

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 808 973**

51 Int. Cl.:

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

G01T 1/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.07.2017 PCT/EP2017/069017**

87 Fecha y número de publicación internacional: **01.02.2018 WO18019941**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.07.2017 E 17752038 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.04.2020 EP 3490456**

54 Título: **Detector para la formación de imágenes basadas en el efecto Compton**

30 Prioridad:

28.07.2016 EP 16382368

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

02.03.2021

73 Titular/es:

**INSTITUT DE FÍSICA D'ALTES ENERGIES
(100.0%)
Edifici CN Campus UAB
08193 Bellaterra, ES**

72 Inventor/es:

**CHMEISSANI RAAD, MOKHTAR y
KOLSTEIN, MACHIEL**

74 Agente/Representante:

FORTEA LAGUNA, Juan José

ES 2 808 973 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

Detector para la formación de imágenes basadas en el efecto Compton

5 **[0001]** La presente divulgación se refiere a detectores para detectar fotones, en particular fotones altamente energéticos. La presente divulgación también proporciona sistemas y procedimientos para monitorear la actividad metabólica. En particular, la presente divulgación proporciona ejemplos de procedimientos y sistemas para determinar y visualizar áreas que muestren una mayor actividad metabólica sustancialmente en tiempo real. La presente divulgación proporciona además ejemplos de detectores adecuados para estos procedimientos.

10 **[0002]** Los ejemplos de los sistemas y procedimientos divulgados en el presente documento pueden proporcionar un escaneo PET 4D (x,y,z,t) verdadero sin el uso de otra modalidad de formación de imágenes tal como la IRM, que puede ser de gran valor para comprender mejor la neurociencia.

15 ANTECEDENTES

[0003] Un procedimiento conocido para medir o determinar la actividad cerebral usa la electroencefalografía (EEG) que se basa en electrodos colocados a lo largo del cuero cabelludo. La EEG mide las fluctuaciones de tensión resultantes de la corriente iónica dentro de las neuronas del cerebro.

20 **[0004]** En algunos casos, se sabe que usa un enfoque invasivo, en el cual se insertan sondas en forma de aguja dentro del cerebro de un animal para detectar señales.

25 **[0005]** Otros procedimientos conocidos incluyen, por ejemplo, escaneos PET y fMRI. La resonancia magnética nuclear funcional o la IRM funcional (fMRI) es un procedimiento de neuroimagen funcional que usa tecnología IRM que mide la actividad cerebral mediante la detección de cambios asociados con el flujo sanguíneo. Esta técnica se basa en el hecho de que el flujo sanguíneo cerebral y la activación neuronal están acoplados. Cuando se usa un área del cerebro, el flujo sanguíneo a esa región también aumenta.

30 **[0006]** Un escaneo por tomografía por emisión de positrones (PET) del cerebro es una prueba de formación de imágenes que permite a los médicos ver cómo está funcionando el cerebro de un paciente. El escaneo captura imágenes de la actividad del cerebro después de que los "rastreadores" radioactivos se han absorbido en la circulación sanguínea. Estos rastreadores están "unidos" a compuestos como la glucosa (azúcar). La glucosa es el principal combustible del cerebro.

35 **[0007]** Las áreas activas del cerebro estarán usando glucosa a un ritmo mayor que las áreas inactivas. La descomposición nuclear del rastreador radioactivo puede identificarse en áreas específicas del cerebro mediante un escaneo PET.

40 **[0008]** Al igual que otras técnicas de diagnóstico en medicina nuclear, la PET se basa en detectar y analizar la distribución dentro del cuerpo de los radioisótopos que se han administrado previamente a un paciente. Los radioisótopos pueden, por ejemplo, inyectarse en la sangre del paciente.

45 **[0009]** Se conocen varios radioisótopos emisores de positrones para uso médico. El más usado es el flúor-18, que puede unirse a un rastreador de glucosa para obtener 18-fluoro-desoxi-glucosa (18F-FDG). De esta manera, se obtiene glucosa que es detectable por la emisión de señal radiactiva.

50 **[0010]** Después de la administración de los radioisótopos, los radioisótopos se extienden por todo el área del cuerpo que se va a examinar y tienden a absorberse por, por ejemplo, las células cancerosas. Sin embargo, los rastreadores también se concentran en las áreas del cerebro donde el consumo de glucosa es relativamente alto. Los sistemas y procedimientos de la presente divulgación se basan en este último fenómeno.

55 **[0011]** Cuando el radioisótopo se descompone, emite un positrón que, después de unos pocos milímetros, o incluso después de menos de 1 mm, se aniquila con un electrón. Esto produce un par de fotones de rayos gamma que se mueven en direcciones opuestas, teniendo cada fotón una energía de 511 keV. Este par de fotones de rayos gamma puede detectarse con el denominado escáner PET. Usando la localización de detección de ambos fotones de rayos gamma, puede reconstruirse la Línea de respuesta (LOR) (que es la línea que conecta las dos localizaciones de detección de los fotones gamma). Este procedimiento se ilustra de forma esquemática en la figura 1.

60 **[0012]** La figura 1 muestra un escáner PET 1 convencional, en el cual se proporciona una cama 3. Sobre esta cama, se indica de forma esquemática un cuerpo 2 de un humano o un animal. A lo largo del perímetro del escáner PET, se proporciona una pluralidad de detectores 4. Los fotones de rayos gamma que se mueven en dirección opuesta se detectan respectivamente por el detector 4a y el detector 4b. Usando esta detección, la LOR puede reconstruirse. Para un escaneo de una parte del cuerpo, por ejemplo, el cerebro, dicha parte del cuerpo, por ejemplo, la cabeza de un sujeto, puede estabilizarse e inmovilizarse en una posición predeterminada para

asegurarse de que el sujeto se quede quieto. Sin embargo, a partir de un único evento, no se puede determinar el origen preciso (la localización de la descomposición radiactiva): el origen puede localizarse en cualquier lugar a lo largo de la LOR.

5 **[0013]** Después de recoger millones o 100 millones de dichos eventos y usar un software de procesamiento de imágenes dedicado para la PET, se obtiene una imagen en 3D que muestra la concentración del radioisótopo y, por lo tanto, un área de actividad cerebral. El escáner PET está acoplado usualmente a un ordenador, que es responsable de medir la cantidad de radioisótopos absorbidos por el cuerpo y determinar la LOR. El origen de los eventos, es decir, la localización donde se produce la descomposición radiactiva y, por tanto, la localización donde se supone que el cerebro está más activo, puede visualizarse luego en una imagen, por ejemplo, en una pantalla o en una impresión. Sería beneficioso en muchos tipos diferentes de formación de imágenes PET si la formación de imágenes pudiera realizarse sustancialmente en tiempo real y con una buena resolución espacial y una buena resolución energética para observar procesos metabólicos en tiempo real.

15 **[0014]** Cada radioisótopo tiene una descomposición característica en términos de vida media y en términos de su radiación, por ejemplo, positrones, rayos gamma con un nivel de energía específico o incluso positrones y rayos gamma. Cuando, por ejemplo, se sospecha un tipo específico de cáncer, un médico puede administrar un radioisótopo que se sepa que se adhiere particularmente bien a ese tipo de células cancerosas. Para obtener una mejor comprensión del tipo de cáncer, se pueden administrar diversos isótopos al mismo tiempo.

20 **[0015]** Dependiendo de qué parte del cuerpo se va a examinar, y en algunas ocasiones dependiendo del tamaño de un paciente, se puede usar un escáner PET y/o una cámara Compton. 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. Los detectores funcionan en coincidencia, de modo que solo se registran los fotones que interactúan con ambos detectores y depositan una energía total dentro de una ventana de tiempo dada. Usando la localización de detección y la energía del fotón, se puede calcular el punto de origen del fotón, usando la denominada fórmula de Compton.

25 **[0016]** En la formación de imágenes médicas nucleares (del cerebro o de otras partes del cuerpo u órganos), es beneficioso que se detecten todos o la mayoría de los eventos. Si se detectan más eventos, debe administrarse una cantidad menor de isótopos. El paciente sufrirá por tanto menos de los posibles efectos secundarios de la radiación. Por supuesto, es importante si se puede detectar la posición precisa de la descomposición, es decir, una alta resolución espacial. O, si se usa la misma dosis normal, la imagen puede adquirirse en menos tiempo y, por lo tanto, reducir la posible mancha de imagen relacionada con los movimientos del paciente.

30 **[0017]** Una ventaja de usar la EEG para monitorear la actividad cerebral es que puede mostrar la actividad cerebral en tiempo real. Por el contrario, la PET y la fMRI tienen una resolución de tiempo entre segundos y minutos. En particular, en los escaneos PET, debido a que muchos eventos se producen al mismo tiempo y uno necesita vincular dos impactos separados de rayos gamma con el mismo evento, se necesitan algoritmos de reconstrucción de imágenes para reconstruir una imagen de las actividades en el cuerpo en estudio.

35 **[0018]** Otras ventajas de la EEG incluyen el hecho de que el sujeto no está expuesto a radioisótopos ni a un campo magnético fuerte. Además, la EEG en comparación con la fMRI es silenciosa, lo que es útil, por ejemplo, para medir la respuesta a la estimulación auditiva. Por otro lado, la resolución espacial con EEG es significativamente menor que la resolución espacial obtenible con los otros procedimientos.

[0019] La fMRI tiene una desventaja importante porque es ruidosa y puede experimentarse como claustrofóbica.

40 **[0020]** Es un objetivo de la presente divulgación proporcionar ejemplos de sistemas y procedimientos para monitorear la actividad cerebral en base a la tecnología PET que evitan o reducen significativamente una de las principales desventajas de la PET mencionada anteriormente, a saber, la baja resolución de tiempo. Es un objetivo adicional de la presente divulgación proporcionar ejemplos de sistemas y procedimientos para monitorear la actividad metabólica en base a la tecnología PET sustancialmente en tiempo real.

45 **[0021]** Sustancialmente en tiempo real en el presente documento significa que la actividad metabólica puede monitorearse (y visualizarse) a un investigador a medida que tiene lugar la descomposición. Se pueden visualizar las posiciones de los eventos individuales de descomposición como indicación de un cambio en la actividad metabólica.

50 **[0022]** Por ejemplo, para monitorear la actividad cerebral, esto significa que la actividad cerebral puede visualizarse en la misma escala de tiempo que los estímulos usados en dicha investigación. Por tanto, un investigador podrá vincular un posible cambio en la actividad cerebral a un estímulo específico.

