

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 843 924**

21 Número de solicitud: 202030038

51 Int. Cl.:

G01T 1/164 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

20.01.2020

43 Fecha de publicación de la solicitud:

20.07.2021

71 Solicitantes:

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA
(50.0%)

Camino de Vera s/n
46022 Valencia (Valencia) ES y
CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES
CIENTÍFICAS (CSIC) (50.0%)

72 Inventor/es:

BENLLOCH BAVIERA, José María;
GONZÁLEZ MARTÍNEZ, Antonio Javier ;
ILISIE, Victor;
BARRIO TOALA, John y
LAMPROU, Efthymios

74 Agente/Representante:

ESCUDERO PRIETO, Nicolás

54 Título: **DISPOSITIVO PARA LA DETECCIÓN DE RAYOS GAMMA CON CODIFICACIÓN DE PROFUNDIDAD DE INTERACCIÓN Y TIEMPO DE VUELO**

57 Resumen:

Dispositivo para la detección de rayos gamma con codificación de profundidad de interacción y tiempo de vuelo.

La invención se refiere a dispositivo de detección de rayos gamma, que presenta una alta resolución en la posición en tres dimensiones del impacto del rayo gamma dentro de uno o más bloques (1) de cristal centelleante acoplados a una matriz (2) de foto-sensores, para la determinación de la energía de impacto de dicho rayo gamma, la determinación del instante temporal en el que se ha producido dicho impacto, la profundidad de interacción y la determinación del tiempo de vuelo. En dicho dispositivo, ventajosamente, los bloques (1) de detección de cristal centelleante se encuentran ópticamente aislados, de forma que la luz de centelleo únicamente puede abandonar dichos bloques (1) a través de la región de salida (4); y los bloques (1) de detección de cristal centelleante y la matriz (2) de foto-sensores se encuentran dispuestos en acoplamiento óptico directo.

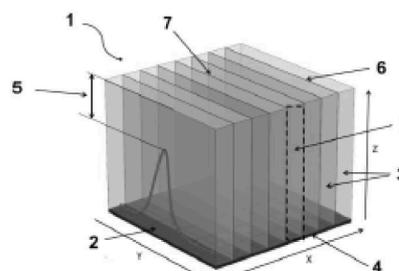


FIG. 1 (a)

ES 2 843 924 A1

DESCRIPCIÓN**DISPOSITIVO PARA LA DETECCIÓN DE RAYOS GAMMA CON CODIFICACIÓN DE PROFUNDIDAD DE INTERACCIÓN Y TIEMPO DE VUELO**

5

CAMPO DE LA INVENCION

La presente invención se enmarca en el campo técnico relativo a la formación de imágenes mediante rayos gamma. Más concretamente, la invención se refiere al diseño de dispositivos de detección de radiación gamma para obtener información sobre una fuente, como son por ejemplo los dispositivos médicos de imagen nuclear, tales como cámaras gamma, equipos de tomografía por emisión de positrones (PET, del inglés "*positron emission tomography*") o tomografía computerizada de emisión de fotón único (SPECT, del inglés "*single photon emission computed tomography*"), entre otros. Los dispositivos según la invención permiten determinar, con una resolución elevada, tanto la posición en tres dimensiones (3D) como el tiempo del impacto de un rayo gamma, dentro de un elemento detector tal como un cristal centellador. La invención es de aplicación preferente a la fabricación de escáneres, tales como escáneres PET o sondas PET.

20 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Los escáneres basados en tomografía por emisión de positrones (PET) actuales se utilizan en múltiples aplicaciones clínicas entre las que se encuentran, principalmente, el diagnóstico y el seguimiento del cáncer. En la técnica PET se utilizan radiofármacos, es decir, moléculas específicas para el diagnóstico de una enfermedad (en el caso del cáncer, se utiliza principalmente glucosa, dada su mayor absorción por parte de los tumores), junto con isótopos emisores de positrones (fundamentalmente, flúor ^{18}F) que actúan como radio-trazadores, para su seguimiento en el interior del cuerpo del que se toman las imágenes. Una vez en el organismo, el radiofármaco se acumula en las zonas de mayor absorción y el isótopo emite positrones que, rápidamente, se aniquilan al encontrar electrones del organismo, generando simultáneamente dos rayos gamma en la misma dirección, pero en sentidos opuestos. La detección en coincidencia temporal de los dos rayos gamma, por ejemplo mediante un anillo de detectores o mediante pares de paneles de detección enfrentados (situados a ambos lados del órgano a examinar), permite discriminar los sucesos verdaderos del ruido aleatorio de fondo. Más recientemente, los escáneres PET más avanzados permiten medir el tiempo de llegada de los dos rayos gamma a estos detectores, con una resolución temporal suficiente como para determinar, dentro de un

margen error, la posición dentro del organismo donde se ha producido la aniquilación del positrón emitido con el electrón. Esta característica resulta esencial para la mejora de la relación señal-ruido y, en consecuencia, de la sensibilidad y calidad de la imagen clínica. En este sentido, los escáneres PET basados en cristales centelleantes gozan de un gran interés
5 actualmente por su potencial de mejora, gracias a la determinación con mayor resolución del tiempo de vuelo de los rayos gamma.

Los cristales centelleantes pueden ser continuos o pixelados. La mayor parte de los diseños de detectores de rayos gamma utilizan cristales pixelados con un tamaño de los cristales
10 centelleantes reducido, ya que éstos definen la resolución espacial tanto del detector como del escáner que se puede alcanzar. Estos cristales centelleantes siempre deben poseer un espesor significativo, para asegurar que un porcentaje elevado de partículas gamma interaccione con dicho cristal.

El espesor requerido en los cristales centelleantes implica una indeterminación en la
15 profundidad de interacción (DOI, del inglés "*depth of interaction*") del rayo gamma a lo largo de los mismos. Así, normalmente las dos direcciones que definen una matriz de foto-sensores no son suficientes para determinar la línea de incidencia del rayo gamma. El desconocimiento de la posición de la interacción del rayo gamma a lo largo de la
20 perpendicular a la cara de entrada del cristal centelleante (DOI) impide distinguir entre posibles líneas que no tengan el mismo ángulo de incidencia, o que interaccionen en diferentes profundidades del cristal, lo cual produce un error de paralaje. En consecuencia, cuanto mayor es el grosor del cristal, mayor será el error de paralaje.

Para minimizar este error de paralaje, se debe conocer el ángulo de incidencia o la
25 profundidad de interacción del rayo gamma. Con las técnicas actuales de detección de rayos gamma es completamente imposible medir de alguna forma dicho ángulo de incidencia, por lo cual necesariamente se debe determinar, con un cierto error de medida, la profundidad de interacción. Adicionalmente, el error de paralaje es más importante cuanto mayor es la
30 energía del rayo gamma, ya que se necesitan cristales centelleantes de mayor espesor para poder registrar un alto porcentaje de la radiación gamma.

Existen detectores basados en cristales centelleantes continuos (por ejemplo, J.M. Benlloch et al., "Gamma Ray Detector with Interaction Depth Coding", US 7,476,864 B2), que usan la
35 anchura de la distribución de la luz de centelleo para la determinación de la profundidad de interacción. Para ello, estos detectores aprovechan el hecho de que la luz de centelleo se distribuye de forma isótropa, lo que ocasiona diferentes densidades de luz a lo largo de las

caras de lectura donde se sitúan los foto-detectores. Como resultado, se obtiene una distribución de luz de centelleo cuya anchura permite la deducción de la profundidad de interacción del rayo gamma.

- 5 En los escáneres de gran tamaño (>50 cm en diámetro), la resolución en la determinación de la DOI no es tan importante, pues no producen un error de paralaje significativo. Sin embargo, cuando los detectores están muy cerca del paciente, como en el caso de los equipos más especializados (escáneres dedicados a la detección del cáncer de mama, cerebro, pequeños animales), se exige una determinación más precisa en la profundidad de interacción, para evitar un error de paralaje significativo.

Un método conocido para obtener la profundidad de interacción en cristales pixelados se basa en la utilización de una capa difusora situada en la superficie de entrada de los rayos gamma ("Detector component for an x-ray or gamma ray detector", US 10,203,419 B2). Si la interacción del rayo gamma se produce cerca de la matriz de foto-sensores, la luz que pasa a través de la capa difusora a los cristales adyacentes será muy poca. Por el contrario, si la interacción ocurre cerca de la capa difusora, la luz que pasa a través de la misma a los píxeles adyacentes sí resultará suficiente. Esta propiedad puede utilizarse para la determinación de la profundidad de interacción de los rayos gamma en el cristal. Existen también variaciones sobre esta idea en el estado de la técnica.

Con relación a la resolución temporal, se pueden obtener buenas prestaciones con detectores de rayos gamma mediante cristales pixelados con acoplamiento "uno a uno", es decir, donde el tamaño del píxel centelleante y el del foto-sensor son el mismo, asegurando que toda la luz centelleante producida en el cristal es captada por un único foto-sensor (excepto pérdidas en el acoplamiento).

La dificultad de las aproximaciones mediante cristales continuos es que la determinación temporal de la interacción del rayo gamma resulta más compleja, debido principalmente a que muchos foto-sensores son iluminados (reciben fotones ópticos) por cada interacción de un rayo gamma. Por lo tanto, para poder determinar correctamente el tiempo, se debe bajar considerablemente el umbral de aceptación ("trigger") del suceso, ya que cada foto-sensor suele recibir una pequeña fracción de la luz centelleante producida. Además, cada foto-sensor recibe una cantidad de luz centelleante diferente para cada rayo gamma. Esto hace que exista una dependencia temporal para cada foto-sensor y para cada cantidad de luz centelleante medida. Esto se puede tener en cuenta y corregir parcialmente mediante lo que

se conoce como corrección de "walk-time" (E. Lamprou, NIM-A 912, 132, 2018; E. Lamprou, Physica Medica, doi: org/10.1016/j.ejmp.2019.12.004).

5 Con la presente invención se pretende superar las limitaciones de los detectores conocidos, mediante un novedoso dispositivo de detección de rayos gamma, que presenta una alta resolución en la determinación de la energía del rayo gamma, la proyección de la posición del impacto del rayo gamma sobre el plano de los foto-detectores, el instante temporal en el que se ha producido dicho impacto, la profundidad de interacción y el tiempo de vuelo.

