

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 717 179**

51 Int. Cl.:

G01T 1/24 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **09.09.2009 PCT/EP2009/061663**

87 Fecha y número de publicación internacional: **01.04.2010 WO10034619**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.09.2009 E 09815661 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.01.2019 EP 2347285**

54 Título: **Dispositivo para detectar fotones de alta energía**

30 Prioridad:

23.09.2008 EP 08164936
23.09.2008 US 99271 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
19.06.2019

73 Titular/es:

INSTITUT DE FÍSICA D'ALTES ENERGIES
(100.0%)
Ed. Cn Campus UAB
08193 Bellaterra(Barcelona), ES

72 Inventor/es:

CHMEISSANI RAAD, MOKHTAR;
ÁLVAREZ PASTOR, JOSÉ, M. y
SÁNCHEZ SÁNCHEZ, CARLOS

74 Agente/Representante:

CONTRERAS PÉREZ, Yahel

ES 2 717 179 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

Dispositivo para detectar fotones de alta energía

5 La presente invención se refiere a un módulo para detectar fotones de alta energía. Más específicamente, la invención se refiere a un módulo que comprende detectores de estado sólido pixelados a temperatura ambiente que detectan fotones de rayos gamma, generados por material radioactivo dentro del cuerpo de un paciente. La invención se refiere, además, a sistemas para detectar fotones de alta energía y a detectores que comprenden tales sistemas.

10 La invención encuentra uso particular en aparatos de diagnóstico médico por imagen.

ANTECEDENTES

15 La tomografía por emisión de positrones (PET) es una técnica de diagnóstico que obtiene imágenes que muestran el metabolismo y el funcionamiento de tejidos y órganos (por ejemplo, el sistema nervioso central).

Al igual que otras técnicas de diagnóstico en Medicina Nuclear, la PET se basa en detectar y analizar la distribución dentro del cuerpo de radioisótopos que han sido administrados previamente a un paciente. Los radioisótopos pueden tomarse por vía oral, pueden inhalarse como gas o pueden administrarse a través de una inyección.

20 Se conocen varios radioisótopos emisores de positrones para uso médico. El más utilizado es el flúor-18, que es capaz de unirse a un marcador de glucosa para obtener 18-fluoro-desoxi-glucosa (¹⁸F-FDG). De esta manera, se obtiene glucosa que es detectable por la emisión de una señal radioactiva.

25 Después de la administración de los radioisótopos, los radioisótopos se extienden por toda el área del cuerpo que se va a examinar y tienden a ser captados, por ejemplo, por células cancerígenas. Cuando el radioisótopo se descompone, éste emite un positrón que, después de unos pocos milímetros, se aniquila con un electrón. Esto produce un par de fotones de rayos gamma que se mueven en sentido contrario, presentando cada fotón una energía de 511 keV. Este par de fotones de rayos gamma puede detectarse utilizando el llamado escáner de PET. Utilizando la posición de detección de ambos fotones de rayos gamma, puede reconstruirse la Línea de Respuesta (LOR) (que es la línea que conecta las dos posiciones de detección de los fotones gamma). Este procedimiento se ilustra esquemáticamente en la figura 14.

35 La figura 14 muestra un escáner de PET convencional 1, en el cual se dispone una plataforma 3. Sobre esta plataforma se ha indicado esquemáticamente un cuerpo 2 de un humano o un animal. Alrededor de la circunferencia del escáner de PET, se dispone una pluralidad de detectores 4. El detector 4a y el detector 4b detectan respectivamente los fotones de rayos gamma que se mueven en sentido contrario. Utilizando esta detección, puede reconstruirse la LOR.

40 Después de recopilar varios de estos eventos, pueden determinarse los puntos donde se interseccionan múltiples LORs. Estos puntos indican una concentración del radioisótopo y, por lo tanto, la posible presencia de células cancerosas. El escáner de PET está conectado a un ordenador, que es responsable de medir la cantidad de radioisótopos absorbidos por el cuerpo y determinar la LOR. De esta manera, es posible obtener imágenes que proporcionan detalles de la estructura y función de los órganos internos y otras partes del cuerpo.

45 En un protocolo de PET típico, al paciente se le inyecta entre 300 y 500 MBq de ¹⁸F-FDG (Fluorodeoxiglucosa). Después de dejar que pase entre una y una hora y media, el paciente se coloca en el escáner para la exploración. Una exploración PET típica en un escáner de PET convencional requiere alrededor de 30 minutos de tiempo de exploración.

50 La PET juega un papel importante en el diagnóstico de tumores. Su precisión supera la de los sistemas de diagnóstico por imagen convencionales, tal como puede apreciarse en la siguiente tabla (de *Journal of Nuclear Medicine Supplement*, volumen 42, número 5, mayo de 2001 y UCLA):

Precisión diagnóstica

	Tipo de cáncer	Representación Convencional	PET
60	Pecho	67%	89%
	Colorrectal	80%	94%
	Gastroesofágico	68%	83%
	Cabeza y cuello	65%	87%

	Tipo de cáncer	Representación Convencional	PET
	Hígado	81%	93%
	Pulmón	68%	82%
	Linfoma	64%	88%
5	Melanoma	80%	91%
	Pancreático	65%	81%
	Testicular	68%	92%
	Uterino/cervical	43%	87%

10 Un escáner de PET comprende una pluralidad de detectores. Hoy en día, el mejor detector actual para la PET está basado en cristales de LSO (oxiortosilicato de lutecio) con un tamaño típico de 4 mm x 4 mm x 10 mm. Los cristales emiten destellos de luz cuando son alcanzados por los fotones gamma. Estos destellos de luz pueden detectarse utilizando un tubo fotomultiplicador (PMT) que está conectado al cristal. Esto también se ha indicado esquemáticamente en la figura 14. El detector 4c comprende un cristal segmentado 5 y una pluralidad de PMT's 6. Para el experto en la materia, quedará claro que la pluralidad de PMT's 6 también puede reemplazarse por un único fotomultiplicador sensible a la posición (PSPMT).

20 El rendimiento lumínico de los cristales de LSO para rayos gamma de 511keV es de aproximadamente 4000 phe. El ancho total a la mitad del máximo (FWHM) que puede obtenerse con cristales de LSO a 511 kV es alrededor de un 10%. Esta limitada resolución de energía reducirá la capacidad para eliminar eventos dispersos, que son un tipo de ruido en la imagen reconstruida. La longitud típica del cristal de LSO (en dirección radial, cuando se utiliza en un escáner de PET) es de aproximadamente 10 mm, lo que implica que la incertidumbre intrínseca del detector del punto de incidencia en la dirección radial es de aproximadamente 3 mm, lo cual provocará un error en la proyección de la línea de respuesta. Esto puede entenderse fácilmente mirando la figura 14. El PMT que registra un evento proporciona esencialmente una coordenada bidimensional. La posición radial donde el fotón gamma incide el cristal se pierde. Esta pérdida de información da lugar a un efecto de paralaje, que puede dar lugar a un error en la proyección de la LOR. Este error deteriora naturalmente la calidad de la imagen reconstruida.

30 Otro inconveniente es la forma de los cristales del detector, que es un paralelepípedo rectangular y cuando presenta una forma cilíndrica a partir de dichos componentes (por ejemplo, para un escáner de PET), es inevitable que presente grietas en los puntos de contacto de los cristales.

35 Otro ejemplo de aparato de diagnóstico médico por imagen es una cámara gamma. Las cámaras gamma también se utilizan ampliamente en medicina nuclear. Consiste en un plano detector único, formado por una pluralidad de cristales brillantes, y un colimador delante del mismo. Al detector sólo inciden fotones en un pequeño rango angular a través de los orificios del colimador; los otros son absorbidos por el colimador. Por lo tanto, el plano del detector registra una proyección bidimensional de la distribución de la fuente.

40 La tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT) es una técnica de imágenes tomográficas de medicina nuclear que utiliza una cámara gamma. La representación por SPECT se realiza utilizando la cámara gamma para adquirir múltiples imágenes bidimensionales en diferentes ángulos. Después se utiliza un ordenador para aplicar un algoritmo de reconstrucción tomográfica a las múltiples proyecciones, lo que produce una imagen tridimensional.

45 Las cámaras Compton son otro ejemplo de aparatos de diagnóstico médico por imagen. Las cámaras Compton se utilizan para reconstruir distribuciones de radioisótopos que emiten rayos gamma. La gama de aplicaciones es amplia: además del diagnóstico en medicina nuclear, también pueden utilizarse para controlar el desmantelamiento de plantas nucleares y también para seguridad nacional (por ejemplo, para escanear contenedores de transporte para detectar material radioactivo).

50 Una cámara Compton tiene dos planos de detección. Los fotones emitidos desde la fuente se dispersan en el primer plano (dispersión de Compton) y se absorben en el segundo plano (efecto fotoeléctrico). En ambos planos se mide la posición de la interacción y la energía depositada. El primer plano suele estar realizado en un material semiconductor y el segundo plano en cristales brillantes. Los detectores funcionan en coincidencia, de modo que sólo se registran fotones que interactúan con ambos detectores y depositan una energía total dentro de una ventana determinada. Utilizando la posición de detección y la energía del fotón, puede calcularse el punto de origen del fotón, utilizando la llamada fórmula de Compton.

60 En resumen, en representaciones médicas nucleares se conocen varias técnicas y aparatos (PET, SPECT, cámara gamma, cámara Compton) que convencionalmente utilizan detectores basados en cristales brillantes.

Los detectores basados en cristales brillantes presentan varios inconvenientes: en los escáneres de PET, hay grietas presentes inherentemente en los puntos de contacto de los cristales paralelepípedicos adyacentes. Tal como

se ha descrito anteriormente para los escáneres PET, puede producirse un efecto de paralaje. Los cristales utilizados en los escáneres de PET, cámaras gamma o cámaras Compton tienen un tamaño de 4 mm x 4 mm x 10 mm, y esto determina el error intrínseco (y la resolución espacial intrínseca) que presentan. No es posible ver nada más pequeño que 4-5 mm en el caso de exploración PET. Para SPECT, esto es del orden de 15-20 mm. La resolución espacial incluso será considerablemente peor, ya que los detectores no funcionan con una eficiencia del 100%.

Otro problema con los cristales brillantes es que la eficiencia cuántica de detección (DQE) de los cristales brillantes es bastante pobre. Para mejorar esta DQE, se tendría que aumentar la longitud del cristal para aumentar la probabilidad de capturar los fotones gamma. Sin embargo, añadir más material no necesariamente mejoraría la calidad de la señal, ya que una parte de la luz producida en los cristales en una posición que se encuentre relativamente lejos del fotomultiplicador se atenuaría antes de alcanzar el PMT. Un fotón gamma capturado por el cristal cercano al PMT producirá más fotones que un fotón gamma capturado más lejos del PMT. Por lo tanto, la resolución de energía empeora a costa de detectar más fotones gamma. Por lo tanto, la longitud estándar de los cristales brillantes (10 mm) utilizados en los detectores de rayos gamma es un compromiso para obtener una DQE razonable y, al mismo tiempo, tener una resolución de energía aceptable.

