

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 757 984**

21 Número de solicitud: 201831058

51 Int. Cl.:

G21K 1/00 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

G01T 1/20 (2006.01)

G01T 1/22 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

31.10.2018

43 Fecha de publicación de la solicitud:

30.04.2020

71 Solicitantes:

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA
(50.0%)

Camino de Vera s/n

46022 Valencia ES y

CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES
CIENTÍFICAS (CSIC) (50.0%)

72 Inventor/es:

ILISIE, Victor;

BENLLOCH BAVIERA, José María y

SÁNCHEZ MARTÍNEZ, Filomeno

74 Agente/Representante:

ESCUDEO PRIETO, Nicolás Enrique

54 Título: **DISPOSITIVO PARA LA DETECCIÓN DE RAYOS GAMMA CON TABIQUES ACTIVOS**

57 Resumen:

Dispositivo para la detección de rayos gamma con tabiques activos.

La invención se refiere a un dispositivo para la detección de rayos gamma (1) procedentes de una fuente (2) sin truncamiento de imágenes y sin superposición de imágenes, que comprende al menos: dos celdas (3) de detección y cada una de dichas celdas comprende un espacio de detección (7) adaptado para recibir los rayos gamma (1) que penetran a través de un orificio (5), donde dicho espacio de detección (7) comprende uno o más conjuntos de detección (8, 8'), estando algunos de dichos conjuntos (8') situados de forma que se interponen a los rayos gamma (1) que inciden en el volumen de superposición (11) de los mismos.

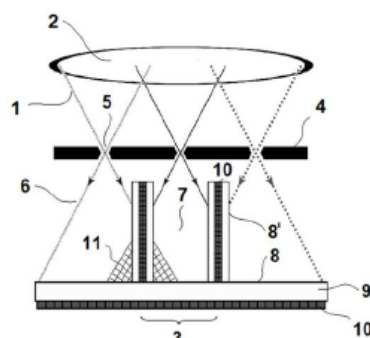


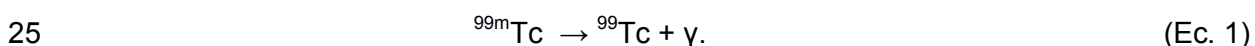
FIG. 4

DESCRIPCIÓN**DISPOSITIVO PARA LA DETECCIÓN DE RAYOS GAMMA CON TABIQUES ACTIVOS****5 CAMPO DE LA INVENCION**

La presente invención se encuentra dentro del campo 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 de la misma, como son por ejemplo los dispositivos médicos de imagen nuclear, tales como cámaras gamma o equipos de tomografía computerizada de emisión de fotón único (SPECT, del inglés "*single photon emission computed tomography*"), entre otros.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Las cámaras gamma de alta sensibilidad y resolución son de gran interés en la actualidad, ya que poseen un alto potencial en el campo de la medicina nuclear. Dichas cámaras permiten realizar, por ejemplo, un diagnóstico precoz de tumores de tamaño reducido, y también resultan de utilidad en una amplia variedad de estudios preclínicos, lo que permite por ejemplo diseñar tratamientos más efectivos contra el cáncer. El funcionamiento básico de un dispositivo de cámara gamma consiste en inyectar a un paciente un contraste radioactivo, como ^{99m}Tc , que se desintegra emitiendo un fotón (rayo gamma) de 140 keV de energía, según el siguiente proceso:



Este fotón de alta energía pasa a través de un colimador, hecho preferentemente de un material denso, altamente impenetrable para los rayos gamma en este rango de energía, formado típicamente por plomo (Pb) o wolframio (W) antes de alcanzar un detector sensible a la radiación. Este proceso se muestra esquemáticamente en la Figura 1 del presente documento, para dos tipos típicos de colimadores (de agujeros paralelos, a la izquierda de la imagen, y orificios estenopeicos, conocidos como "*pinholes*", a la derecha de la imagen).

Los detectores sensibles a la radiación de este tipo de cámaras están compuestos normalmente por un material denso y sensible a los rayos gamma, típicamente un bloque de cristal centelleante de NaI o similar. En dicho bloque, el rayo gamma es absorbido por

un núcleo o electrón del material, cuya energía es re-emitida en forma de una cantidad del orden de miles de fotones ópticos, que son detectados por un fotodetector. Este proceso se muestra esquemáticamente en la Figura 2 del presente documento.

5 Un problema común de las cámaras gamma es su reducida sensibilidad. Ello se debe a que sólo los rayos gamma que son emitidos paralelamente a los colimadores (para el caso del colimador paralelo, Figura 1, izquierda) o dentro de una cierta región angular (para el colimador de orificios, Figura 1, derecha) son los que llegan de forma efectiva hasta el detector. En este contexto, en el caso de las cámaras gamma –con orificios de

10 colimación, para aumentar la sensibilidad, lo que significa aumentar el número de rayos gamma detectados, se ha de aumentar necesariamente el número de orificios y/o la apertura angular de cada orificio. No obstante, al aumentar el número de dichos orificios, se genera el efecto indeseado conocido como superposición de imágenes (o problema de la multiplexación), tal y como se muestra esquemáticamente en las Figuras 3a-3b, que

15 muestran diferentes perspectivas de este efecto. Como se aprecia en dichas figuras, dentro de la región de superposición del detector no resulta posible identificar, de forma inequívoca, a través de qué orificio ha pasado previamente el rayo gamma incidente antes de ser detectado. A falta de esta información, lo que se hace normalmente es considerar todas las combinaciones posibles en los cálculos realizados en el

20 procedimiento de reconstrucción de imágenes. Como ejemplo, en el caso de la tomografía por emisión de positrones (PET, del inglés “*Positron Emission Tomography*”), dicho procedimiento de reconstrucción consiste en calcular líneas de respuesta (LOR, del inglés “*lines of response*”) a través del campo de visión (FOV, del inglés “*field of view*”). En el caso de las cámaras gamma, las LOR se construyen uniendo el punto de impacto

25 del rayo gamma en el detector, con el orificio correspondiente (a través del cual ha pasado previamente). En este punto, cuando no se es capaz de identificar el orificio correcto en la región de superposición y se tienen que hacer todas las combinaciones de posibles trayectorias de los rayos gamma, ello se traduce en considerar LORs incorrectas para la reconstrucción de las imágenes. Esto introduce, por tanto, ruido en la imagen

30 reconstruida final, así como posibles imágenes espurias, denominadas comúnmente como artefactos (ver, por ejemplo, en las referencias [1], [2], [3] citadas al final de esta sección). Además de estar asociados a imágenes con ruido, los artefactos son altamente peligrosos, ya que pueden tener graves consecuencias en un posible diagnóstico erróneo de los pacientes (para el caso clínico), o llevando a conclusiones erróneas en estudios

35 preclínicos.