10 DESCRIPCIÓN BREVE DE LA INVENCION

A la luz de los problemas del estado de la técnica expuestos en la sección anterior, la presente invención propone un dispositivo de detección de rayos gamma de alta resolución que comprende, preferentemente, los siguientes elementos:

15

- uno o varios bloques de cristal centelleante, por ejemplo en forma de prisma rectangular o de cuña truncada, constituidos a su vez preferentemente por varias láminas alargadas de cristales centelleantes de la misma forma (es decir, preferentemente rectangulares o de cuña truncada, aunque sin limitación a otro tipo de geometrías) y unidas por sus caras más grandes, disponiéndose consecutivamente sobre una matriz de foto-sensores. Si bien a lo largo del presente documento se hablará principalmente de una disposición de láminas de cristales centelleantes sobre la matriz de foto-sensores, ello no deberá entenderse como limitativo a una orientación arriba-abajo, sino únicamente referido a una orientación relativa. Esto es, cualquier otra orientación espacial de los bloques que posea una disposición relativa de las láminas de cristal sobre la matriz de foto-sensores se considerará igualmente comprendida en el ámbito de interpretación de la invención. Asimismo, la disposición referida comprenderá también aquellas situaciones donde existan uno o más elementos auxiliares de cristal centelleante (tales como bloques, láminas o píxeles), dispuestos entre el conjunto de láminas de cristal centelleante y la matriz de foto-sensores, o sobre las láminas de cristal centelleante.

20

25

30

35

La longitud L_y de las láminas en la dirección (y) paralela a la matriz de los foto-sensores es mucho mayor que la longitud L_x de las láminas en la dirección (x) perpendicular a las láminas, y mayor que la longitud L_z en dirección (z) perpendicular a la matriz de foto-sensores, es decir, $L_y \gg L_x$, $L_y > L_z$. Preferentemente, L_x es igual o inferior al tamaño del píxel del foto-sensor en la dirección (x).

- una matriz de foto-sensores, preferiblemente fotomultiplicadores de silicio (SiPM), situada en la cara del bloque o bloques de cristal centelleante, opuesta a la cara de entrada de los rayos gamma en el detector. Dicha matriz permite identificar, por un lado, la lámina de cristal centelleante donde se ha producido el impacto del rayo gamma y la posición del impacto en la dirección de la lámina (y) mediante la distribución de la luz en la matriz de foto-sensores, así como la profundidad de interacción del rayo gamma en el bloque de cristal centelleante. En el caso de usar foto-sensores de SiPM, el número de celdas de éstos es, en la presente invención, alrededor de, o algo inferior a dos veces el número esperado de fotones ópticos detectados en dicho foto-sensor, para la energía de los rayos gamma que se pretenden detectar.

En general, cada SiPM (píxel de la matriz de foto-sensores) está formado por microceldas (por ejemplo, "Single-Photon Avalanche Diodes", o SPADs). Cuando una microcelda detecta un fotón, no es capaz de detectar un segundo fotón que llegue a la misma durante un tiempo muerto muy superior, en general, al tiempo de emisión de la luz por el material centelleante. Por ello, para preservar la linealidad de la respuesta en función de la energía del rayo gamma, es importante que el número de microceldas sea tal que esté lejos de la saturación por los fotones de centelleo emitidos. El número de las microceldas de cada foto-sensor SiPM debe ser, preferentemente, superior al doble de los fotones centelleantes esperados para que el fenómeno de saturación no sea significativo y preservar, así, la linealidad en la energía. Típicamente, los SiPM poseen microceldas de tamaño entre 10 μm y 100 μm . Los SiPM con microceldas de menor tamaño poseen, normalmente, mayor número de microceldas. Así, a modo de ejemplo, hay 1600 microceldas de 25 μm por mm^2 , y tan sólo 100 microceldas de 100 μm por mm^2 . Sin embargo, cada microcelda posee, necesariamente, un área muerta a su alrededor para aislarla de las microceldas vecinas, por lo que, si el número de microceldas es muy grande, disminuye el área sensible total del foto-sensor. Por lo tanto, para maximizar el número de fotones detectados, es importante que el número de microceldas no sea excesivamente grande, situándose en el límite de la linealidad energética. La determinación de la energía debe poseer, deseablemente, una linealidad aceptable hasta la energía de los rayos gamma a detectar (511keV en el caso del PET), pero no más allá. Dicha linealidad es necesaria para poder distinguir los rayos gamma que interaccionan por efecto fotoeléctrico en el bloque de cristal de centelleo, depositando toda su energía en el mismo, de los que producen interacción Compton y, por tanto, no depositan toda su energía en el bloque centelleante. En conclusión,

una característica de la presente invención es que el número de las microceldas de cada foto-sensor SiPM es de, alrededor o algo inferior, al doble del número esperado de fotones de centelleo detectados en dicho foto-sensor y para la energía de los rayos gamma. Si denominamos $\langle N_\gamma \rangle$ al número esperado de fotones detectados por unidad de superficie (mm^2) y para la energía de los rayos gamma a detectar, y N_{cells} al número de microceldas por unidad de superficie (mm^2), se llega a la condición $N_{\text{cells}} \lesssim \langle N_\gamma \rangle$. El número esperado de fotones de centelleo detectados dependerá de la configuración del bloque de cristal centelleante seleccionado, es decir, del tamaño de las láminas L_x y L_y y del tipo de SiPM. Para L_x grandes, como los que se podrían utilizar en escáneres PET clínicos, puede ser ventajoso utilizar microceldas del orden de $75 \mu\text{m}$. Para escáneres de animales pequeños de experimentación, donde se precisa una resolución espacial máxima, L_x debe ser de tamaño inferior y resulta óptimo utilizar microceldas de tamaños del orden de $50 \mu\text{m}$.

- un acoplamiento óptico directo (preferentemente, sin utilizar láminas difusoras, guías de luz, o elementos equivalentes) entre los bloques de cristal centelleante y los foto-sensores. Dicho acoplamiento se realiza a través de, por ejemplo, una capa fina de grasa, silicona óptica o películas adhesivas transparentes (OCA, del inglés "*Optical Clear Adhesive*"), entre otros, de índice de refracción intermedio entre el cristal centelleante y la superficie de entrada de los foto-detectores. El grosor de dichas capas o películas posee un valor sustancialmente igual o inferior a 0.25 mm . Esta característica es crítica para la obtención de una buena resolución temporal.
- una película retro-reflectora, o de tipo "Enhanced Specular Reflector" (ESR), en la superficie de entrada de los rayos gamma en el dispositivo de detección (es decir, sobre la cara opuesta a la matriz de foto-sensores) y que abarca, preferentemente, la región del bloque o bloques de cristal centelleante en dicha superficie de entrada.
- una o varias películas finas reflectantes (preferentemente, de grosor sustancialmente igual o inferior a 0.25 mm), que cubren todas las superficies laterales del bloque, sobrepasando completamente no sólo el bloque de cristal sino también los foto-sensores asociados. El uso de dichas láminas reflectantes permite aislar ópticamente al bloque de detección del exterior o de otros bloques del dispositivo. En diferentes realizaciones de la invención, las láminas de cristal centelleante pueden estar separadas por dichas películas finas reflectantes, proporcionando un aislamiento óptico parcial o total entre las mismas, en el volumen interior del bloque de detección.

5 - opcionalmente, una cuadrilla reflectante situada en las zonas no activas de la matriz de foto-sensores, de tal forma que la luz que se fuese a perder (correspondiente al "área muerta" de la matriz) regrese al cristal centelleador y, eventualmente, a un foto-sensor. Por un lado, los foto-sensores (en su gran mayoría, de sección cuadrada), en general, presentan un "área muerta", es decir, insensible a la luz, en los bordes. Ventajosamente, según el planteamiento de la invención, dicha área muerta de la matriz de foto-sensores queda cubierta por una cuadrícula de material reflectante, de modo que se reintroducen los fotones que de otro modo se perderían en el bloque de cristal centelleante, permitiendo su ulterior detección tras, al menos, una reflexión en las paredes del bloque. Al añadir la citada superficie reflectante, la posible pérdida de luz en la zona no activa entre foto-sensores se recupera, parcial o totalmente.

10 - electrónica asociada y/o medios de computación que permiten calcular, además de la energía del rayo gamma y la posición de su interacción en el cristal, la profundidad de interacción en el mismo a partir de la distribución de luz de centelleo. La componente temporal de cada bloque se obtiene a través de la electrónica asociada, que también permitirá sumar la señal de todos los foto-sensores.

15 Más preferentemente, la invención se refiere a un dispositivo de detección según las reivindicaciones del presente documento, donde dicho dispositivo comprende uno o más bloques de detección de cristal centelleante dispuestos sobre una matriz (2) de foto-sensores, donde dichos bloques comprenden:

20 - una pluralidad de láminas de cristal centelleante, dispuestas consecutivamente sobre dicha matriz de foto-sensores, donde dichas láminas de cristal centelleante definen una región de entrada de los rayos gamma y una región de salida de la luz de centello, de forma que la luz de centelleo puede ser detectada por la matriz de foto-sensores;

25 - medios electrónicos conectados a la matriz de foto-sensores, configurados para registrar la información de lectura de dichos foto-sensores, para procesar y/o para analizar dicha información.

30 Ventajosamente, en dicho dispositivo:

- los bloques de detección de cristal centelleante se encuentran ópticamente aislados, de forma que la luz de centelleo únicamente puede abandonar dichos bloques de detección a través de la región de salida de la luz de centelleo; y

35 - los bloques de detección de cristal centelleante y la matriz de foto-sensores se encuentran dispuestos en acoplamiento óptico directo.

Como se ha mencionado, en el ámbito de la presente invención, se entenderá el “acoplamiento óptico directo” existente entre los bloques de cristal centelleante y la matriz de foto-sensores como un acoplamiento tal que la distancia entre sus elementos correspondientes sea inferior a 0.25 mm (por ejemplo, realizándose a través de una película delgada de grasa óptica, OCA, etc. y, preferentemente, de índice de refracción entre el cristal centelleante y la matriz de fotosensores, por ejemplo comprendido entre 1.25 y 2.25). Dicho acoplamiento óptico directo excluye, por tanto, el uso de láminas difusoras, guías de luz, o similares entre las láminas de cristal centelleante y la matriz de foto-sensores.

Asimismo, en el ámbito de la presente invención, se entenderá el término “sustancialmente” como idéntico o comprendido en un rango de $\pm 15\%$ de variación.

