado, el germanato de bismuto (BGO) también resalta por su gran utilidad en la tomografía por emisión de positrones (PET) para detectar fotones de 511 keV producto de la aniquilación de positrones con electrones de un medio [10]. Existe sin embargo una desventaja importante del BGO; su tiempo de respuesta es muy largo, lo que limita la adquisición de datos a altas tasas de conteo.

En los últimos años se ha propuesto el uso de nuevos cristales centelladores con mejores propiedades en términos de su eficiencia intrínseca, tiempo de respuesta y resolución en energía [11,12]. En el Instituto de Física de la UNAM se ha desarrollado recientemente un equipo de microtomografía por emisión de positrones (microPET) para animales pequeños [13] que emplea centelladores novedosos. En particular nos interesa explorar la aplicación de diferentes centelladores en este tipo de equipos y en el uso de otras técnicas, tales como la microtomografía por emisión de fotón único (microSPECT) [14]. En este trabajo se presenta un estudio de la respuesta de dos materiales centelladores desarrollados recientemente a fuentes emisoras de rayos gamma con energías en el intervalo de 30 a 1350 keV. Se muestran las características más relevantes de algunos espectros, se cuantifica la linealidad de los detectores con la energía de los fotones incidentes y se determina su resolución en energía.

2 Materiales y métodos

2.1 Interacciones fotón-materia relevantes en medicina nuclear

Para fotones en el intervalo de energías de 10 a 1400 keV, los tipos de interacción fotón-materia dominantes son el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton [15]. La energía depositada por los fotones y las características intrínsecas del detector -que incluyen sus dimensiones y geometría- determinan la forma del espectro de energía resultante.

Cuando ocurre una interacción a través del efecto fotoeléctrico, la energía transferida a los fotoelectrones (E_F) está dada por

$$E_F = h\nu - E_b, \quad (1)$$

en donde $h\nu$ es la energía del fotón incidente y E_b es la energía de ligadura de los electrones orbitales, principalmente de la capa K. En la práctica, E_b es muy pequeña comparada con la energía de los fotones incidentes, por lo que $E_F \sim h\nu$.

En el caso de la dispersión Compton, la energía de los electrones Compton (E_C) producidos por fotones incidentes con energía $h\nu$ se puede expresar como

$$E_C = h\nu - h\nu', \quad (2)$$

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)}, \quad \alpha = \frac{h\nu}{m_e}. \quad (3)$$

En estas ecuaciones, $h\nu'$ es la energía del fotón dispersado a un ángulo θ , y m_e es la masa del electrón en reposo (511 keV). Como se puede observar de las Ecs. (2) y (3), la distribución de energía entre el electrón Compton y el fotón dispersado la determina el ángulo de dispersión. La energía depositada en el centellador por una sola dispersión Compton cubre un intervalo amplio de valores, desde casi cero ($\theta \sim 0^\circ$) hasta un máximo correspondiente a dispersiones a 180° .

2.2 Resolución en energía

Una característica muy importante de los detectores para espectroscopía gamma es su resolución en energía (R_E), la cual determina la capacidad del detector para distinguir fotones de diferente energía. Esta propiedad es muy relevante para aplicaciones en medicina nuclear pues, en el intervalo de energías utilizadas, la dispersión Compton contribuye de una manera importante a la señal registrada por los detectores. Por ejemplo, la fracción de dispersión (definida como el cociente entre el número de fotones dispersados y el número total de fotones detectados) en imágenes de PET puede ser de hasta el 60% en el modo de adquisición de datos 3D [16]. Esta contribución tan relevante implica un deterioro en la calidad de las imágenes al disminuir el contraste e incrementar la borrosidad.

Cuantitativamente la resolución en energía se define como [1]

$$R_E(\%) = \frac{FWHM}{h\nu} \times 100 \quad (4)$$

donde $FWHM$ (por sus siglas en inglés) es la anchura del fotopico a la mitad de su máxima intensidad y $h\nu$ es la energía de los fotones incidentes. La resolución en energía depende de $h\nu$, de la cantidad de luz producida en el centellador, de su tamaño físico y de las características del fotodetector (eficiencia cuántica y homogeneidad del fotocátodo). Una mejor resolución en energía implica tener espectros con fotopicos más angostos, lo cual permite aumentar la calidad de las imágenes al disminuir las fracciones de dispersión.