Los problemas antes mencionados también se producen en los detectores conocidos basados en colimadores que no producen superposición, como por ejemplo los descritos en las solicitudes de patente US 2006/0065840 A1 y US 2006/0000978 A1. No obstante, en dichos detectores, la eliminación de la superposición provoca, como contrapartida, el

5 truncamiento de las imágenes y un FOV más reducido (que puede contener regiones ciegas). En los últimos años se han realizado diversos estudios para mejorar las cámaras gamma y los sistemas SPECT (ver referencias citadas [1], [2], [3], [4]) para que eliminen los efectos de superposición. Sin embargo, hasta la fecha no se ha encontrado ninguna

10 solución genérica que pueda emplearse en cualquier sistema de detección, ya que el problema depende, en gran medida, también de la complejidad del objeto de estudio (animales pequeños, órganos, etc.), del FOV o de la resolución deseada, así como de otros parámetros de diseño. Una solución práctica que ofrece una alta sensibilidad y resolución se ha propuesto en la cámara gamma/SPECT descrita en la referencia [5], donde el colimador presenta una gran cantidad de agujeros y tiene forma cilíndrica. Sin

15 embargo, este sistema posee la gran desventaja de que su diseño implica un FOV muy reducido. Por lo tanto, su planteamiento sólo puede aplicarse de forma efectiva para estudios preclínicos con animales pequeños. También como consecuencia de la reducción del FOV, cuando se desea estudiar una amplia región del cuerpo del animal, éste ha de ser movido durante la exploración, lo que dificulta enormemente el proceso

20 completo de toma de imágenes del mismo.

A la vista de las limitaciones del estado de la técnica antes descritas, la presente invención plantea un novedoso dispositivo para la detección de rayos gamma, basado en un nuevo concepto de tabiques activos que no sólo evitan la aparición de superposición

25 durante la formación de imágenes, sino que además cuenta con un FOV completo y es aplicable a diversas técnicas con carácter completamente general.

Referencias del estado de la técnica citadas:

- 30 [1] G.S.P. Mok, B.M.W. Tsui y F.J. Beekman, "*The effects of object activity distribution on multiplexing multi-pinhole SPECT*", Phys. Med. Biol. 56 (2011) 2635-2650.
- [2] L. C. Johnson, S. Shokouhi and T. E. Peterson, "*Reducing Multiplexing Artifacts in Multi-Pinhole SPECT with a Stacked Silicon-Germanium System: a Simulation Study*",
- 35 IEEE Trans. Med. Imaging (2014) 33(12): 2342-2351.

- [3] G.S.P. Mok, Y. Wang, and B.M.W. Tsui, "*Quantification of the Multiplexing Effects in Multi-Pinhole Small Animal SPECT: A Simulation Study*", IEEE Trans. Nucl. Sci. 2009, 56(5): 2636-2643.
- 5 [4] K. Vunckx, P. Suetens, J. Nuyts, "*Effect of Overlapping Projections on Reconstruction Image Quality in Multipinhole SPECT*", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 27, No. 7 (2008).
- [5] Ivashchenko O., van der Have F., Villena J.L., Groen H.C., Ramakers R.M., Weinans
10 H.H., Beekman F.J., "*Quarter-Millimeter-Resolution Molecular Mouse Imaging with U-SPECT+*", Mol. Imaging (2014),13. doi:10.2310/7290.2014.00053.

DESCRIPCIÓN BREVE DE LA INVENCIÓN

- 15 A la luz de los problemas del estado de la técnica expuestos en la sección anterior, el dispositivo propuesto por la presente invención elimina el problema de la superposición/multiplexación, sin producir el efecto indeseado de truncamiento y sin generar artefactos en las imágenes obtenidas, manteniendo además la propiedad de una alta sensibilidad en un colimador de múltiples orificios (o "*multi-pinhole*"), que se traduce
20 en una imagen de alta resolución para un FOV arbitrariamente grande.

- De este modo, la invención mantiene todas las ventajas de los colimadores de orificios múltiples, pero añadiendo además un nuevo elemento sensible a la radiación gamma, que es un elemento detector (material sensible a la radiación) que actúa como un
25 colimador/tabique y que impide que los rayos gamma alcancen las regiones superpuestas. Dicho colimador será designado como "tabique activo", porque además de impedir las regiones de superposición, también actúa como detector y, por lo tanto, puede medir las coordenadas de impacto de los fotones incidentes. De esta manera, se recupera toda la información necesaria para la reconstrucción de las imágenes, con una
30 gran resolución en FOV. Por tanto, en el dispositivo de la invención existe únicamente una superposición virtual, que permite identificar sin ambigüedad a través de qué orificio pasa cualquier rayo gamma antes de ser detectado. En el dispositivo, además, los tabiques activos están preferentemente provistos de sus propios fotodetectores y de la electrónica de lectura correspondiente.

- 35 En otra realización preferente de la invención, se plantea una posible variación de esta configuración, en la que las paredes laterales del colimador no comprenden ni

fotodetectores ni electrónica de lectura, y donde los detectores se encuentran únicamente en su región base (como en otros colimadores multi-orificio). No obstante, para poder obtener las coordenadas del impacto sin perder información, los colimadores están equipados con superficies reflectantes ópticas en las paredes laterales, con el fin de evitar la pérdida de los fotones ópticos y para guiarlos hacia las regiones sensibles del detector.

Las configuraciones anteriores son posibles siempre que el centelleador del tabique activo sea suficientemente denso y/o grueso como para detener la mayoría de los rayos gamma incidentes antes de alcanzar el tabique activo contiguo. Para conseguir este fin, es posible de forma opcional emplear una placa delgada de W o Pb que se dispone entre dichos tabiques activos.

Para las dos configuraciones principales del dispositivo referidas, los conos de incidencia de los rayos gamma representan las regiones permitidas donde dichos rayos gamma pueden penetrar debido a la abertura del orificio del dispositivo. Las celdas de detección formadas por los espacios que alojan cada cono de incidencia pueden repetirse tantas veces como sea necesario, con el objetivo de obtener las características deseadas del dispositivo de cámara gamma, por ejemplo obteniéndose un determinado tamaño del FOV. Los ángulos de inclinación y las aberturas de los orificios pueden variar de unas celdas a otras, para obtener la resolución deseada del dispositivo.

Adicionalmente, las caras exteriores externas de todo el dispositivo están preferiblemente protegidas por un material absorbente de radiación gamma activo o pasivo, para evitar el ruido de fondo proveniente de zonas de fuera del campo de visión de interés.

Más concretamente, el objeto de la invención es un dispositivo y un sistema de obtención de imágenes que comprende dicho dispositivo, según cualquiera de las reivindicaciones propuestas en la presente solicitud de patente.

Para una mejor comprensión de la invención, a continuación, se proporciona un conjunto de definiciones de algunas expresiones utilizadas en este documento:

- Nube de interacción: acumulación de cualquier tipo de interacciones de partículas (fotoeléctrica, Compton, Bremsstrahlung, Cherenkov, etc.) que presenta al menos una magnitud mensurable, como la energía depositada, tiempo instantáneo, carga eléctrica, etc. Esta "nube de interacción" está formada por una o más interacciones que estén lo

suficientemente cerca, espacialmente y/o temporalmente, para que sean experimentalmente indistinguibles.