Gracias a los elementos descritos en los párrafos precedentes, la presente invención optimiza la resolución en la determinación del tiempo de la interacción de cada rayo gamma (resolución temporal), mediante un diseño de un bloque de detección que maximiza el número de fotones detectados produciendo, por tanto, una señal electrónica de mayor intensidad.

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

20

Las anteriores y otras características y ventajas se comprenderán más plenamente a partir de la descripción detallada de la invención, así como de los ejemplos de realización preferente referidos a las figuras adjuntas, que se describen en los párrafos siguientes.

Figura 1. (a) Representación de las láminas de cristal centelleante acopladas al foto-sensor del dispositivo, con un ejemplo de una distribución de luz y la profundidad de interacción. (b) Representación de una disposición de láminas centelleantes en forma de cuña truncada en la dirección Y. (c) Detalle de la trayectoria de un rayo de luz, en el interior de un bloque de detección según la invención.

30

Figura 2. (a) Izquierda: representación de un módulo detector formado por varios bloques de cristal centelleante aislados ópticamente entre sí. Derecha: detalle de la inserción de una película opaca pero reflectante, para evitar pérdidas de luz entre bloques (ver flechas). La película opaca sobrepasa la superficie de la matriz de foto-sensores, introduciéndose dentro de la misma. (b) Detalle de la cuadrícula reflectante sobre la matriz de foto-sensores.

35

Figura 3. Representación de la electrónica asociada a cada bloque detector, proporcionando información de la carga (o corriente, o voltaje) total a lo largo de cada fila de foto-sensores, y de cada columna de foto-sensores en el eje perpendicular. Se suma la señal de todos los foto-sensores del bloque para determinar el tiempo de la interacción.

5

Figura 4. Representación de una matriz de láminas centelleantes, cuya película de separación entre lámina internas del bloque es reflectante. Esta película cubre toda la altura de las láminas en los bordes, pero decrece para láminas centrales, presentando por tanto ventanas laterales.

10

Figura 5. Representación de la matriz de láminas de cristal centelleante acopladas a una matriz de foto-sensores, donde la lámina de separación entre dichas láminas está hecha de material semitransparente.

15

Figura 6. (a) A la izquierda, representación del diseño formado por dos capas, la primera hecha de láminas centelleantes y la segunda de un bloque horizontal. (b) A la derecha, las láminas laterales llegan hasta contactar con el foto-sensor.

20

Figura 7. Representación de la aproximación formada por dos matrices de láminas orientadas perpendicularmente entre sí. El grosor de una de las dos capas es significativamente inferior al de la otra.

25

Figura 8. Representación del diseño formado una matriz de láminas y un conjunto de píxeles. El espesor de la capa formada por el conjunto de píxeles es significativamente inferior a las láminas.

30

Figura 9. Representación de la propuesta formada por una matriz de pixeles en los cuales, en un sentido y dirección, existen paredes reflectantes y, en el otro, paredes semitransparentes.

35

Figura 10. Representación de un escáner PET para pequeños animales. De izquierda a derecha: detalle de un bloque formado por 2x12 SiPM y 5 láminas centelleadoras truncadas; detalle del perfil de las 5 láminas donde algunas de las paredes laterales no llegan hasta la matriz de foto-sensores; y montaje de un sistema PET basado en bloques de cristal centelleante, con un campo de visión aproximado de 110 mm de diámetro y 100 mm axial.

Figura 11. Representación de un escáner PET para pequeños animales. De izquierda a derecha: detalle del bloque formado por 5 láminas centelladoras paralelas a la longitud axial del escáner, con un tamaño de entrada de la luz menor que el de salida para aumentar la sensibilidad y mostrando el detalle de la cuadrícula reflectante alrededor de la matriz de foto-sensores; ejemplo de un anillo de 25 mm de longitud axial y aproximadamente 110 mm de apertura; extensión de la realización de un escáner a 100 mm de longitud axial.

Figura 12. Representación de escáner PET para cerebro humano. De izquierda a derecha: detalle de un bloque formado por 4x8 SiPM y 7 láminas centelleadoras truncadas; detalle del perfil de las 7 láminas; y esquema del montaje de los bloques formando un anillo de, aproximadamente, 250 mm de diámetro y 150 mm de campo axial.

Referencias numéricas utilizadas en los dibujos:

| | |
|------|---|
| (1) | Bloque detector de cristal centelleante |
| (2) | Matriz de elementos foto-sensores |
| (2') | Cuadrícula reflectante sobre la matriz de foto-sensores |
| (3) | Láminas de cristal centelleante |
| (4) | Superficie/cara de salida de la luz de centelleo |
| (5) | Profundidad de interacción (DOI) |
| (6) | Película retro-reflectora (o de ESR) |
| (7) | Superficie/cara de entrada de la radiación gamma |
| (8) | Película reflectante |
| (9) | Ventanas laterales |
| (10) | Elementos auxiliares de cristal centelleante |
| (11) | Píxeles de cristal centelleante |

15

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

Se expone, a continuación, una descripción detallada de la invención referida a diferentes realizaciones preferentes de la misma, basadas en las Figuras 1-12 del presente documento. Dicha descripción se aporta con fines ilustrativos, pero no limitativos, de la invención reivindicada.

Como se ha descrito en los apartados precedentes, un objeto principal de la presente invención es un dispositivo de detección de rayos gamma con alta resolución, tanto en la determinación de la energía del rayo gamma, como de la posición en tres dimensiones del

25

5 impacto del rayo gamma dentro del bloque de cristal centelleante, así como en la determinación del instante temporal en el que se ha producido dicho impacto. Como se ha descrito en apartados precedentes, en los detectores basados en PET se precisa la detección de dos rayos gamma que han sido emitidos al mismo tiempo y desde la misma
10 posición, con la misma dirección, pero en sentidos opuestos. De la misma forma, se requiere también la determinación del instante del impacto de ambos rayos mediante detectores situados en posiciones opuestas respecto al objeto emisor, lo que permite determinar el tiempo de vuelo (TOF, o "Time of Flight") relativo entre ambos rayos gamma y, por lo tanto, estimar la posición de emisión a lo largo dicha dirección.

15 El dispositivo detector de rayos gamma de la presente invención está formado, preferentemente (Figura 1a), por un conjunto de bloques (1) detectores de cristal centelleante, dispuestos sobre una superficie cubierta por una matriz (2) de elementos foto-sensores. En una de las realizaciones preferentes de la invención, la matriz (2) de foto-sensores comprende una pluralidad de foto-multiplicadores de silicio (SiPM).

20 Cada bloque (1) de cristal centelleante comprende varias láminas (3) delgadas de cristal centelleante (por ejemplo, con forma de prismas rectangulares o de cuñas truncadas, como se muestra en las Figuras 1a y 1b), respectivamente, unidas entre sí por sus caras más grandes. La luz de centelleo se dirige, principalmente, hacia una de sus dos caras más finas (denominada de ahora en adelante como región (4) de salida), que se encuentra dispuesta sobre la matriz (2) de elementos foto-sensores.

25 En el ámbito de la presente invención, se denominará (x) a la dirección perpendicular a las láminas (3), (y) a la dirección paralela a las láminas (3) (en la dirección de la dimensión más larga de las mismas), y (z) como "dirección principal" perpendicular a ambos ejes (x, y) anteriores, tal como se muestra en la Figura 1a. La matriz (2) de foto-sensores se halla situada en el lado opuesto al de entrada de los rayos gamma, en el plano x-y, es decir, el plano de las láminas (3) se encuentra dispuesto sustancialmente perpendicular (vertical) al
30 plano de la matriz (2) de foto-sensores, pero la dirección principal (alargada) de las mismas es paralela al plano de dichos foto-sensores. Se denominarán las dimensiones de cada lámina (3) como L_x , L_y , y L_z . Asimismo, tal y como se muestra en la Figura 1a, el punto de interacción del rayo gamma a lo largo de la dirección z se denomina profundidad de interacción (5), o "DOI" (del inglés, "Depth of Interaction").

35 La forma de las láminas (3) es preferentemente alargada en la dirección paralela al plano de las láminas y al plano de la matriz (2) de foto-sensores, es decir, con una dimensión

claramente superior a las otras ($L_Y \gg L_X$, $L_Y > L_Z$). Denominaremos a estas láminas “verticales”, en contraposición a láminas paralelas a la matriz (2) de foto-sensores, que denominaremos “horizontales”. Por lo tanto, otra forma de describir la presente invención consiste en que los bloques (1) constan de varias láminas (3) alargadas verticales.

5

Otra característica preferente de la presente invención consiste en que, en la dirección (y) (paralela a las láminas (3)), existen numerosos foto-sensores acoplados ópticamente a dichas láminas (3), para la obtención de muestras de la distribución de la luz a lo largo de dicha dirección (y), con la finalidad de no sólo determinar con buena resolución la posición del impacto del rayo gamma a lo largo de dicha dirección (y), sino también determinar la DOI (5). Asimismo, la posición del impacto del rayo gamma en la dirección (x) perpendicular a las láminas (3) viene determinada por la identificación de la lámina (3) donde se produce la mayor parte de la luz.

10

15 Otra característica de la presente invención consiste en que la anchura de las láminas (3) de cristal centelleante, por su parte más estrecha, es preferentemente inferior o igual a la anchura de la matriz (2) de foto-sensores, tal como se muestra en la Figura 1a.

Otra característica de la presente invención consiste en la no utilización de láminas difusoras de la luz, guías de luz, o similar, con la finalidad maximizar la luz directa que llega a la matriz (2) de foto-sensores, evitando pérdidas por el cambio de índice de refracción y, por tanto, optimizando la resolución temporal. Por otro lado, de este modo también se minimiza el número de foto-sensores que reciben luz procedente de una lámina en la dirección (x). Para ello, y según lo descrito previamente, los bloques (1) de cristal centelleante y la matriz (2) de foto-sensores se encuentran dispuestos en “acoplamiento óptico directo”, es decir, con un acoplamiento tal que la distancia entre ellos es, preferentemente, inferior a 0.25 mm (por ejemplo, realizándose a través de una película delgada de grasa óptica, OCA, etc. y, preferentemente, de índice de refracción entre el cristal centelleante y la matriz de fotosensores, por ejemplo comprendido entre 1.25 y 2.25). Dicho acoplamiento óptico directo excluye, por tanto, el uso de láminas difusoras entre las láminas (3) de cristal centelleante y la matriz (2) de foto-sensores.