55 **[0023]** El documento US 6.484.051 divulga un generador de imágenes Compton y procedimientos para generar imágenes tridimensionales. El generador de imágenes Compton detecta la dispersión de Compton de rayos gamma

emitidos simultáneamente o casi simultáneamente producidos por un radio-nucleido. Una posible localización de cada descomposición de radionucleidos se define por la intersección de los conos de dirección de Compton correspondientes a los rayos gamma detectados. Las imágenes tridimensionales se generan mediante la superposición de localizaciones individuales de localizaciones separadas de descomposición radiactiva.

5 **[0024]** "Development and Modeling of a Compton Camera Tomographer Based on Room Temperature Solid State Pixel Detector" (Yónatan Calderon) divulga una cámara Compton.

10 **[0025]** Es un objetivo adicional de la presente divulgación proporcionar ejemplos de detectores para detectar fotones que tengan una alta resolución espacial y una alta resolución de energía.

[0026] Es un objetivo adicional de la presente divulgación proporcionar ejemplos de cámaras Compton mejoradas, formación de imágenes basadas en el efecto Compton y formación de imágenes Compton-PET.

15 **[0027]** Es un objetivo adicional de la presente divulgación proporcionar ejemplos de procedimientos y sistemas que permitan la reducción de la dosis de radioisótopos administrados a un paciente.

BREVE EXPLICACIÓN

20 **[0028]** En un primer aspecto, se proporciona un detector para detectar fotones de acuerdo con la reivindicación 1. El detector comprende una pluralidad de módulos detectores que forman un detector delantero y un detector trasero. Los módulos detectores comprenden una pluralidad de dispositivos detectores, y una interfaz, teniendo los dispositivos detectores un sustrato que se extiende desde un extremo delantero hasta un extremo trasero, y que transportan una pluralidad de placas de detector de semiconductores pixeladas, y que están dispuestas de modo que el extremo delantero está más cerca de una fuente de fotones que la parte trasera. Las placas de detector de semiconductores están dispuestas en circuitos de lectura, y los dispositivos detectores tienen un elemento de entrada/salida en o cerca del extremo trasero del sustrato. Un grupo delantero de una o más de las placas de detector de semiconductores dispuestas cerca del extremo delantero del sustrato están hechas de un material semiconductor configurado para promover la dispersión de fotones y formar el detector delantero, y un grupo trasero de una o más placas de detector de semiconductores dispuestas más cerca del segundo extremo del sustrato que el grupo delantero están hechas de un material semiconductor configurado para promover la absorción de fotones y forman el detector trasero.

35 **[0029]** La disposición de los detectores delantero y trasero hace que el detector sea adecuado para la formación de imágenes Compton. Con el detector de acuerdo con el primer aspecto, las placas de detector delantero y trasero están dispuestas en sustratos comunes con el circuito de lectura dispuesto directamente debajo de las placas de semiconductores. El circuito de lectura puede conectarse al semiconductor mediante unión o pegado o de otro modo. El elemento de entrada/salida se proporciona en o cerca del extremo trasero del sustrato, de modo que no se coloca ningún elemento parásito ni ningún componente electrónico entre el detector delantero y el trasero.

40 **[0030]** En algunos ejemplos, el sustrato puede ser una capa de kapton, en particular una placa reducida de circuito impreso de kapton.

45 **[0031]** En algunos ejemplos, una distancia entre la placa de detector trasero del detector delantero y la placa de detector delantero del detector trasero puede ser mayor que una distancia entre las placas de detector del detector delantero y que una distancia entre las placas de detector del detector trasero. Una mayor distancia entre el detector delantero y el trasero puede aumentar la precisión del cálculo del cono de Compton y llevar a una mejor resolución espacial.

50 **[0032]** En algunos ejemplos, la distancia entre la placa de detector trasero del detector delantero y la placa de detector delantero del detector trasero está entre 10 y 30 centímetros, específicamente entre 10 y 20 centímetros.

55 **[0033]** En algunos ejemplos, las placas de detector del detector delantero pueden estar hechas de silicio. En términos generales, el material semiconductor de baja Z es adecuado para promover la dispersión de fotones, mientras que el material semiconductor de alta Z es adecuado para promover la absorción de fotones. El material semiconductor de alta Z es, por lo tanto, más adecuado para el detector externo. En algunos ejemplos, las placas de detector del detector externo pueden estar hechas de CdTe o CdZnTe. Otros semiconductores adecuados pueden incluir GaAs, TlBr, PbS, CaTiO₃ o HgI₂.

60 **[0034]** El número atómico o número de protones (símbolo Z) de un elemento químico es el número de protones encontrados en el núcleo de un átomo. Es idéntico al número de carga del núcleo. El material semiconductor con baja Z puede considerarse a lo largo de toda la presente divulgación como un semiconductor que tiene Z por debajo de 20. El material semiconductor de alta Z puede considerarse en el presente documento como un semiconductor que tiene Z por encima de 20.

[0035] En algunos ejemplos, el detector delantero y el detector trasero tienen una sección transversal sustancialmente circular, y los sustratos de los dispositivos detectores tienen una forma trapezoidal isósceles. En este aspecto, se puede proporcionar un detector de PET en particular beneficioso. De este modo, el detector delantero y el detector trasero pueden estar dispuestos como detectores anulares concéntricos, siendo el detector delantero el anillo detector interno y el detector trasero el anillo detector externo.

[0036] También se divulga (pero no se reivindica) un procedimiento para la visualización en tiempo real de la actividad metabólica en un sujeto usando detectores anulares de anillo interno y externo (es decir, se proporciona una disposición de detector de PET). Al sujeto se le ha administrado previamente un rastreador radiactivo y se ha situado de modo que una parte de un cuerpo del sujeto se proporcione al menos parcialmente dentro de un campo de visión (FOV) del detector de fotones. El procedimiento comprende detectar la descomposición radiactiva del rastreador dentro del detector de fotones, calcular la posición del origen de la descomposición radiactiva y visualizar la posición del origen de la descomposición radiactiva sustancialmente en tiempo real. El rastreador radiactivo comprende un isótopo radiactivo que en descomposición emite un positrón y un rayo gamma separado, y el detector de fotones comprende un detector de anillo interno y un detector de anillo externo. Impactos de fotones en los detectores de anillo interno y externo que pertenecen al mismo evento de descomposición radiactiva, en el que puede detectarse el rayo gamma separado tanto en el detector de anillo interno como externo. Y en relación con los impactos pertenecientes al mismo evento de descomposición radiactiva, el cálculo de la Línea de respuesta y el cálculo del cono de Compton en base a la dispersión de Compton del detector de anillo interno se usan para calcular el origen del evento.

[0037] En este aspecto, la visualización en tiempo real de la actividad metabólica es posible mediante el uso de isótopos radiactivos específicos (por ejemplo, ^{22}Na , ^{44}Sc , ^{48}V) que en descomposición emiten un positrón y un rayo gamma adicional. El positrón se aniquila rápidamente con un electrón para producir dos rayos gamma consecutivos que se mueven en direcciones opuestas. La Línea de respuesta de estos rayos gamma consecutivos puede calcularse de forma "clásica". En el presente procedimiento, la información adicional que puede proporcionar el rayo gamma adicional se usa para determinar más rápidamente el origen de la descomposición radiactiva (es decir, la localización del isótopo, que puede indicar un área de mayor actividad metabólica). De una forma clásica para cualquiera de los dos rayos gamma consecutivos, hay un número infinito de posiciones a lo largo de la Línea de respuesta a partir de las cuales pueden originarse los impactos. Es solo mediante la combinación de miles de Líneas de respuesta que se puede determinar el origen de la descomposición. En el procedimiento proporcionado en el presente documento, el rayo gamma adicional puede proporcionar para un único evento la información para determinar el punto a lo largo de la Línea de respuesta que es el origen de la descomposición.

[0038] De acuerdo con este aspecto, también se pueden excluir los eventos en base a coincidencias aleatorias (es decir, se detectan dos rayos gamma separados al mismo tiempo, pero en realidad no pertenecen al mismo evento: el cálculo de LOR en este caso arrojaría un resultado incorrecto). El ángulo medido en la dispersión Compton no puede conciliarse con la LOR aparente. La información adicional de la dispersión de Compton puede usarse para descartar dichos eventos aleatorios.

[0039] En algunos ejemplos, los eventos específicos que cumplen con las reglas específicas de los depósitos de energía pueden seleccionarse y vincularse entre sí. Por ejemplo, los eventos en los cuales se detectan dos rayos gamma consecutivos en el anillo externo o en el detector trasero, y un rayo gamma separado se dispersa en el detector interno o delantero y se detecta tanto en el detector interno/delantero como en el detector externo/trasero puede seleccionarse y separarse de otros eventos. El cálculo de estos eventos específicos comprende el cálculo de LOR para los rayos gamma consecutivos y el cálculo del cono de Compton para los rayos gamma separados. La intersección del cono de Compton con la LOR determina el punto de origen.

[0040] En algunos ejemplos, calcular la posición del origen de la descomposición radiactiva puede comprender además determinar depósitos de energía de los al menos cuatro impactos. Los depósitos de energía se pueden usar para determinar los impactos que pertenecen al mismo evento. Por ejemplo, la energía del rayo gamma separado se conoce para isótopos específicos, por ejemplo, 1274,5 keV para ^{22}Na . Si los rayos gamma separados se dispersan en el detector interno y se detectan tanto en el detector interno como en el externo, los fotones de estos impactos deben tener una energía total correspondiente a aproximadamente 1274,5 keV. Por tanto, los impactos separados se pueden vincular al mismo evento, en base también a una marca de tiempo de los impactos registrados. De forma similar, los rayos gamma consecutivos que solo se detectan en el detector externo deben tener un depósito de energía de aproximadamente 511 keV para calificar como el mismo evento. De forma similar, una vez más, si uno de los rayos gamma consecutivos está disperso y se detecta por los detectores interno y externo, los depósitos de energía deben tener una suma de aproximadamente 511 keV para que se reconozca que se origina en el mismo evento.