- Información espacial: cualquier tipo de datos que son función de N ($N \leq 3$) dimensiones espaciales, ya sean discretas o continuas, por ejemplo, la energía depositada en un punto con coordenadas 3D (x, y, z).

- Material sensible: cualquier material físico que interactúa con la radiación, produciendo al menos una magnitud física medible.

- Detector: cualquier dispositivo con la capacidad de registrar cierta magnitud física (como por ejemplo información espacial y/o temporal y/o cualquier otra magnitud física) que corresponda a una o más nubes de interacción. La información espacial se puede obtener, por ejemplo, mediante el procesamiento de la distribución de la deposición de energía y/o la distribución de la marca de tiempo y/o la distribución de la carga eléctrica, etc. Un detector puede estar formado por uno o más materiales sensibles, uno o más dispositivos de adquisición (que se definirán a continuación), y electrónica de lectura que extrae las señales de dicho detector. Por ejemplo, en un detector de centelleo, mediante el uso de un cristal centelleante la distribución de los fotones de centelleo puede ser registrada por el detector, así como su marca de tiempo. Esto proporciona información espacial y temporal, así como información sobre la energía total depositada y la forma en que se han distribuido. Otro ejemplo puede ser un detector Cherenkov, donde el espacio, el tiempo y la información energética se pueden obtener de la radiación de Cherenkov y su distribución. Los detectores pueden tener cualquier forma y tamaño posibles. Además, la lectura del detector se puede extraer de una o más regiones del mismo. En general, la lectura se puede realizar desde una o más superficies planas (caras) del detector. Por ejemplo, en un detector de centelleo con forma rectangular, se puede extraer señales de una o más, hasta seis de sus caras. También sería posible el uso de cristales de centelleo u otros materiales sensibles curvados, no rectangulares, en cuyo caso la lectura se adaptaría de forma conveniente.

- Los términos “superficie reflectante de la luz” y “superficie reflectante óptica” serán empleados como sinónimos, e interpretados como cualquier superficie sobre la que una porción sustancial de los fotones que impactan en ella se ven reflejados.

- Los términos “detector” y “detector sensible a la radiación” serán empleados de manera indistinta en el presente documento.

- La expresión “marca de tiempo” se refiere a la información de tiempo registrada en cualquier parte de un dispositivo de adquisición, correspondiente a un evento de detección.

5 - tabique activo: es un detector independiente o un módulo compuesto de material sensible a la radiación, que se acopla a otro detector (con la posibilidad de extraer las coordenadas y/o la información de energía y/o marca de tiempo de un evento) y que puede tener algunas de sus superficies cubiertas con Pb o W o cualquier otro material dispuesto para evitar que un rayo gamma incidente alcance una región superpuesta de
10 una cámara gamma multi-orificio. Algunas caras también pueden ser superficies que reflejan la luz, para prevenir la pérdida de los fotones ópticos centelleados.

- Evento: se define como el número total de interacciones que un solo rayo gamma incidente y sus partículas secundarias producen, hasta que su energía inicial se pierde
15 total o sustancialmente (se deposita, es absorbido, etc.).

- Dispositivo de adquisición: se refiere a un dispositivo utilizado para extraer una o más magnitudes procesadas por un detector, comprendiendo dicho dispositivo uno o más materiales sensibles. Por ejemplo, para un detector de centelleo, el dispositivo de
20 adquisición puede estar constituido por un fotodetector hecho de fotosensores que extraen información de los fotones de centelleo producidos en un cristal.

- Módulo de cámara gamma: se refiere a un conjunto de detectores y/o tabiques activos, que pueden ser independientes o no, con estructura idéntica o no, junto con un colimador
25 de orificios, que trabajen juntos para crear un detector único que se puede usar como un dispositivo de cámara gamma de un solo orificio.

- Dispositivo de cámara gamma: se refiere a un conjunto de módulos de cámara gamma que pueden ser independientes o no, con estructura idéntica o no, que trabajan juntos
30 para crear un detector de cámara gamma único con mayor sensibilidad y/o resolución y/o FOV que una cámara gamma de módulo independiente. El colimador multi-orificio puede ser continuo (hecho de una sola pieza de material, no de los módulos adjuntos), proporcionando así mayor sencillez al dispositivo.

35 - Sistema de detección: se refiere a un conjunto de módulos de cámara gamma y/o un conjunto de dispositivos de cámara gamma que pueden ser independientes o no, con

estructura idéntica o no, que pueden funcionar juntos o no, y que en conjunto reúnen información útil para la reconstrucción de la imagen del objeto/sujeto/paciente analizado.

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

5

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 los dibujos adjuntos, en los que:

- 10 La Figura 1 muestra esquemáticamente el funcionamiento de los dos dispositivos típicos de cámara gamma del estado de la técnica, con colimadores paralelos de agujeros (izquierda) y con colimador de orificio (derecha).

- 15 La Figura 2 muestra un módulo detector de rayos gamma conocido, formado por un material sensible tal como un bloque de centelleo (que produce fotones ópticos como consecuencia de la interacción de un rayo gamma con el material), un fotodetector (sensible a los fotones ópticos) y electrónica de lectura (encargada de procesar las señales electrónicas del fotodetector).

- 20 La Figura 3a muestra el problema de la multiplexación en un colimador de múltiples orificios. Los rayos gamma incidentes de la fuente radiante pasan a través de los orificios antes de llegar al detector. Dependiendo de la geometría, la apertura y la inclinación de los orificios, pueden producirse regiones superpuestas en el detector, lo que impide identificar sin ambigüedad el orificio a través del cual tiene un rayo gamma impactante ha
25 pasado previamente.

La Figura 3b muestra una sección transversal bidimensional del problema de superposición mostrado en la Figura 3a.

- 30 La Figura 4 describe en dos dimensiones el concepto de "tabique activo" de la invención. En dicha figura, se observa cómo dicho tabique activo comprende un elemento detector adicional, que se coloca ventajosamente en el espacio de detección, para evitar que los rayos gamma alcancen la zona de superposición de la celda contigua. Como dicho elemento, además de bloquear los rayos, se trata también de un detector, toda la
35 información necesaria (coordenadas del impacto y pinhole correspondiente) se pueden recuperar gracias al uso de fotodetectores y de electrónica de lectura de señal correspondiente.

La Figura 5 muestra una vista en perspectiva de una posible realización del dispositivo de la invención equipado con cuatro tabiques activos, un detector horizontal y un colimador de orificio. El detector principal posee, además, un equipo fotodetector y una electrónica adjunta. Los tabiques activos pueden o no tener fotodetectores y electrónica de lectura. El cono de incidencia muestra esquemáticamente el área donde los rayos gamma incidentes pueden penetrar, debido a la geometría y configuración del orificio colimador.