2.3 Tiempo de respuesta

Cada pulso emitido durante el proceso de centelleo se caracteriza por un aumento rápido en su intensidad hasta llegar a un máximo, para después disminuir exponencialmente como

TABLA I. Propiedades de los cristales centelladores utilizados en este trabajo.

Cristal	LaBr ₃ :Ce	NaI:Tl	LYSO ^a
	[18]	[18]	[19]
Densidad (cm ³ /g)	5.08	3.67	7.20
Número atómico efectivo	48.3	50	65
Tiempo de decaimiento (ns)	16	250	42
Índice de refracción	1.90	1.85	1.82
Producción de luz (fotones/keV)	63	38	32
Producción de fotoelectrones (% del NaI:Tl)	165	100	75
Pico de emisión (nm)	380	415	420
Diámetro (mm)	13 mm	19 mm	15 ^b
Altura (mm)	13 mm	19 mm	25

^a El LYSO tiene ~2.6% de ¹⁷⁶Lu, el cual decae β⁻ al ¹⁷⁶Hf. En esta transición se emite un espectro complicado de rayos γ y X, además del espectro polienergético de las partículas β⁻.

^b Paralelepípedo de 25 mm de altura y base cuadrada de 15 mm de lado.

función del tiempo. Las características temporales del pulso se miden a través de los denominados tiempos de subida y de decaimiento. El tiempo de subida se mide como el intervalo de tiempo que comprende entre 10 y 90% del tiempo total de subida del pulso; el tiempo de decaimiento es igual al tiempo después del cual la intensidad de la luz ha disminuido a una fracción igual a (1/e) de su valor máximo. La postluminiscencia es la emisión de luz en el material centellador después de remover la fuente de radiación. Las aplicaciones que requieren altas tasas de conteo, como la formación de imágenes en medicina nuclear, necesitan de centelladores rápidos, con tiempos de respuesta cortos, sin postluminiscencia [17].

2.4 Detectores

Los componentes básicos de un sistema de detección basado en un centellador acoplado a un fotodetector son el cristal centellador, un tubo fotomultiplicador y la electrónica de lectura. En los últimos 10 años se ha propuesto el uso de diferentes centelladores en medicina nuclear que sobresalen por su gran luminosidad y rapidez, lo que hace posible realizar medidas a altas tasas de conteo.

En este trabajo se utilizaron tres centelladores, dos de ellos muy novedosos por su tiempo de decaimiento tan corto:

- Bromuro de lantano dopado con cerio (LaBr₃:Ce).
- Yoduro de sodio dopado con talio (NaI:Tl).
- Oxiortosilicato de lutecio con itrio dopado con cerio (Lu_{2(1-x)}Y_{2x}SiO₅:Ce), LYSO por sus siglas en inglés.

Los dos primeros son de la marca Saint Gobain (Saint Gobain Crystals and Detectors, 12345 Kinsman Road Newbury,

TABLA II. Características técnicas del tubo fotomultiplicador Hamamatsu H6524.

Respuesta espectral (nm)	300-650, máxima en 420
Tiempo de tránsito (ns)	19
Tamaño mínimo útil	15 mm de diámetro
Fotocátodo	Bialcalino
Número de dínodos	10
Voltaje máximo de operación (V)	-1800
Ganancia	1.7×10 ⁶

Ohio 44065, USA), y el último es de la marca Proteus (Proteus, 120 Senlac Hills Drive, Ohio 44022, USA). Históricamente el NaI:Tl ha sido el cristal centellador por excelencia por su amplia variedad de aplicaciones; en particular resalta su número atómico efectivo alto que favorece el efecto fotoeléctrico, es muy luminoso y su pico de emisión coincide con el intervalo de respuesta de un gran número de fotodetectores. Sin embargo es higroscópico y relativamente lento comparado con los cristales desarrollados en los últimos años como el LaBr₃ o el LYSO. Estos últimos tienen características muy atractivas para usarse en dispositivos de alta tecnología: tienen tiempos de decaimiento muy cortos, su número atómico efectivo es alto, y pueden llegar a ser más luminosos que el NaI:Tl. La Tabla I muestra las características más importantes de estos tres centelladores.

