

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 616 414**

51 Int. Cl.:

**G01T 1/161** (2006.01)

**A61B 6/00** (2006.01)

**A61B 6/10** (2006.01)

**A61B 6/06** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.10.2013 PCT/IT2013/000285**

87 Fecha y número de publicación internacional: **24.04.2014 WO2014061047**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.10.2013 E 13805614 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.11.2016 EP 2909654**

54 Título: **Cámara gamma portátil**

30 Prioridad:

**16.10.2012 IT RM20120491**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**13.06.2017**

73 Titular/es:

**CONSIGLIO NAZIONALE DELLE RICERCHE  
(C.N.R.) (100.0%)  
Piazzale Aldo Moro 7  
00185 Roma, IT**

72 Inventor/es:

**SOLURI, ALESSANDRO y  
MASSARI, ROBERTO**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

ES 2 616 414 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

**DESCRIPCIÓN**

Cámara gamma portátil

5 CAMPO TÉCNICO

Esta invención se refiere a una cámara gamma portátil, en particular del tipo totalmente integrado, es decir, diseñada para funcionar sin ningún cable para conexión externa con otros aparatos.

10 El principal campo de uso del dispositivo está orientado hacia aplicaciones de diagnóstico médico.

ANTECEDENTES DE LA TÉCNICA

15 Se sabe que en las aplicaciones de diagnóstico médico con frecuencia hay necesidad de instrumentos portátiles que sean fáciles de manejar, de tal manera que permitan un uso directo del instrumento (detector) sobre el paciente y una pantalla de imágenes con unidades dedicadas situadas cerca del detector. Este tipo de detectores se caracterizan por un área de medición limitada y un peso relativamente ligero.

20 Este tipo de aplicación encuentra una justificación técnica vinculada al hecho de que el peso total del detector sólo puede reducirse reduciendo la zona de medición y, por consiguiente, el uso de detectores portátiles puede encontrar un uso válido, por ejemplo, en quirófanos y cirugías radioguiadas, así como en el diagnóstico de órganos pequeños. La separación entre el detector y la unidad de control/visualización es a menudo necesaria para reducir el peso de todo el detector, ya que de lo contrario no sería fácil de manejar durante el uso.

25 Típicamente, el peso de estos detectores se debe principalmente a los materiales para blindaje contra radiación externa (blindaje de la estructura de centelleo y colimador) que no debe alcanzar la superficie de medición y típicamente el peso es de aproximadamente 1-2 kg para los detectores más avanzados, con una pequeña área de medición (5 cm x 5 cm). Evidentemente, el componente ligado al uso del equipo electrónico afecta también a las dimensiones finales y, por consiguiente, a la posibilidad real de facilitar el manejo del detector.

30 Por lo tanto, los detectores portátiles mencionados anteriormente impiden la visualización de las imágenes directamente sobre la misma estructura manejada por el operador. Un dispositivo pequeño, que tiene una zona pequeña y que puede ser manejada fácilmente, puede colocarse directamente sobre el órgano en cuestión, lo cual es extremadamente difícil de conseguir con un detector grande. La reducción de la distancia órgano-detector también tiene un efecto considerable sobre la resolución espacial de los dispositivos con fines de diagnóstico.

35 En la práctica común, el uso de detectores grandes a veces permite ajustes a la posición del detector de órganos, que se realizarán sólo después de algunas adquisiciones preliminares y obligando al operador a realizar posicionamientos sucesivos del detector en el área que se va a analizar. En la práctica, la necesidad de separar las unidades de medición de la unidad de control y de visualización, aunque sólo esté limitada a sistemas con grandes áreas, encuentra una lógica en el tipo de investigación en la que el detector es mucho mayor que el órgano del paciente que va a ser analizado mientras que, por otra parte, es extremadamente crítico cuando el área de medición es pequeña en comparación con la zona en la que el detector debe estar posicionado para buscar cualquier enfermedad y que, por lo tanto, necesita exploraciones sucesivas rápidas. La ventaja en el quirófano parece muy evidente cuando la exploración de áreas de tejido con un detector pequeño requiere necesariamente de mediciones preliminares para el correcto posicionamiento del área de medición sobre la parte en cuestión o sobre el órgano (colon, mama, tiroides y paratiroides etc).