La Figura 6 describe en dos dimensiones una variación del dispositivo con tabiques activos de la invención. En este caso, los tabiques activos solo tienen fotodetectores y lectura y electrónica conectada directamente en la parte superior de uno de los laterales, pudiendo dicho detector estar ausente o remplazado por una superficie reflectora. Se encuentran además acoplados a un detector principal horizontal. Para cada tabique activo, todas sus caras (excepto la acoplada al detector principal y la acoplada al detector lateral) deberían poseer elementos reflectantes, para evitar los fotones ópticos puedan escapar de la celda de detección. Analizando el patrón de impacto de dichos fotones ópticos, se puede distinguir si la interacción ha tenido lugar en el detector principal o en el tabique activo, sin perder información de impacto sobre ninguno de los fotones en el cono de incidencia.

Las Figura 7a-7b describen esquemáticamente una variación de la figura anterior. En este caso, los tabiques activos tienen fotodetectores y electrónica de lectura unida directamente en dos de sus caras (superior e inferior). Además, dichos tabiques activos están separados del detector principal (horizontal). Los tabiques activos también pueden inclinarse un determinado ángulo respecto al elemento de colimación superior o respecto al detector principal.

La Figura 8 describe en dos dimensiones otra posible configuración de los tabiques activos en el dispositivo de la invención. En este caso, los tabiques activos están inclinados y el detector principal horizontal no resulta necesario. La información recuperada y el funcionamiento del dispositivo son equivalentes al de las configuraciones anteriores.

La Figura 9 muestra una posible segunda versión del dispositivo de la invención, compuesto de cuatro tabiques activos y un colimador de orificio, donde los tabiques activos se encuentran orientados en ángulo. Como en el caso de la Figura 8, el detector principal en esta configuración no resulta necesario, y los tabiques activos deben tener fotodetectores y electrónica de lectura adjunta. El cono de incidencia en la figura muestra

esquemáticamente el área donde los rayos pueden penetrar en el espacio de detección del dispositivo, debido a la geometría y configuración del colimador de orificios.

La Figura 10 muestra una posible carcasa de blindaje exterior de rayos gamma en un sistema de detección según la invención, que puede estar compuesto de Pb, W o similar, con el fin de evitar el ruido de fondo proveniente de zonas de fuera del campo de visión de interés.

Referencias numéricas utilizadas en los dibujos:

10

(1)	Rayo gamma
(2)	Fuente de radiación
(3)	Celda de detección
(4)	Elemento de colimación
(5)	Orificio
(6)	Cono de incidencia de los rayos gamma
(7)	Espacio de detección
(8)	Conjunto de detección de rayos gamma
(8')	Conjunto de detección (tabique activo) de rayos gamma
(9)	Material sensible a la radiación gamma
(10)	Fotodetectores
(11)	Volumen de superposición
(12)	Superficie de bloqueo
(13)	Elemento reflectante
(14)	Cubierta o carcasa

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 4-10 del presente documento. Dicha descripción se aporta con fines ilustrativos, pero no limitativos, de la invención reivindicada.

Según lo descrito en las secciones anteriores, la presente invención se refiere a un dispositivo con colimador de múltiples aberturas ("*multi-pinhole*") para la detección de rayos gamma de alta sensibilidad y resolución, con un FOV arbitrariamente grande, caracterizado por el hecho de que elimina la superposición, sin pérdida de información.

Mediante el uso de tabiques activos, el detector del dispositivo es capaz de obtener las coordenadas de impacto de los rayos gamma y asignar inequívocamente el orificio a través del cual dicho rayo gamma ha pasado previamente. Con esta información, se puede construir una LOR correcta para cada evento y, por lo tanto, se evitan todos los problemas asociados a la aparición de artefactos asociados a la superposición y el truncamiento de imagen asociado a la no superposición. Las coordenadas del impacto de los rayos gamma en el detector del dispositivo se pueden obtener por medio de métodos estándar tales como, por ejemplo, mediante la distribución del número de fotones ópticos producidos por un cristal de centelleo, la distribución de la carga eléctrica producido en un detector semiconductor, detección de radiación de Cherenkov, etc. La profundidad de interacción (DOI) en el detector del dispositivo también se puede obtener con métodos estándar.

De forma preferente y según lo mostrado en las Figuras 4-10, el dispositivo de la invención permite detectar rayos gamma (1) procedentes de una fuente (2) de radiación, donde dicho dispositivo comprende al menos dos celdas (3) de detección contiguas, y donde cada una de dichas celdas (3) de detección comprende:

- un elemento de colimación (4) que comprende un orificio (5) por el que pueden penetrar los rayos gamma (1) procedentes de la fuente (2), definiendo un cono (6) de incidencia;

- un espacio de detección (7) adaptado para recibir los rayos gamma (1) que penetran a través del orificio (5), donde dicho espacio de detección (7) comprende uno o más conjuntos de detección (8, 8'), equipados con al menos un material (9) sensible a la radiación gamma y al menos un fotodetector (10) conectado a medios electrónicos para la lectura y procesamiento de las señales de dicho fotodetector (10).

Como se aprecia en las Figuras 4 y 8 del presente documento, las proyecciones teóricas de los conos (6) de incidencia de los rayos gamma (1) en las dos celdas (3) presentan un volumen de superposición (11) en el interior del espacio de detección (7). No obstante, para evitar que dicha superposición de los rayos gamma (1) se produzca de forma efectiva en dicho volumen (11), los conjuntos (8') de detección del dispositivo de la invención están ventajosamente dispuestos, en el interior del espacio de detección (7), de forma que éstos se interponen en las trayectorias de los rayos gamma (1) cuya proyección es incidente en el volumen de superposición (11) en el interior de dicho espacio de detección. El dispositivo podría además contener, de forma opcional, una superficie de bloqueo adicional (12), hecha de Pb, W o similar, que impide el paso de los rayos gamma (1) al volumen de superposición (11). Con ello, se consigue bloquear

cualquier trayectoria de superposición de los rayos gamma (1), pero siendo a la vez capaz el dispositivo de medir la contribución de todos ellos en ausencia de truncamiento de imagen.

- 5 En una realización preferente de la invención mostrada en las Figuras 4 y 5, los fotodetectores están dispuestos en la superficie de separación de las celdas (3) de detección que están en contacto con los conjuntos (8) de detección de celdas (3) adyacentes.
- 10 Preferentemente, las paredes de las celdas (3) de detección y/o los conjuntos de detección (8, 8') comprenden uno o más elementos reflectantes (13) para guiar las trayectorias de los rayos gamma (1). Esta realización se muestra de forma esquemática en la Figura 6, donde se aprecia cómo dichos elementos reflectantes (13) permiten guiar las trayectorias hasta los fotodetectores (10) del dispositivo, cumpliendo así con la doble
- 15 función del mismo de eliminar cualquier escenario de superposición de los rayos gamma (1), pero sin producir truncamiento alguno de las imágenes obtenidas.

- En otra realización preferente de la invención, el tabique de separación y/o los conjuntos de detección (8, 8') están dispuestos de forma perpendicular u oblicua respecto al plano
- 20 definido por el elemento de colimación (4), donde además dicho tabique puede situarse a diferentes distancias (d, d') y a ángulos arbitrarios (θ) respecto al citado elemento (4). Esta situación se ilustra esquemáticamente en las Figuras 7a-7b del presente documento.