Los cristales centelladores se acoplaron a tubos fotomultiplicadores (TFMs) Hamamatsu H6524 serie CA7320 (Hamamatsu Photonics, 360 Foothill Rd. Bridgewater, NJ 08807-0910, USA). Las características técnicas más importantes de los TFMs se muestran en la Tabla II. De los datos de esta tabla es importante resaltar que se espera un buen acoplamiento óptico entre la luz emitida por los cristales centelladores y la respuesta espectral del TFM. Una ventaja adicional de este fotodetector es que es muy rápido, lo cual permite trabajar con altas tasas de conteo.

2.5 Fuentes radiactivas

Se utilizó un conjunto de fuentes de espectroscopía gamma Areva-Cerca (Laboratoire Etalons d'Activité, B. P. 75-26701 Pierrelatte, France) con actividades calibradas de ~ 370 kBq (10 μCi) al 5 de octubre de 2007. Las propiedades de las fuentes empleadas se muestran en la Tabla III; las emisiones gamma se listan en orden de importancia, así como la contribución de rayos X que se presenta en algunos casos. La fuente de rayos gamma se colocó a 5 cm del detector a lo largo de su eje central. Los tiempos de adquisición de los espectros variaron dependiendo de la actividad de la fuente.

2.6 Electrónica

El tubo fotomultiplicador H6524 fue alimentado con una fuente de alto voltaje CAEN N470. Las señales de salida del TFM fueron preamplificadas utilizando un preamplificador

TABLA III. Modos de decaimiento más importantes de las fuentes radiactivas utilizadas. Se muestran las energías de los fotones más relevantes y su contribución en porcentaje [20].

Radionúclido	Decaimiento principal ¹	Vida media ²	E_{γ} (keV)	$E_{Rayos-X}$ (keV)
$^{241}_{95}Am$	α	432.2 a	59.5 (35.9%) 26.3 (2.40%)	
$^{57}_{27}Co$	CE	271.8 d	122.1 (85.6%) 136.5 (10.7%) 14.4 (9.2%)	
$^{133}_{56}Ba$	CE	10.5 a	356.0 (62.05%) 81.0 (34.06%) 302.9 (18.3%) 383.9 (8.94%)	30.63 (34.9%, Cs $K_{\alpha 2}$) 30.97 (64.5%, Cs $K_{\alpha 1}$) 34.92 (5.99%, Cs $K_{\beta 3}$) 34.99 (11.6%, Cs $K_{\beta 1}$)
$^{22}_{11}Na$	β^+ (89.8%), CE (10.2%)	2.6 a	511 (180%, γ_{\pm}) 1274.5 (100%)	
$^{137}_{55}Cs$	β^-	30.1 a	661.7 (85.1%)	32.2 (3.8%, Ba $K_{\alpha 1}$) 31.8 (2.0%, Ba $K_{\alpha 2}$)
$^{54}_{25}Mn$	CE	312.3 d	834.9 (100%)	
$^{60}_{27}Co$	β^-	5.3 a	1173 (99.97%) 1332 (99.99%)	

¹CE=Captura electrónica.

² a=años, d=días.

TABLA IV. Parámetros de operación de la electrónica para obtener una respuesta lineal del detector como función de la energía.

Cristal	LaBr ₃ :Ce	NaI:Tl	LYSO
Alto voltaje TFM (V)	-950	-1050	-1200
Ganancia preamplificador	2.5	2.5	2.5
Ganancia amplificador	75	120	120
Tiempo de integración (μs)	0.5	1.0	1.0

Phillips Scientific 778 y posteriormente invertidas de polaridad con un Fan-In/Fan-Out CAEN N625. Las señales invertidas fueron amplificadas y moduladas con un amplificador de forma de pulso CAEN N568. La digitalización de las señales se llevó a cabo con un analizador multicanal Amptek MCA8000A y fueron monitoreadas con un osciloscopio Tektronics TDS3024B. El voltaje de operación de los TFMs y los parámetros de la electrónica se tuvieron que optimizar (ver Tabla IV) dependiendo del tipo de centellador para poder tener una respuesta lineal del detector como función de la energía de los fotones incidentes en el intervalo 80-1332 keV.