50 En el caso de detectores con zonas pequeñas, donde el detector está, en cualquier caso, separado de la unidad de control y de visualización, por razones obvias de reducción del peso de todo el dispositivo, la necesidad de colocar el detector con respecto al área física que va a ser investigada, da lugar a la necesidad de que el operador identifique los detalles diagnósticos de la imagen observada en una pantalla externo, lejos del área de investigación correspondiente, con la consiguiente necesidad de aplicar aproximaciones inevitables con respecto a lo que se muestra, no teniendo una correspondencia inmediata entre el área física de la pantalla y la del detector.

55 El documento US2007/152161 representa la técnica anterior más cercana que divulga el preámbulo de la reivindicación única independiente 1.

60 También se conoce un instrumento de medición portátil, de la patente Estadounidense No. US2011/0208049, que tiene una pantalla de visualización integrada en el propio detector. Sin embargo, este instrumento tiene elementos de medición (fabricados a partir de semiconductores, en particular CdZnTe) con dimensiones muy grandes (3 mm x 3 mm) que penalizan considerablemente el logro de resoluciones espaciales aceptables.

65 Más específicamente, la patente US2011/0208049 indica un área de investigación total (para el sistema conocido como "Microimager") que varía desde 3 pulgadas x 3 pulgadas hasta 5 pulgadas x 5 pulgadas. Desarrollando estas áreas de medición, el número mínimo de elementos de medición para el dispositivo más pequeño, utilizando 3 mm x

3 mm píxeles, sería 625. Cada elemento de CdZnTe está conectado con un solo preamplificador utilizando una serie de chips ASIC conocidos como "RENA", cada uno de los cuales puede controlar hasta un máximo de 32 señales. En la práctica, se requeriría al menos de veinte chips RENA para controlar todas las señales necesarias para el funcionamiento de la cámara gamma. Teniendo en cuenta las dimensiones de estos chips, que se producen comercialmente en la versión actualizada de 36 señales simultáneas por chip único, el volumen necesario para empaquetar los chips y su tarjeta de control resulta muy elevado y no se adapta fácilmente a las características deseadas de compacidad y facilidad de manejo. Además, dado que cada preamplificador desarrolla una absorción de al menos 5 mW por canal, según lo indicado por el último modelo producido, el consumo total sería igual a al menos 3 W. Además, para controlar 32-36 señales, cada chip RENA se combina con un único ADC (convertidor analógico-digital) con un consumo medio de aproximadamente 100 mW. Por consiguiente, 20 chips RENA requieren al menos tantos ADC, con un consumo medio resultante de al menos otros 2 W. El desarrollo de las tarjetas RENA-3 da como resultado una tarjeta integrada con 4 chips RENA montados sobre la tarjeta para controlar simultáneamente 4 bloques con 4 ADC, para un total de 144 canales. Cada ADC está vinculado al uso de un FPGA, cuyo consumo medio puede estimarse en aproximadamente 0,5 W. Consecuentemente, el consumo asociado al uso de 5 tarjetas con 4 chips RENA en tarjeta es de al menos 2,5 W. El total estimado para estos componentes electrónicos es, por tanto, de 7,5 W, sin considerar los otros consumos vinculados a otros componentes (monitor microprocesador, etc.).