- En otra realización preferente de la invención, ilustrada por las Figuras 8-9, al menos una
- 25 de las celdas (3) de detección comprende al menos dos conjuntos (8, 8') de detección dispuestos con sus planos formando un ángulo entre sí, de forma que el espacio subtendido por dichos conjuntos (8, 8') de detección abarca la totalidad del cono (6) de incidencia de los rayos gamma (1).

- 30 En distintas realizaciones preferentes de la invención, las superficies de absorción de rayos gamma de los colimadores de uno o más orificios (5) comprenden materiales densos y de espesor adecuado, de forma que éstos sean capaces de detener dichos rayos gamma en el rango de energía de de interés, tales como el Pb o el W. Asimismo, la geometría y la configuración de apertura de cada orificio (5) pueden presentar
- 35 cualquier forma, inclinación y radio.

El material sensible (9) del dispositivo de detección puede ser cualquier material que produzca una magnitud física mensurable cuando la radiación interactúa con dicho material. Algunos ejemplos son los cristales centelleantes, monolíticos o pixelados, semiconductores tales como Si, Ge, CdTe, GaAs, PbI₂, HgI₂, CZT, etc. para detectores de estado sólido, xenón para detectores de centelleo y radiación Cherenkov, etc. Además, los materiales sensibles (9) pueden estar encapsulados o expuestos, acoplados a una superficie reflectante óptica y/o utilizar cualquier técnica conocida para mejorar la calidad de los datos recogidos. Las superficies reflectantes (13) ópticas pueden ser pulidas o rugosas, especulares, difusas, retro-reflectantes o mixtas. Asimismo, uno o más conjuntos de detección (8, 8') pueden comprender una superficie pintada ópticamente.

En un sistema de detección según la invención, cada dispositivo detector puede ser adyacente a otro que forma un conjunto determinado, pudiendo dicho conjunto organizarse con respecto a otro, por ejemplo formando una estructura cerrada o abierta. Los componentes de un sistema detector pueden ser idénticos o diferentes, en función de sus condiciones de diseño específicas.

Un conjunto (8, 8') de detección del dispositivo puede tener una forma arbitraria, y puede medir cualquier magnitud física que proporcione información espacial y/o temporal de, al menos, una nube de interacción de uno o más materiales sensibles. Ejemplos de tales elementos de detección son detectores de estado sólido, detectores de centelleo, etc.

Ejemplos de detectores de estado sólido son semiconductores tales como Si, Ge, CdTe, GaAs, PbI₂, HgI₂, CZT o HgCdTe (también conocido como CTM). Radiadores Cherenkov tales como PbF₂, NaBi (WO₄)₂, PbWO₄, MgF₂, C₆F₁₄, C₄F₁₀ o aerogel de sílice. Se pueden usar también elementos centelleadores, tales como centelleadores de cristales orgánicos o inorgánicos, centelleadores líquidos o centelleadores gaseosos. Los centelleadores pueden producir una señal de detección que se debe tanto a los procesos de centelleo como a los de radiación Cherenkov.

Los centelleadores de cristales orgánicos pueden ser, por ejemplo, antraceno, estilbeno, naftaleno, centelleadores líquidos (por ejemplo, líquidos orgánicos como p-terfenilo (C₁₈H₁₄), 2-(4-bifenilil)-5-fenil-1,3,4-oxadiazol PBD (C₂₀H₁₄N₂O), butilo PBD (C₂₄H₂₂N₂O), PPO (C₁₅H₁₁NO), disueltos en solventes tales como tolueno, xileno, benceno, fenilciclohexano, trietilbenceno o decalina), centelleadores de gases (como nitrógeno, helio, argón, criptón, xenón), centelleadores de cristales inorgánicos, o combinaciones de cualquiera de los mismos.

Los cristales de centelleo inorgánicos comúnmente conocidos pueden ser, por ejemplo, yoduro de cesio (CsI), yoduro de cesio dopado con talio (CsI (Tl)), germinado de bismuto (BGO), yoduro de sodio dopado con talio (NaI (Tl)), fluoruro de io (BaF_2), fluoruro de calcio dopado con europio ($\text{CaF}_2(\text{Eu})$), tungstato de cadmio (CdWO_4), cloruro de lantano dopado con cerio ($\text{LaCl}_3(\text{Ce})$), silicatos de lutecio itria dopados con cerio ($\text{LuYSiO}_5(\text{Ce})$ (YAG (Ce)), sulfuro de cinc dopado con plata ($\text{ZnS}(\text{Ag})$) o granito de itrio aluminio dopado con cerio (III) $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ (Ce) o LYSO. Ejemplos adicionales son CsF, KI(Tl), $\text{CaF}_2(\text{Eu})$, $\text{Gd}_2\text{SiO}_5[\text{Ce}]$ (GSO), LSO.

- 10 Como se ha mencionado previamente, los centelleadores según la presente invención, pueden ser cristales monolíticos o cristales pixelados, o cualquier combinación de los mismos. Preferiblemente, el centelleador, sin embargo, será un monocristal (bloque monolítico), ya que los cristales pixelados introducen más áreas de espacio muerto en el detector de rayos gamma, proporcionando por tanto menos sensibilidad al dispositivo
- 15 detector en comparación con los monocristales.

El dispositivo de detección (de los fotones centelleantes) puede estar formado, por ejemplo, por fotosensores. Los fotosensores pueden ser matrices de fotomultiplicadores de silicio (SiPM), diodos de avalancha de fotones individuales (SPAD), SiPM digitales,

20 fotodiodos de avalancha, fotomultiplicadores sensibles a la posición, fotomultiplicadores, fototransistores, fotodiodos, foto-ICs o combinaciones de los mismos. Esto significa que un dispositivo detector puede estar acoplado, por ejemplo, a una matriz de SiPM y otro dispositivo detector puede estar acoplado a una matriz de fototransistores en un sistema detector según las definiciones anteriores.

25

Es posible también, en otras realizaciones de la invención, utilizar múltiples fotodetectores (10) para proporcionar una sola matriz de datos. Si un elemento detector no es lo suficientemente grande para cubrir una superficie deseada, es posible disponer dos o más detectores en una matriz y combinar sus lecturas para obtener una matriz de

30 datos más grande. La matriz de datos se puede expresar utilizando cualquier sistema de coordenadas deseado (cartesiano, cilíndrico, esférica, etc.).

Otro objeto de la presente invención se refiere a un sistema de generación de imágenes mediante detección de rayos gamma, que comprende uno o más dispositivos según

35 cualquiera de las realizaciones descritas en el presente documento. En dicho sistema, los medios electrónicos para la lectura y procesamiento de las señales de los fotodetectores (10) están preferentemente conectados a un dispositivo de reconstrucción de imágenes a

partir del procesamiento de dichas señales. Un ejemplo de dicho sistema se representa de forma esquemática en la Figura 10, donde se aprecia cómo el sistema está configurado con cinco orificios (5) de colimación, asociados a sus respectivas celdas (3) de colimación (no mostradas en la figura), quedando éstas protegidas por una cubierta o
5 carcasa (14) preferentemente absorbente de la radiación gamma.