3 Resultados

Utilizando los parámetros de la electrónica de la Tabla IV, se obtuvieron los espectros de las 7 fuentes radiactivas de la Tabla III. En el caso del LYSO fue necesario restar el espectro de fondo del cristal ya que su contribución es muy importante. Para ilustrar este último procedimiento, la Fig. 1 muestra la respuesta del LYSO a fotones del ^{137}Cs (incluyendo

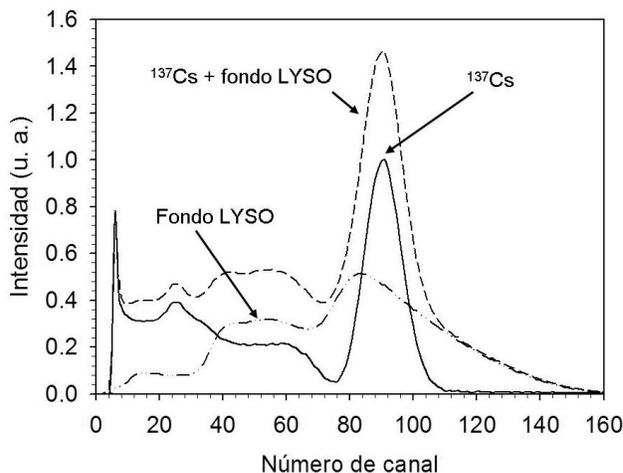


FIGURA 1. Espectro de ^{137}Cs obtenido con el cristal LYSO, y resultado después de restar la señal de fondo del LYSO.

fondo), su espectro de fondo y la resta. Los espectros fueron adquiridos durante el mismo intervalo de tiempo. El fotopico se normalizó a la unidad tomando como referencia el espectro neto de ^{137}Cs .

3.1 Calibración en energía

Para cada centellador, la calibración de los canales en energía se realizó en dos pasos:

1. Se ajustaron funciones gaussianas a los fotopicos de cada espectro, y para cada fotopico se obtuvo el canal correspondiente a la máxima intensidad.

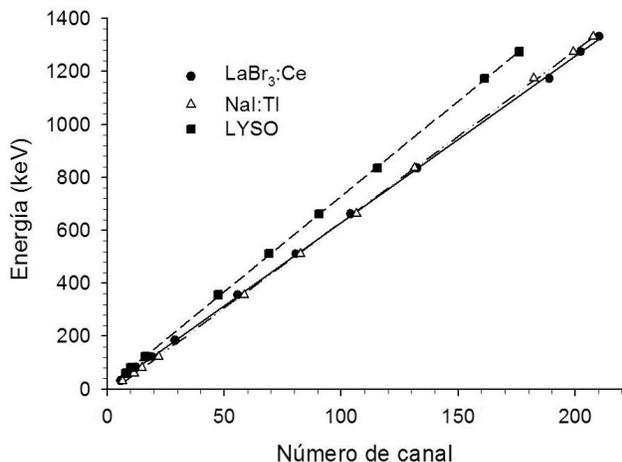


FIGURA 2. Calibración en energía de los 3 centelladores utilizados. Todos ellos presentaron una respuesta lineal en el intervalo 80-1332 keV. Los errores asociados a la determinación del número de canal son menores al tamaño de los símbolos.

TABLE V. Calibración en energía (E en keV) de los diferentes centelladores.

Cristal	Ajuste lineal
LaBr ₃ :Ce	$E = 0.42 + 6.3 \times canal$
NaI:Tl	$E = -18.97 + 6.5 \times canal$
LYSO	$E = 6.98 + 7.21 \times canal$

2. Dado que se conoce la energía de los fotones incidentes, se graficó la energía de cada fotopico (en keV) como función del canal (ver Fig. 2). A partir de estos datos para cada cristal, se ajustó una recta cuyos parámetros se muestran en la Tabla V. En todos los casos se obtuvieron factores de correlación (R^2) mayores a 0.99. Cabe hacer notar que los centelladores mostraron desviación de la linealidad para fotones con energía por debajo de 80 keV, tal como se mostrará en la Sec. 3.3.