Para operar los 625 elementos se necesitarían al menos 5 tarjetas completas de ADC. Las dimensiones de la tarjeta única RENA con 4 chips integrados son de aproximadamente 20 cm x 6 cm, con un grosor de al menos 1-2 cm vinculado a la presencia de componentes y conectores y la presencia necesaria de ventiladores de refrigeración para disipar el calor, requeridos para reducir la temperatura ligada al uso de una multitud de tarjetas que disipan calor. En esta situación, la absorción ligada a la electrónica para el control de las señales, sin considerar otros consumos, es muy alta (aproximadamente 7-8 W), así como, ciertamente, no proporciona pequeñas dimensiones. En efecto, el área mínima necesaria para alojar las tarjetas debe ser al menos 20 cm x por lo menos 6 cm, además de la colocación del detector, cuya dimensión más pequeña es de aproximadamente 7,5 cm x 7,5 cm (3 pulgadas x 3 pulgadas). Por esta razón, las dimensiones del recipiente exterior no pueden ser menores de 20 cm x 10 cm x 12-15 cm. Los problemas de alta absorción total (aproximadamente 8 W) y el volumen total desarrollado por la electrónica necesaria para la operación no hacen muy práctico conseguir un dispositivo que sea fácil de manejar (es decir, compacto y ligero). Todo esto con un peso total estrechamente ligado al uso de un colimador adecuado para el uso diagnóstico. Para un colimador estándar de 24 mm que puede adaptarse a la zona de medición (7,5 cm x 7,5 cm) y agujeros de 2 mm, con anillos de plomo de 2 mm para cortar los eventos no paralelos que atraviesan las particiones, se asume un peso de no menos de 600 gramos, a lo que hay que sumar el blindaje lateral de 2 mm de nuevo de plomo para los elementos de medición así como el peso de las baterías necesarias para hacer funcionar el aparato (con los consumos muy altos antes mencionados) al menos durante una duración de 2 horas. En consecuencia, el peso del dispositivo puede exceder fácilmente de 2 kg y un volumen estimado de 20 cm x 10 cm x 15 cm. A partir de los datos dados en la patente mencionada anteriormente, las características de absorción de las tarjetas RENA, cuyo número depende en gran medida del número de píxeles CdZnTe, son compatibles con un valor total de al menos 8 W.

En el caso de un área mayor, como se indica en el texto de la patente (y en particular en el caso de un área de medición total de 5 pulgadas x 5 pulgadas), se necesitarían 42 x 42 elementos CdZnTe (un total de 1764 elementos). El control de estos elementos requiere 49 chips, si se utiliza el nuevo RENA-3 de 36 canales. Serían necesarias al menos 11 tarjetas, equipadas con un ADC de 4 canales, si se montan 4 chips RENA en cada placa. Por lo tanto, sería necesario suministrar 1764 elementos cada uno de los cuales absorbe al menos 5 mW, llevando la absorción a aproximadamente 9 W. Las 49 tarjetas con ADC en tarjeta desarrollarían al menos 5 W, mientras que la absorción de las 11 tarjetas con FPGA consumiría otros 5,5 W. Todo consumiría aproximadamente 20 W y tendría un tamaño total de 20 cm x 20 cm x 15 cm.

Comparando la relación entre el área de medición y el volumen global, puede considerarse que en el caso de la patente antes mencionada, para el desarrollo de un área de medición de 3 pulgadas x 3 pulgadas, este valor es de aproximadamente 1,9%, mientras que en el caso de un área de medición de 5 pulgadas x 5 pulgadas este valor es 2,7%

Con referencia a los rendimientos que se pueden obtener, es necesario considerar que el intento de mejorar la resolución espacial en este tipo de detector requeriría reducir el tamaño de los elementos de medición y, por consiguiente, aumentar el número de canales de preamplificación de los chips RENA y de los ADC. A modo de ejemplo, para alcanzar una resolución intrínseca nominal de aproximadamente 1 mm, el área de 3 pulgadas x 3 pulgadas debe tener 5776 elementos CdZnTe, por lo tanto más de 160 chips RENA y más de 40 ADC. Todo esto conduciría a una altura del detector de más de 80 cm, que claramente no puede ser propuesta como una solución técnica. Además, el consumo en términos de absorción (65 W) sería extremadamente alto para un dispositivo de pequeño alcance.

Del mismo modo, el intento de mejorar la facilidad de manejo en este tipo de detector, lo cual requeriría reducir los pesos y las dimensiones del detector, sólo puede conducir a la reducción de la electrónica instalada y por lo tanto a

la reducción del número de elementos de medición CdZnTe. Esto, para la misma área total de medición, penaliza considerablemente la resolución espacial que se puede obtener.

5 De este modo, a partir del detector descrito en la patente US2011/0208049, cada intento de mejorar la facilidad de manejo del detector conduciría a un empeoramiento significativo de la resolución espacial mientras que, por otra parte, todo intento de mejorar la resolución espacial del detector conduciría a un empeoramiento significativo de la facilidad de manipulación.