Para superar los inconvenientes de los cristales brillantes mencionados anteriormente, se ha sugerido el uso de detectores de estado sólido pixelados a temperatura ambiente en detectores de PET. Con los detectores de estado sólido pixelados puede lograrse una alta resolución espacial debido al hecho de que el detector puede segmentarse a píxeles submilimétricos (o vóxeles).

Uno de los problemas de utilizar detectores de estado sólido en un escáner de PET es que se necesitan detectores gruesos para lograr una alta absorción de rayos gamma. En particular, se necesita un grosor de 4 cm (si se utiliza CdTe) para capturar un 90% de los fotones con una energía de 511 kV. En la literatura, se ha sugerido el uso de sensores muy grandes (por ejemplo, 10 mm x 10 mm x 10 mm) de Cd(Zn)Te en los cuales se conecta un chip de lectura de píxeles a la parte posterior del cristal. Esta solución parece fácil sobre el papel, pero en realidad no lo es. En primer lugar, el coste de detectores de CdTe tan grandes y de buena calidad es muy elevado. En segundo lugar, la recopilación de tiempo de la señal será muy larga y, por lo tanto, no será posible utilizarla en PET como activador. En tercer lugar, con un detector tan grueso (10 mm), la espectroscopia de energía se deteriora significativamente debido a la captura y a la vida útil del orificio de electrones.

US 2007/0057191 describe un sistema de formación de imágenes radiológicas que comprende un primer y un segundo aparato de formación de imágenes. Dicho primer aparato de formación de imágenes comprende una serie de detectores de radiación de semiconductores (no pixelados). El conjunto de detectores está conectado a través de cables a ASICs.

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

Un objetivo de la presente invención es un módulo para detectar fotones de alta energía, que supere por lo menos parcialmente los inconvenientes de los detectores de la técnica anterior.

Otro objetivo de la presente invención es un módulo para detectar fotones de alta energía con una alta resolución espacial y una alta eficiencia de detección. La alta resolución espacial proporciona la posición exacta (x, y, z) del punto de incidencia del fotón gamma; una alta eficiencia de detección ayuda a reducir las dosis de radiación.

Otro objetivo de la presente invención es un módulo para detectar fotones de alta energía con una mejor resolución de energía para eliminar una gran fracción de los eventos dispersos y aumentar la relación señal/ruido (SNR). Esto da lugar a una imagen de alto contraste.

Para lograr los objetivos anteriores, la invención presenta un módulo de acuerdo con la reivindicación 1: un módulo para detectar fotones de alta energía que comprende una pluralidad de dispositivos para detectar fotones de alta energía, cada uno de los cuales comprende uno o más detectores de estado sólido pixelados para detectar los fotones de alta energía; medios para proporcionar un alto voltaje para polarizar dichos detectores de estado sólido; por lo menos un elemento de lectura conectado a dichos detectores de estado sólido pixelados; un elemento de entrada/salida conectado a dicho por lo menos un elemento de lectura para entrada y salida de datos; y una capa de base para montar los detectores de estado sólido pixelados, los elementos de lectura y el elemento de entrada/salida. Cada detector de estado sólido pixelado va montado en un elemento de lectura. Los dispositivos están dispuestos uno encima del otro y conectados entre sí para apoyarse entre sí y de manera que los detectores de estado sólido pixelados combinados de los dispositivos puedan proporcionar las coordenadas tridimensionales de puntos de incidencia de fotones de alta energía.

En lugar de utilizar un cristal brillante (con sus inconvenientes mencionados), la invención presenta un detector de estado sólido pixelado para detectar fotones de alta energía. Un tamaño de píxel típico puede ser de 1 mm x 1 mm, pero es posible realizar detectores de estado sólido pixelados con tamaños de píxel de, por ejemplo, 10 μm x 10 μm . La invención ofrece así un tremendo potencial de precisión espacial. Nunca puede alcanzarse esta precisión utilizando cristales brillantes. Por lo tanto, un dispositivo puede adaptarse a las necesidades específicas en diferentes aplicaciones. Incluso es posible variar el tamaño de píxel dentro de un único detector de estado sólido. Además, no hay áreas muertas entre los píxeles de los detectores. Incluso dos píxeles juntos todavía pueden detectar un evento que se produzca entre dos píxeles.

Además, debido a su estructura modular y simple, puede combinarse fácilmente una pluralidad de dispositivos para obtener el tamaño apropiado en tres dimensiones.

Cada dispositivo forma esencialmente un detector bidimensional. Colocando por lo menos un dispositivo encima de otro, se crea un detector tridimensional. Debido a que el detector es tridimensional, puede evitarse un efecto de paralaje (tal como se ha explicado en escáneres PET). Debido a la estructura modular del dispositivo, pueden combinarse tantos dispositivos como se desee para construir un detector de mayor grosor y, por lo tanto, mayor DQE, pero sin comprometer la resolución de energía o la resolución espacial.

El grosor típico de los detectores de estado sólido utilizados en los dispositivos puede ser de 2 mm (si bien está claro que son posibles otros grosores). Es posible combinar una pluralidad de estos dispositivos a un grosor apropiado sin encontrar problemas relacionados, por ejemplo, con recopiliación de tiempo de detectores de estado sólido gruesos convencionales.

Además, la invención presenta un detector que puede utilizarse en campos magnéticos fuertes. Por lo tanto, un detector basado en la invención puede combinarse, por ejemplo, con un escáner de IRM en un único escáner, lo que permite realizar una exploración PET y una exploración de IRM simultáneamente.

En algunas realizaciones, las capas de base de los dispositivos presentan una forma trapezoidal isósceles. Dándole a las capas de base de los dispositivos una forma trapezoidal isósceles y adaptando el tamaño y la forma del elemento o elementos de lectura y los detectores de estado sólido pixelados montados en esta forma trapezoidal, se obtiene un dispositivo que está especialmente adaptado para encajar en un anillo circular. Esto es particularmente útil para aplicaciones en escáneres PET.

Opcionalmente, tanto los detectores de estado sólido pixelados como la base presentan una forma trapezoidal isósceles. Los detectores también pueden tener una forma diferente, siempre que estén adaptados a la forma de la capa de base. Sería posible, por ejemplo, una forma trapezoidal utilizando dos detectores separados que tengan formas cuadriláteras. Sin embargo, una opción particularmente interesante es dar a los detectores de estado sólido una forma trapezoidal isósceles correspondiente, para que puedan ajustarse exactamente en las capas de base. Sin embargo, los elementos de lectura normalmente conservan su forma rectangular. En algunas realizaciones de acuerdo con la invención, el dispositivo comprende, además, una capa intermedia montada entre el detector de estado sólido y el elemento de lectura para adaptarse a cualquier desplazamiento entre las almohadillas de píxeles de los detectores y los canales de píxeles correspondientes en los elementos de lectura.

En el caso de que el detector de estado sólido pixelado tenga una forma trapezoidal isósceles, el tamaño de píxel del detector varía a lo largo de la altura del trapecio para adaptarse al cambio de anchura (con un número constante de píxeles a lo largo de toda la altura del trapecio).

En algunas realizaciones, las capas de base de los dispositivos tienen una forma rectangular. Esta forma es especialmente útil para aplicaciones tales como cámaras gamma y cámaras Compton.

Preferiblemente, en el módulo de acuerdo con la invención, los elementos de entrada/salida de la pluralidad de dispositivos están conectados a una única interfaz. Una forma particularmente ventajosa de construir un módulo es mediante la conexión de los elementos de entrada/salida de señal de la pluralidad de dispositivos a un único elemento de interfaz, que puede ser, por ejemplo, una placa de circuito impreso (PCB). Los datos recopilados por la pluralidad de dispositivos pueden, por lo tanto, recopilarse y transmitirse utilizando la interfaz única.

Opcionalmente, en el módulo de acuerdo con la invención, por lo menos parte de los detectores de estado sólido de los dispositivos están dispuestos de manera escalonada entre sí. Disponiendo los detectores de estado sólido de manera escalonada se obtiene una estructura más rígida, ya que los detectores de un dispositivo proporcionan apoyo a los otros dispositivos.

Opcionalmente, el módulo comprende unos dispositivos en los que el detector de estado sólido pixelado, el elemento de lectura y el elemento de señal de entrada/salida quedan alojados en una cara superior de la capa base y en el

que la cara inferior de la capa de base comprende medios para proporcionar un alto voltaje para polarizar los detectores de estado sólido pixelados en un dispositivo adyacente. En la técnica, se conocen varias formas de proporcionar alto voltaje para polarizar un detector de estado sólido, por ejemplo, a través de cableado adecuado. Aprovechando el hecho de que un módulo está formado a partir de una pluralidad de dispositivos básicos, un dispositivo puede proporcionar los medios para polarizar el detector de estado sólido pixelado de un dispositivo adyacente disponiéndolos en el lado inferior del dispositivo. Sólo un dispositivo en el "borde" de un módulo (probablemente el primero) puede necesitar otros medios, por ejemplo, una capa de kapton adicional.

Opcionalmente, el módulo comprende unos dispositivos en los que los detectores de estado sólido están montados sobre los elementos de lectura. Cada almohadilla de píxeles de un detector de estado sólido puede estar conectada a un canal de píxeles de entrada en el elemento de lectura (no se necesita cableado). En otras realizaciones, los elementos de lectura y el detector de estado sólido pueden estar dispuestos uno al lado del otro (en lugar de uno encima del otro).

En algunas realizaciones, los dispositivos comprenden, además, una capa intermedia montada entre los detectores de estado sólido y los elementos de lectura para adaptarse a cualquier desplazamiento entre las almohadillas de píxeles de los detectores de estado sólido y los canales de píxeles en los elementos de lectura. En realizaciones en las que el tamaño del detector de estado sólido varía a lo largo de una dirección determinada (por ejemplo, en los dispositivos en los que la capa de base presenta una forma trapezoidal isósceles, que están especialmente adaptadas para ser utilizadas para formar un anillo circular, la forma del detector de estado sólido varía en una dirección radial), el tamaño del píxel varía también a lo largo de esta dirección. Por esta razón, una capa intermedia puede servir de interfaz para ajustar cualquier desplazamiento entre las almohadillas en el detector y canales de entrada en el elemento de lectura. La capa intermedia puede ser una capa de kapton.

En otro aspecto, la invención presenta un sistema para detectar fotones de alta energía de acuerdo con la reivindicación 10, es decir, que comprende una pluralidad de módulos, en los que la pluralidad de interfaces de módulos está conectada a través de conectores adecuados a un bus de interfaz único. El bus de interfaz único puede recopilar los datos de todos los eventos que se producen en los detectores de estado sólido a través de los datos recopilados por los elementos de lectura. También puede proporcionar los voltajes operativos necesarios.

Opcionalmente, un sistema comprende únicamente módulos formados de dispositivos que presentan una capa de base de forma trapezoidal (y otros elementos con la forma apropiada). De esta manera, puede construirse un detector en forma de anillo para un escáner de PET.