3.2 Características típicas de los espectros

Con el propósito de ilustrar las características típicas de los espectros de energía, se muestran las medidas con el LaBr₃:Ce dado que fue el centellador con la mejor resolución en energía. Las Figs. 3a y 3b muestran los espectros medidos con ¹³⁷Cs y ²²Na después de aplicar la calibración en energía, respectivamente. Cada espectro, con su fotopico principal normalizado a la unidad, contiene la estructura esperada: se pueden apreciar el fotopico, hombro Compton, pico de retrodispersión (fotones que sufrieron dispersiones Compton a 180° en el ensamble del cristal y que posteriormente tuvieron una interacción fotoeléctrica en el centellador) y la región de dispersión múltiple. En el caso del ¹³⁷Cs también se muestra la contribución de los rayos X del Ba, proveniente del decaimiento por conversión interna del ^{137m}Ba.

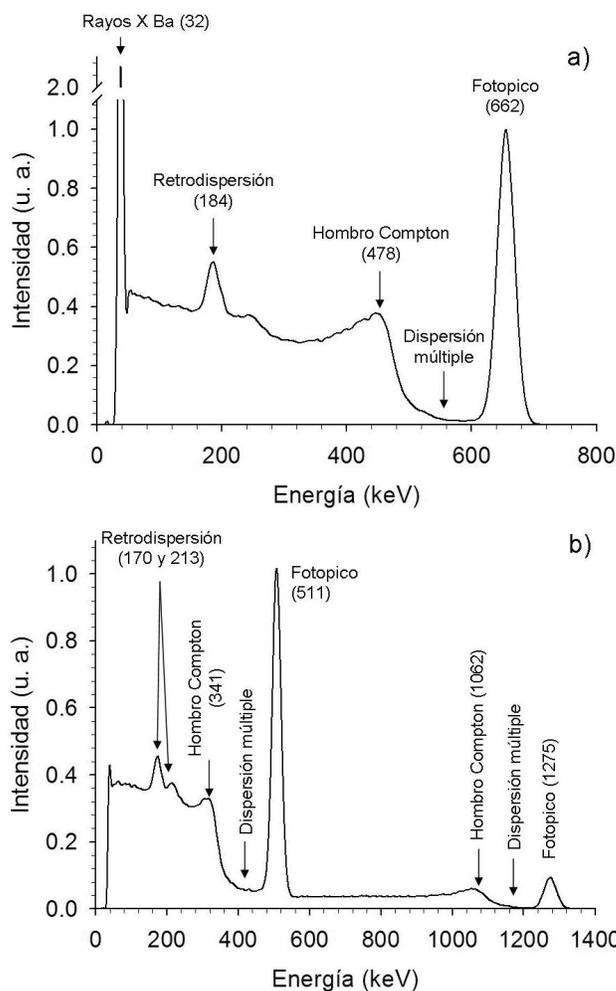


FIGURA 3. Espectros en energía típicos de ¹³⁷Cs (a) y ²²Na (b) obtenidos con LaBr₃:Ce. Las energías asociadas aparecen entre paréntesis en keV.

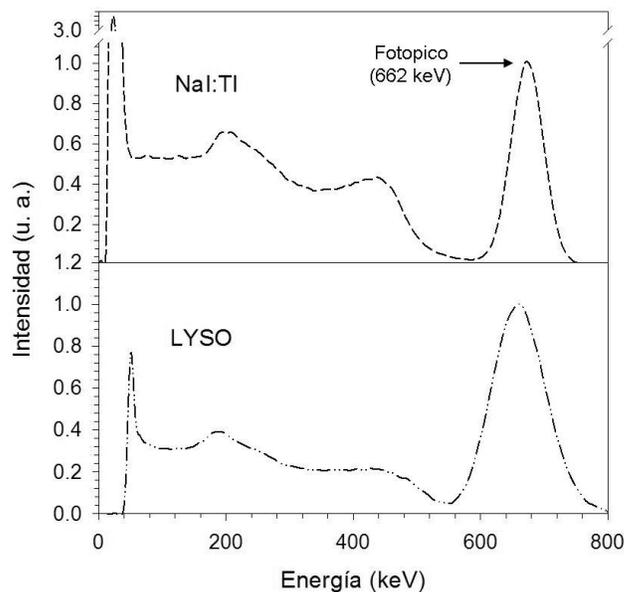


FIGURA 4. Espectros en energía del ¹³⁷Cs obtenidos con NaI:Tl y LYSO.