10 En otras palabras, las enseñanzas de US2011/0208049 hacen que las características de tamaño y consumo, que son elementos fundamentales para hacer un dispositivo compacto y fácil de manejar, sean fuertemente dependientes de las dimensiones reales de resolución espacial que se puedan obtener. Con el fin de alcanzar valores de resolución aceptables, esta tecnología requiere el uso de tarjetas electrónicas particulares que son necesariamente voluminosas con respecto al rendimiento solicitado y cuyo consumo total afecta también significativamente al peso final (aumento del número de baterías, peso total del sistema). Es evidente que un dispositivo para el cual su volumen aumenta debido a la longitud necesaria para conseguir la resolución óptima no representa una solución al problema de hacer un dispositivo que sea realmente fácil de manejar, compacto y ligero.

#### DIVULGACIÓN DE LA INVENCIÓN

20 La invención se define por la reivindicación independiente única 1. El objetivo de esta invención es por lo tanto proporcionar una cámara gamma portátil que tenga una resolución espacial óptima y, al mismo tiempo, claramente miniaturizable (más específicamente, con un bajo peso y dimensiones compactas, y siendo por lo tanto muy fácil de manejar).

#### 25 BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Este objetivo se alcanza completamente mediante la cámara gamma portátil de acuerdo con esta invención como se caracteriza en las reivindicaciones adjuntas.

30 Las características técnicas de la invención, con referencia al objetivo anterior, se describen claramente en las reivindicaciones siguientes y sus ventajas son evidentes a partir de la descripción detallada que sigue, con referencia a los dibujos adjuntos que ilustran un ejemplo de realización preferente, no limitativo de la invención, y en el que:

- 35
- la Figura 1 es una vista en perspectiva esquemática de una cámara gamma portátil de acuerdo con esta invención;
  - las Figuras 1A-1C son tres vistas en ángulos rectos de la cámara gamma de la figura 1;
  - las Figuras 2 y 3 son dos vistas en expansión diferentes de la cámara gamma de la figura 1;
  - Las Figuras 4 y 5 muestran la cámara gamma de la figura 1 en dos configuraciones operativas.

40 Las figuras 1, 1A-1C y 2 - 3 muestran la arquitectura constructiva de la cámara 1 gamma de acuerdo con esta invención.

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES PREFERIDAS DE LA INVENCIÓN

45 Más específicamente, la cámara 1 gamma comprende un cuerpo 2 de contención, que tiene forma de caja y es fácil de manejar por un usuario, que se aloja dentro de una estructura 3 de medición (visible en las figuras 2 y 3) diseñada para recibir una radiación, en particular una radiación de tipo gamma.

50 La expresión "fácil de manejar" significa un cuerpo 2 de contención que tiene una configuración (forma, dimensiones) para ser manejado con facilidad manualmente por un operador. Por ejemplo, en una realización preferida el cuerpo 2 de contención tiene una forma sustancialmente paralelepípedica que tiene dimensiones similares a una cámara fotográfica compacta, por ejemplo 12 cm x 10 cm x 3 cm (sin colimador).

55 Preferiblemente, el cuerpo 2 de contención está recubierto con una carcasa de blindaje, hecha, por ejemplo, de plomo (Pb), tungsteno (W), tantalio, etc.

60 Haciendo referencia a la estructura 3 de medición, está construida ventajosamente del tipo de centelleo. En una realización comprende una matriz de cristales de centelleo capaces de convertir fotones de energía entre 20 keV y 1 MeV (por ejemplo CsI(Tl), NaI(Tl), LaBr<sub>3</sub>(Ce), ClBr<sub>3</sub>(Ce)). En una realización diferente, la estructura 3 de medición comprende un solo cristal plano hecho del mismo material mencionado anteriormente.

65 En el cuerpo 2 de contención hay un colimador 4 hecho de un material con un número atómico alto (por ejemplo plomo, tungsteno, tantalio), asociado con la estructura 3 de medición para absorber una radiación lateral dirigida hacia la estructura 3 de medición y que tiene un ángulo de incidencia mayor que un valor predeterminado. El colimador 4 puede ser fijo o intercambiable con un colimador de diferente longitud.