[0041] Sin embargo, el uso de este radioisótopo es simplemente un ejemplo del uso de un detector como se describe en el presente documento. En otro aspecto adicional, se proporciona un procedimiento para la visualización en tiempo real de la actividad metabólica en un sujeto usando los detectores delantero/interno y trasero/externo. Al sujeto se le ha administrado previamente un rastreador radiactivo que en descomposición emite tres rayos gamma separados y el sujeto se coloca de modo que una parte del cuerpo del sujeto se proporciona al

menos parcialmente dentro de un campo de visión (FOV) del detector de fotones. El procedimiento comprende detectar la descomposición radiactiva del rastreador dentro del detector de fotones, calcular una posición del origen de la descomposición radiactiva y visualizar la posición del origen del evento de descomposición radiactiva por evento en tiempo casi real. El detector de fotones comprende un anillo interno/detector delantero y un anillo externo/detector trasero. Se puede detectar la dispersión y la absorción de fotones en los detectores interno/delantero y externo/trasero que pertenecen respectivamente al mismo evento de descomposición radiactiva. Y en relación con los impactos que pertenecen al mismo evento de descomposición radiactiva, el cálculo del cono de Compton para los tres rayos gamma en base a la dispersión de Compton del anillo interno/detector delantero y la absorción en el anillo externo/detector trasero se usa para calcular el origen del evento.

[0042] En este aspecto, la visualización en tiempo real de la actividad metabólica es posible mediante el uso de isótopos radiactivos específicos, por ejemplo ^{94}Tc que en descomposición emite tres rayos gamma. ^{94}Tc en descomposición emite tres rayos gamma a 701 keV, 849 keV y 871 keV. ^{94}Tc es sin embargo simplemente un ejemplo de un radioisótopo que puede usarse en este aspecto.

[0043] Los tres rayos gamma separados, en algunos casos, pueden dispersarse en el detector delantero/interno y absorberse en el detector trasero/externo. Los eventos en el detector delantero/interno y en el detector trasero/externo vinculados al mismo rayo gamma pueden vincularse entre sí en base a los depósitos de energía en los detectores separados. El origen de la descomposición se puede determinar de inmediato mediante el cálculo del cono de Compton para cada uno de los tres rayos gamma. Los tres conos de Compton se cruzarán en un único punto, que es el origen de la descomposición nuclear. Nuevamente, en comparación con los escáneres PET "clásicos" o las cámaras Compton "clásicas", la necesidad de combinar muchos eventos para determinar el origen de la descomposición se evita con el detector como se proporciona en el presente documento.

[0044] Sin embargo, debe ser evidente que los detectores que se proporcionan en el presente documento pueden usarse en combinación con muchos radioisótopos diferentes con diferentes características de descomposición.

[0045] También se divulga (pero no se reivindica) un procedimiento para el monitoreo en tiempo real de la actividad en el cerebro de un sujeto. Al sujeto se le ha administrado previamente un rastreador radiactivo, y el procedimiento comprende situar el sujeto de modo que el cerebro del sujeto se proporcione al menos parcialmente dentro de un detector de fotones, proporcionando un estímulo al sujeto y un procedimiento para la visualización en tiempo real de acuerdo con ejemplos del aspecto anterior.

[0046] En este aspecto, un investigador puede proporcionar diferentes tipos de estímulos a un sujeto. Gracias al hecho de que la posición de la descomposición radiactiva puede calcularse y visualizarse sustancialmente en tiempo real, evento por evento, un investigador puede ver o monitorear diferentes áreas del cerebro que se activan en respuesta a los estímulos sustancialmente en tiempo real. Para este tipo de imágenes, incluso se puede usar una actividad relativamente baja. En respuesta a lo que se visualiza al investigador, él/ella puede adaptar los estímulos (que podrían ser, por ejemplo, táctiles, visuales, auditivos o combinaciones de los mismos) en tiempo real para avanzar en la investigación. La resolución espacial de los escáneres PET puede combinarse con una resolución temporal para, por ejemplo, la EEG.

[0047] En otro aspecto, se proporciona un sistema para la visualización en tiempo real de la actividad metabólica en un sujeto al cual se le ha administrado previamente un rastreador radiactivo. El sistema comprende un detector de acuerdo con cualquiera de los ejemplos divulgados en el presente documento, y un sistema informático para determinar los impactos de los fotones en los detectores delantero/interno y trasero/externo, para calcular la posición del origen de la descomposición radiactiva. En relación con el cálculo de los impactos de la Línea de respuesta y/o con el cálculo del cono de Compton en base a la dispersión de Compton desde el detector delantero/interno, y para generar una señal de vídeo que refleje el origen de la descomposición radiactiva, y un dispositivo capaz de recibir la señal de vídeo y reproducir la señal de vídeo en una pantalla.

[0048] En otro aspecto adicional, se proporciona un sistema para la visualización en tiempo real de la actividad metabólica en un sujeto. Al sujeto se le ha administrado previamente un rastreador radiactivo. El sistema comprende un detector de fotones que comprende un detector de anillo interno y un detector de anillo externo, y un sistema informático para determinar al menos cuatro impactos de fotones en los detectores de anillo interno y externo, para calcular una posición de un origen de la descomposición radiactiva que se usa en relación con el cálculo de la Línea de respuesta de cuatro impactos y el cálculo del cono de Compton en base a la dispersión de Compton del primer detector, y para generar una señal de vídeo que refleje el origen de la descomposición radiactiva. De forma alternativa, en el caso de descomposición con tres rayos gamma separados como se describió previamente, el cálculo de Compton se puede hacer para tres rayos gamma separados. El sistema comprende además un dispositivo capaz de recibir la señal de vídeo y reproducir la señal de vídeo en una pantalla.

[0049] En algunos ejemplos, la pantalla puede mostrar un diagrama de dispersión 3D en el volumen de interés de un sujeto (este volumen de interés podría ser el cerebro como ejemplo) donde cada punto representa un evento de descomposición. Cada punto puede durar una fracción de segundo para que el ojo humano pueda registrar dicha señal. También pueden usarse algoritmos informáticos para detectar una pequeña señal y visualizarla, lo

cual no puede detectarse a simple vista. Dichos algoritmos pueden basarse en cambios de significación estadística, por ejemplo, más de 5 desviaciones estándar por encima de las condiciones nominales o como cambio diferencial, sobre un área de interés

5 **[0050]** En algunos ejemplos, la pantalla puede mostrar los eventos de descomposición (por ejemplo, en el diagrama de dispersión) en combinación con una representación de la parte del cuerpo del sujeto. Dicha representación puede haberse obtenido previamente en un escaneo CT o MRI.

10 **[0051]** En algunos ejemplos, se puede usar un procesador de señales digitales conectado con los detectores de anillo interno y externo para calcular el origen de la descomposición radiactiva, es decir, un área de mayor actividad cerebral. Los procesadores de señales digitales (DSP) pueden configurarse para una tarea específica y realizar esta tarea muy rápidamente. El cálculo de la Línea de respuesta y/o los conos de Compton y las intersecciones están cubiertos por ecuaciones matemáticas relativamente simples. Los DSP pueden proporcionar por tanto la velocidad de cálculo necesaria para poder monitorear la actividad cerebral en tiempo real.

15 **[0052]** En algunos ejemplos, una distancia entre un borde interno del detector de anillo externo (o la porción de detección más interna del detector de anillo externo) y un borde externo del detector de anillo interno (o la porción de detección externa del detector de anillo interno) es de al menos 5 cm, y preferentemente de 10 cm o más. El aumento de la distancia entre el detector interno y el externo reduce el error en el ángulo que define el cono de Compton, debido al tamaño del vóxel. Esto mejora la resolución de la formación de imágenes, ya que al mismo tiempo reducirá la incertidumbre o el error en la intersección de la LOR y del cono de Compton

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

25 **[0053]** Los ejemplos no limitativos de la presente divulgación se describirán a continuación con referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:

La figura 1 ilustra de forma esquemática el cálculo de la Línea de respuesta de los rayos gamma consecutivos como se usa en los escáneres PET;

30 la figura 2a ilustra de forma esquemática un detector de fotones que puede usarse en ejemplos del procedimiento y los sistemas para la visualización en tiempo real de la actividad metabólica;

35 la figura 2b ilustra de forma esquemática un cálculo del origen de una descomposición nuclear que combina el cálculo de LOR y el cálculo del cono de Compton;

las figuras 3a - 3d ilustran de forma esquemática detalles de dispositivos y módulos que construyeron un detector y un ejemplo de un detector que tiene un detector de anillo interno y externo;

40 la figura 3e ilustra de forma esquemática un dispositivo detector alternativo que puede usarse en ejemplos de sistemas de detectores divulgados en el presente documento y la figura 3f da como resultado de forma esquemática un detector PET construido a partir de dichos dispositivos detectores;

45 las figuras 3g - 3k ilustran de forma esquemática una construcción de dispositivos en módulos, y de módulos en sistemas de detección y en detectores de acuerdo con ejemplos de la presente divulgación;

la figura 4a ilustra de forma esquemática un ejemplo de un sistema para la visualización en tiempo real de la actividad metabólica;

50 la figura 4b ilustra de forma esquemática un proceso que puede usarse en un procesador de señales digitales en ejemplos del sistema de la Figura 4a;

la figura 4c ilustra de forma esquemática un proceso que puede usarse para calcular el origen de una descomposición radiactiva en ejemplos de la presente divulgación;

55 la figura 4d ilustra de forma esquemática un proceso alternativo que puede usarse para calcular el origen de una descomposición radiactiva en ejemplos de la presente divulgación;

60 las figuras 5a y 5b ilustran de forma esquemática una disposición de detector que implica una pluralidad de detectores; y

las figuras 6a - 6c ilustran de forma esquemática un ejemplo adicional de un dispositivo detector que puede usarse para construir detectores y puede usarse en procedimientos divulgados en el presente documento.

65 DESCRIPCIÓN DETALLADA DE EJEMPLOS

[0054] La figura 1 se ha analizado previamente.

[0055] La figura 2a ilustra de forma esquemática un detector de fotones que puede usarse en ejemplos del procedimiento y de los sistemas para la visualización en tiempo real de la actividad cerebral. En la figura 2a, el detector de fotones incluye un detector de anillo interno y un detector de anillo externo, dispuestos circunferencialmente fuera del detector de anillo interno.

[0056] La resolución espacial está relacionada con el tamaño de píxel/vóxel del detector de semiconductores. Ejemplos de dichos detectores se describen, por ejemplo, en el documento PCT/EP2009/061633, publicado como el documento WO 2010/034619. Los detectores proporcionados en el presente documento se basan en el uso de dispositivos y módulos detectores que tienen determinados aspectos en común con los dispositivos y módulos detectores divulgados en el presente documento.