En una realización preferente del sistema de la invención, éste puede estar dispuesto en una plataforma móvil adaptada para ser orientada hacia diferentes regiones de la fuente (2) de radiación gamma.

REIVINDICACIONES

1.- Dispositivo para la detección de rayos gamma (1) procedentes de una fuente (2), que comprende al menos dos celdas (3) de detección contiguas, donde cada una de
5 dichas celdas (3) de detección comprende:

- un elemento de colimación (4) que comprende un orificio (5) por el que pueden penetrar los rayos gamma (1) procedentes de la fuente (2), definiendo un cono (6) de incidencia;

- un espacio de detección (7) adaptado para recibir los rayos gamma (1) que
10 penetran a través del orificio (5), donde dicho espacio de detección (7) comprende uno o más conjuntos (8, 8') de detección de rayos gamma;

y donde las proyecciones teóricas de los conos (6) de incidencia de los rayos gamma (1) en dos celdas adyacentes (3) presentan un volumen de superposición (11) en el interior del espacio de detección (7);

15 estando el dispositivo **caracterizado por que** al menos uno de los conjuntos (8') de detección está dispuesto de forma que se interpone a los rayos gamma (1) que inciden en el volumen de superposición (11).

2.- Dispositivo según la reivindicación anterior, donde uno o más conjuntos (8') de
20 detección comprenden al menos una superficie de bloqueo (12) de los rayos gamma.

3.- Dispositivo según la reivindicación anterior, donde la superficie de bloqueo (12) está dispuesta como un tabique de separación de las celdas (3) de detección, donde dicho tabique está en contacto en ambos de sus lados con conjuntos (8') de detección de
25 celdas adyacentes (3).

4.- Dispositivo según la reivindicación anterior, donde el tabique de separación y/o los conjuntos (8, 8') de detección están dispuestos de forma perpendicular u oblicua respecto a un plano definido por el elemento de colimación (4).

30 5.- Dispositivo según las reivindicaciones 1-2, donde al menos una de las celdas (3) de detección comprende al menos dos conjuntos (8, 8') de detección dispuestos con sus planos formando un ángulo entre sí, de forma que el espacio subtendido por dichos conjuntos (8, 8') de detección abarca la totalidad del cono (6) de incidencia de los rayos
35 gamma (1).

6.- Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde uno o más conjuntos (8, 8') de detección comprenden uno o más elementos reflectantes (13) para guiar las trayectorias de los rayos gamma (1).

5 7. Dispositivo según la reivindicación anterior, donde al menos uno de los elementos reflectantes (13) comprende un reflector especular difuso o retrorreflectante, rugoso o pulido o una combinación de los mismos.

10 8. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde uno o más conjuntos (8, 8') de detección comprenden una superficie pintada ópticamente.

15 9.-Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde al menos uno de los conjuntos (8, 8') de detección comprende un material centelleador como material sensible (9) a la radiación gamma y al menos un fotodetector (10) conectado a medios electrónicos para la lectura y procesamiento de las señales de dicho fotodetector.

20 10.- Dispositivo según la reivindicación anterior, donde el material centelleador comprende un sólido pixelado, un sólido monolítico, un líquido, gas o una combinación de los mismos.

25 11. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 9-10, donde cada celda (3) de detección comprende diferentes materiales centelleadores.

30 12. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde el fotodetector (10) de al menos uno de los conjuntos (8, 8') de detección comprende fotomultiplicadores, diodos de avalancha, fotodiodos, fototransistores, foto-ICs o una combinación de los mismos.

35 13. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde al menos uno de los conjuntos (8, 8') de detección comprende un detector de estado sólido y/o un detector Cherenkov.

40 14. Sistema de generación de imágenes mediante detección de rayos gamma (1), tal como en SPECT, **caracterizado por que** comprende uno o más dispositivos según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, estando sus medios electrónicos para la lectura y procesamiento de las señales conectados a un dispositivo de reconstrucción de imágenes a partir del procesamiento de dichas señales.

15. Sistema según la reivindicación anterior, donde dicho sistema se encuentra dispuesto en una plataforma móvil adaptada para ser orientada hacia diferentes regiones de la fuente de radiación gamma.

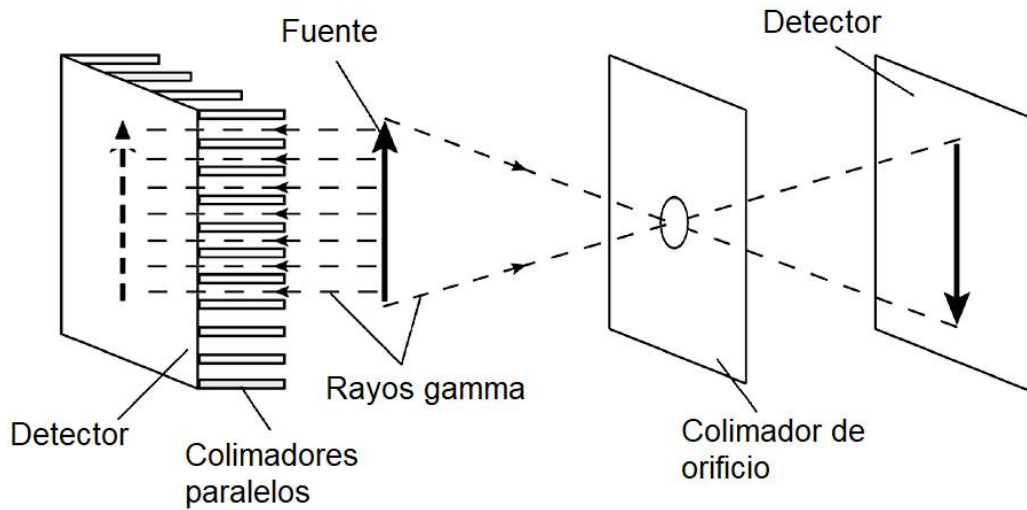


FIG. 1 (estado de la técnica)