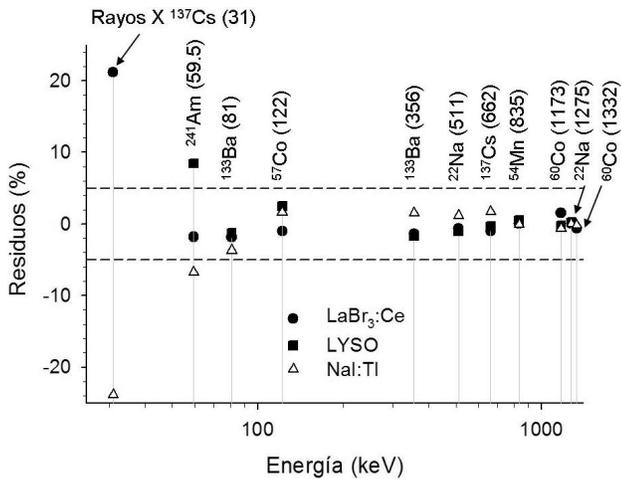


FIGURA 5. Residuos en energía para LYSO, NaI:Tl y LaBr₃:Ce. Entre paréntesis se indican las energías (en keV) utilizadas para los cálculos. Las líneas punteadas representan el $\pm 5\%$.

Para resaltar las diferencias en la respuesta de los centelladores, la Fig. 4 muestra los espectros obtenidos para el ¹³⁷Cs con NaI:Tl y LYSO. Al comparar estas gráficas con la figura 3a es notable la gran diferencia entre los espectros con respecto a la resolución en energía que cada centellador presenta. Se puede apreciar que la estructura esperada tiene menor definición al disminuir la resolución en energía del centellador.

3.3 Residuos en energía

Para evaluar la linealidad de los centelladores como función de la energía de los fotones incidentes, se calcularon los residuos en energía, definidos como la energía verdadera menos la energía medida (a partir de la calibración de la Tabla V) normalizados por la energía verdadera. Los residuos en energía se calcularon para todos los fotopicos y contribuciones de rayos X de los radionúclidos estudiados (ver Fig. 5). Se puede observar que en todos los casos los residuos son menores al 5% para energías mayores a 80 keV. Por debajo de esta energía, los residuos llegan a ser de hasta el 24%.

3.4 Resolución en energía

La resolución en energía de los tres centelladores se muestra en la Fig. 6. Se puede observar que las R_E mejoran conforme la energía de los fotones incidentes aumenta; para fotones con energías mayores a 200 keV el LaBr₃:Ce, NaI:Tl y LYSO presentan valores de R_E por debajo del 10%, 18% y 30%, respectivamente. Esta tendencia puede atribuirse a la diferencia en luminosidad de los centelladores, la cual afecta directamente la capacidad del detector para distinguir fotones de diferentes energías. La mejor resolución en energía en todo el intervalo de energías estudiado la presentó el LaBr₃:Ce, mientras que la peor fue la del LYSO. Con este último centellador no fue posible separar los 2 fotopicos del ⁶⁰Co, por lo que en este conjunto de datos no se reporta el valor a 1332 keV.