20

25

30

Otra característica de la presente invención consiste en la utilización de una lámina (6) retro-reflectora (o de ESR), situada preferentemente en la superficie por donde entran los rayos gamma en el bloque (1) de cristal centelleante (es decir, en la superficie opuesta a la de los foto-sensores), con el propósito de maximizar la cantidad de luz detectada por los foto-sensores, pero preservando la forma de la distribución de la luz que llega directamente a los

35

mismos. Dicha distribución de la luz permite no sólo determinar la posición de interacción del rayo gamma a lo largo de la lámina (en la dirección (y)), sino también la posición (z) o la profundidad de interacción (5) del rayo gamma a lo largo de la dirección de los rayos gamma dentro del bloque (1). Esa distribución de luz es convertida en una distribución de carga, corrientes o voltaje por cada foto-sensor y esta información, para cada bloque (1) detector, será procesada preferentemente mediante un medio de procesamiento adaptado al efecto, tal como una tarjeta electrónica, un procesador de tipo matriz de puertas lógicas programable en campo (FPGA) o similar.

10 Cada una de las superficies exteriores de los bloques (1) detectores y, por tanto, de las láminas (3) externas de cristal centelleante están, cubiertas por uno o más elementos ópticamente aislantes, de forma que la luz de centelleo únicamente puede abandonar dichos bloques (1) de detección a través de la región de salida de la luz de centelleo, donde se encuentran los foto-sensores. Asimismo, y opcionalmente, las láminas (3) de cristal
15 centelleante pueden estar separadas internamente en el bloque (1) por medio de una película (8) reflectante como, por ejemplo pero no únicamente, ESR, pintura blanca o teflón, para maximizar la colección de luz por los foto-sensores y aislar las láminas (3) del bloque (1) de otras adyacentes. En una realización preferente de la invención, dichas películas (8) reflectantes cubren completamente no sólo la superficie de la lámina (3) de cristal, sino que
20 se prolongan atravesando parcial o totalmente la matriz (2) de foto-sensores, con el objetivo de aislar ópticamente cada lámina (3) de cristal y sus conjuntos de detección respecto a sus láminas (3) adyacentes, maximizando la cantidad de luz detectada y, por tanto, mejorando las prestaciones temporales.

25 Cada conjunto formado por un conjunto de láminas (3) de cristal centelleante junto con la matriz (2) de foto-sensores de lectura de la luz y su electrónica asociada se denominará como "módulo de detección". Varios módulos de detección (y, por tanto, varios bloques (1) de detección) pueden estar unidos y compartir parcialmente la electrónica de medida, formando un módulo detector ampliado. Un ejemplo de esta posibilidad se muestra en la
30 Figura 2a, donde se aprecian cuatro módulos de detección formando parte del dispositivo de detección de rayos gamma (izquierda). En la vista de detalle de la citada figura (derecha), se muestra cómo determinados conjuntos que forman parte de la electrónica de medida en la matriz (2) de foto-sensores están aplicados simultáneamente a cuatro bloques (1) diferentes. Asimismo, en la Figura 2b, se aprecia un detalle de la matriz (2) de foto-sensores según una realización preferente de la invención, donde dicha matriz (2) incorpora una
35 cuadrícula (2') reflectante sobre la matriz de foto-sensores.

Un objeto adicional y una realización preferente de la presente invención comprende la utilización de una placa electrónica que permite leer cada fila y cada columna de foto-sensores del módulo de detección, integrando los valores de dichas filas y columnas (Figura 3). En las direcciones X e Y (paralelas a la matriz de foto-sensores) se determina la carga (5) (C_1, \dots, C_N) (o la corriente o el voltaje) para cada fila y columna de foto-sensores del bloque de detección. Por otro lado, se suman analógicamente todas las señales correspondientes a todos los foto-sensores del bloque (1) para integrar toda la luz perteneciente al mismo y proporcionar, así, una medida óptima del tiempo t. Antes de determinar la información temporal, preferentemente se optimiza la forma de las señales mediante la placa electrónica (10) que reduce la capacidad de los foto-sensores, con la finalidad de minimizar el tiempo de subida y, por lo tanto, de mejorar la resolución temporal. Adicionalmente, en una realización preferente de la invención, dicha placa, u otra adjunta, cuenta con un medio de procesamiento (por ejemplo, un procesador de tipo FPGA) para realizar ciertos cálculos como la energía, el tiempo, la posición (x, y) y la profundidad de interacción.

Así pues, en una realización preferente del detector de rayos gamma de la invención, éste comprende los siguientes elementos estructurales:

- uno o varios bloques (1) de cristal centelleante en forma de prisma rectangular o de cuña truncada, constituidos a su vez preferentemente por varias láminas (3) (20) alargadas de cristal centelleante de la misma forma (es decir, rectangulares o en forma de cuña truncada) y unidas por sus caras más grandes, disponiéndose consecutivamente sobre una matriz (2) de foto-sensores. Asimismo, la longitud L_Y de la lámina (3) en la dirección (y) paralela a la matriz (2) de los foto-sensores es mucho mayor que la longitud L_X de la lámina en la dirección (x) perpendicular a las láminas, (25) y mayor que la longitud L_Z en dirección (z) perpendicular a la matriz de foto-sensores, es decir, $L_Y \gg L_X$, $L_Y > L_Z$. L_X es inferior al tamaño del píxel del foto-sensor en la dirección (x).
- una lámina retro-reflectora (6), o de ESR, en la superficie de la cara opuesta a la (30) matriz (2) de foto-sensores, preferentemente abarcando al menos todo el bloque (1) de cristal centelleante.
- una matriz (2) de foto-sensores, preferiblemente fotomultiplicadores de silicio (SiPM), (35) situada en la cara del bloque (1) o bloques centelleantes, dispuesta en la cara de salida (4) (opuesta a la de entrada de los rayos gamma) de la luz de centelleo. Esta matriz contendrá, preferentemente, una cuadrícula (2') de material reflectante (ESR,

pintura blanca, etc.) acoplada a la zona no activa. Dicha matriz de foto-sensores (2) permite identificar, por un lado, la lámina (3) de cristal centelleante donde se ha producido el impacto del rayo gamma y la posición del impacto en la dirección de la lámina, mediante la distribución de la luz en la matriz (2) de foto-sensores, así como la profundidad de interacción (5) del rayo gamma en el bloque (1) de cristal centelleante.

5

10

15

20

25

30

35

- El número de las microceldas de cada foto-sensor SiPM es de, sustancialmente igual o inferior, al doble del número esperado de fotones de centelleo detectados en dicho foto-sensor y para la energía de los rayos gamma a detectar. En el caso de detectores PET y cristales tipo LYSO, se utilizarán microceldas de 50 μm para láminas finas y 75 μm para láminas más gruesas. Para cristales con poca emisión de luz, tales como BGO, se utilizarán microceldas de 75 μm .
- un acoplamiento óptico directo (es decir, preferentemente sin láminas difusoras) entre los bloques (1) y los foto-sensores, preferentemente a través de, por ejemplo, una capa muy fina de grasa, silicona óptica o láminas adhesivas transparentes (OCA, "Optical Clear Adhesive"), entre otros, de índice de refracción intermedio (por ejemplo, igual o superior a 1.5) entre el bloque (1) de cristal centelleante y la superficie de entrada de los foto-sensores.
- una o varias películas (8) reflectantes, que cubren todas las superficies laterales del bloque (1) o bloques o se disponen entre láminas (3) de cristal centelleante contiguas, preferentemente cubriendo o sobrepasando completamente no sólo el bloque (1) de cristal, sino también la región transversal de la matriz de (2) foto-sensores correspondiente.
- electrónica asociada que permite calcular, además de la energía del rayo gamma y la posición de su interacción en el bloque (1) de cristal, la profundidad de interacción en el mismo a partir de la distribución de luz de centelleo, así como el instante temporal de la interacción. La electrónica sumará todos los píxeles de foto-sensores de cada fila y cada columna de la matriz (2) para proporcionar información sobre el punto de impacto del rayo gamma en las direcciones x e y, y obtener información de la profundidad de interacción. Así mismo, la suma de todos los píxeles de cada bloque (1) se utiliza para obtener la información sobre el instante temporal del impacto del rayo gamma.

A continuación, se describen diferentes realizaciones de la presente invención, que corresponden a diversas configuraciones de los bloques (1) de cristal centelleante.

- 5 - Realización 1: Bloque (1) constituido por láminas (3) de cristal centelleante aisladas ópticamente entre sí y de anchura inferior a la de los foto-sensores.

En una primera configuración, el bloque (1) de cristal centelleante está constituido por varias láminas (3) verticales, con la forma de prisma rectangular o de cuña truncada, unidas entre sí por sus lados más grandes, y a la matriz (2) de foto-sensores, mediante acoplamiento
10 óptico, por sus uno de sus dos lados más largos y finos, tal como se ilustra en las Figuras 1a-1c. Las diferentes láminas (3) se encuentran separadas entre sí mediante una película (8) delgada reflectante, mediante aire o por un adhesivo transparente de bajo índice de refracción, con el objetivo de aislar ópticamente o minimizar el paso de luz centelleante de una lámina (3) a otra.

15

Dado que las láminas (3) de cristal poseen una anchura más pequeña que la matriz (2) de los foto-sensores, tal como se muestra en la Figura 1a, el proceso de detección en el dispositivo se realiza mediante la distribución de la luz entre varios foto-sensores, como veremos a continuación. Si se impone la condición deseable de que todas las láminas (3)
20 posean la misma anchura, es posible distinguir fácilmente la lámina (3) donde se ha producido la interacción del rayo gamma, sin que haya problemas de identificación, por ejemplo, si el número de láminas es igual a $2N-1$ o inferior, siendo N el número de foto-sensores en la dirección X (perpendicular a las láminas (3)).

25 En la configuración anterior, las superficies de separación internas entre las láminas (3) rectangulares están preferiblemente recubiertas completamente por las películas reflectantes (8) (por ejemplo, con ESR), de modo que el reparto de la luz es único para cada lámina (3), por lo que se puede distinguir fácilmente la lámina (3) donde se ha producido el
30 impacto.

30

La posición a lo largo de la lámina (3) y la profundidad de interacción del rayo gamma se pueden deducir mediante el reparto de la luz entre los distintos foto-sensores, a lo largo de la lámina (3).