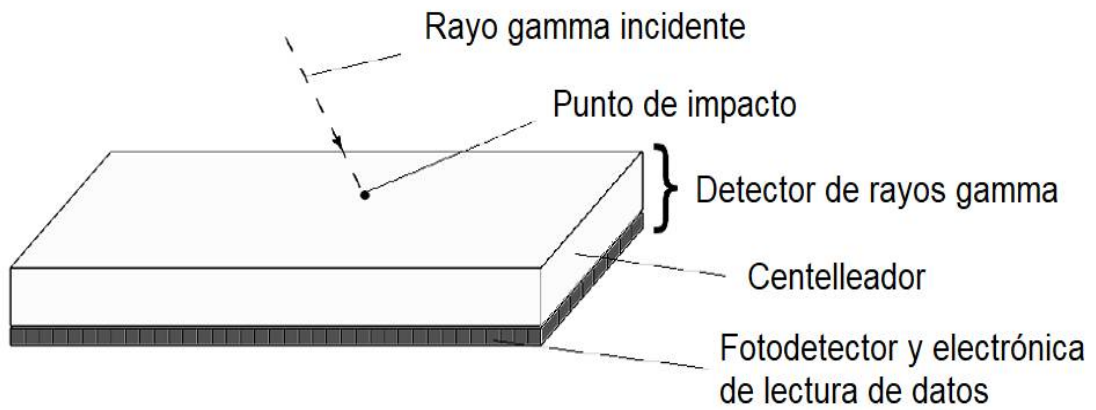


FIG. 2 (estado de la técnica)

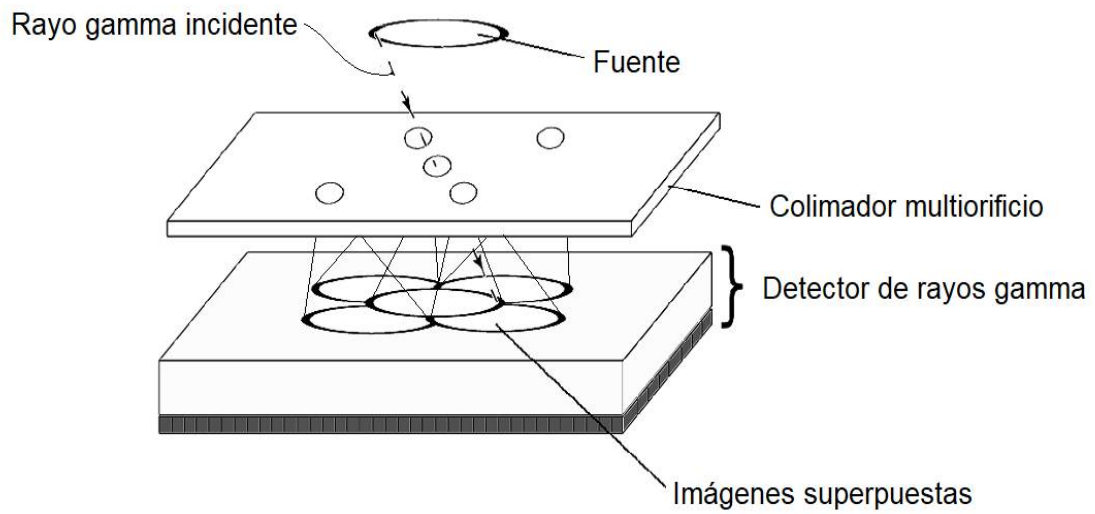


FIG. 3a (estado de la técnica)

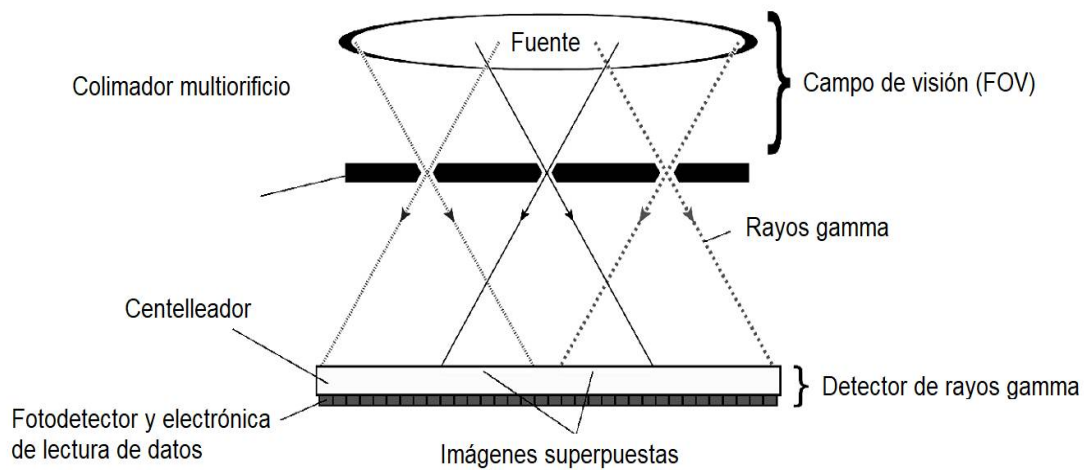


FIG. 3b (estado de la técnica)