Desde el punto de vista estructural, el colimador 4 es de tipo sustancialmente conocido y definido por una matriz de canales paralelos subdivididos por particiones de separación. Preferiblemente, el colimador 4 tiene una longitud de entre 12 mm y 52 mm.

En el cuerpo 2 de contención, y más específicamente en el lado opuesto al colimador 4, hay una pantalla 5 para visualizar imágenes que representan la distribución de radiación incidente sobre la estructura 3 de medición y por lo tanto, en el caso de diagnóstico médico, que representa el estado morfológico-funcional de un órgano o parte de un paciente o de un tumor.

Por lo tanto, en esta configuración, el cuerpo 2 de contención (que preferiblemente comprende dos semicarcasas como se muestra en la figura 3) se extiende entre el colimador 4 y la pantalla 5.

El cuerpo 2 de contención también se aloja dentro de una unidad 6 de control electrónico, interpuesta entre la estructura 3 de medición y la pantalla 5 para generar en la pantalla 5 imágenes que representan la radiación interceptada por la estructura 3 de medición. Ventajosamente, la unidad 6 controladora electrónica comprende uno o más convertidores 7 optoelectrónicos con una alimentación de baja tensión (es decir, con una tensión inferior a 100 V) que tienen una única estructura, o una matriz que comprende una serie de elementos únicos, que tiene la característica de leer la carga que los alcanza y, tener consecuentemente la posibilidad de ser posicionado de manera similar a una superficie de ánodos uniformemente espaciados y ser capaz, utilizando una electrónica adecuada, de generar señales eléctricas proporcionales a la intensidad de los fotones que interactúan.

La figura 3 muestra una realización del convertidor 7 optoelectrónico que comprende una única tarjeta que tiene una matriz de elementos 7 de conversión optoelectrónicos.

Preferiblemente, los convertidores (7) optoelectrónicos se seleccionan del grupo que comprende APD, SiPM y/o MPPC.

La unidad 6 de control electrónico comprende, en secuencia:

- una primera tarjeta 8 relativa a los convertidores 7 optoelectrónicos, que comprende un sistema electrónico diseñado para realizar una lectura, amplificación e integración de las señales generadas por los convertidores optoelectrónicos, y una red resistiva conectada al sistema de lectura electrónica, amplificación e integración mencionado anteriormente, capaz de determinar el baricentro de carga y la energía asociada con la radiación que impacta en la estructura 3 de centelleo;

- una segunda tarjeta 9 relativa al sistema para la conversión analógica/digital y el muestreo de las señales mediante dispositivos PIC (Circuitos Programables de Circuito Integrado o Controlador de Interfaz Programable) equipados con convertidores ADC/DAC, diseñados para recibir de la red resistiva una señal que identifica la carga Baricentro y la energía asociada con la radiación que impacta la estructura 3 de centelleo y también diseñada para integrar la señal para determinar la amplitud y generar una señal de salida respectiva (el sistema de conversión analógico/digital preferiblemente comprende un ADC miniaturizado con varios canales que es una muestra capaz de probar las señales para suministrar la posición y la energía del evento de centelleo,

- un sistema de microcontrolador tipo PIC o ARM (Máquina avanzada RISC, originalmente máquina Acorn RISC), conectado al sistema de conversión y muestreo para recibir la señal de salida antes mencionada y convirtiéndola en una imagen que se puede visualizar en la pantalla 5.

En una realización no ilustrada, la primera tarjeta 8 está integrada con el convertidor 7 optoelectrónico.

Preferiblemente, el sistema 10 de microcontrolador está directamente integrado en la pantalla 5.

En más detalle, la arquitectura ARM indica una familia de microprocesadores RISC de 32 bits utilizados en una multitud de sistemas "empotrados" gracias a sus características de bajo consumo (en relación con su rendimiento) adecuados donde el ahorro energético de las baterías es esencial.

Además, el sistema de microcontrolador está diseñado para procesar los datos descargados en una memoria auxiliar y de tal modo que los datos puedan ser procesados por un software adecuado para visualizar imágenes en la pantalla 5 en una escala de falsos colores que pueden ser interpretados por los usuarios.