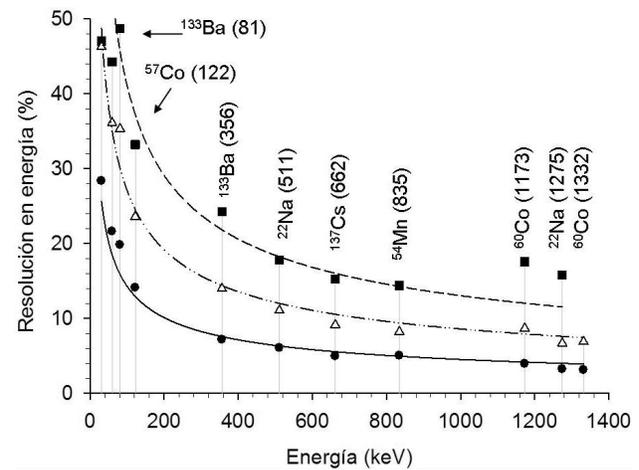


FIGURA 6. Resoluciones en energía para LaBr₃:Ce (círculos), NaI:Tl (triángulos) y LYSO (cuadrados). Entre paréntesis se indican las energías (en keV) utilizadas para los cálculos. Las líneas corresponden a ajustes del tipo $R_E = kE^{-1/2}$.

Las líneas en la Fig. 6 corresponden a ajustes del tipo $R_E = kE^{-1/2}$, donde k es una constante, y la dependencia con el inverso de la raíz cuadrada de la energía es la que se esperaría debido a factores puramente estadísticos [1]. El ajuste de los datos es mejor para LaBr₃:Ce y empeora para los centelladores con menor resolución en energía. Los datos del LYSO tienen una desviación importante a altas energías con respecto al comportamiento esperado debido al traslape entre los fotopicos del ⁶⁰Co haciendo difícil ajustar gaussianas para medir la resolución en esos puntos. Adicionalmente, es importante mencionar que la forma y dimensiones del cristal pueden tener un efecto relevante en su resolución en energía. En el caso del LYSO, el cristal que usamos es un paralelepípedo de 25 mm de altura y base cuadrada de 15 mm de lado. Estas proporciones no son idóneas [1] lo que puede ocasionar una ineficiente recolección de luz en el cristal, y por lo tanto el deterioro en su resolución en energía.

4 Discusión y conclusiones

En este trabajo se presentó el estudio de la respuesta en energía a rayos gamma en el intervalo de 30 a 1350 keV de tres cristales centelladores (LaBr₃:Ce, NaI:Tl y LYSO) acoplados a tubos fotomultiplicadores. Se obtuvieron espectros de energía, los cuales presentan la estructura esperada; para cada radionúclido se identificó claramente el fotopico, región de dispersión múltiple, hombro Compton y pico de retrodispersión. También se midió la respuesta a rayos X de baja energía, producto del decaimiento de algunos radionúclidos estudiados.

A partir de la calibración en energía, se calcularon los residuos y resoluciones en energía. Los residuos en energía indicaron que la respuesta de los tres centelladores es aproximadamente lineal para fotones con energías mayores a 80 keV, existiendo una desviación de la linealidad para

energías por debajo de este valor. Para aplicaciones en tomografía por emisión de positrones, la resolución en energía para fotones de 511 keV fue de 6%, 11%, 17.8% para LaBr₃:Ce, NaI:Tl y LYSO, respectivamente. Para aplicaciones en SPECT solamente el LaBr₃:Ce y el NaI:Tl son adecuados, pues presentan resoluciones en energía menores a 25% alrededor de 140 keV. Estos valores pueden mejorarse al modificar el tamaño del cristal de tal manera que se consiga un mejor acoplamiento geométrico con el área sensible del fotodetector.

El cristal LYSO está siendo utilizado ampliamente en escáneres PET debido a su número atómico efectivo alto el cual favorece su eficiencia intrínseca. El hecho de que sea radiactivo no representa un problema importante en PET debido a la detección en coincidencia de los fotones de aniquilación utilizando ventanas temporales de algunos ns. Por otro lado, su uso en SPECT no es aconsejable ya que no es posible discriminar los fotones provenientes del paciente con respecto a la contribución de la radiación de fondo del cristal.

El LaBr₃:Ce es higroscópico, por lo que requiere de un encapsulado. Otra desventaja es su alto costo y la imposibilidad de producirlo con dimensiones grandes. A pesar de esto, ya se ha reportado el desarrollo de cámaras gamma utilizando monocristales de LaBr₃ acoplados a tubos fotomultiplicadores sensibles a la posición Hamamatsu

H8500 [21], para aplicaciones de mamografía [22] y en equipos de SPECT para animales pequeños [23]. Otros grupos de investigación han desarrollado detectores utilizando LaBr₃ pixelizado para un escáner PET con 1620 cristales de dimensiones 4×4×30 mm³ [24].