- 35 - Realización 2: Bloque (1) formado por láminas (3) verticales, con distribución de la luz entre varios foto-sensores, mediante una o más ventanas laterales (9) cerca de los foto-sensores.

Esta realización permite obtener aún un mayor grado de empaquetamiento de las láminas (3) dejando parcialmente a la luz pasar de una lámina (3) a sus adyacentes (tal y como se muestra en la Figura 4).

5 En dicha segunda realización, el bloque (1) de cristal centelleante está formado por la unión de láminas (3) verticales, donde cada una de las superficies laterales más grandes de dichas láminas (3) está completa o parcialmente aislada ópticamente de las láminas adyacentes, mediante una película delgada reflectante (8) (por ejemplo, de ESR), aire o por un adhesivo transparente de bajo índice de refracción, cubriendo completamente la superficie entre
10 algunas láminas (3) adyacentes, pero dejando abiertas una o más ventanas laterales (9) que dejan pasar la luz entre dichas láminas (3). La parte de la lámina (3) que no está aislada ópticamente se halla, preferentemente, en una región próxima a la matriz (2) de foto-sensores, pudiendo estar pegada a la lámina (3) adyacente mediante un adhesivo transparente de alto índice de refracción (como, por ejemplo, Meltmount), preferentemente
15 superior a 1.5, para dejar pasar fácilmente la luz a dicha lámina (3) adyacente, tal como se ilustra en la citada Figura 4.

Las láminas (3) de cristal centelleante de los dos extremos del bloque (1) están, preferentemente, aisladas ópticamente de las láminas (3) contiguas, con el propósito de
20 impedir el paso de la luz a dichas láminas (3) adyacentes o de otros bloques (1). Las otras láminas (3) no están necesariamente aisladas completamente para la identificación, mediante el reparto de la luz, desde la lámina (3) donde se ha producido el impacto del rayo gamma. Esta configuración puede mejorar la resolución espacial en la dirección (x), al incluir más láminas de menor grosor identificables en el mismo espacio. En una realización
25 preferente de la invención, cuanto más se avanza en la distribución de láminas (3) hacia una región central del bloque (1), mayor es el área de la ventana (9) no cubierta por la película reflectante óptica (8). Visto desde el lateral más estrecho de las películas (8) reflectantes, éstas aparecen como líneas, cuyos extremos inferiores se distribuyen de forma discreta formando un arco (ver Figura 4). Alternativamente, en lugar de láminas (3) de cristal que se
30 unen entre sí, es posible utilizar un único bloque (1) monolítico de cristal centelleante, al que se le realizan unas hendiduras (separaciones parciales), por ejemplo, mediante un láser. Esta solución se considera, desde un punto de vista técnico, equivalente a la proporcionada por láminas (3) fabricadas independientemente, pero unidas formando el bloque (1) en un bloque según la invención.

35

- Realización 3: Bloque (1) formado por láminas (3) verticales, con acoplamiento óptico entre sí.

En esta realización, también es posible obtener un mayor grado de empaquetamiento de láminas (3), uniendo completamente (según se muestra en la Figura 5) cada conjunto de dos o más de dichas láminas (3) mediante un adhesivo transparente de alto índice de refracción. De este modo, la mayor parte de la luz queda atrapada en la lámina (3) donde se ha producido el impacto, que se dirige directamente hacia la matriz (2) de foto-sensores, o hacia el elemento retro-reflector (6). Pero, en este caso, la luz se reparte parcialmente entre las dos o más láminas (3) conectadas sin aislamiento óptico y esta información, junto con la profundidad de interacción (5), puede utilizarse para identificar la lámina (3) donde se ha producido el impacto, mejorando la resolución espacial en la dirección (x). En esta configuración, se determina la profundidad de interacción (5) de la misma forma que se ha descrito anteriormente. Asimismo, a partir de esta información y con la información de la distribución de luz en los foto-sensores a lo largo de la dirección (x), se determina la lámina (3) donde se ha producido el impacto. Hay que tener en cuenta que la distribución de carga en la dirección (x) varía no sólo en función de la lámina (3) donde se ha producido el impacto, sino también en función de la profundidad de la interacción (5).

- Realización 4: Bloque (1) formado por dos capas (3) diferentes: una constituida por láminas (3) verticales y otra formada por un elemento auxiliar (10) de cristal centelleante.

20

En esta cuarta configuración, el bloque (1) comprende al menos dos estructuras de cristal centelleante diferenciadas: una primera, por donde entran los rayos gamma, constituida por la unión de láminas (3) verticales, y una segunda, formada por al menos un elemento auxiliar (10) de cristal centelleante, tal como se ilustra en la Figura 6a. Dicho elemento auxiliar (10) de cristal centelleante puede adoptar diferentes formas, como por ejemplo bloques monolíticos, láminas o píxeles. La dimensión principal (L_z) del elemento auxiliar (10) es menor que la de las láminas (3) de cristal centelleante.

25

Las diferentes láminas (3) verticales se encuentran preferentemente separadas entre sí, mediante una película (8) delgada reflectante (tipo ESR), por aire o por un adhesivo transparente de bajo índice de refracción, cubriendo en todos estos casos completamente la superficie entre láminas (3) adyacentes, aislándolas ópticamente.

30

El elemento auxiliar (10) de cristal centelleante está preferentemente adherido a las láminas (3) verticales, por ejemplo mediante un adhesivo transparente de alto índice de refracción, para favorecer la completa transmisión de la luz entre las dos estructuras de cristal centelleante (3, 10).

35

En una configuración alternativa, las láminas (3) verticales de los dos extremos del bloque (1) son más largas que el resto de las láminas (3) verticales, de tal forma que están en contacto directo con el foto-sensor (o acoplados mediante grasa óptica u otro material para el acoplamiento óptico), tal como se muestra en la Figura 6b.

- Realización 5: Bloque (1) formado por dos estructuras diferentes: una constituida por láminas (3) verticales en la dirección (y), y otra del mismo o diferente grosor formada también por una pluralidad de elementos auxiliares (10) de cristal centelleante, constituidos por láminas verticales en la dirección (x).

En esta quinta realización, el bloque (1) de cristal centelleante consiste de dos estructuras diferentes: una primera, por donde entran los rayos gamma, constituida por la unión de láminas (3) verticales en la dirección (y), y una segunda de menor grosor, formada por la unión de elementos auxiliares (10) de cristal centelleante, constituidos por láminas verticales en la dirección (x), tal como se ilustra en la Figura 7. Ambas estructuras están adheridas entre sí mediante un adhesivo transparente de alto índice de refracción, para favorecer la completa transmisión de la luz entre las citadas estructuras. Las láminas de ambas estructuras están aisladas ópticamente de sus adyacentes mediante películas (8) delgadas reflectantes (tipo ESR), por aire o por adhesivo transparente de bajo índice de refracción.

En esta configuración, la profundidad de interacción (5) viene determinada, principalmente, por la distribución de luz en la primera estructura (dirección (y)). La estructura de menor grosor tiene como finalidad fundamental la de disminuir de forma efectiva el grosor de la estructura más gruesa y, por tanto, mejorar la resolución espacial en (x) e (y). Dicha resolución empeora para grandes grosores, ya que aumenta la función de dispersión de punto (PSF o "Point Spread Function"). Se puede distinguir fácilmente si el impacto se ha producido en una estructura u otra, pues la distribución de la luz es perpendicular entre ambos casos. Esta característica resulta crítica para la calibración de la energía de los rayos gamma y, así, para distinguir los impactos producidos mediante efecto fotoeléctrico en el cristal centelleante de los procedentes de interacciones Compton (tanto en el cuerpo u objeto a examinar, como en el propio cristal). Alternativamente, la estructura formada por elementos auxiliares (10) de cristal centelleante puede poseer un grosor superior al de la estructura formada por las láminas principales (3).

- Realización 6: Bloque (1) formado por dos estructuras diferentes: una constituida por láminas (3) y otra formada por una pluralidad de píxeles (esto es, bloques de cristal

centelleante de sección cuadrada, dispuestos formando una matriz), a modo de elementos auxiliares (10). La primera estructura, por donde entran los rayos gamma, constituida por la unión de láminas (3) verticales en la dirección (y), y la segunda está formada por los citados píxeles, tal como se ilustra en la Figura 8. Ambas estructuras están preferentemente adheridas entre sí, por ejemplo mediante un adhesivo transparente de alto índice de refracción, para favorecer la completa transmisión de la luz entre las citadas estructuras.

En esta configuración, la profundidad de interacción viene determinada, principalmente, por la distribución de luz en la primera capa (dirección (y)). La estructura de menor grosor tiene como finalidad fundamental la de disminuir de forma efectiva el grosor de la capa más gruesa y, por tanto, mejorar la resolución espacial en (x) e (y). Dicha resolución empeora para grandes grosores, ya que aumenta la PSF. Alternativamente, la estructura auxiliar (10) de menor grosor formada por píxeles se puede encontrar situada primero, por donde entran los rayos gamma, y la de mayor grosor formada por láminas (3) se encuentra, por tanto, situada inmediatamente antes de la matriz (2) de foto-sensores.

- Realización 7: Bloque (1) formado por láminas (3) que, a su vez, están subdivididas por píxeles (11).

En una séptima realización, el bloque (1) de cristal centelleante está constituido por la unión de láminas (3) que, a su vez, están formadas por píxeles (11), tal como se ilustra en la Figura 9. Las láminas (3) se encuentran preferentemente aisladas ópticamente unas de otras, mediante películas (8) delgadas reflectantes (tipo ESR), por aire o por adhesivo transparente de bajo índice de refracción. Los píxeles (11) a su vez están unidos entre sí por aire, o por acoplamientos ópticos (OCA, silicona, grasa, etc.) cuyo índice de refracción es menor al del cristal, para dejar pasar tan sólo parcialmente la luz de un píxel (11) a otro. En esta configuración, la posición en las direcciones (x, y) viene determinada fundamentalmente por el píxel (11) donde se ha producido el impacto del rayo gamma. La profundidad de interacción (5) viene proporcionada por la distribución característica de la luz entre los distintos foto-sensores a lo largo de la lámina (3) donde se ha producido el impacto.

Finalmente, respecto a las aplicaciones específicas de la presente invención, un objeto particular de la misma se refiere al uso de los dispositivos descritos anteriormente en la elaboración de un escáner de tomografía por emisión de positrones, lo que permite reducir el error de paralaje considerablemente, y en la elaboración de una cámara gamma.