Opcionalmente, un sistema comprende únicamente módulos formados de dispositivos que presentan una capa de base de forma rectangular (y otros elementos de trabajo con la forma apropiada). De esta manera, puede construirse una cámara gamma o una cámara Compton con un detector con la forma de un prisma rectangular.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

A continuación, se describirán realizaciones de la presente invención, sólo a modo de ejemplo no limitativo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:

La figura 1a es una representación esquemática de un ejemplo preferido del dispositivo para detectar fotones de alta energía que puede utilizarse en un módulo de acuerdo con la invención;

La figura 1b es una representación esquemática de otro ejemplo preferido del dispositivo para detectar fotones de alta energía que puede utilizarse en un módulo de acuerdo con la invención;

Las figuras 2 a 5 son representaciones esquemáticas de la construcción paso a paso del dispositivo de la figura 1a;

La figura 6a es una representación esquemática del módulo para detectar fotones de alta energía de acuerdo con la invención;

La figura 6b es una representación esquemática del módulo para detectar fotones de alta energía de la figura 6a con una configuración escalonada;

La figura 7 es una representación esquemática del módulo de la figura 6 montado en un soporte para obtener un sistema para detectar fotones de alta energía de acuerdo con la invención;

La figura 8 es una representación esquemática del sistema para detectar fotones de alta energía de acuerdo con la invención, que comprende una pluralidad de módulos de la figura 6a;

Las figuras 9a y 9b son vistas superiores de todavía otro ejemplo del dispositivo que puede utilizarse en un módulo de acuerdo con la presente invención, presentando el dispositivo forma de trapecio isósceles;

La figura 10 es una representación esquemática de una vista parcial de un detector de rayos gamma que presenta forma de anillo, que comprende una pluralidad de sistemas de la figura 8;

La figura 11 es una representación esquemática de la vista completa del detector de rayos gamma de la figura 10;

La figura 12 es una representación esquemática de un detector de rayos gamma que presenta forma de paralelepípedo, que comprende una pluralidad de sistemas de la figura 8; y

La figura 13 es una representación esquemática de una cámara Compton, que comprende el detector de figura 12.

5 La figura 14 muestra una representación esquemática de un escáner de PET convencional.

DESCRIPCION DE REALIZACIONES

10 A continuación, se describirá un ejemplo preferido de un dispositivo para detectar fotones de alta energía que puede utilizarse en un módulo de acuerdo con la invención. A continuación, se describirán realizaciones preferidas de un módulo (que comprende una pluralidad de estos dispositivos), un sistema (que comprende una pluralidad de módulos), un escáner de PET, una cámara gamma y una cámara Compton de acuerdo con la invención.

15 En la figura 1a, se muestra un ejemplo preferido de un dispositivo que puede utilizarse en un módulo de acuerdo con la presente invención. El dispositivo 10 para detectar fotones de alta energía comprende cuatro detectores modulares de estado sólido pixelados a temperatura ambiente 11 en un esquema de mosaico/apilado; cuatro ASICs (circuitos integrados para aplicaciones específicas), uno para cada detector de estado sólido 11, que actúan como elementos de lectura para los mismos; un conector de un elemento de entrada/salida 12 conectado a los ASICs para la entrada y salida de datos (es decir, principalmente para obtener los valores generados por los ASICs a partir de los parámetros capturados por el detector de estado sólido); y una capa de kapton 13 que actúa como capa de base, sobre la cual están montados el detector de estado sólido 11, los ASICs y el elemento de entrada/salida 12. Además, se disponen unos conectores 20 (no visibles en la figura 1a) para conectar cada ASIC 30 individual al elemento de entrada/salida 12. Más específicamente, el plano frontal de la capa de kapton 13 se utiliza para montar los ASICs 30, los conectores 20, los detectores de estado sólido 11, y el elemento de entrada/salida 12; en el plano posterior, la capa de kapton 13 comprende unas conexiones a una fuente de alimentación que puede proporcionar alta tensión para polarizar detectores de estado sólido 11 de un segundo dispositivo adyacente dispuesto junto al lado del dispositivo mostrado. (Esta disposición se mostrará más adelante, por ejemplo, en la figura 6a.)

25 En un dispositivo, también puede disponerse un número diferente de detectores de estado sólido.

30 En este ejemplo, se utilizó un detector de estado sólido a temperatura ambiente. Los detectores de estado sólido a temperatura ambiente pueden ser, por ejemplo, de Si, Ge, GaAs, CdTe, CdZnTe o HgI₂. Preferiblemente, se utiliza un semiconductor de estado sólido con un Z elevado (número elevado de protones en el núcleo) y una buena movilidad entre orificio y electrón. Sin embargo, puede utilizarse cualquier detector de estado sólido pixelado.

35 En un ejemplo actualmente preferido, los detectores de estado sólido pixelados 11 son detectores de CdTe de un tamaño aproximado de 2 cm x 1 cm x 0,2 cm; el tamaño del píxel es aproximadamente de 1 mm x 1 mm. El tamaño de los detectores también puede seleccionarse de manera diferente. Utilizando el dispositivo con un grosor de 0,2 cm, es posible construir un detector de estado sólido grueso combinando una pluralidad de estos dispositivos. Sin embargo, este detector no experimentará problemas tales como la recolección de tiempo en detectores de estado sólido convencionales gruesos.

40 Además, cada detector de estado sólido 11 va montado en el ASIC correspondiente, de modo que cada almohadilla de píxeles se conecta independientemente a su propio canal.

45 En la figura 1b, se muestra esquemáticamente un ejemplo alternativo del dispositivo que puede utilizarse en un módulo de acuerdo con la invención. En este caso, se forma un único dispositivo 10 disponiendo dos filas de detectores de estado sólido 11 en un único dispositivo. Los detectores de estado sólido van montados en una capa de base 13. Para cada fila de detectores de estado sólido, se dispone un elemento de entrada/salida 12. Una ventaja de este diseño del dispositivo es que puede hacerse ligeramente más delgado que si se combinan dos dispositivos 10 de acuerdo con la figura 1a.

50 A continuación, se describirá una construcción paso a paso (ilustrada en las figuras 2-5) del dispositivo 10, que se muestra en la figura 1a.

55 La figura 2 muestra la capa de kapton 13 que, en la parte superior, dispone el elemento de entrada/salida 12 y los conectores 20 para conectar el elemento de entrada/salida 12 a cada ASIC individual.

60 La figura 3 muestra la misma capa de kapton 13 con un ASIC 30 montado en la misma. Los ASICs se han hecho más delgados hasta un grosor de 50 µm y los conectores de entrada/salida de los ASICs están realizados con vías metalizadas, de modo que es posible conectar el ASIC a la capa de kapton mediante "bump-bond" o un adhesivo conductor. Además, pueden utilizarse otras formas de conexión, por ejemplo, películas conductoras anisotrópicas, tales como las disponibles en el mercado de 3M®. También es posible utilizar unión por cable. La capa 13 mostrada

está diseñada para contener cuatro ASICs, pero obviamente el número de ASICs que se conectan puede ser diferente según los requisitos del dispositivo 10.

La figura 4 muestra la misma capa 13 con los cuatro ASICs 30 montados en la misma. En este ejemplo preferido, después de montar los cuatro ASICs 30, se dispone una capa intermedia (capa de kapton) sobre los ASICs. El objeto de dicha capa intermedia es conectar cada almohadilla de píxeles del correspondiente detector de estado sólido 11 a un canal de píxeles de entrada en el ASIC 30. Dado que el tamaño de los detectores de estado sólido 11 puede variar a lo largo de una dirección determinada, tal como se describirá a continuación para algunos ejemplos (por ejemplo, la figura 9a), la capa de kapton intermedia sirve de interfaz para ajustar cualquier desviación entre las almohadillas en el detector de estado sólido 11 y el canal de entrada del ASIC 30. La capa intermedia no se dispone necesariamente en todos los casos, especialmente si el tamaño de los detectores de estado sólido es constante.

La figura 5 muestra los detectores de estado sólido 11 montados en la capa de kapton intermedia. En otros ejemplos, los detectores de estado sólido pueden montarse directamente en el elemento de lectura (por ejemplo, ASIC). El tamaño de píxel en este ejemplo preferido se selecciona para que sea de aproximadamente 1 mm x 1 mm. Con una almohadilla de píxeles de este tamaño, es posible conectar los detectores de estado sólido y la capa de kapton intermedia o los ASICs y la capa de kapton intermedia con un adhesivo conductor y evitar el uso de bolas de soldadura y, por lo, tanto calentar el detector de estado sólido.

El dispositivo 10 obtenido, en el ejemplo preferido mostrado, presenta un detector de estado sólido con una longitud de 4 cm, una anchura de 2 cm y un grosor de 0,2 cm. El grosor efectivo del dispositivo es de aproximadamente 2,2 mm (que incluye el detector, la(s) capa(s) de kapton y el ASIC de grosor reducido).

El dispositivo 10 obtenido de esta manera, y mostrado en la figura 1a, comprende un cuerpo que tiene dos caras grandes paralelas (el plano frontal y el plano posterior) y unos bordes laterales sustancialmente delgados. El funcionamiento del dispositivo 10 es el siguiente.

Un rayo gamma (fotón de alta energía) incide en el detector pixelado (11), que está montado en el dispositivo (10), en su lado delgado (tal como se indica esquemáticamente en la figura 1a). En los dispositivos de la técnica anterior que utilizan detectores de estado sólido, éstos suelen estar orientados para capturar rayos gamma que inciden en la cara más grande del detector (es decir, en una dirección del campo eléctrico aplicado al detector de estado sólido). Sin embargo, el dispositivo que puede utilizarse en un módulo de acuerdo con la invención está orientado de manera que puede capturar rayos gamma que inciden en el lado delgado del detector (es decir, en una dirección perpendicular a la dirección del campo eléctrico aplicado al detector).

En el dispositivo que puede utilizarse en un módulo de acuerdo con la invención, los rayos gamma también pueden incidir en otro lado, pero, tal como se mostrará más adelante, la principal de incidencia dirección será sustancialmente en el lado delgado. La probabilidad de que el fotón sea capturado en el detector (11) aumenta con la distancia recorrida por la partícula dentro del material del detector. En el punto de incidencia del fotón capturado, éste experimentará diferentes procesos, y el dominante es el efecto fotoeléctrico. Después de depositar toda la energía en el detector (11), se libera la cantidad equivalente de electrones-orificios (e-h) como respuesta. Se aplica un alto voltaje (HV) al detector para permitir que la e-h derive induciendo una señal en el electrodo de píxel, que después amplifica y procesa el ASIC. El ASIC (30) indicará la posición del punto de incidencia y, por lo tanto, la coordenada del píxel donde se produjo la incidencia. Además, el pulso de la señal proporcionará información acerca de la energía del fotón. Además, puede determinarse el momento de la incidencia respecto a un reloj global a partir del tiempo creciente de la señal producida.

A continuación, se describirá un módulo para detectar fotones de alta energía.