[0057] En la figura 2a se visualiza un evento en el cual los rayos gamma consecutivos resultantes de la aniquilación de positrones y electrones se detectan en el detector externo. El rayo gamma adicional correspondiente se dispersa en el detector interno y se detecta tanto en el detector interno como en el externo. El detector interno funciona eficazmente como un dispersor de cámara Compton. Los radioisótopos específicos muestran este comportamiento en la descomposición.

[0058] La figura 2b ilustra de forma esquemática un cálculo del origen de una descomposición nuclear que combina el cálculo de LOR y el cálculo del cono de Compton. Para el tipo específico de evento que se visualiza en la figura 2a, se puede calcular una Línea de respuesta para los rayos gamma consecutivos. Se puede calcular un cono de Compton para los fotones detectados a partir de la dispersión de Compton. Puede verse en la figura 2b que el cono de Compton puede cruzarse en más de un punto con la Línea de respuesta. Sin embargo, solo uno de estos puntos puede ser el origen de la descomposición radiactiva, es decir, el punto dentro del detector de anillo interno.

[0059] La figura 3a ilustra de forma esquemática un ejemplo de un dispositivo detector que puede usarse de forma ventajosa para construir un detector de fotones, por ejemplo, combinando el detector de anillo interno y/o externo como se ilustra en las figuras 2a y 2b. Las figuras 3g - 3i ilustran más detalles de la construcción de los dispositivos detectores, mientras que las figuras 3j y 3k ilustran la construcción de los módulos detectores y de los sistemas detectores respectivamente.

[0060] El dispositivo 10 para detectar fotones altamente energéticos puede comprender una pluralidad de placas de detector de semiconductores modulares pixeladas a temperatura ambiente 11, 21 en un esquema en mosaico/apilado. El dispositivo 10 comprende un sustrato trapezoidal isósceles 13 que lleva las placas de detector de semiconductores. El sustrato tiene un primer extremo delantero 13a y un segundo extremo trasero 13b. El dispositivo detector está configurado para situarse con respecto a un sujeto de tal manera que el extremo delantero 13a esté más cerca del sujeto.

[0061] En el dispositivo de este ejemplo, se muestran seis placas de detector pixeladas. Cuatro placas de detector 21 que están más cerca del extremo trasero 13b (es decir, y por tanto más lejos del sujeto) se agrupan para formar finalmente el detector trasero (y, en el caso de la figura 2, el anillo detector externo). Dos placas de detector 11 más cercanas al extremo delantero 13a se agrupan para formar finalmente un detector delantero (y en el caso de la figura 2, el anillo detector interno).

[0062] En el ejemplo de la figura 3a, una distancia entre la placa de detector trasero del detector delantero (la segunda placa de detector cuando se ve desde el extremo delantero 13a hacia el extremo trasero 13b) y la placa de detector delantero del detector trasero (la tercera placa de detector cuando se ve desde el extremo delantero 13a hacia el extremo trasero 13b) es mayor que una distancia entre las placas de detector del detector delantero y también que una distancia entre las placas de detector del detector trasero.

[0063] La distancia entre la placa de detector trasero del detector delantero y la placa de detector delantero del detector trasero puede estar entre aproximadamente 10 y 30 centímetros, específicamente entre 10 y 20 centímetros. El cálculo del cono de Compton como se ilustra previamente con referencia a la figura 2b se puede mejorar con una distancia aumentada entre el detector interno y el detector externo (es decir, el detector delantero y el detector trasero).

[0064] Una distancia entre las placas de detector consecutivas del detector delantero/interno puede estar entre 0,5 y 2 centímetros. En el ejemplo de la figura 3, una longitud de las placas semiconductoras 11 en la dirección desde el extremo delantero hasta el extremo trasero puede ser de 1 cm. Y una distancia entre las placas de detector consecutivas puede ser de aproximadamente 0,5 cm. La distancia entre el detector delantero/interno y el detector trasero/externo en el ejemplo de la figura 3a puede ser de 10 - 15 cm aproximadamente.

[0065] Las placas de detector delantero 11 están hechas de un material semiconductor que está configurado para promover la dispersión de fotones. Un material semiconductor Z bajo (es decir, un valor Z inferior a 20)

promueve la dispersión, en lugar de la absorción. Las placas de detector externo 21 están hechas de un material semiconductor configurado para promover la absorción de fotones. Un material semiconductor de alta Z (Z por encima de 20) está configurado para promover la absorción.

5 **[0066]** Los detectores de semiconductores a temperatura ambiente pueden ser, por ejemplo, Si, GaAs, CdTe, CdZnTe, TlBr, PbS, CaTiO₃ o HgI₂. Las placas de detector internas 11 pueden estar hechas en particular de silicio. Las placas de detector externo en el ejemplo de la figura 3a pueden estar hechas, por ejemplo, de CdTe o CdZnTe.

10 **[0067]** Se pueden usar placas de detector pixeladas. El tamaño aproximado puede ser de 2 cm x 1 cm x 0,2 cm para la placa de detector externo/trasero 21; el tamaño del píxel puede ser aproximadamente de 1 mm x 1 mm. Dado que la forma de los dispositivos 10 es trapezoidal, las dimensiones de las placas de detector pueden variar dentro del mismo dispositivo. El tamaño de los detectores también se puede elegir de forma diferente. Usando 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 sufrirá problemas tales como la recogida de tiempo en detectores de semiconductores convencionales gruesos.

15 **[0068]** La forma trapezoidal del dispositivo detector significa que el ancho del sustrato en el primer extremo es menor que el ancho del sustrato en el segundo extremo.

20 **[0069]** Seis ASIC (circuito integrado específico de la aplicación), uno para cada placa de detector de semiconductores 11, 21 pueden actuar como elementos de lectura para ellos. En otros ejemplos, es posible usar más de un ASIC para actuar como elemento de lectura para una única placa. Los ASIC y las placas semiconductoras (pixeladas) se pueden unir con bolas de soldadura o pegamento conductor, de modo que cada almohadilla de píxeles se pueda conectar independientemente a su propio canal de lectura delantero.

25 **[0070]** Un conector de elemento de entrada/salida 12, en el extremo trasero del elemento 10, está conectado a los ASIC para la entrada y la salida de datos (es decir, principalmente para obtener los valores generados por los ASIC a partir de los parámetros capturados del detector de semiconductores) y una capa de kapton 13 que puede ser un PCB de kapton actúa como una capa base, sobre la cual se montan las placas de detector de semiconductores 11,21, los ASIC y el elemento de entrada/salida 12.

30 **[0071]** Con referencia a las figuras 3g - 3i, se pueden proporcionar almohadillas de unión de cables 20 para conectar cada ASIC 30 individual a la capa kapton 13, y luego al elemento de entrada/salida 12. Más específicamente, el plano superior de la capa kapton 13 se usa en este ejemplo para montar los ASIC 30, la unión de cables 20, las placas de detector de semiconductores 11 y el elemento de entrada/salida 12. En el plano inferior, la capa de kapton 13 puede comprender conexiones a una fuente de alimentación que puede proporcionar Alta tensión para polarizar las placas de detector de semiconductores 11 de un segundo dispositivo vecino dispuesto junto al dispositivo mostrado. Las placas pueden apilarse una encima de la otra y en el lado trasero de un elemento 10 que proporciona la alta tensión y pueden conectarse a la parte superior de la placa en la placa debajo del elemento 10 a través de una cinta adhesiva doble conductora delgada.

35 **[0072]** Las figuras 3b y 3j ilustran de forma esquemática un módulo 60 que comprende una pluralidad de dispositivos detectores 10 para detectar fotones altamente energéticos (como se ilustra en la figura 3a) que están conectados a través de sus elementos de entrada/salida 12 a una interfaz, que en este caso puede ser una placa de circuito impreso 61 (PCB). Los dispositivos están dispuestos en una fila con sus caras grandes adyacentes entre sí.

40 **[0073]** La PCB 61 puede comprender conectores (por ejemplo, enchufes) 62, por ejemplo, de bajo perfil, para acceder a los ASIC 30, es decir, los conectores de la PCB están conectados con los conectores de señal de entrada/salida 12, que tienen acceso (a través del kapton y la unión de cables) a los ASIC. De esta manera, los datos procesados en los ASIC 30 pueden obtenerse en los conectores y leerse de ellos.

45 **[0074]** Cada placa de detector de semiconductores pixelada esencialmente puede proporcionar información bidimensional sobre dónde se produjo el impacto con un rayo gamma, porque están pixelados. En el módulo, una pluralidad de dispositivos está dispuesta de tal manera que se obtiene un detector de semiconductores tridimensional. Cada dispositivo es un detector bidimensional, pero, al proporcionar varios dispositivos uno encima del otro, se obtiene un detector tridimensional.

50 **[0075]** El principio de funcionamiento del módulo 60 es el siguiente: Un rayo gamma impacta un detector pixelado. En el punto de impacto del fotón capturado, se crean orificios de electrones (eh). Debido a la alta tensión aplicada, la deriva e-h induce una señal en el electrodo de píxeles, que luego se amplifica y procesa por el ASIC. El ASIC indicará la posición del punto de impacto y, por lo tanto, la coordenada del píxel donde se produjo el impacto. Además, el ASIC puede proporcionar la energía y la marca de tiempo para el evento en relación con un reloj de tiempo global. El bus de datos de interfaz o PCB 61 tiene datos sobre en qué ASIC se registró el evento. La PCB tiene por tanto datos sobre la coordenada del vóxel donde se produjo el impacto.

[0076] Un impacto en este sentido puede ser una dispersión o una absorción. Se puede determinar si hay dispersión o absorción a partir de la energía depositada. Los eventos de dispersión se pueden vincular entre sí al verificar si la suma de los depósitos de energía, dentro del intervalo de tiempo de coincidencia, se suma a la cantidad de energía esperada de la radiación emitida.

[0077] En algunos ejemplos, los espacios entre diferentes dispositivos detectores pueden llenarse con material liviano que sea transparente a la radiación. En particular, los espacios que pueden estar presentes entre la placa de semiconductores trasera del detector delantero y la placa de semiconductores delantera del detector trasero pueden llenarse con dicho material.

[0078] En un ejemplo, se puede insertar un material de cartón en forma de panal entre dispositivos detectores para aumentar la rigidez de los módulos. En otro ejemplo, se puede usar aerogel en su lugar.

[0079] A partir de una pluralidad de módulos, se puede hacer un sistema detector 80 como se ilustra en las figuras 3j y 3k. Un sistema detector 80 comprende una pluralidad de módulos 60. La interfaz 61 de cada uno de los módulos está conectada con conectores al bus de interfaz 70. El bus de interfaz 70 puede tener receptores/enchufes adecuados para los conectores/enchufes de los módulos.