Un objeto adicional de la presente invención es el uso del dispositivo descrito anteriormente en la elaboración de un detector de física de partículas y/o de astrofísica.

Un objeto adicional de la presente invención es el diseño de un bloque (1) detector para un escáner PET de pequeños animales. En los escáneres PET que se utilizan para realizar estudios con animales pequeños de experimentación, se precisa una resolución espacial muy alta para poder distinguir las pequeñas estructuras de tamaño del orden del milímetro dentro de los órganos de, fundamentalmente, ratas y ratones. Por otro lado, dado que es conveniente situar los detectores cerca del animal para aumentar la sensibilidad y, por otro lado, se precisa instalar el escáner PET dentro del espacio reducido de la apertura de una resonancia magnética en el caso de pretender obtener imágenes simultáneas de PET y resonancia, resulta crítico obtener una buena información de la profundidad de interacción (5) con la finalidad de reducir el error de paralaje.

Para este caso, en una realización preferente a modo de ejemplo se escoge una configuración en la que la matriz (2) de foto-sensores del bloque (1) está formada por 2x12 foto-sensores de $2 \times 2 \text{ mm}^2$ de área cada uno y se sitúan cinco láminas (3) de dimensiones aproximadas $0.84 \times 12 \times 26.2 \text{ mm}^3$. Las láminas (3) tienen forma de cuña truncada, para cubrir completamente de cristal centelleante el plano transversal del escáner y, así, maximizar la sensibilidad de detección de coincidencias de rayos gamma.

Las dos láminas (3) de los extremos se hallan completamente aisladas del resto, mediante láminas ESR. La lámina (3) central también se halla recubierta por una lámina muy fina de ESR, excepto a 1-2 mm de la matriz (2) de foto-sensores, donde se halla en contacto óptico con sus dos láminas (3) vecinas, a través de un adhesivo transparente de alto índice de refracción (ver Figura 10). Alternativamente, en lugar de láminas (3) de cristal que se unen entre sí, es posible utilizar un único bloque (1) monolítico de cristal centelleante, al que se le realizan unas hendiduras (separaciones parciales), por ejemplo, mediante un láser.

En este caso, se espera una resolución en la dimensión (x) (perpendicular a las láminas) de alrededor de 0.58 mm, es decir, del límite físico impuesto por el recorrido libre medio del positrón antes de aniquilarse con un electrón. En la dimensión (y) (a lo largo del eje principal de las láminas (3)) se espera una resolución de alrededor de 0.7 mm y en la DOI (5) se espera una resolución inferior a 2 mm. Por otro lado, la resolución en tiempo de vuelo es inferior a 200 ps FWHM.

El escáner PET puede tener dos configuraciones diferentes, según la dirección del eje principal de la cuña truncada de las láminas: a) el eje principal de las láminas (3) está en el plano transversal del escáner (Figura 10): en este caso, el escáner posee alrededor de dieciséis bloques (1) en el plano transversal; b) el eje principal de las láminas (3) está en el plano axial del escáner (Figura 11), en este caso el escáner posee alrededor de ciento noventa y dos (16x20) bloques (1) en el plano transversal.

Un objeto adicional de la presente invención se refiere al diseño del bloque (1) detector para un escáner PET de cerebro o de cuerpo total.

10

En los escáneres PET dedicados a la exploración del cerebro se precisa muy buena resolución espacial y buena resolución en la profundidad de interacción (5) y, al mismo tiempo, se requiere muy buena resolución temporal para aumentar la relación señal-ruido.

En el caso de un escáner PET de cuerpo total, además de la muy buena resolución espacial y temporal, también se necesita una cierta resolución en la profundidad de interacción (5) para evitar el error de paralaje debido a sucesos en los que los dos rayos gamma son emitidos a grandes ángulos respecto al plano transversal del escáner. Estos sucesos, a diferencia de los escáneres de cuerpo completo actuales (que poseen coberturas axiales de 15-25 cm), son frecuentes en el caso de escáneres PET de cuerpo total con coberturas axiales iguales o superiores a 70 cm.

20

Para este caso, se escoge una configuración en la que la matriz (2) de foto-sensores del bloque (1) está formada por 4x8 foto-sensores de $3 \times 3 \text{ mm}^2$ de área cada uno, y se sitúan siete láminas de dimensiones $1,8 \times 20 \times 25,4 \text{ mm}^3$ (Figura 12). Las láminas (3) tienen forma de cuña truncada para cubrir completamente de cristal centelleante el plano transversal del escáner y, así, maximizar la sensibilidad de detección de coincidencias de rayos gamma. Todas las láminas (3) se hallan completamente aisladas del resto mediante láminas ESR. Sin embargo, es posible distinguir en qué lámina (3) se ha producido el impacto, dado que todas ellas presentan una distribución única de luz respecto a la matriz (2) de los foto-sensores.

25

REIVINDICACIONES

1.- Dispositivo para la detección de rayos gamma, que comprende uno o más bloques (1) de detección de cristal centelleante dispuestos sobre una matriz (2) de foto-sensores, donde dichos bloques (1) comprenden:

- una pluralidad de láminas (3) alargadas de cristal centelleante, con forma de prismas rectangulares o de cuñas truncadas, dispuestas consecutivamente sobre dicha matriz (2) de foto-sensores, donde dichas láminas (3) de cristal centelleante definen una región de entrada (7) de los rayos gamma y una región de salida (4) de luz de centello, de forma que la luz de centelleo puede ser detectada por la matriz (2) de foto-sensores;

- medios electrónicos conectados a la matriz (2) de foto-sensores, configurados para registrar la información de lectura de dichos foto-sensores, y para procesar y/o para analizar dicha información.

estando dicho dispositivo **caracterizado por que:**

- los bloques (1) de detección de cristal centelleante se encuentran ópticamente aislados, de forma que la luz de centelleo únicamente puede abandonar dichos bloques (1) a través de la región de salida (4); y

- los bloques (1) de detección de cristal centelleante y la matriz (2) de foto-sensores se encuentran dispuestos en acoplamiento óptico directo.

2.- Dispositivo según la reivindicación anterior, donde la región de entrada (7) de los rayos gamma se encuentra totalmente cubierta por una lámina (6) retro-reflectora o de ESR.

3.- Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde la matriz (2) de fotosensores comprende una zona muerta cubierta por una cuadrícula (2') reflectante.

4.- Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende adicionalmente una o más películas (8) reflectantes dispuestas entre las láminas (3) de cristal centelleante consecutivas.

5.- Dispositivo según la reivindicación anterior, donde el número de láminas (3) de cristal centelleante es, sustancialmente, igual a $2N-1$, siendo N el número de foto-sensores en una dirección (x) perpendicular a las láminas (3) de cristal centelleante.

6.- Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 4-5, donde las películas (8) reflectantes se prolongan más allá del bloque (1) de cristal centelleante, atravesando parcial o totalmente la matriz (2) de foto-sensores.

5 7.- Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 4-6, donde una o más de las películas (8) reflectantes comprenden ventanas laterales (9) ópticamente transparentes, dispuestas en regiones próximas a la región de salida (4) de luz de centelleo.

10 8.- Dispositivo según la reivindicación anterior, que comprende una pluralidad de películas (8) reflectantes equipadas con ventanas laterales (9), dispuestas en serie entre láminas (3) de cristal centelleante consecutivas, de forma que dichas ventanas laterales (9) conforman una geometría de arco.

15 9.- Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde dos o más láminas (3) de cristal centelleante están unidas mediante un adhesivo transparente de índice de refracción superior a 1.5.

20 10.- Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende adicionalmente uno o más elementos auxiliares (10) de cristal centelleante, dispuestos en los bloques (1) entre las láminas (3) de cristal centelleante y la matriz (2) de foto-sensores, o sobre las láminas (3) de cristal centelleante en la región de entrada (7) de los rayos gamma.

25 11.- Dispositivo según la reivindicación anterior, donde los elementos auxiliares (10) de cristal centelleante comprenden bloques monolíticos, láminas dispuestas perpendicularmente a las láminas (3) de cristal centelleante o píxeles (11), donde la dimensión principal (L_z) de dichos elementos auxiliares (10) es inferior a la dimensión principal (L_z) de las láminas (3) de cristal centelleante.

30 12.- Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde las láminas (3) de cristal centelleante están subdivididas como una pluralidad de píxeles (11).

35 13.- Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende una pluralidad de bloques (1) y una matriz (2) de foto-sensores compartida entre dichos bloques (1), al menos parcialmente, y donde los medios electrónicos conectados a la matriz (2) están configurados para determinar el tiempo de impacto de los rayos gamma en los bloques (1) de detección, la energía de impacto de los rayos gamma, la proyección de la

posición de dicho impacto sobre la matriz (2) de foto-sensores y/o la profundidad de interacción (5) de dichos rayos gamma, mediante la suma de todas las señales recibidas por todas las filas y columnas de la matriz (2) de foto-sensores correspondientes a un bloque (1) ampliado.

5

14.- Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde la matriz (2) de foto-sensores comprende una pluralidad de foto-multiplicadores de silicio (SiPM).

15.- Dispositivo según la reivindicación anterior, donde cada elemento fotosensor de tipo SiPM posee un número de microceldas de, al menos, el doble de los fotones ópticos centelleantes esperados por cada uno de dichos foto-sensores.

10

16.- Dispositivo según la reivindicación anterior, donde las microceldas poseen un tamaño del orden de 75 μm o superior.

15

17.- Sistema de detección de rayos gamma, que comprende uno o más dispositivos según las reivindicaciones anteriores, integrados en una estructura de detección de anillo o de planos enfrentados de una cámara de tomografía por emisión de positrones, de una cámara gamma, de un detector de física de partículas y/o de astrofísica, o de un escáner PET de animales.