Tal como puede apreciarse en la figura 6a, el módulo 60 comprende una pluralidad de dispositivos 10 para detectar fotones de alta energía (descritos anteriormente) que están conectados a través de sus elementos de entrada/salida 12 a una interfaz, que, en este caso, es una placa de circuito impreso 61 (PCB). Los dispositivos están dispuestos en una fila con sus caras grandes adyacentes entre sí. No importa si todos están dispuestos con los lados frontales de las capas de base dirigidos hacia la misma dirección, o no. Obviamente, debido a la modularidad de los dispositivos 10, el módulo 60 puede ser de cualquier tamaño que prefieran los diseñadores. En el caso de la figura 6a, el módulo comprende treinta dispositivos. Utilizando el tamaño de los dispositivos que se utilizó anteriormente, el módulo obtiene un grosor de aproximadamente 6,6 cm.

La PCB 61 comprende unos conectores 62, por ejemplo, de perfil bajo, para acceder a los ASICs 30, es decir, los conectores 62 de la PCB están conectados a los conectores de señal de entrada/salida 12, que tienen acceso (a través de los conectores 20) a los ASICs. De esta manera, los datos procesados en los ASICs 30 pueden obtenerse en los conectores 62 y leerse desde los mismos. Opcionalmente, dicho módulo comprende unos dispositivos, en los cuales quedan alojados el detector de estado sólido pixelado, el elemento de lectura y el elemento de señal de

entrada/salida, en un lado superior de la capa de kapton y en el que el lado inferior de la capa de kapton comprende medios para proporcionar un alto voltaje para polarizar los detectores de estado sólido pixelados en un dispositivo adyacente.

5 Cada detector de estado sólido pixelado puede proporcionar esencialmente información bidimensional sobre dónde se produjo la incidencia con un rayo gamma, tal como se ha descrito anteriormente. En el módulo, se dispone una pluralidad de dispositivos de manera que se obtiene un detector de estado sólido tridimensional. Cada dispositivo es un detector bidimensional, pero al disponer varios dispositivos uno encima del otro, se obtiene un detector tridimensional. Las dimensiones del módulo 60, utilizando las dimensiones mencionadas anteriormente respecto a la
10 figura 5, son aproximadamente 5 cm x 2 cm x 6,6 cm y contiene 48000 vóxeles. Cada vóxel presenta unas dimensiones de 1 mm x 1 mm x 2 mm y está conectado a su propio canal de píxeles independiente en el ASIC 30. Esto equivale a tener aproximadamente 725 canales/cm³.

15 El principio de funcionamiento del módulo sigue siendo el mismo. Un rayo gamma incide en un detector pixelado. En el punto de incidencia del fotón capturado, se crean unos electrones-orificios (e-h). Debido a la alta tensión aplicada, la deriva e-h induce una señal en el electrodo de píxel, que luego amplifica y procesa el ASIC. El ASIC indicará la posición del punto de incidencia y, por lo tanto, la coordenada del píxel donde se produjo la incidencia. Además, la interfaz o PCB (61) tiene datos de en qué ASIC se registró el evento. Por lo tanto, la PCB tiene datos sobre la
20 coordenada del vóxel donde se produjo la incidencia.

En algunas realizaciones, tal como se muestra en la figura 6b, para obtener un módulo más resistente, los detectores 11 de los dispositivos 10 comprendidos en el módulo de acuerdo con la invención tienen diferentes tamaños y se disponen en una configuración escalonada. De esta manera, los huecos entre los detectores pixelados 11 de un dispositivo se compensan con los detectores pixelados de los dispositivos adyacentes. En resumen, esta
25 configuración proporciona más resistencia mecánica para que el módulo 60 se sostenga solo. Obviamente, esto no tiene más consecuencias para la funcionalidad del módulo.

Cabe señalar que el dispositivo que se muestra en la figura 1b es especialmente adecuado para utilizarse en dicha configuración escalonada. A un único dispositivo se le puede proporcionar una configuración escalonada entre los
30 detectores de estado sólido en un lado del dispositivo y los detectores de estado sólido en el otro lado.

A continuación, se describirá un sistema para detectar fotones de alta energía.

35 La figura 7 ilustra un bus de interfaz 70 al cual está conectado un módulo 60. El bus de interfaz en esta realización es una PCB. La PCB 70 comprende una pluralidad de conectores 71, y los conectores 62 de la interfaz 61 están conectados a los conectores 71 de la PCB 70. De esta manera, se obtiene un sistema para detectar fotones de alta energía. Dicho sistema puede comprender uno o más módulos dependiendo de los requisitos (es decir, dependiendo del tamaño a escanear). El bus de interfaz 70 puede suministrar los altos voltajes para los detectores de estado sólido, y proporcionar energía a los ASICs, así como leer desde éstos y escribir sobre los mismos.

40 La figura 8 muestra el sistema 80 que comprende una pluralidad de módulos 60. Dichos módulos 60 están dispuestos en una fila, de manera que una cara grande de un dispositivo final de un módulo es adyacente a una cara grande de un dispositivo final del módulo siguiente (los módulos están alineados en la misma dirección del campo eléctrico aplicado dentro de los detectores de estado sólido pixelados).
45

Quedará claro para el experto que también pueden utilizarse muchas otras disposiciones de módulos posibles para formar un sistema.

50 A partir del sistema para detectar fotones de alta energía 80 descrito es posible obtener diferentes aparatos médicos de diagnóstico por imagen.

La figura 9a ilustra un ejemplo diferente de un dispositivo que puede utilizarse en un módulo de acuerdo con la invención. El dispositivo 10 comprende un cuerpo que tiene dos caras grandes paralelas y unos bordes laterales sustancialmente delgados, presentando las caras grandes forma de trapecio isósceles. Esta forma se ha obtenido dando a la capa base del dispositivo la forma de un trapecio isósceles (y adaptando los otros elementos del dispositivo de manera apropiada). Los detectores de estado sólido 11 utilizados en este ejemplo presentan forma de trapecio isósceles. Los ASICs 30, sin embargo, son rectangulares. En estos ejemplos puede ser necesaria una capa de kapton intermedia que se ha mencionado anteriormente para adaptarse a cualquier desplazamiento entre los píxeles en el detector 11 y los canales de píxeles correspondientes en el ASIC 30. Los ASICs 30 están indicados
60 parcialmente en línea discontinua, ya que se encuentran dispuestos por debajo de los detectores y, por lo tanto, no son del todo visibles.

La forma elegida del dispositivo permite la construcción de un detector especialmente adecuado para un escáner de PET, ya que pueden instalarse en un anillo sin espacios significativos entre los módulos. En los escáneres de PET, dos fotones deben registrarse en la misma ventana de tiempo (coincidencia) para poder formar la Línea de Respuesta (LOR). En los dispositivos de la técnica anterior, entre los detectores (o módulos) hay presentes huecos en forma de cuña (véase, por ejemplo, en la figura 14). Dado que estos huecos están presentes en cualquier extremo de la LOR, esto da lugar a una reducción de la eficiencia de detección del escáner de PET, que es cuadrática. Esto significa que, si la eficiencia de detección de un solo fotón de 511keV es de un 25%, entonces la probabilidad de detectar dos fotones consecutivos es de $(0,25)^2 = 0,0625$, aproximadamente un 6%. Con la forma trapezoidal isósceles de los detectores, los módulos del escáner de PET pueden colocarse en un anillo sustancialmente uniforme sin espacios en forma de cuña entre los módulos adyacentes y, por lo tanto, mantener una buena eficiencia de detección.

La figura 9b muestra el mismo dispositivo que la figura 9a. En un ejemplo preferido, 120 dispositivos trapezoidales que pueden utilizarse en un módulo de acuerdo con la invención forman juntos un anillo que forma parte de un escáner de PET. La flecha discontinua indica una dirección radial del escáner de PET. Tal como puede apreciarse claramente, el tamaño del detector de estado sólido pixelado varía a lo largo de esta dirección radial. En este ejemplo, para compensar cualquier desplazamiento entre las almohadillas de píxeles de los detectores y los canales de píxeles de los elementos de lectura, se dispone una capa de kapton intermedia.

En este ejemplo, la altura del detector de estado sólido H es igual a 1 cm. La longitud de la base corta (SB) del primer detector es de 19,95 mm y la longitud de la base larga (LB) del primer detector es de 20,47 mm. Estas mediciones se basan en un escáner de PET con un radio de 40 cm, 120 dispositivos a lo largo de su circunferencia y un espacio libre de 100 μm entre dispositivos adyacentes.

La figura 10 muestra una vista parcial de un detector 100 de un escáner de PET. Dicho detector 100 de un escáner de PET tiene forma de anillo y comprende una pluralidad de sistemas 80 para detectar fotones de alta energía tal como se ha descrito anteriormente. Por lo menos algunos dispositivos de los sistemas comprenden unas capas de base que tienen forma de trapecio isósceles, lo cual permite obtener la forma de un anillo.

Básicamente, los sistemas 80 se apilan para formar el anillo, es decir, la pluralidad de sistemas se dispone formando el anillo con los bordes laterales de los dispositivos 10 adyacentes entre sí.

De esta manera, la forma de los sistemas define una geometría hermética.

La figura 11 muestra un anillo completo 100 (es decir, el detector de rayos gamma) para un escáner de PET. En este ejemplo, el detector 100 tiene un campo de visión (FoV) de 66 cm con un pórtico de tamaño estándar de 80 cm. Tiene 4 cm de detector de CdTe 11 en la dirección radial que puede detener con efectividad un 90% de los rayos gamma de 511 keV. Esto significa que la eficiencia de detección para eventos PET con dicho dispositivo es de un 81%.

En consecuencia, un escáner de PET comprende el anillo 100 de los sistemas 80 que rodean una plataforma sobre la cual se encuentra el paciente. Cada sistema (puede entenderse como un sector del anillo) comprende por lo menos un módulo 60, y cada módulo comprende una pluralidad de dispositivos 10.

El funcionamiento del escáner de PET que comprende los dispositivos 10 de la invención es el siguiente. El detector PET (100) está formado por muchos dispositivos (10). Después de que el nucleido madre se desintegre, se liberan positrones con energía de aproximadamente 1 MeV. Estos positrones viajan en un promedio de aproximadamente 1 mm antes de la aniquilación con los electrones en el cuerpo humano. Este proceso de aniquilación produce 2 fotones gamma que se mueven en sentido contrario, cada uno con una energía de 511 keV (la masa en reposo del par de electrones y positrones). Los dos rayos gamma son registrados por un detector de estado sólido y puede construirse la Línea de Respuesta (LOR). Debido al hecho de que el detector de acuerdo con la invención es tridimensional, puede evitarse el denominado efecto de paralaje. Puede situarse un punto de vértice donde hay una acumulación adicional de radionúclido y, por lo tanto, emisores de positrones adicionales, ya que muchas LOR se cruzarán en el "mismo punto". Gracias al detector mejorado, puede mejorarse la reconstrucción de la LOR y también puede mejorarse la calidad de detección de una concentración de radionúclido (que puede indicar la presencia de células cancerosas).