[0080] La figura 3c muestra una vista parcial de un detector 100 que incluye tanto un detector de anillo interno como un detector de anillo externo. El detector 100 comprende una pluralidad de sistemas 80 para detectar fotones altamente energéticos. Cada uno de estos sistemas comprende una pluralidad de los módulos 60 ilustrados de forma esquemática en la figura 3b dispuestos axialmente uno detrás del otro. Al menos algunos dispositivos de los sistemas comprenden capas de base que tienen la forma de un trapecio isósceles, lo que permite obtener la forma de un anillo.

[0081] Básicamente, los sistemas detectores 80 están apilados para formar el anillo, es decir, la pluralidad de sistemas están dispuestos formando el detector de anillo externo y el detector de anillo interno con los bordes laterales de los dispositivos 10 adyacentes entre sí. De esta manera, la forma de los sistemas forma una geometría hermética. Los sistemas detectores 80 se mantienen unidos mediante una estructura de soporte que comprende unas placas delantera y trasera 90 que sujetan los dispositivos/módulos juntos en una dirección axial. Las placas están sostenidas por barras de soporte 95. Las barras de soporte pueden estar suspendidas en una estructura de soporte adecuada

[0082] Como resultado, se forma un detector en el que el espacio entre el anillo detector interno y el anillo detector externo está formado esencialmente por las capas de kapton (o un sustrato alternativo adecuado para las placas de detector de semiconductores 11, 21). En este ejemplo, hay un mínimo de material pasivo, entre el detector interno y el externo, para no alterar la energía y la dirección del fotón disperso.

[0083] La figura 3d ilustra de forma esquemática una vista frontal del mismo detector.

[0084] La figura 3e muestra otro ejemplo de un dispositivo detector 10a, que puede usarse para construir módulos, y sistemas, y finalmente un detector como se ilustra en las figuras 3b - 3d. Al contrario de lo que se mostró en la figura 3a, en este caso, los detectores 11, 21 están espaciados uniformemente sobre el sustrato. En la figura 3a, los grupos de detectores que finalmente forman el detector interno y los grupos de detectores que finalmente forman el detector externo están más juntos.

[0085] En el ejemplo de la figura 3e, las tres placas de detector internas 11 formarán finalmente el detector de anillo interno 400 y están hechas de un material semiconductor de baja Z que promueve la dispersión. Las tres placas de detector externo 21 formarán finalmente el detector de anillo externo 300 y están hechas de un material semiconductor de alta Z que promueve la absorción. Será evidente que se puede elegir un número diferente de placas de detector, y también pueden agruparse de forma diferente.

[0086] La figura 3f ilustra una vista adicional del detector de PET 100 construido a partir del dispositivo detector ilustrado en la figura 3e. La figura 3f muestra cómo las placas semiconductoras 11 juntas forman el detector interno, mientras que las placas semiconductoras externas 21 forman juntas el detector externo. Varios de los dispositivos detectores pueden agruparse para formar un módulo. Una interfaz 70 recoge datos de varios módulos.

[0087] La figura 4a ilustra de forma esquemática un ejemplo de un sistema para la visualización en tiempo real de la actividad cerebral. En el sistema de la figura 4a, un detector comprende un detector de anillo interno 400 y un detector de anillo externo 300. El detector de anillo externo 300 está dispuesto circunferencialmente alrededor del detector de anillo interno 400. El detector combinado que incluye el anillo interno 400 y el anillo externo 300 puede hacerse de acuerdo con el ejemplo mostrado en las figuras 3a - 3f.

[0088] Un sujeto puede situarse con una parte de su cuerpo (por ejemplo, su cabeza) al menos parcialmente en el detector de anillo interno 400. Puede haberse administrado al sujeto previamente un rastreador radiactivo que comprende un radioisótopo que tiene una descomposición específica en la que se emiten un positrón y un rayo

gamma adicional. El positrón se aniquila casi inmediatamente con un electrón para producir dos rayos gamma consecutivos. En total, hay tres rayos gamma, de los cuales dos se mueven en direcciones opuestas.

5 **[0089]** Un investigador puede exponer a un sujeto a diferentes estímulos que pueden incluir estímulos visuales, auditivos y táctiles o combinaciones de los mismos. En respuesta a diferentes estímulos, diferentes partes o áreas del cerebro pueden estar más activas, atrayendo glucosa. Los rastreadores radiactivos comprenden glucosa y, por lo tanto, los rastreadores radiactivos se concentran en áreas de mayor actividad cerebral. Sin embargo, los mismos sistemas y procedimientos pueden ser útiles para otras aplicaciones de formación de imágenes PET, por ejemplo, en oncología o farmacocinética.

10 **[0090]** Cada uno de los sistemas 80 como se ilustra en la figura 3c puede estar conectado al procesador de señales digitales 500. Cuando se usa la construcción del detector de acuerdo con los ejemplos de las figuras 3a - 3i, no se necesitan conexiones separadas entre el DSP y el detector interno. Todas las señales se transmiten en los segundos extremos 13b de los sustratos 13.

15 **[0091]** Las señales pueden comprender información sobre en qué vóxel se detectó un impacto. El DSP 500 puede calcular a partir de esta información el origen de la descomposición radiactiva y enviar la información a la pantalla 600. Sustancialmente en tiempo real, los gráficos de dispersión 3D de los puntos de intersección entre la LOR y el cono de Compton se pueden reproducir continuamente.

20 **[0092]** Gracias a la información adicional derivada del rayo gamma adicional, el origen del aumento de la descomposición radiactiva (y, por tanto, el área de mayor actividad cerebral) puede calcularse más rápidamente con el DSP y visualizarse sustancialmente en tiempo real en la pantalla 600.

25 **[0093]** Un investigador puede adaptar los estímulos para seguir investigando. En los sistemas de la técnica anterior, debido al retraso implicado en los algoritmos de reconstrucción de imágenes, la información valiosa no está disponible mientras un investigador está investigando.

30 **[0094]** En algunos ejemplos, una pantalla para la cual el usuario puede definir la ventana de tiempo en la cual se acumulan los datos y luego se visualizan en tiempo real. Para que los ojos humanos vean los cambios en tiempo real de una trama a otra, el período de acumulación puede ser de alrededor de 20 ms o 50 Hz.

35 **[0095]** La figura 4b ilustra de forma esquemática un proceso que puede usarse en un procesador de señales digitales en ejemplos del sistema de la figura 4a. En el bloque 510, las señales pueden recibirse desde los detectores interno y externo. Estas señales comprenden información sobre qué vóxel dentro de cada detector ha detectado un evento y la marca de tiempo correspondiente. Estas señales también pueden comprender información sobre la deposición de energía de cada uno de los impactos. En el bloque 520, se puede calcular la localización geométrica de los puntos de impacto (esto se puede implementar, por ejemplo, como una tabla de búsqueda que une cada vóxel a una localización geométrica específica), así como los depósitos de energía correspondientes.

40 **[0096]** En el bloque 530, puede calcularse el origen de la descomposición de eventos específicos. Un ejemplo para hacerlo se explicará con referencia a la figura 4b. Se puede generar una señal de vídeo que refleje el origen de la descomposición de estos eventos en el bloque 540. Esta señal de vídeo puede enviarse en el bloque 550 a un dispositivo que puede reproducir la señal de vídeo, por ejemplo, una pantalla de ordenador.

45 **[0097]** La figura 4c ilustra de forma esquemática un proceso que puede usarse para calcular el origen de una descomposición radiactiva en el bloque 530, también ilustrado en la figura 4b. En el bloque 531, los fotones detectados por los detectores interno y externo pueden vincularse entre sí teniendo en cuenta los depósitos de energía y la coincidencia de tiempo. Por ejemplo, los rayos gamma consecutivos tienen una energía de 511 keV. Un rayo gamma que se dispersa en el detector interno y se detecta tanto por el detector interno como por el externo dividirá su energía entre el detector interno y el externo. Por tanto, la suma de los depósitos de energía debe ser de 511 keV si el rayo gamma corresponde a uno de los rayos gamma consecutivos. Por otro lado, si el rayo gamma corresponde al rayo gamma adicional como resultado directo de la descomposición, su energía total dependerá del isótopo usado. Por ejemplo, el isótopo ^{22}Na tiene un fotón adicional de alta energía con una energía de 1274,5 keV, para isótopos ^{44}SC esto es 1157 keV y para ^{48}V esto es 1312,1 keV. Será evidente que podrían usarse otros isótopos y que se conocerá la energía correspondiente para el isótopo elegido. Dado que se conoce la composición del rastreador radiactivo, los eventos que suman las cantidades correctas pueden estar relacionados entre sí. Por ejemplo, en el caso de ^{22}Na , eventos para los cuales la deposición de energía en el detector interno y el detector externo suman hasta 1274,5 keV se pueden vincular entre sí.

60 **[0098]** En el bloque 533, los fotones que se detectan en un lapso de tiempo corto entre sí, es decir, la misma ventana de tiempo y la satisfacción de la ecuación de energía correspondiente pueden estar vinculados entre sí y vinculados al mismo evento.

65 **[0099]** No es necesario calcular el origen de la descomposición radiactiva para cada evento individual. En un ejemplo, solo se seleccionan los eventos en los que el rayo gamma separado adicional se dispersa en el detector

interno y los rayos gamma consecutivos no se dispersan y solo se detectan en el detector externo. Es ventajoso seleccionar *inter alia* estos eventos porque se sabe que los fotones detectados en el detector interno y externo deben satisfacer las ecuaciones para la dispersión de Compton, mientras que los rayos gamma consecutivos satisfacen la ecuación que rige la línea de respuesta. Pero

5

[0100] La intersección de un cono de Compton calculado en el bloque 537 y la Línea de respuesta calculada en 536 corresponde a la posición del origen de la descomposición radiactiva. Esta posición puede calcularse por tanto en el bloque 539.

10

[0101] Los detalles del cálculo de la intersección se pueden encontrar en "Using triple gamma coincidences with a pixelated semiconductor Compton-PET scanner: a simulation study" M. Kolstein y M. Chmeissani, 17^o Taller internacional sobre detectores de formación de imágenes de radiación.

15

[0102] En otros ejemplos, se pueden seleccionar otros eventos (adicionalmente). Los eventos para los cuales uno o los dos rayos gamma consecutivos se detectan en el anillo interno y el anillo externo pueden (también) seleccionarse. La información de estos eventos también se puede usar para la visualización de la actividad cerebral.