20

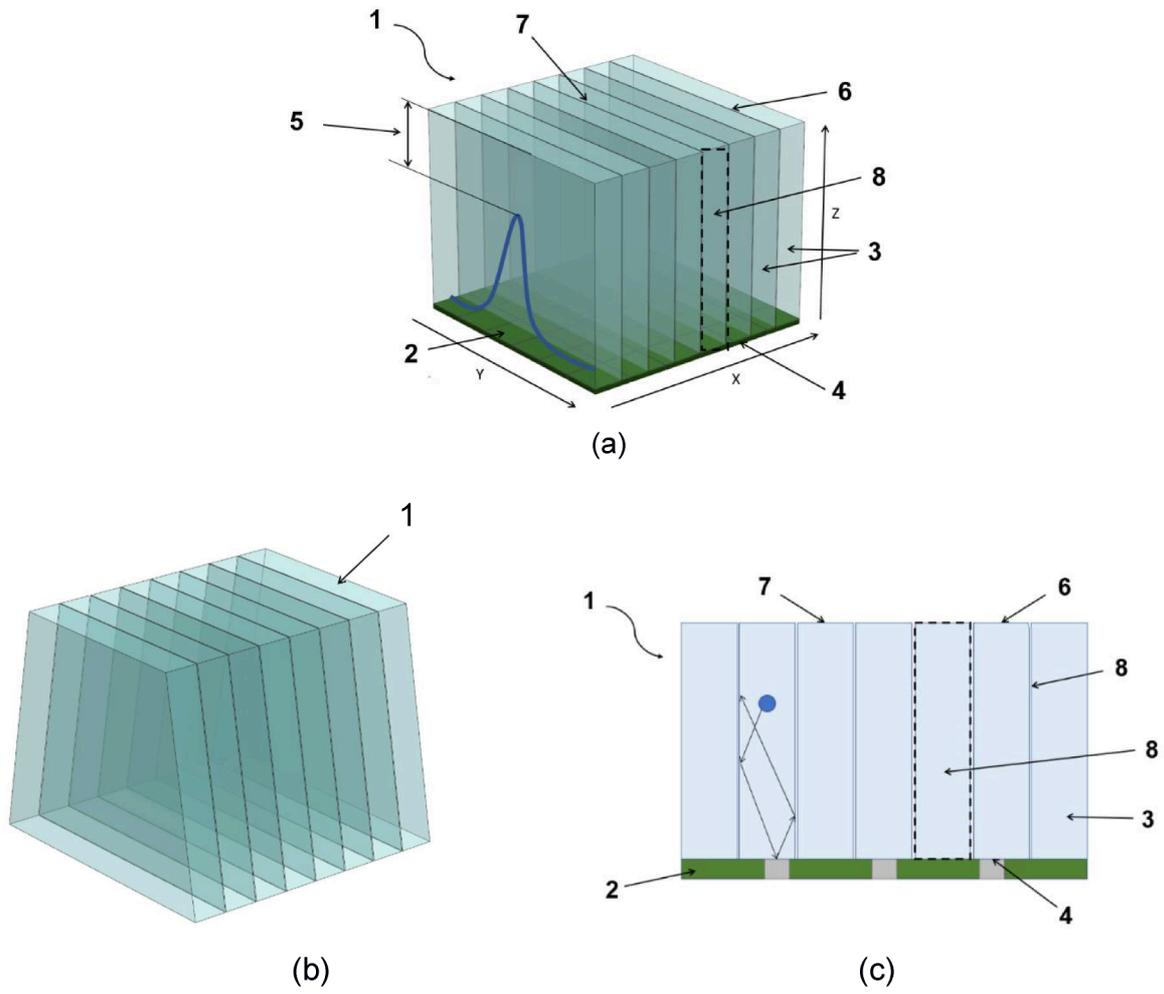


FIG. 1

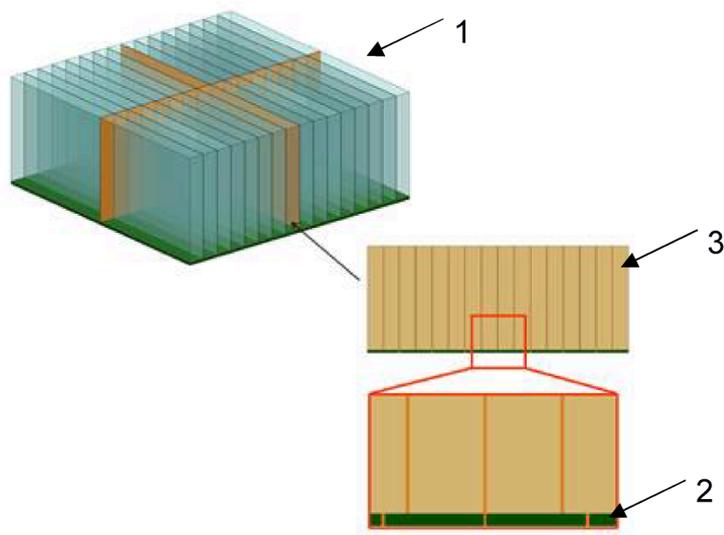


FIG. 2a

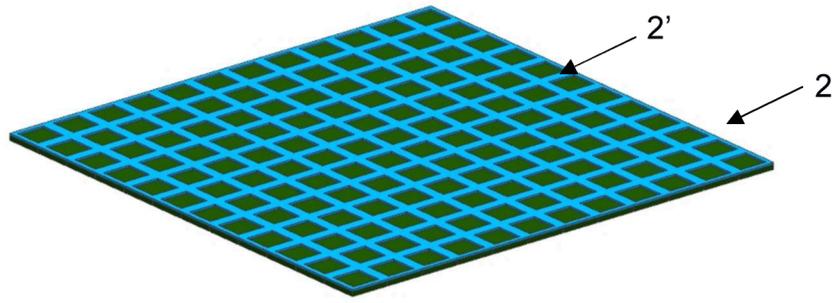


FIG. 2b

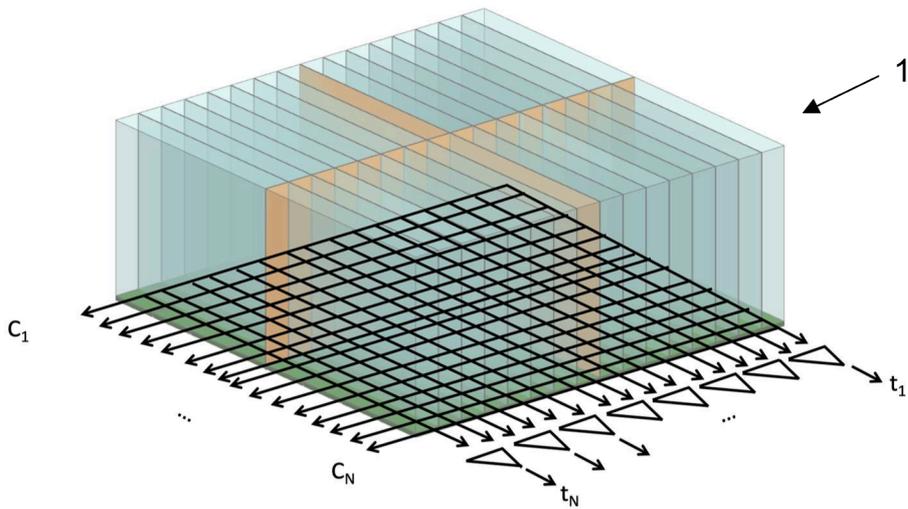


FIG. 3

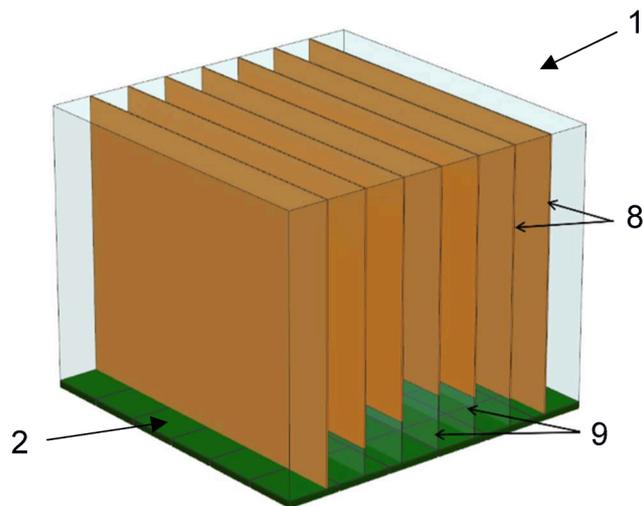


FIG. 4

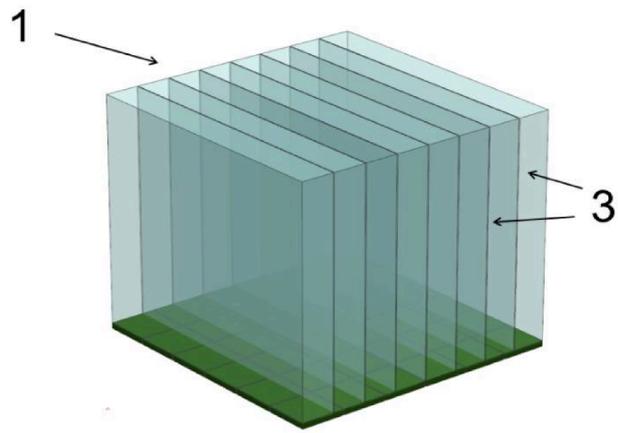


FIG. 5

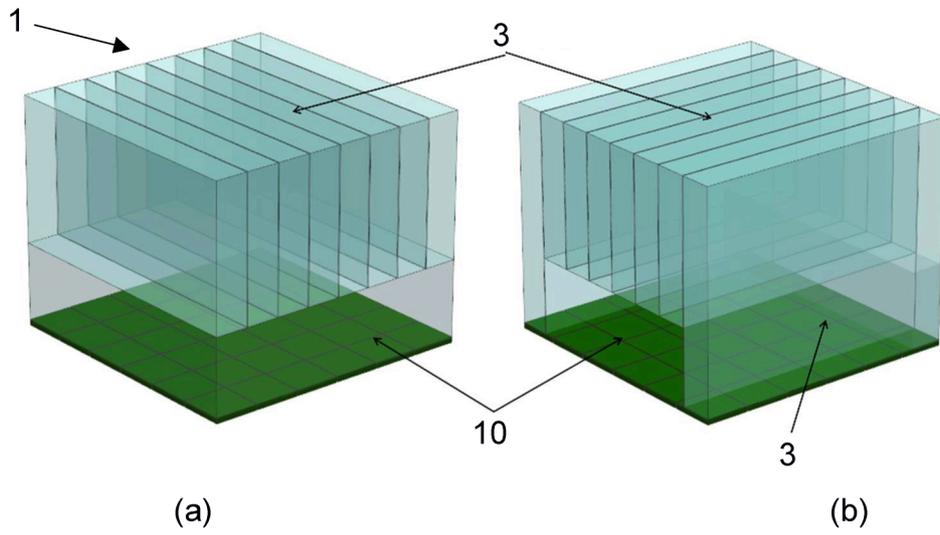


FIG. 6

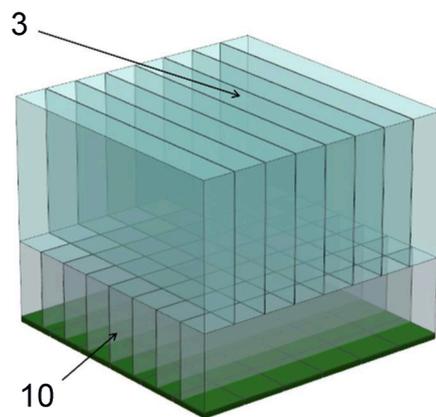


FIG. 7

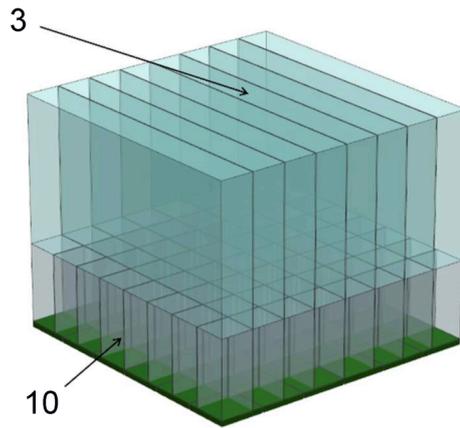


FIG. 8

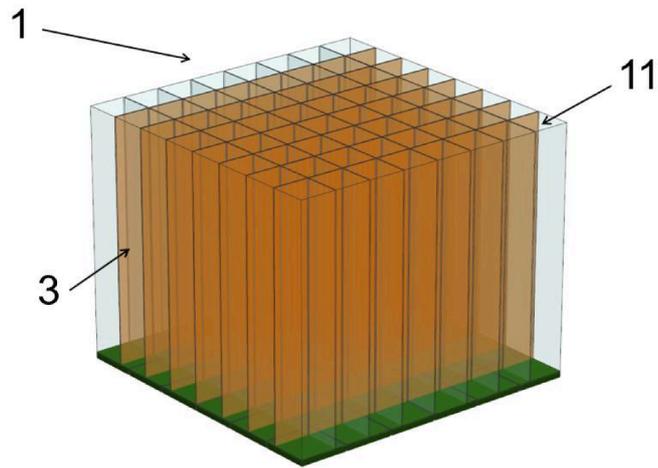


FIG. 9

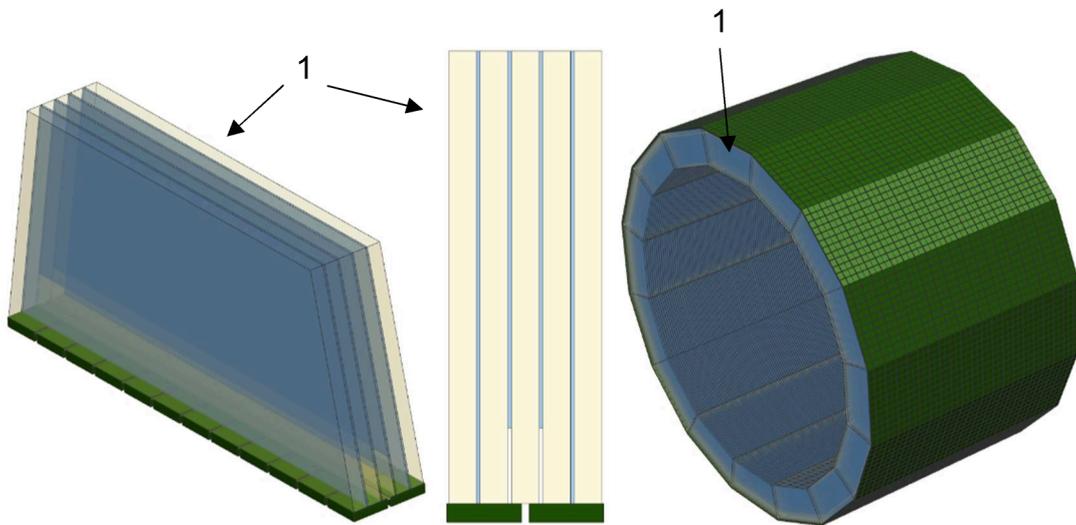


FIG. 10

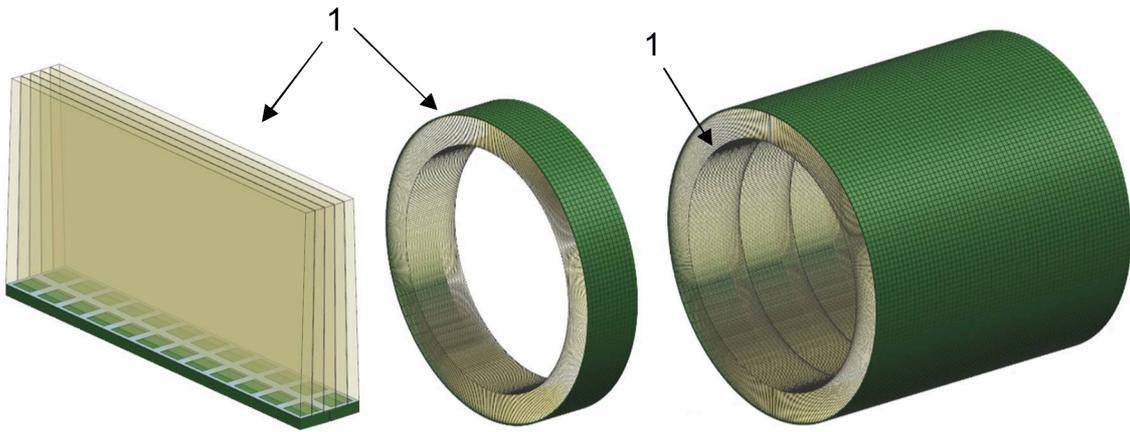


FIG. 11

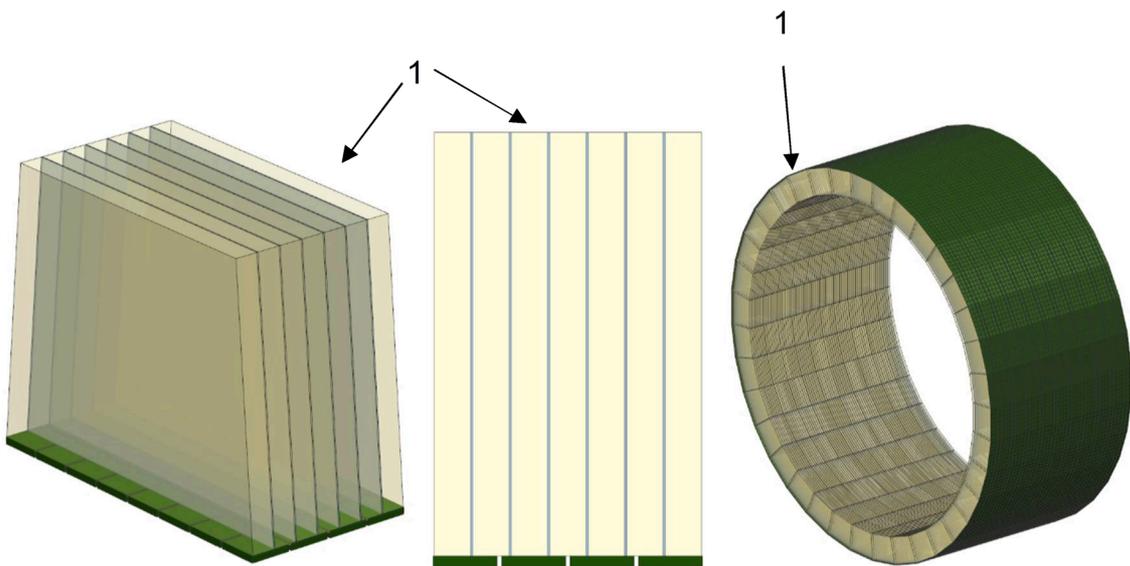


FIG. 12



- ②¹ N.º solicitud: 202030038
②² Fecha de presentación de la solicitud: 20.01.2020
③² Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤¹ Int. Cl.: **G01T1/164** (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

| Categoría | ⑤ ⁶ Documentos citados | Reivindicaciones afectadas |
|-----------|---|----------------------------|
| X | DOROUD, K. & WILLIAMS, M.C.S.: "A new approach for improved time and position measurements for TOF-PET: Time-stamping of the photo-electrons using analogue SiPMs". Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 07/01/2017, Vol. 849, páginas 16-19 [en línea] [Recuperado el 11/09/2020], véanse las páginas 1-2. | 1-4, 9-14, 17 |