A partir de la explicación anterior y de las figuras 9 a 11, debe quedar claro que los rayos gamma incidirán principalmente en los detectores de estado sólido en el lado delgado de los detectores, es decir, en una dirección perpendicular al campo eléctrico aplicado al detector.

En el caso en que las caras grandes de los dispositivos 10 presenten forma de paralelogramo (por ejemplo, un cuadrado o un rectángulo), es posible obtener un detector de rayos gamma para una cámara gamma.

Por lo tanto, la figura 12 ilustra un detector de rayos gamma 120 para una cámara gamma. Dicho detector 120 comprende una pluralidad de sistemas 80 tal como se ha descrito anteriormente. La pluralidad de sistemas está dispuesta formando un prisma rectangular con los bordes laterales de los dispositivos adyacentes entre sí. En el caso de la figura 12, el detector de rayos gamma 120 comprende treinta sistemas y esto dará lugar a un detector con dimensiones cercanas a 66 cm x 66 cm. La dimensión del detector puede hacerse más grande sin problema. Esto es posible debido a la modularidad de los dispositivos 10, los módulos 60 y los sistemas 80.

El funcionamiento de la cámara gamma que comprende los dispositivos 10 de la invención es el siguiente.

Se espera que la cámara gamma detecte fotones dentro de un rango de energía de entre 140 keV ($^{99}\text{Tc}^m$) y 777 keV (^{82}Rb) dependiendo del tipo de radionúclido utilizado. Puede colocarse un colimador adecuado delante del detector para seleccionar la dirección de los fotones que inciden sobre la cámara. Los fotones con energía interactúan con el dispositivo (10) y sólo se utiliza la información sobre la energía depositada y las coordenadas del vóxel. La información de tiempo en esta modalidad no es aplicable.

En la representación SPECT, se utiliza una cámara gamma y un radionúclido que emite un positrón y sólo un fotón de 511 keV. La imagen de la SPECT normalmente se obtiene tomando múltiples imágenes en diferentes ángulos utilizando la cámara gamma.

La figura 13 muestra un ejemplo de una cámara Compton 130. La dispersión de Compton tiene lugar en un primer plano y el segundo plano es el detector de rayos gamma 120 tal como se ha descrito anteriormente, donde los rayos X se capturan después de dispersarse.

Las ventajas de este diseño del detector para la cámara Compton son:

- el detector 120 para los rayos gamma puede hacerse tan grueso como sea necesario para mejorar su eficiencia de absorción para rayos gamma de alta energía;
- las dimensiones del detector de rayos gamma 120 pueden hacerse tan grandes como sea necesario;
- la respuesta del detector 120 es buena para un amplio rango de energía;
- el efecto de paralaje en el detector 120 puede evitarse ya que el detector tiene un volumen de vóxel pequeño. En el ejemplo ilustrado, es 1 mm x 1 mm x 2 mm. Podría ser mucho más pequeño si es necesario, ya que esto tiene que ver con el patrón del electrodo de píxel que prácticamente tiene una resolución espacial de 1 μm .

Otra aplicación ventajosa del módulo, el sistema y los detectores de acuerdo con la presente invención puede ser en la exploración por TC. En la exploración por TC, se coloca una fuente de rayos X en un lado del cuerpo de un paciente y se coloca un detector en el otro lado. La fuente de rayos X y el detector se mueven respecto a un paciente. Los fotones capturados por el detector dan una indicación de la atenuación de los rayos X por parte del tejido de las partes del cuerpo del paciente (órganos, huesos, etc.). Utilizando los diferentes niveles de atenuación de distintos tejidos, puede obtenerse una imagen de un paciente.

El sensor utilizado en la exploración por TC típicamente tiene que detectar fotones dentro de un rango de energía de 80 keV - 140 keV. Una de las ventajas de utilizar un detector de estado sólido pixelado en el dispositivo que puede utilizarse en un módulo de acuerdo con la invención es que el tamaño de píxel puede variar dentro del mismo detector (lo cual es imposible con los detectores de la técnica anterior basados en cristales brillantes). En una realización preferida de la invención, un detector para exploración por TC está formado a partir de una pluralidad de módulos o sistemas en los que el tamaño de píxel varía dentro de un único detector. Preferiblemente, el tamaño de píxel en la "parte frontal" del dispositivo (donde el fotón entra en el detector), es reducido, por ejemplo, 100 μm x 100 μm . El tamaño de píxel aumenta gradualmente hacia la "parte posterior" del detector. Por ejemplo, la siguiente fila de píxeles puede ser de 100 μm x 200 μm , la siguiente fila de 100 μm x 300 μm .

Esta configuración tiene la ventaja de que, con un número reducido de canales de píxeles, los fotones con menor energía todavía pueden capturarse con mayor precisión y menor paralaje, mientras que los fotones con mayor energía probablemente se capturen hacia la parte posterior del dispositivo.

Dado que el rango de energía (80 keV - 140 keV) de los fotones en la exploración por TC es pequeño en comparación con, por ejemplo, la exploración PET (511 keV), la altura (H tal como se define en la figura 9b) del detector también puede ser menor (si se utiliza el mismo material del detector). Tal como se ha descrito anteriormente, todos los dispositivos que se utilizaron para construir el módulo para aplicarse en un escáner de PET estaban provistos cada uno de 4 detectores de estado sólido pixelados (en la configuración que se muestra en la figura 1a; 8 detectores de estado sólido con la configuración de la figura 1b). Cada detector de estado sólido tenía un tamaño de 1 cm x 2 cm x 0,2 cm. La altura total del detector en este caso era de 4 cm. En el caso de un escáner de TC, por ejemplo, sólo tendría que disponerse un detector de CdTe con un tamaño de 0,5 cm x 2 cm x 0,2 cm

(utilizando la configuración que se muestra en la figura 1a) para capturar aproximadamente el 100% de los fotones emitidos por la fuente de rayos X del escáner de TC. Claramente, en la configuración mostrada en la figura 1b, se dispondrían dos detectores de este tamaño.

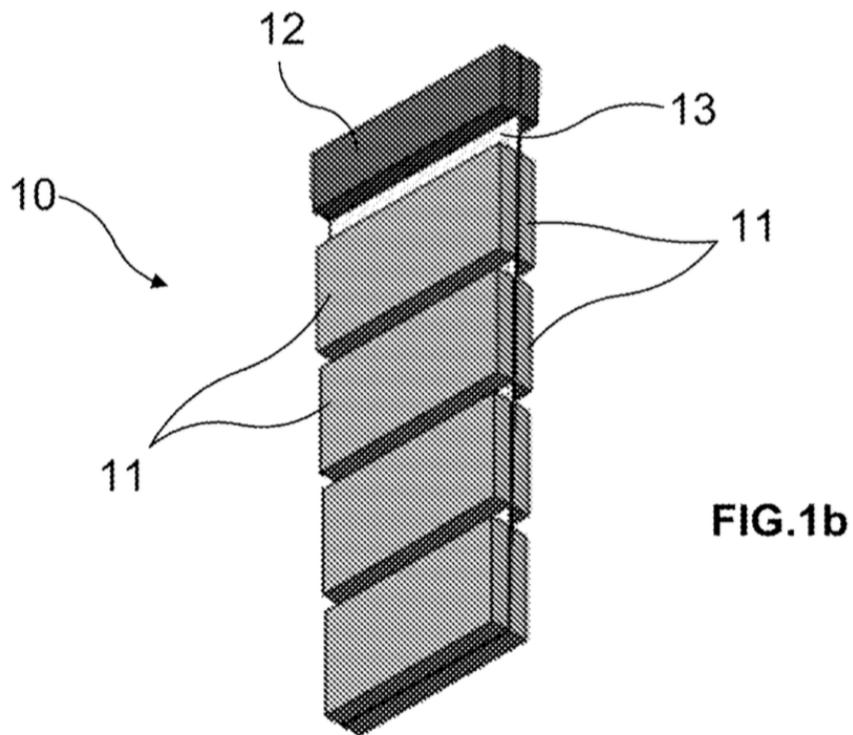
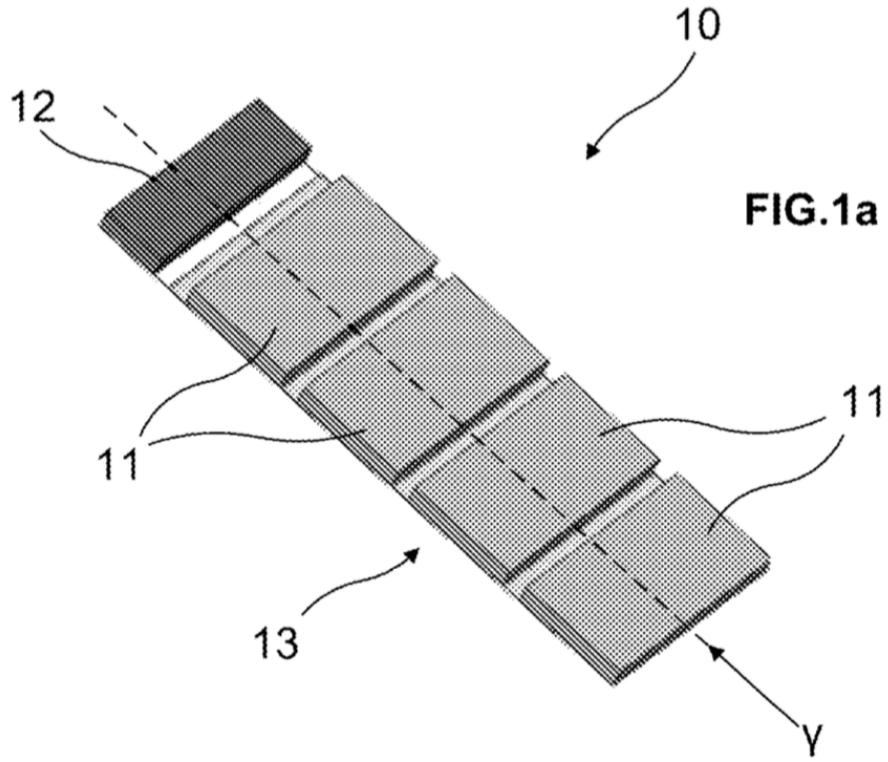
REIVINDICACIONES