20

[0103] En otros ejemplos, se pueden seleccionar otros eventos (adicionalmente). Cada tipo de evento puede cumplir con diferentes requisitos de energía y diferentes ecuaciones geométricas para el cálculo del origen de la descomposición radiactiva.

25

[0104] La figura 4d ilustra de forma esquemática otro ejemplo de visualización de la descomposición radiactiva en el cual se muestra un radioisótopo con un tipo diferente de descomposición. El detector usado en este ejemplo puede ser un detector delantero y un detector trasero, o un detector interno y externo como en el ejemplo anterior.

30

[0105] En el ejemplo de la figura 4d, a un sujeto se le pudo haber administrado un radioisótopo que en descomposición emite tres rayos gamma separados. Los tres rayos gamma pueden tener diferentes energías. Si los rayos gamma se dispersan en el detector delantero y se absorben en el detector trasero, los eventos en la misma ventana de tiempo se pueden vincular en el bloque 523 al verificar los depósitos de energía. Los fotones que pertenecen al mismo evento se pueden determinar en el bloque 533.

35

[0106] En el bloque 536, pueden seleccionarse eventos en los que los tres rayos gamma se dispersan en el detector delantero y se absorben en el detector trasero. Para cada uno de los tres rayos gamma, el cálculo del cono de Compton para cada uno de los tres rayos gamma se puede realizar en el bloque 537. Los tres rayos gamma que pertenecen a un solo evento de descomposición se pueden combinar para calcular la intersección de los tres conos de Compton en el bloque 538. La intersección de los tres conos da el origen de un único evento de descomposición. A medida que se produce la descomposición, el evento puede visualizarse.

40

[0107] Las figuras 5a y 5b ilustran de forma esquemática un ejemplo de una disposición de detector. La figura 5a proporciona una vista isométrica, mientras que la figura 5b proporciona una vista lateral. En la figura 5a, algunas líneas continuas y algunas líneas interrumpidas se usan para indicar dispositivos detectores, módulos detectores y sistemas detectores separados que en realidad no son necesariamente visibles de esta manera.

45

[0108] La disposición del detector de la figura 5a incluye un detector superior 1000, un detector inferior 1100 y un detector lateral 1200. Cabe destacar que, aunque se usa aquí una pluralidad de detectores en combinación para proporcionar una cobertura de ángulo más robusta, uno solo de estos detectores puede funcionar como una cámara Compton independiente.

50

[0109] En la disposición de ejemplo de la figura 5a, un sujeto o parte de un sujeto cuya formación de imágenes va a realizarse debe colocarse en un espacio entre los detectores 100, 1100 y 1200. El lado izquierdo en la vista de la figura 5a está abierto para facilitar la introducción del cuerpo (parte) del sujeto para la formación de imágenes. En un ejemplo alternativo, se puede disponer un cuarto detector para proporcionar un detector que esté sustancialmente cerrado en sección transversal.

55

[0110] Cada uno de los detectores 1000, 1100 y 1200 incluye un detector interno 400 y un detector externo, el detector interno dispuesto más cerca del sujeto. El detector interno 400 y el detector externo 300 están formados por placas semiconductoras de dispositivos detectores que son similares a los dispositivos detectores ilustrados con referencia a la figura 3a. En el ejemplo de la figura 5a, los dispositivos detectores son sustancialmente rectangulares, en lugar de trapezoidales. De forma alternativa, también en esta disposición, podrían usarse dispositivos detectores trapezoidales. Cuando se usan dispositivos detectores trapezoidales, el detector 1000 tomará la forma del sector del cilindro hueco.

60

65

[0111] Un grupo de placas semiconductoras 11 más cercanas al sujeto (es decir, más cerca del primer extremo 13a del sustrato) forman el detector interno 400. Estas placas semiconductoras pueden estar hechas de silicio. Un grupo de placas semiconductoras 21 más alejadas del sujeto forma el detector externo 300.

5 [0112] Cada uno de los detectores 1000, 1100 y 1200 se construyen de manera similar. Una pluralidad de dispositivos 10 que comprenden placas semiconductoras 11, 21 y elementos de entrada/salida 12 están dispuestos en un sustrato juntos para formar un módulo 60 que tiene una única interfaz. Se pueden agrupar varios módulos 60 desde un sistema 80 que comparte un bus de interfaz, que puede ser una placa de circuito impreso (PCB).

10 [0113] Las Figuras 6a - 6c ilustran de forma esquemática un ejemplo adicional de un dispositivo detector 10' que puede usarse para construir detectores y puede usarse en procedimientos divulgados en el presente documento. La figura 6a proporciona una vista isométrica, la figura 6b una vista lateral y la figura 6c una vista superior.

15 [0114] A diferencia de los dispositivos detectores ilustrados en la figura 3, el dispositivo detector 10b de este ejemplo tiene un sustrato 13 y se proporcionan placas de semiconductores en el lado superior 18 y en el lado inferior 19. En este caso, se forma un único dispositivo detector 10b proporcionando dos filas de detectores de estado sólido 11, 21 en un único dispositivo. Los detectores de semiconductores están montados en una capa base 13. Para cada fila de detectores de semiconductores, se proporciona un elemento de entrada/salida 12. Una ventaja de este diseño del dispositivo es que la losa 11 puede hacerse más delgada para una mejor recogida de carga, que cuando dos dispositivos 10 de acuerdo con la Fig. 3a se combinan.

20 [0115] Las placas semiconductoras 11 más cercanas al primer extremo 13a forman juntas el detector interno 400, y las placas semiconductoras 21 más cercanas al segundo extremo juntas desde el selector externo 300. La figura 6c ilustra de forma esquemática la interfaz 61 que puede compartirse por una pluralidad de dispositivos 10b.

25 [0116] Aunque solo se han divulgado varios ejemplos en el presente documento, son posibles otras alternativas, modificaciones, usos y/o equivalentes de los mismos. Por tanto, el alcance de la presente divulgación no debe estar limitado por ejemplos particulares, sino que se debe determinar únicamente por una lectura imparcial de las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un detector (100; 1000, 1100, 1200) para detectar fotones que comprende
- 5 una pluralidad de módulos detectores que forman un detector delantero (400) y un detector trasero (300),
los módulos detectores comprenden una pluralidad de dispositivos detectores (10; 10b) y una interfaz (61),
teniendo los dispositivos detectores (10; 10b) un sustrato (13) que se extiende desde un extremo delantero
10 (13a) hasta un extremo trasero (13b), y que llevan una pluralidad de placas de detector de semiconductores
pixeladas (11, 21), y que están dispuestos de modo que el extremo delantero (13a) esté más cerca de una
fuente de fotones que el extremo trasero (13b),
estando las placas de detector de semiconductores dispuestas en los circuitos de lectura (30), y teniendo los
15 dispositivos detectores un elemento de entrada/salida (12) en o cerca del extremo trasero (13b) del
sustrato, **caracterizado por que**
un grupo delantero de una o más de las placas de detector de semiconductores (11) dispuestas cerca del
extremo delantero (13a) del sustrato están hechas de un material semiconductor configurado para promover la
20 dispersión de fotones y forman el detector delantero (400), y **por que**
un grupo trasero de una o más de las placas de detector de semiconductores (21) dispuestas más cerca del
extremo trasero (13b) del sustrato que el grupo delantero están hechas de un material semiconductor
configurado para promover la absorción de fotones, y forman el detector trasero (300) y
25 en el que el grupo delantero de las placas de detector de semiconductores y el grupo trasero de las placas de
detector de semiconductores están dispuestos de modo que el detector sea adecuado para la formación de
imágenes basadas en el efecto Compton.
- 30 2. Detector de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el sustrato (13) es una capa de kapton.
3. Detector de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en el que la distancia entre la placa de detector trasero del
detector delantero (400) y la placa de detector delantero del detector trasero (300) es mayor que una distancia
entre las placas de detector delantero y que una distancia entre las placas de detector del detector trasero.
- 35 4. Detector de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la distancia entre la placa de detector trasero del detector
delantero (400) y la placa de detector delantero del detector trasero (300) está entre 5 y 30 centímetros,
específicamente entre 10 y 20 centímetros.
- 40 5. Detector de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que la distancia entre las placas de
detector del detector delantero es de entre 0,5 y 2 centímetros.
6. Detector de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que la distancia entre las placas de
45 detector del detector trasero es de entre 0,5 y 2 centímetros.
7. Detector de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que las placas de detector (11) del
detector delantero (400) están hechas de silicio.
8. Detector de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en el que las placas de detector (21) del
50 detector trasero (300) están hechas de CdTe o CdZnTe.
9. Detector de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que los circuitos de lectura son ASIC.
10. Detector de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en el que el detector delantero (400) y el
55 detector trasero (300) tienen una sección transversal sustancialmente circular, y en el que los sustratos tienen
una forma trapezoidal isósceles.
11. Detector de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en el que los sustratos tienen una forma
60 sustancialmente rectangular.
12. Una cámara Compton que comprende el detector de acuerdo con la reivindicación 11.
13. Sistema para la visualización en tiempo real de la actividad metabólica en un sujeto al que se le ha administrado
65 previamente un rastreador radiactivo que comprende
un detector de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12,

- 5 un sistema informático para determinar los impactos de los fotones en los detectores delantero (400) y trasero (300), para calcular la posición del origen de la descomposición radiactiva en relación con el cálculo de la Línea de respuesta de impactos y/o el cálculo del cono de Compton en base a la dispersión de Compton desde el detector delantero y para generar una señal de vídeo que refleje el origen de la descomposición radiactiva, y
- un dispositivo (600) que puede recibir la señal de vídeo y reproducir la señal de vídeo en una pantalla.
- 10 **14.** Sistema de acuerdo con la reivindicación 13, en el que el sistema informático es un procesador de señales digitales (500) conectado con las interfaces de los módulos detectores.