La excelente resolución en energía del LaBr₃:Ce se debe en gran parte a su alta densidad y número atómico efectivo, además de su alta luminosidad. Esta característica es importante para realizar la discriminación de los fotones dispersados en base a su energía. Su tiempo de respuesta tan corto hace de este cristal un centellador muy atractivo para su uso en PET al poder implementar ventanas de coincidencia cortas para disminuir el número de eventos aleatorios registrados. En ambos casos, estas propiedades se traducen en un aumento en el contraste y una disminución en el ruido de las imágenes de tomografía. Se espera que estos centelladores tengan aplicaciones importantes en nuevos sistemas microSPECT y microPET para animales pequeños.

Agradecimientos

Los autores agradecen el apoyo de CONACyT proyecto 82714, y a Martín Rodríguez y Joel Miranda quienes participaron en la adquisición preliminar de datos. H. Alva-Sánchez agradece el apoyo brindado por DGAPA-UNAM para la realización de su estancia postdoctoral.

- Knoll GF, "Radiation Detection and Measurement", 3^o edición, (John Wiley & Sons, USA, 2000).
- N.N. Jibiri y H.U. Emelue, *J. Radiol. Prot.* **28** (2008) 361.
- H. Sugiyama *et al.*, *J. Toxicol. Sci.* **34** (2009) 417.
- Y. Yokoyama, C. Falguères, F. Sémah, T. Jacob y R. Grün, *J. Hum. Evol.* **55** (2008) 274.
- K.E. Nielsen y T.R. Gull, *Phys. Scr. T* **134** (2009) 014002.
- H. Herzog *et al.*, *Appl. Radiat. Isot.* **56** (2002) 673.
- H.W. Fischer, B.E. Tabot, B. Poppe, *Phys. Med. Biol.* **51** (2006) N461.
- L. Arazi, T. Cooks, M. Schmidt, Y. Keisari y I. Kelson, *Phys. Med. Biol.* **52** (2007) 5025.
- M.J. Farquharson *et al.*, *Phys. Med. Biol.* **53** (2008) 3023.
- S.R. Cherry, J.A. Sorenson y M.E. Phelps, "Physics in Nuclear Medicine" (3 edición, Saunders, USA 2003).
- C.L. Melcher, *J. Nucl. Med.* **41** (2000) 1051.
- L. Eriksson *et al.*, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **525** (2004) 242.
- H. Alva-Sánchez *et al.*, *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **57** (2010) 85.
- B. Hernández Reyes, "Diseño y construcción de módulos de detección para un sistema de tomografía PET/SPECT", (Tesis de Maestría en Ciencias Física Médica, Posgrado en Ciencias Físicas, UNAM 2008).
- F.H. Attix, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry* (John Wiley & Sons, USA 1986).
- T. Lewellen y J. Karp, "PET systems" en *Emission Tomography: The fundamentals of PET and SPECT* (MN Wernick, JN Aarsvold editores, Elsevier 2004).
- F. Wilkinson, "Scintillators" en *Emission Tomography: The fundamentals of PET and SPECT*, (MN Wernick, JN Aarsvold editores, Elsevier 2004).
- Scintillation Products, *Saint Gobain Crystals*, (2010). [En línea] disponible en: <http://www.detectors.saint-gobain.com/MaterialsGasTubes.aspx> [1 septiembre 2010].
- Proteus, 2010. [En línea] disponible en: <http://www.apace-science.com/proteus/lyso.htm#top> [1 septiembre 2010].
- O. Ernest, *Lawrence Berkeley National Laboratory* (Isotope Explorer Java, Version 2.96 alpha, U.S. Department of Energy, 2000). [En línea] disponible en <http://ie.lbl.gov/education/isotopes.htm> [1 septiembre 2010].
- S. Yamamoto, M. Imaizumi, E. Shimosegawa y J. Hatazawa, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **622** (2010) 261.
- R. Pani *et al.*, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **571** (2007) 475.
- F. Cusanno *et al.*, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **617** (2010) 217.
- A. Kuhn *et al.*, *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **53** (2006) 1090.