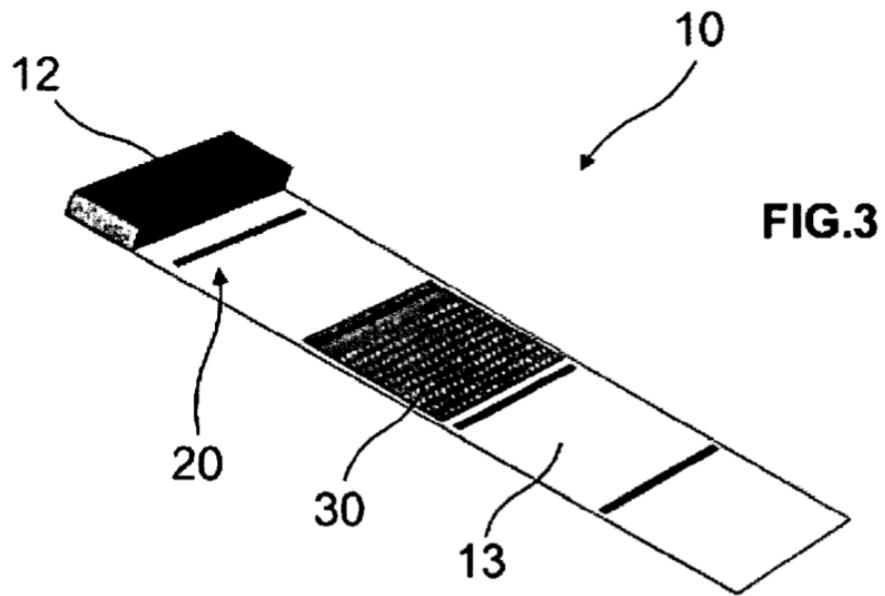
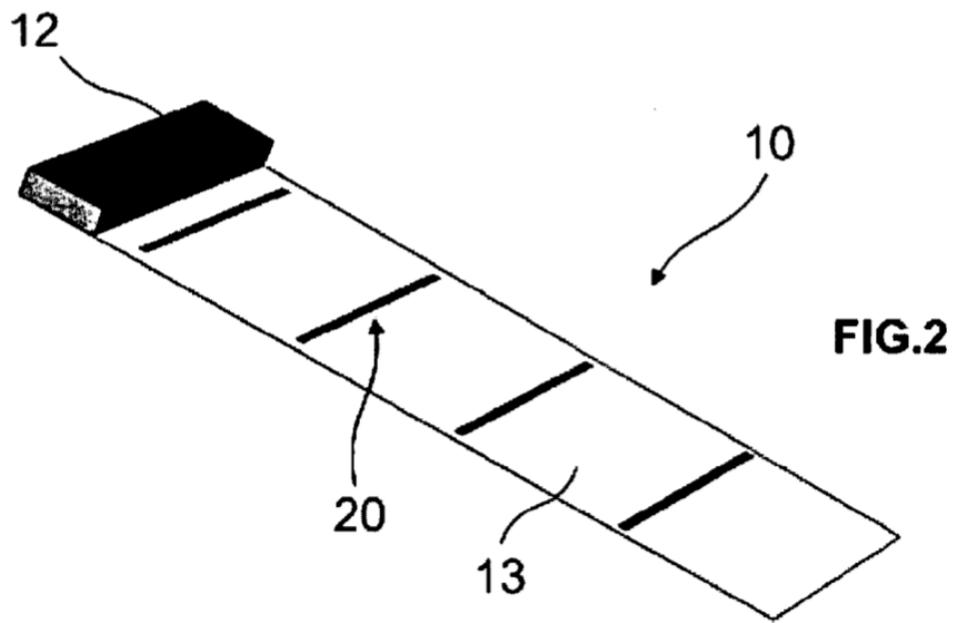
1. Módulo para detectar fotones de alta energía, que comprende una pluralidad de dispositivos (10) para detectar fotones de alta energía,
- 5 comprendiendo cada uno de dichos dispositivos uno o más detectores de estado sólido pixelados (11) para detectar fotones de alta energía; medios para proporcionar un alto voltaje para polarizar dichos detectores de estado sólido; por lo menos un elemento de lectura (30) conectado a dichos detectores de estado sólido pixelados (11); un elemento de entrada/salida (12) conectado a dicho por lo menos un elemento de lectura (30) para entrada y salida de datos; y una capa de base (13) para montar los detectores de estado sólido pixelados (11), dicho por lo menos un elemento de lectura (30) y el elemento de entrada/salida (12), en el que cada detector de estado sólido pixelado está montado en un elemento de lectura, y
- 10 el que
- 15 dichos dispositivos están dispuestos uno encima del otro y conectados entre sí para apoyarse entre sí y de tal manera que los detectores de estado sólido pixelados (11) combinados de los dispositivos (10) pueden proporcionar las coordenadas tridimensionales de puntos de incidencia de fotones de alta energía.
2. Módulo (60) de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que las capas de base (13) de los dispositivos presentan una forma trapezoidal isósceles con exactamente un par de lados paralelos.
- 20 3. Módulo (60) de acuerdo con la reivindicación 2, caracterizado por el hecho de que por lo menos un detector de estado sólido pixelado (11) presenta una forma trapezoidal isósceles con exactamente un par de lados paralelos.
- 25 4. Módulo (60) de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que las capas de base (13) de los dispositivos presentan una forma rectangular.
5. Módulo (60) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 - 4, caracterizado por el hecho de que comprende unos dispositivos (10), en los que uno o más detectores de estado sólido pixelados (11), dicho por lo menos un elemento de lectura (30) y el elemento de señal de entrada/salida (12) están alojados en un lado superior de la capa de base (13) y en el que el lado inferior de la capa base (13) comprende medios para proporcionar un alto voltaje para polarizar los detectores de estado sólido pixelados (11) que están montados en un dispositivo adyacente (10).
- 30 6. Módulo (60) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 - 5, caracterizado por el hecho de que los dispositivos (10) comprenden, además, una capa intermedia montada entre los detectores de estado sólido (11) y los elementos de lectura (30) para adaptarse a cualquier desplazamiento entre las almohadillas de píxeles de los detectores de estado sólido (11) y canales de píxeles correspondientes en los elementos de lectura (30).
- 35 7. Módulo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 - 6, caracterizado por el hecho de que comprende por lo menos un dispositivo (10) que comprende por lo menos un detector de estado sólido pixelado (11), en el que el tamaño de píxel varía.
- 40 8. Módulo (60) para detectar fotones de alta energía de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 - 7, caracterizado por el hecho de que los elementos de entrada/salida (12) de la pluralidad de dispositivos (10) están conectados a una única interfaz (61).
- 45 9. Módulo (60) para detectar fotones de alta energía de acuerdo con la reivindicación 8, caracterizado por el hecho de que por lo menos parte de los detectores de estado sólido (11) de los dispositivos (10) están dispuestos de manera escalonada uno respecto al otro.
- 50 10. Sistema (80) para detectar fotones de alta energía que comprende una pluralidad de módulos (60) de acuerdo con la reivindicación 8 o 9, caracterizado por el hecho de que la pluralidad de interfaces (61) de los módulos están conectadas a través de conectores adecuados (62, 71) a un bus de interfaz única (70).
- 55 11. Sistema (80) de acuerdo con la reivindicación 10, caracterizado por el hecho de que comprende únicamente unos módulos (60) en los que las capas de base (13) de los dispositivos y/o los detectores de estado sólido pixelados (11) presentan una forma trapezoidal isósceles con exactamente un par de lados paralelos.
- 60 12. Sistema (80) de acuerdo con la reivindicación 10, caracterizado por el hecho de que comprende únicamente unos módulos (60) en los que las capas de base (13) de los dispositivos presentan una forma rectangular.

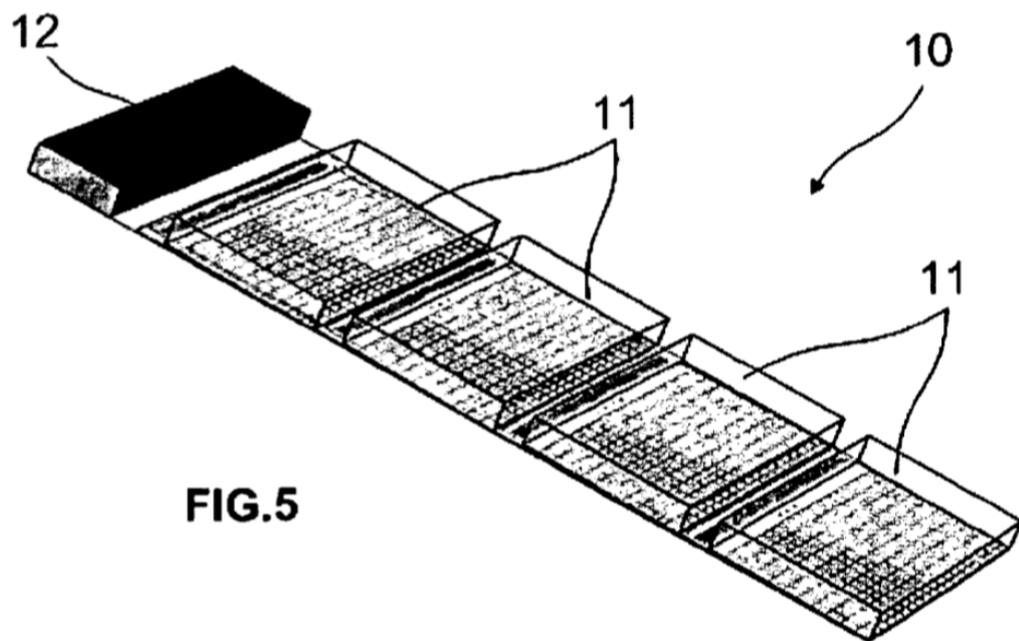
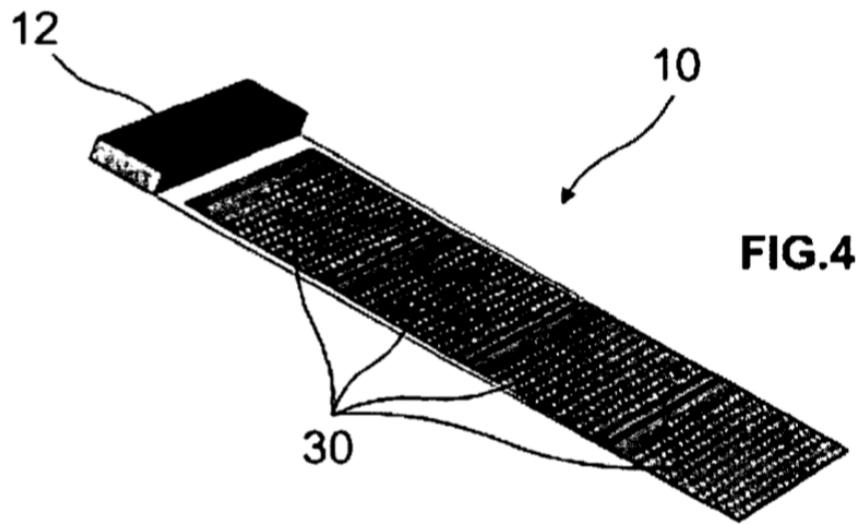
13. Detector en forma de anillo (100) para un escáner de PET, que comprende una pluralidad de sistemas (80) de acuerdo con la reivindicación 11.