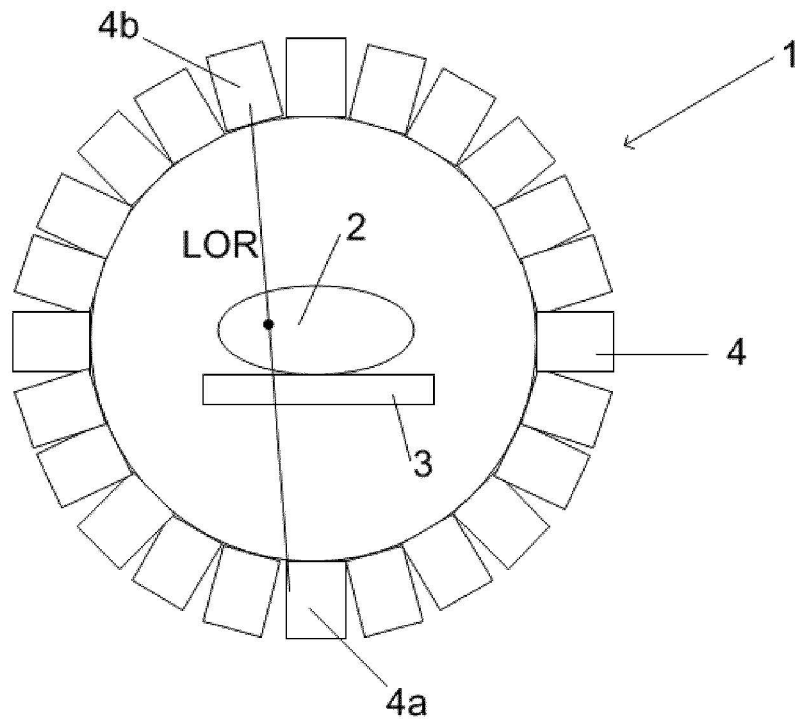


Fig. 1

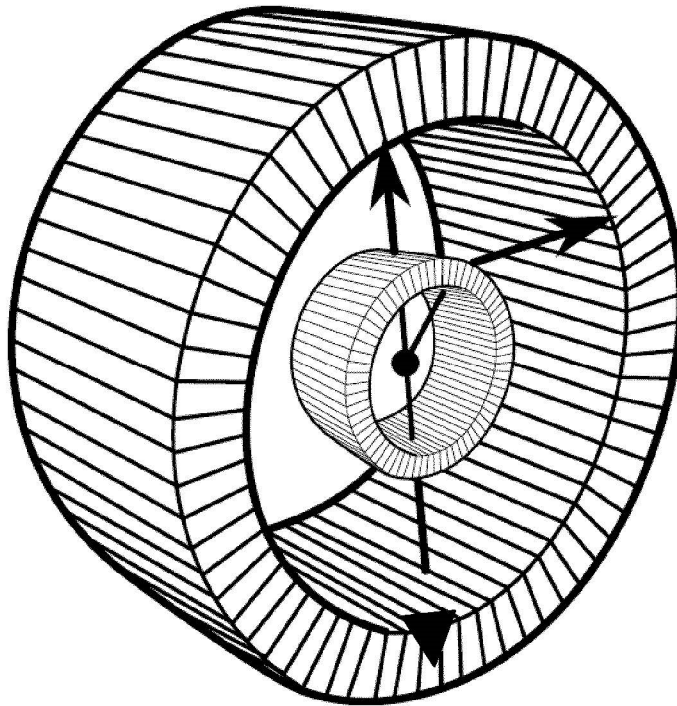


Fig. 2a

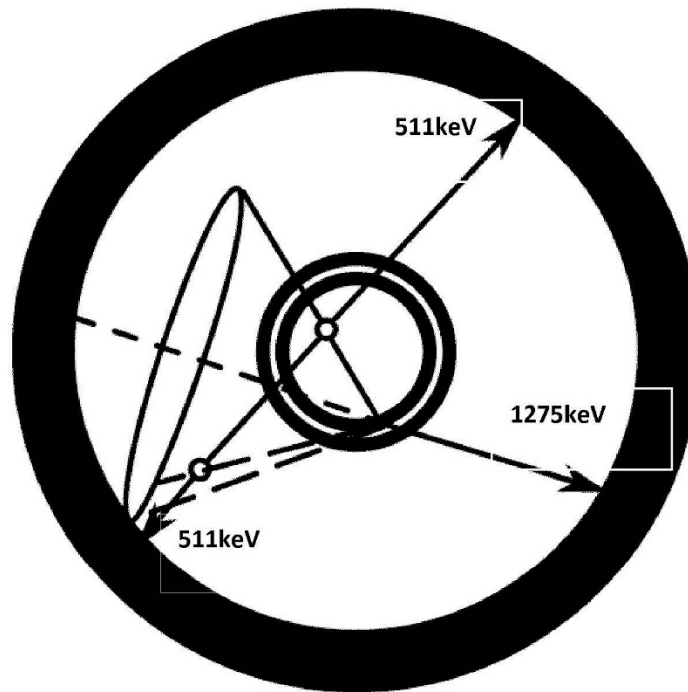


Fig. 2b

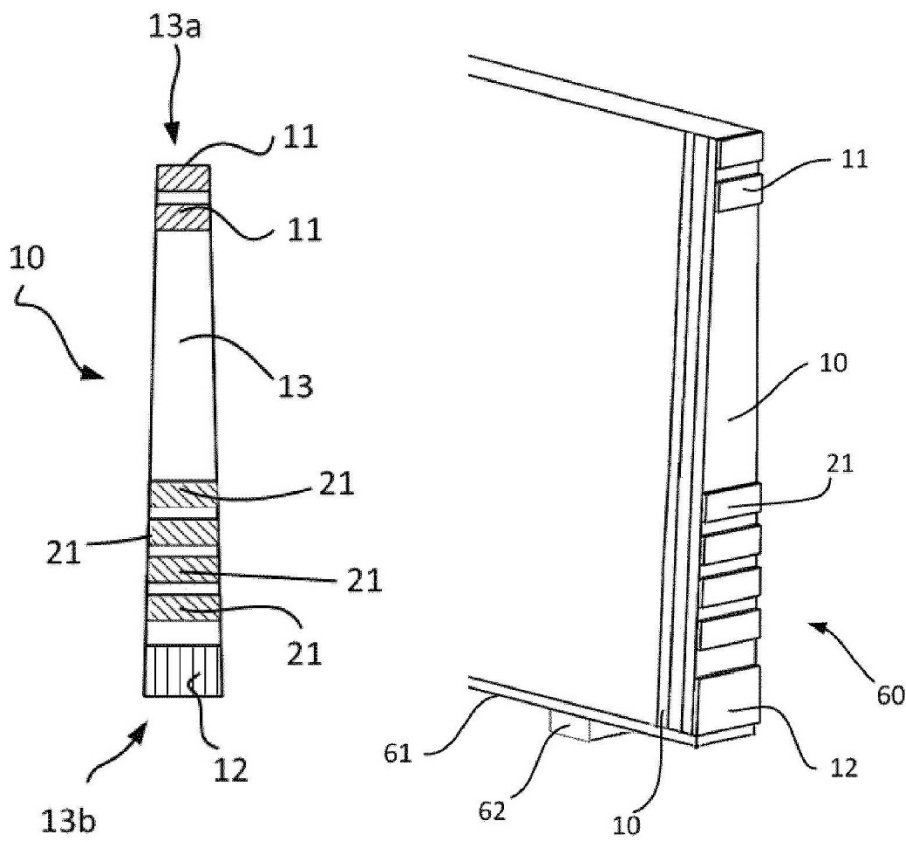


Fig. 3a

Fig. 3b

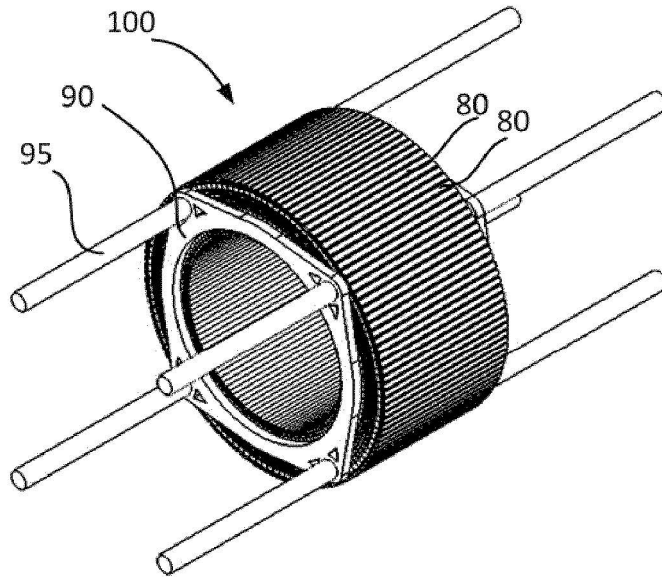


Fig. 3c

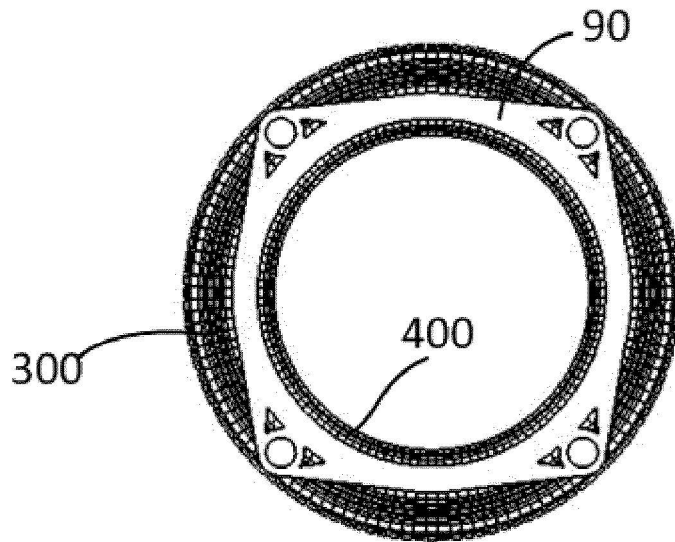


Fig. 3d

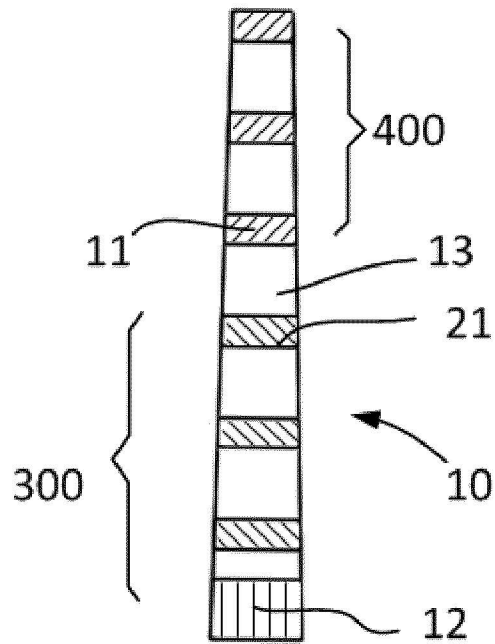


Fig. 3e