| X | JP S5981575 A (TOSHIBA KK) 11/05/1984, Resumen; párrafo [0001]; figuras 3, 6 y 7. | 1-4, 6, 9-11, 13, 14, 17 |
| X | JP H01202684 A (HITACHI MEDICAL CORP) 15/08/1989, Resumen; párrafo [0001]; figura 1. | 1, 4, 9, 17 |
| A | LAMPROU, E. et al.: "Exploring TOF capabilities of PET detector blocks based on large monolithic crystals and analog SiPMs". PHYSICA MEDICA, 11/01/2020, Vol. 70, páginas 10-18 [en línea][recuperado el 14/09/2020], Todo el documento. | 1, 2, 4, 9, 13, 14, 17 |
| A | GONZÁLEZ-MONTORO, A. et al.: "Detector block performance based on monolithic LYSO crystal using a novel signal multiplexing method". Nuclear Inst. and Methods in Physics Research, A, 12/02/2018, Vol. 912, Páginas 372-377 [en línea][recuperado el 14/09/2020], todo el documento. | 1-4, 9, 13, 14, 17 |
| A | YE, Q. et al.: "A high sensitivity 4pi view gamma imager with a monolithic 3D position-sensitive detector". Nuclear Inst. and Methods in Physics Research, A, 16/05/2019, Vol. 937, páginas 31-40 [en línea][recuperado el 14/09/2020], todo el documento. | 1 |

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe
18.09.2020

Examinador
Ó. González Peñalba

Página
1/2

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

G01T, G21K, G01N, G05T, A61B

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC, WPI, INSPEC