Alternativamente, en lugar del microcontrolador PIC/ARM antes mencionado para manejar el procesamiento de datos, puede haber un sistema de control adecuado integrado en la pantalla, que es por lo tanto capaz de procesar un elevado número de eventos (preferiblemente más de 100k/segundo) con su propio sistema de control.

En una realización ilustrada en la Figura 2, la estructura 3 de centelleo y el convertidor 7 optoelectrónico están incluidos, junto con la primera y segunda tarjetas 8, 9 anteriormente mencionadas, dentro de una caja 11 hecha de un material con un alto número atómico (por ejemplo Pb) diseñada para contener la difusión de radiación gamma, en particular hacia la pantalla 5 para proteger la pantalla 5.

La caja 11 está abierta por delante, hacia el colimador 4, para no interferir con la radiación gamma procedente del exterior y dirigida hacia la matriz 3 de centelleo.

5 En una realización diferente (no ilustrada), la caja 11 encierra la estructura 3 de centelleo y el convertidor 7 optoelectrónico, pero no las mencionadas anteriormente primera y segunda tarjetas 8, 9.

10 Por último, el cuerpo 2 de contención alberga una batería recargable que es capaz de alimentar todos los componentes electrónicos, la pantalla 5 y el microprocesador para garantizar una duración adecuada, por ejemplo, para el uso clínico.

En una realización diferente, la cámara 1 gamma se alimenta conectando a la red eléctrica por cable. En esa solución, la batería podría omitirse.

15 En otras palabras, por lo tanto, la unidad 6 de control electrónico, la batería recargable (cuando se proporciona) y la estructura 3 de centelleo están contenidas completamente en el cuerpo 2 de contención.

20 El uso de la unidad 6 de control electrónico antes mencionada permite obtener por lo tanto un nivel muy bajo de absorción de energía total, llevándolo a valores inferiores a 1 W.

Además, el alto grado de miniaturización de los componentes que constituyen la unidad 6 de control electrónico y el tamaño reducido de la batería, optimizados para una absorción de energía extremadamente baja, permiten una reducción notable de las dimensiones del cuerpo 2 de contención, manteniendo una gran área de medición.

25 Más específicamente, el cuerpo 2 de contención tiene una relación entre el área de medición (es decir, el área activa de la estructura 3 de medición) y un volumen mayor que 0,10 y preferiblemente mayor que 0,20. Este valor puede estar contenido razonablemente dentro del rango de 0,10-0,50.

30 En una realización, la estructura 3 de centelleo tiene un área de medición de aproximadamente 8 cm x 8 cm (64 cm<sup>2</sup>) mientras que el cuerpo 2 de contención tiene dimensiones externas que son totalmente inscribibles dentro de un paralelepípedo que tiene dimensiones de aproximadamente 10 cm x 10 cm x 3 cm (volumen de aproximadamente 300 cm<sup>3</sup>), con una relación entre el área de medición y el volumen de aproximadamente 0,21.

35 La miniaturización antes mencionada permite también una contención del peso, que es ventajosamente inferior a 1,5 Kg.

40 Ventajosamente, las dimensiones y el volumen son independientes del número de píxeles (cristales de la matriz de centelleo) utilizados ya que, a diferencia de las soluciones de semiconductores de la técnica anterior, la arquitectura de la cámara 1 gamma de acuerdo con esta invención utiliza una técnica que no requiere actualización si se desea aumentar el número de píxeles (por ejemplo, reducir las dimensiones para aumentar la resolución).

Más específicamente, la unidad 6 de control electrónico utiliza un sistema de conversión analógico/digital para muestrear las señales que siempre utilizan cuatro canales independientemente del número de píxeles utilizados.

45 Es evidente que esto permite, por lo tanto, un aumento de la resolución espacial sin penalizar el tamaño y facilidad de manejo.

De acuerdo con un aspecto ventajoso de la invención, la pantalla 5 tiene una zona de medición con dimensiones que coinciden con el área de medición de la estructura 3 de centelleo, es decir, con una relación 1:1.