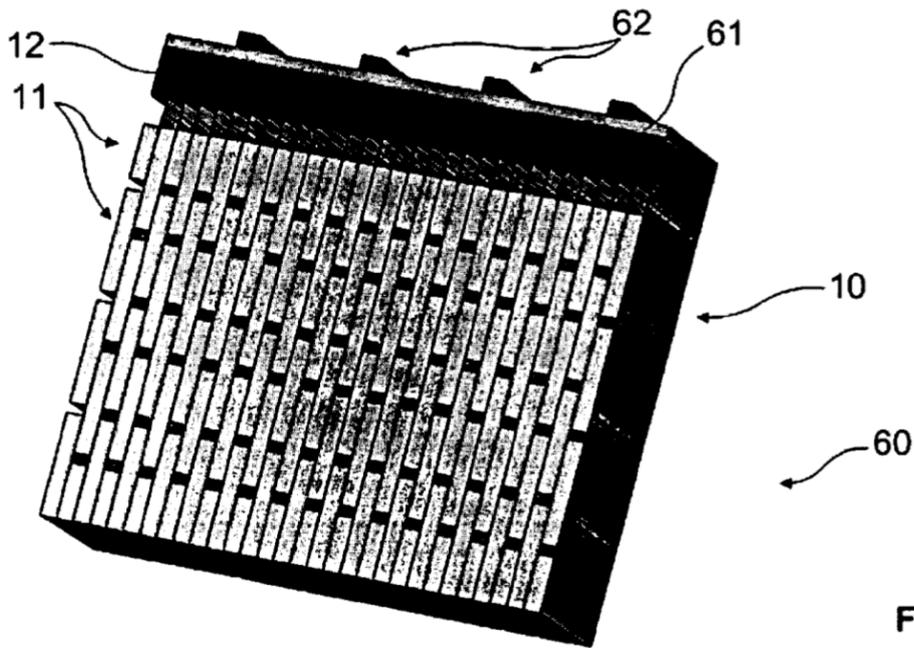
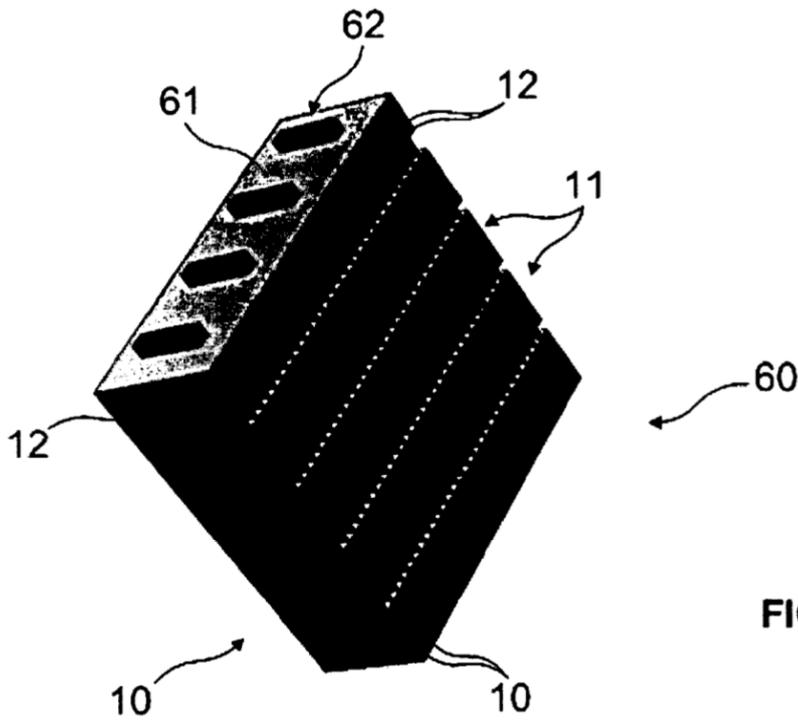
5 14. Cámara gamma que comprende un detector (120), que comprende una pluralidad de sistemas (80) de acuerdo con la reivindicación 12.

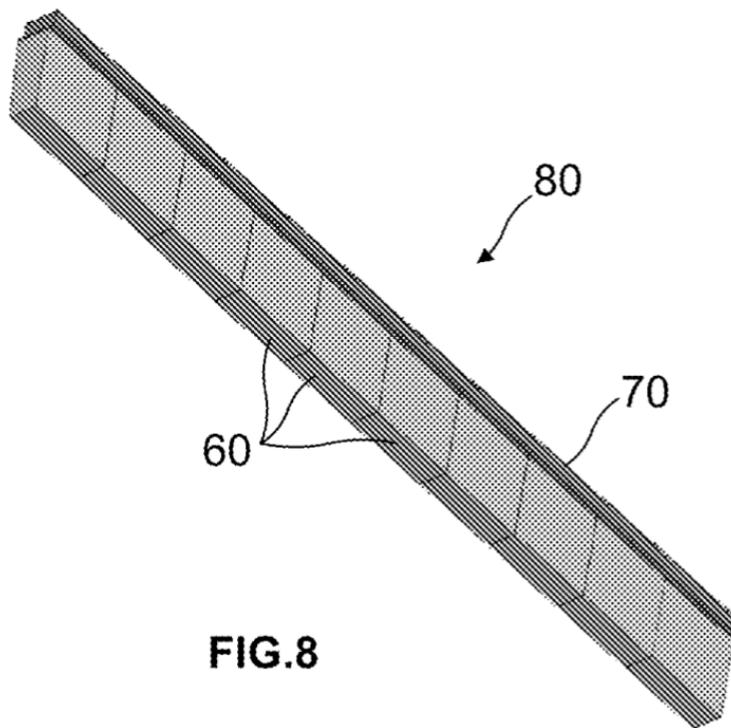
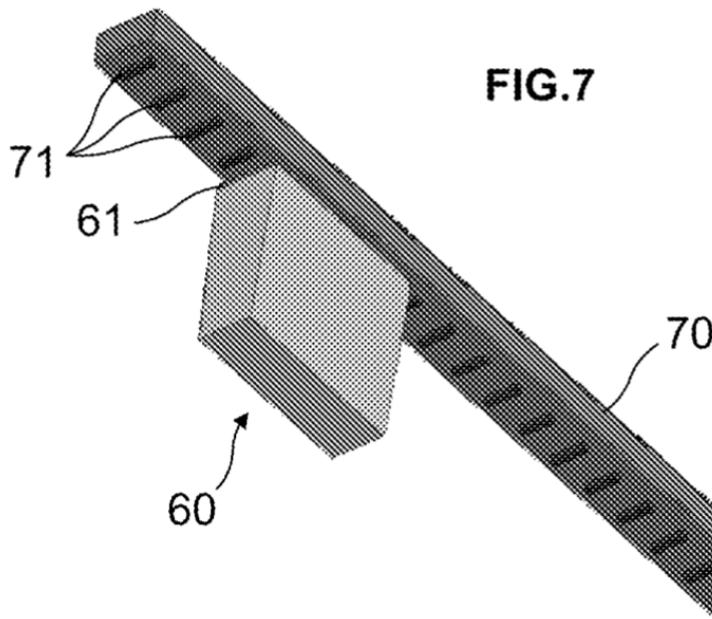
15. Cámara Compton (130) que comprende un detector (120), que comprende una pluralidad de sistemas (80) de acuerdo con la reivindicación 12.