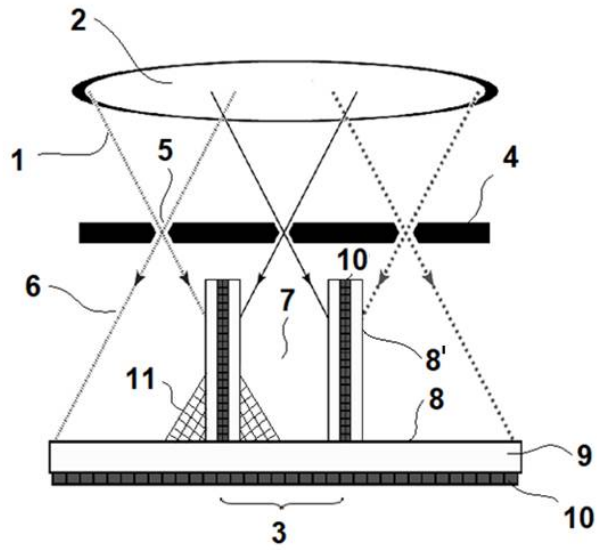


FIG. 4

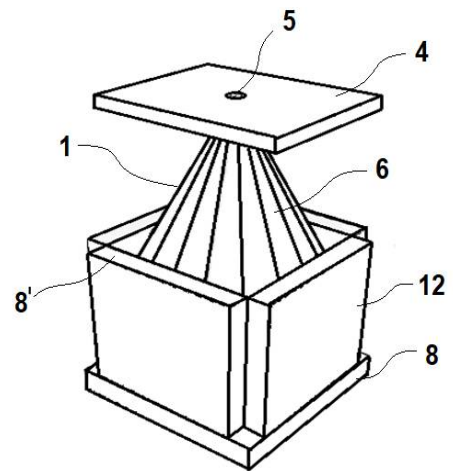


FIG. 5

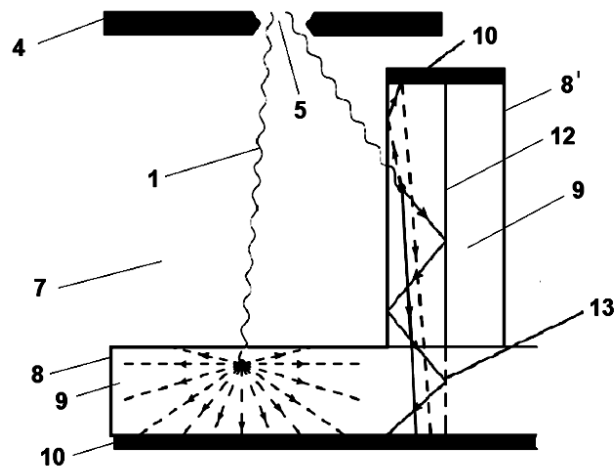


FIG. 6

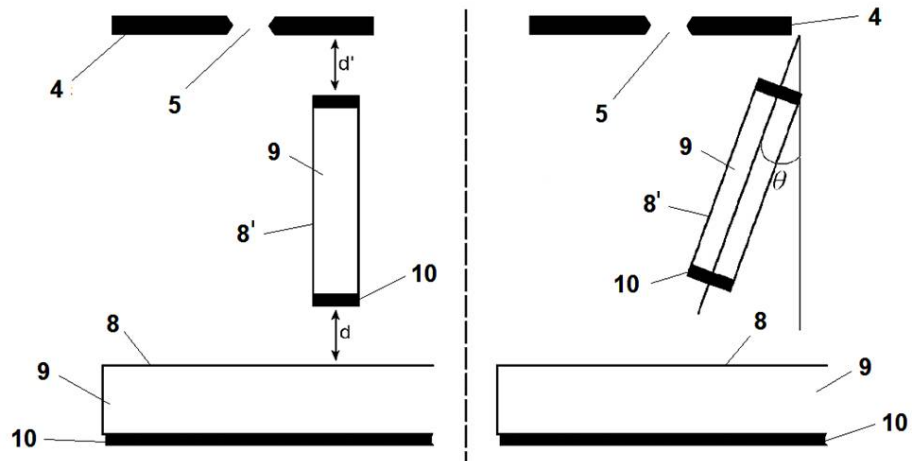


FIG. 7a

Fig. 7b

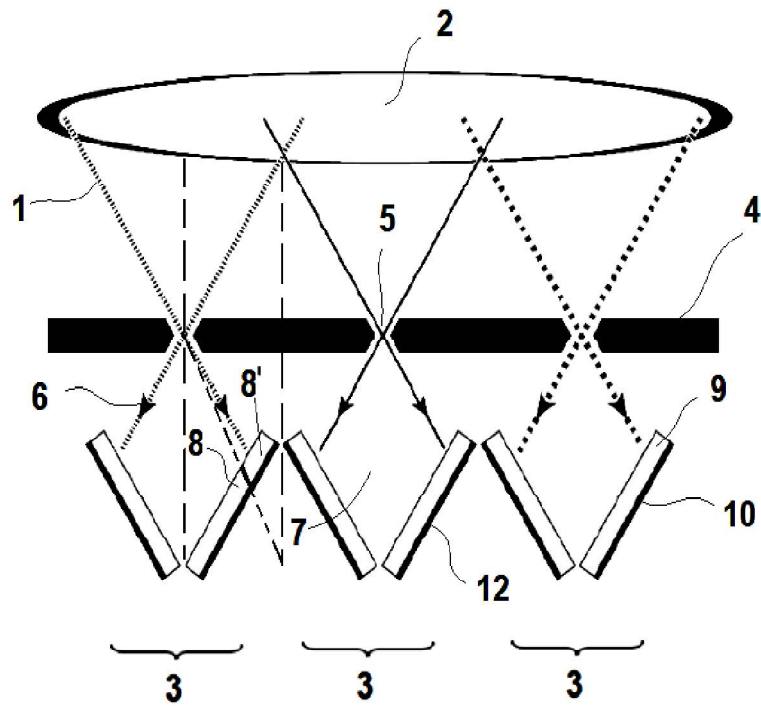


FIG. 8

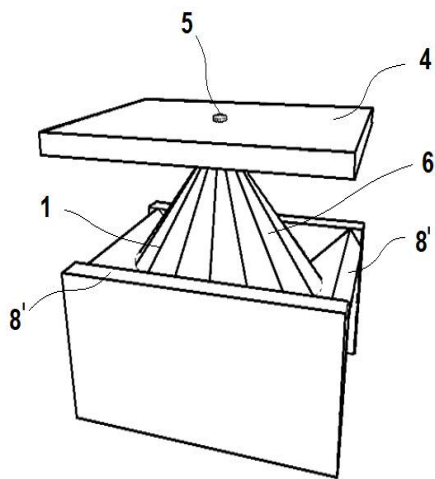


FIG. 9

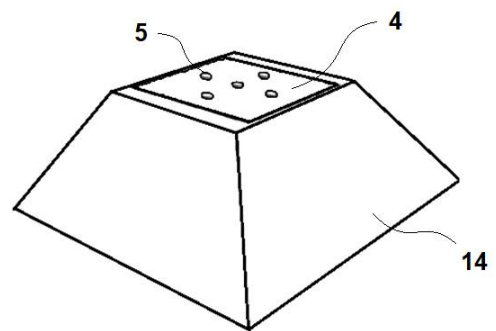


FIG. 10



- ②① N.º solicitud: 201831058
②② Fecha de presentación de la solicitud: 31.10.2018
③② Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TECNICA

⑤① Int. Cl.: Ver Hoja Adicional

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	US 2014175296 A1 (BENLLOCH BAVIERA JOSE MARIA et al.) 26/06/2014, Resumen EPODOC; resumen WPI; figuras; párrafos 3, 5, 17, 18, 37, 41-43, 47-58, 61, 66, 71, reivindicación 1.	1-15
A	CN 106405619 A (NANJING RAYCAN INFORMATION TECH CO LTD) 15/02/2017, Resumen EPODOC; resumen WPI; figuras, especialmente la 3.	1-15
A	WO 2012005128 A1 (CANON KK et al.) 12/01/2012, Resumen EPODOC; resumen WPI; figuras; párrafos 1, 2, 11, 41, 44, 55.	1-15
A	US 2012232385 A1 (HATTORI KAORI et al.) 13/09/2012, Resumen EPODOC; resumen WPI; figuras; párrafos 2, 3, 5, 6, 11-14, 22-24, 32, 75, 100-104, 115-121.	1-15
A	US 2013267056 A1 (FUSHIE TAKASHI et al.) 10/10/2013, Resumen EPODOC; resumen WPI; figuras; párrafos 1, 2, 11, 15-19, 48, 59-61, reivindicación 1.	1-15
A	EP 1598863 A1 (HAMAMATSU PHOTONICS KK) 23/11/2005, Resumen EPODOC; resumen WPI; figuras; párrafos 1, 2, 7, 8, 33, 69-71, 73, 75.	1-15
A	US 2013158389 A1 (O&APOS et al.) 20/06/2013, resumen EPODOC; resumen WPI; figuras; párrafos 12-16, 41-46, 76 y 77	1-15

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
12.12.2019

Examinador
A. López Ramiro

Página
1/2

CLASIFICACIÓN OBJETO DE LA SOLICITUD

G21K1/00 (2006.01)**A61B6/00** (2006.01)**G01T1/20** (2006.01)**G01T1/22** (2006.01)

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

G21K, A61B, G01T

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

INVENES, EPODOC