50 Preferiblemente, el área de medición de la pantalla 5 tiene lados con diferentes longitudes y preferiblemente con una relación de 16:9 o 4:3.

55 La posibilidad de visualizar la imagen con una relación 1:1 entre el área de la pantalla 5 y la zona de medición asume una importancia vinculada a una mejor identificación y comprensión de las enfermedades que se pueden observar directamente durante la adquisición y sin ningún factor de reducción de escala.

Las figuras 4 y 5 muestran dos situaciones para el uso diagnóstico de la cámara 1 gamma en la que se analizan el corazón y la tiroides de un paciente, respectivamente.

60 Además, el uso de soluciones representativas con una relación de 16:9 o 4:3 entre los lados del detector permite una optimización de diseño específica ligada al uso de componentes estándar y generalizados (pantallas LCD o similares) para el análisis de órganos que, normalmente, tienen una forma alargada o que entran mejor en el campo de visión de un detector con estas proporciones dimensionales. Si, por ejemplo, se utiliza una relación 16:9 con la dimensión del lado largo de 40 cm, el lado corto del área del detector será de 22 cm. Con un detector de este tipo, es posible investigar la mayoría de los órganos y hacer que el aparato sea menos voluminoso ya que, para la misma

65

5 investigación diagnóstica, un detector de dimensiones cuadradas tendría una gran porción de la zona de medición no utilizada. Si, por ejemplo, se tiene en cuenta el riñón, de forma alargada, es posible realizar el análisis por centelleo adaptando el lado más largo del detector en la dirección del eje más largo del órgano, estableciendo de esta manera un uso en contacto con el paciente que tiene un tamaño total menor de todo el aparato. En general, todos los órganos tienen una forma elipsoide (cerebro, riñón, corazón, tiroides, etc.), teniendo por lo tanto dos ejes de diferente longitud. La invención logra los objetivos fijados superando los inconvenientes previamente mencionados de la técnica anterior.

10 Más específicamente, la adopción de un sistema de medición de centelleo permite la adopción de una unidad de control electrónico de baja absorción y claramente miniaturizable que puede insertarse en un solo contenedor sin utilizar cables que se conecten con aparatos de salida externos, sino que por el contrario, ajustando la unidad operativa completa en un único cuerpo de máquina, equipada con una pantalla colocada detrás del detector, para garantizar una visualización correcta de la información producida.

15 La unidad de control electrónico utilizada también puede utilizar siempre, en asociación con la red resistiva utilizada, cuatro canales de muestreo de señales sin considerar el número de píxeles utilizados, y esto hace posible aumentar la resolución espacial sin penalizar las dimensiones y la facilidad de manejo.

20 Además, la absorción de los sistemas de cálculo puede reducirse utilizando sistemas de procesamiento adecuados con una salida de cálculo reducida gracias a la lógica de funcionamiento particular de la unidad de controlador electrónico utilizada que no requiere un aumento significativo en la generación de cálculo con el aumento deseado de la resolución espacial o el área de medición.

25 La estructura resultante de la cámara gamma de acuerdo con esta invención es por lo tanto compacta y fácil de manejar

30 Más específicamente, la exigencia de compacidad se satisface por la relación entre el área de medición y el volumen del cuerpo de contención, superior a 0,10 y hasta 0,50 y superior. Por otra parte, el requisito de fácil manejo satisface las pequeñas dimensiones y el bajo peso que hacen que la cámara gamma sea fácil de maniobrar manualmente por el operador sin necesidad de soportes auxiliares y sin realizar esfuerzos físicos particulares.

35 Esto hace que la cámara gamma de acuerdo con esta invención sea adecuada para la localización de enfermedades en quirófanos y para la investigación diagnóstica de órganos pequeños, así como el análisis por centelleo de órganos de animales pequeños, para ensayar nuevos anticuerpos radiomarcados que son específicos para ciertas enfermedades. Además, su aplicación puede planificarse en sectores de seguridad (aeropuertos) o para diagnósticos industriales. El uso principal de la cámara gamma se relaciona con la localización de lesiones tumorales, especialmente en aquellas técnicas que requieren una precisión espacial adecuada tales como en técnicas de biopsias (próstata y mama) o en operaciones quirúrgicas radioguiadas o radioinmunoguiadas o como sistema de monitorización en terapia radiometabólica, cirugías radioguiadas y terapias con radiación.