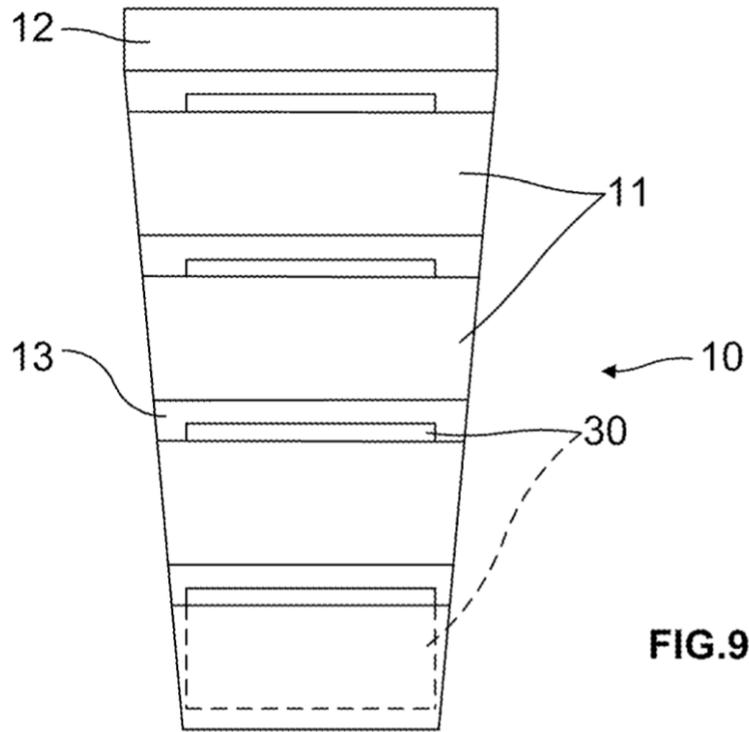


FIG. 9a

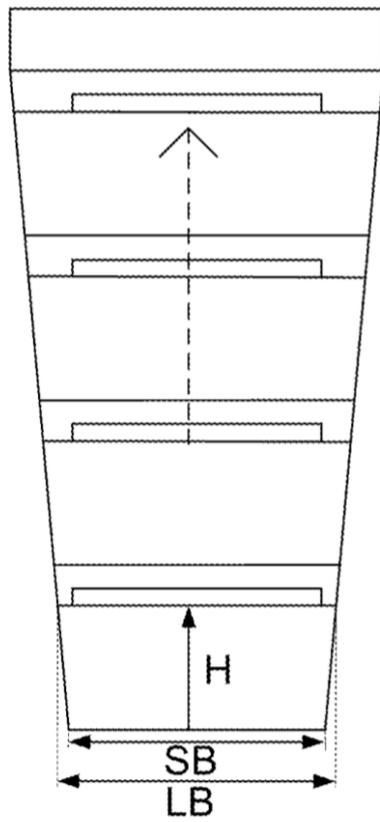


FIG. 9b

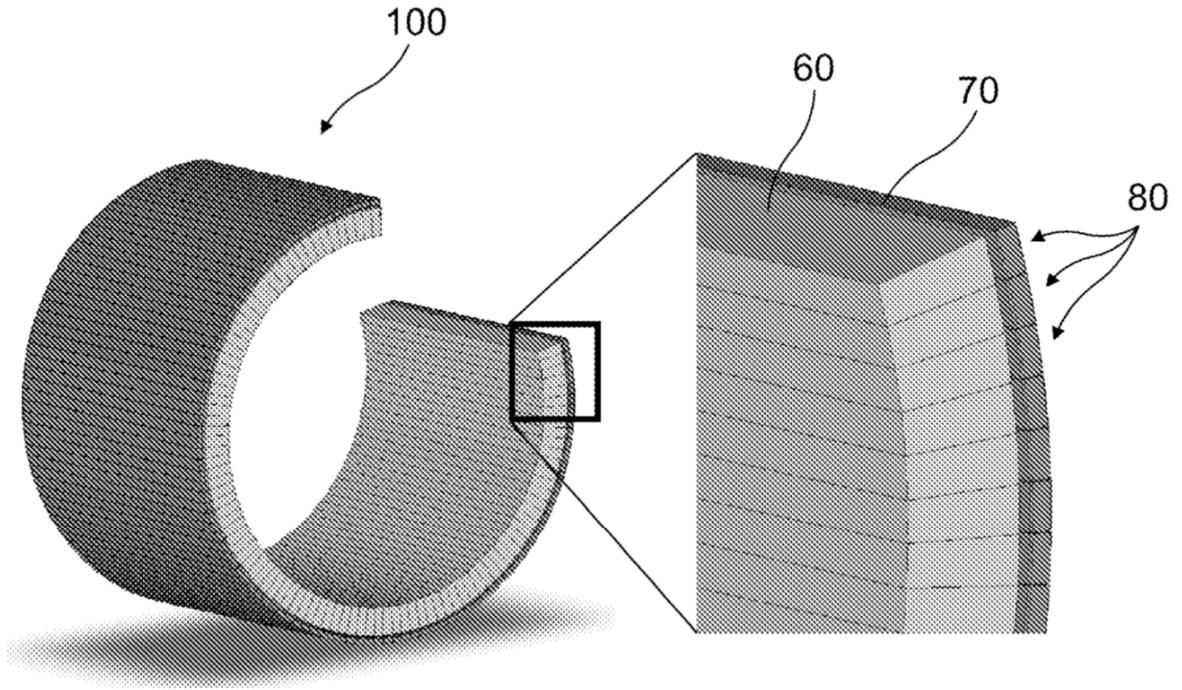


FIG. 10

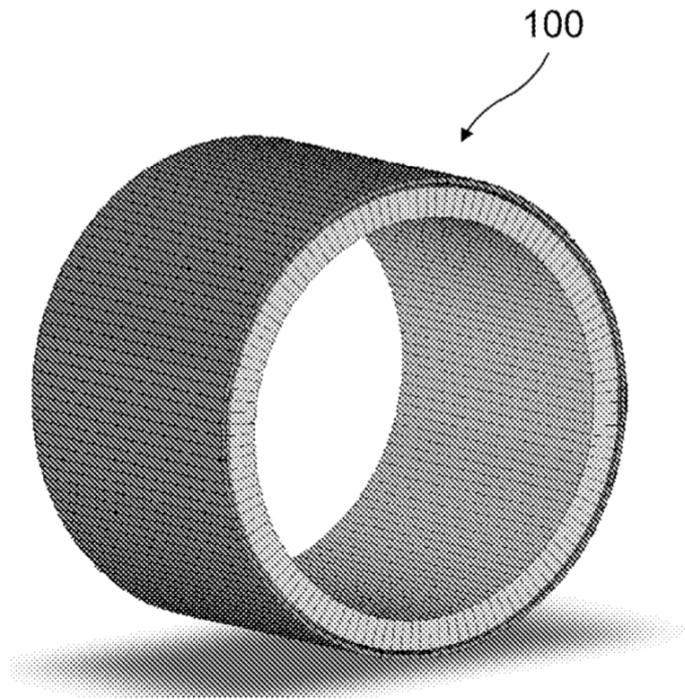
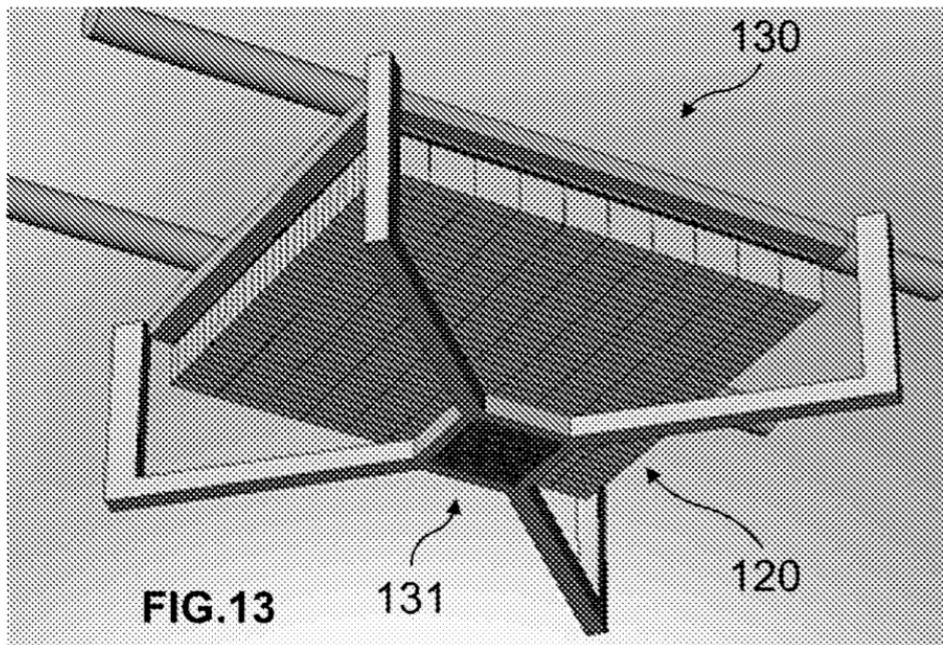
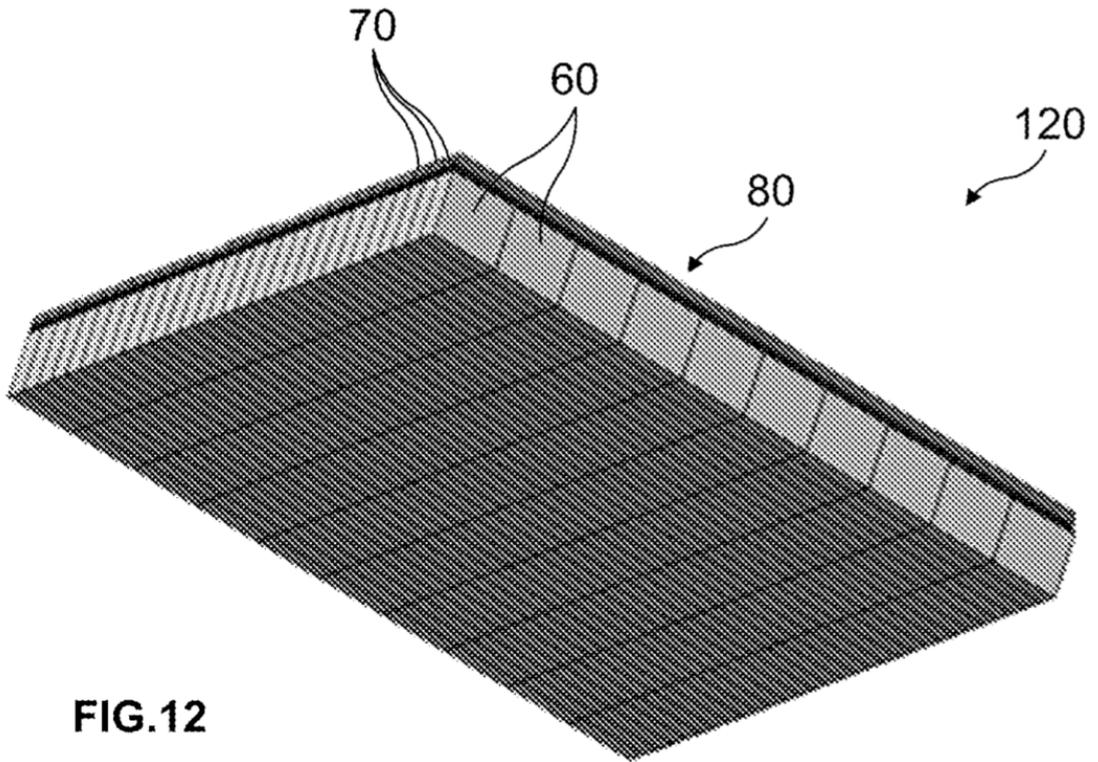


FIG. 11



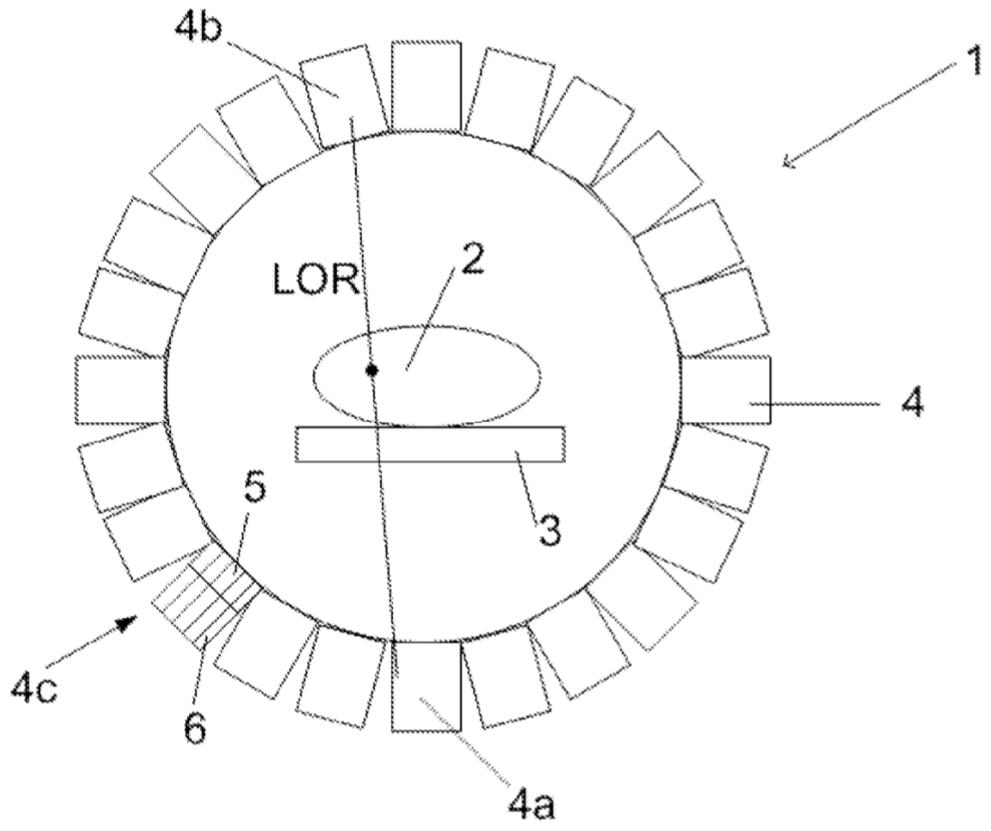


Fig. 14

REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN

5 *Esta lista de referencias citadas por el solicitante es únicamente para la comodidad del lector. No forma parte del documento de la patente europea. A pesar del cuidado tenido en la recopilación de las referencias, no se pueden excluir errores u omisiones y la EPO niega toda responsabilidad en este sentido.*

Documentos de patentes citados en la descripción

10 • US 20070057191 A [0024]

Literatura no de patentes citada en la descripción

15 • *Journal of Nuclear Medicine Supplement*, Mayo 2001, vol. 42 (5 [0010])