40 Esta cámara gamma puede aplicarse eficazmente en muchas técnicas de diagnóstico en las que la visualización rápida de los detalles de diagnóstico y su posición relativa con respecto a la imagen producida proporciona al usuario una serie de información útil en la continuación de los procedimientos clínicos. Por ejemplo, la localización de nódulos tiroideos, enfermedades relacionadas con inflamaciones óseas (pies diabéticos) y ganglios linfáticos centinela son todas técnicas que pueden localizarse rápidamente con un dispositivo colocado directamente sobre la piel del paciente.

**REIVINDICACIONES**

1. Cámara gamma portátil, que comprende:

un cuerpo (2) de contención;

5 - una estructura (3) de medición que comprende una estructura de centelleo alojada en el interior del cuerpo (2) de contención y destinada a recibir radiación;

- un colimador (4) hecho de un material de alto número atómico, asociado a la estructura (3) de medición para absorber una radiación lateral dirigida hacia la estructura (3) de medición y que tiene un ángulo de incidencia mayor que un valor predeterminado;

- una pantalla (5), colocada sobre el cuerpo (2) de contención;

10 - una unidad (6) de control electrónico que opera entre la estructura (3) de medición y la pantalla (5) para generar en la pantalla (5) imágenes que representan la radiación interceptada por la estructura (3) de medición; caracterizada porque la unidad (6) de control electrónico comprende:

- al menos un convertidor (7) optoelectrónico;

15 - un sistema electrónico diseñado para leer, amplificar e integrar señales de salida de al menos uno de los convertidores optoelectrónicos.

- una red resistiva conectada al sistema electrónico y capaz de determinar el baricentro de carga y la energía asociada con la radiación que impacta la estructura de centelleo;

20 - un sistema para la conversión analógica/digital y el muestreo de las señales que utilizan dispositivos PIC equipados con ADC/DAC, estando diseñado el sistema de conversión y muestreo para recibir de la red resistiva una señal que identifica el baricentro de carga y la energía asociada con la radiación que impacta la estructura de centelleo y está diseñada para integrar la señal para determinar la amplitud y generar una señal de salida respectiva;

25 - un sistema de microcontrolador de tipo PIC o ARM, conectado al sistema de conversión y muestreo para recibir la señal de salida y convertirla en una imagen que se puede visualizar en la pantalla;

en el que el sistema electrónico, la red resistiva, el sistema de conversión analógico/digital y el sistema de microcontrolador están situados secuencialmente entre el convertidor (7) optoelectrónico y la pantalla (5).

2. La cámara gamma de acuerdo con la reivindicación 1, en donde al menos un convertidor (7) optoelectrónico se selecciona del grupo que comprende APD, SiPM y/o MPPC.

30 3. La cámara gamma de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que la pantalla (5) tiene un área de visualización que tiene dimensiones que coinciden con el área de medición de la estructura de centelleo.

4. La cámara gamma de acuerdo con la reivindicación 3, en donde el área de visualización tiene lados con diferentes longitudes y preferiblemente con una relación de 16:9 o 4:3.

35 5. La cámara gamma según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el cuerpo (2) de contención comprende dos semicarcasas y se extiende entre el colimador (4) y la pantalla (5) y contiene enteramente la unidad (6) de control electrónico.

40 6. La cámara gamma según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde el cuerpo (2) de contención tiene una relación entre superficies de medición y volumen mayor que 0,10 y preferiblemente mayor que 0,20.

7. La cámara gamma según la reivindicación 6, en donde la estructura de centelleo tiene un área de medición no inferior a 10 cm<sup>2</sup>.

8. La cámara gamma de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde el cuerpo (2) de contención está hecho al menos en parte, preferiblemente recubierto, con un material de filtro contra la radiación gamma.

5 9. La cámara gamma según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la estructura de centelleo comprende una matriz de cristales de centelleo que son capaces de convertir fotones de energía entre 20 keV y 1 MeV.