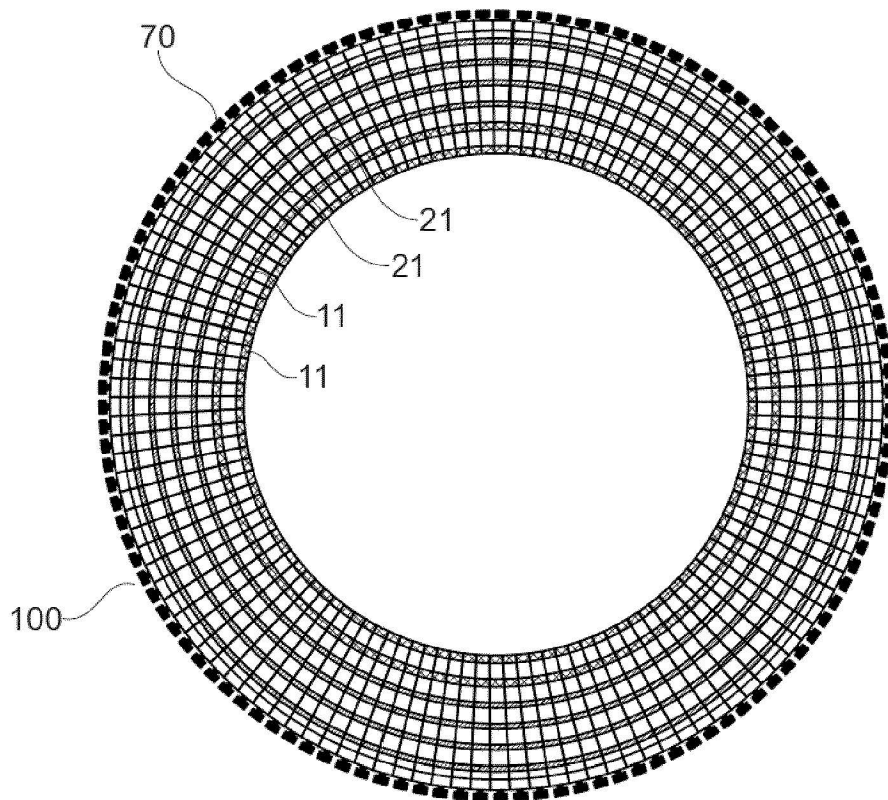


Fig. 3f

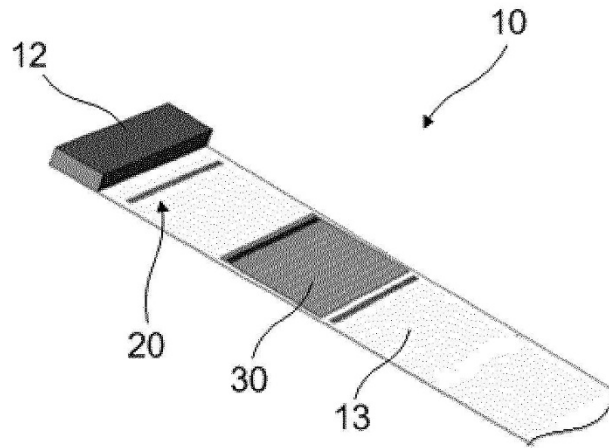


Fig. 3g

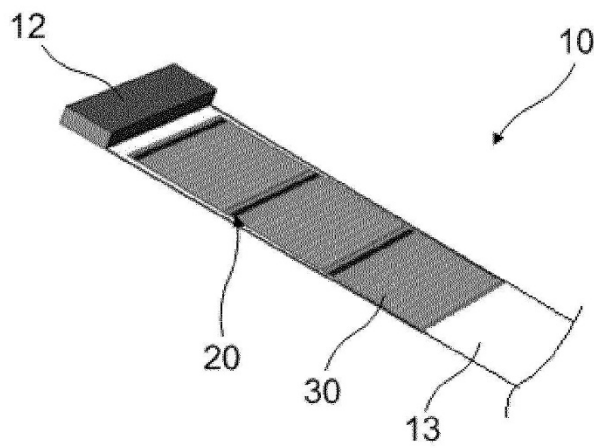


Fig. 3h

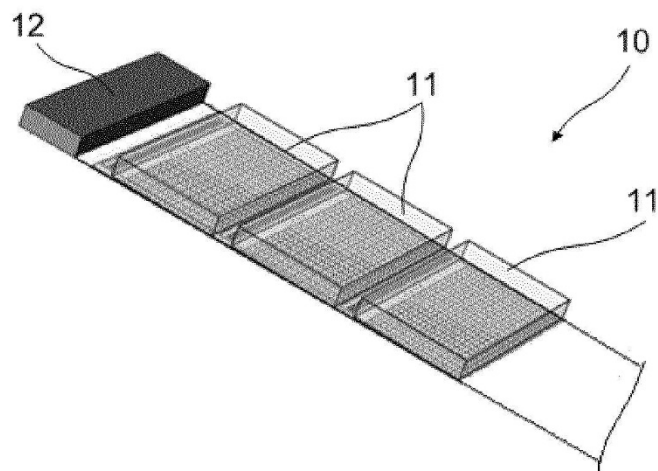


Fig. 3i

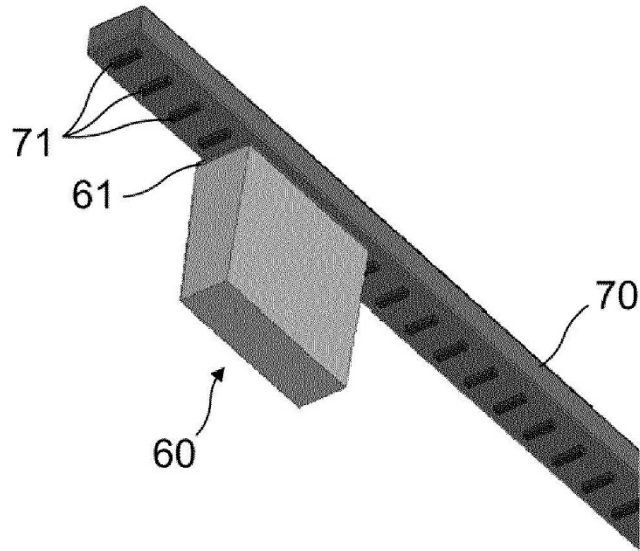


Fig. 3j

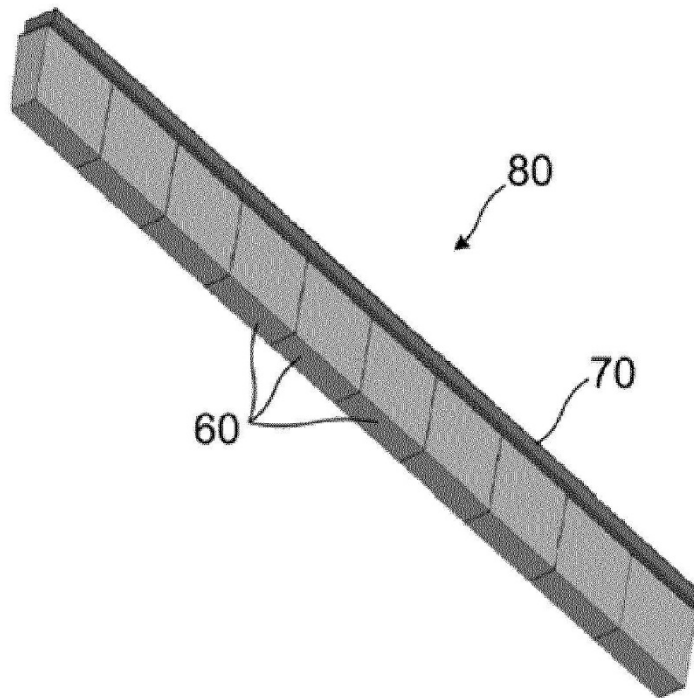


Fig. 3k

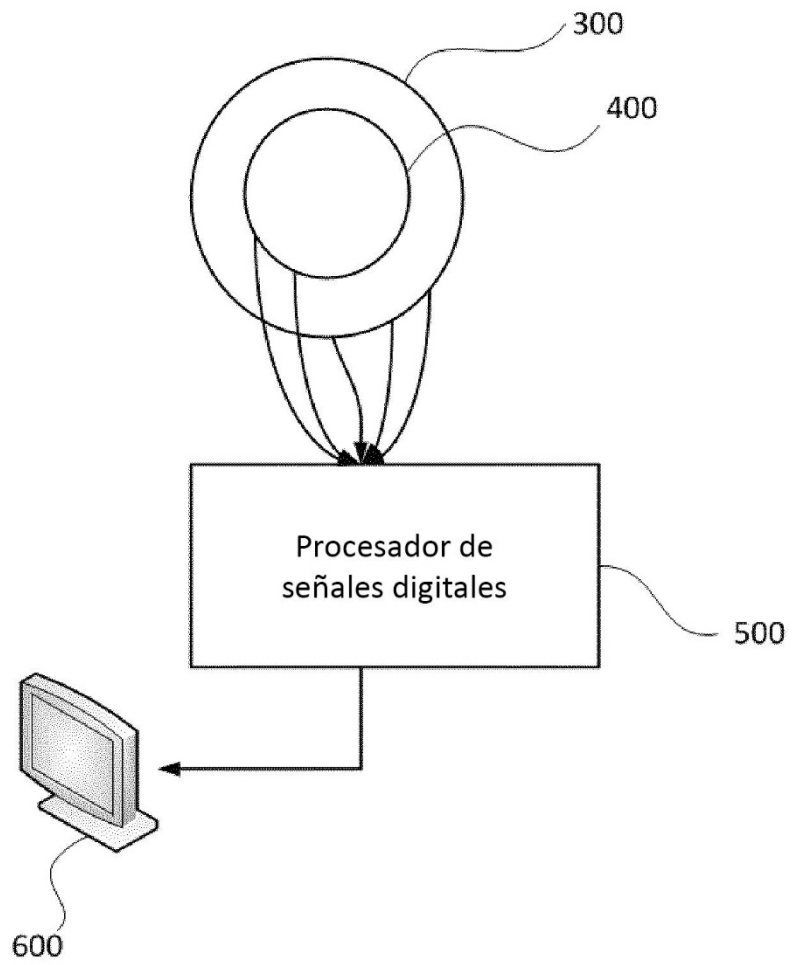


Fig. 4a

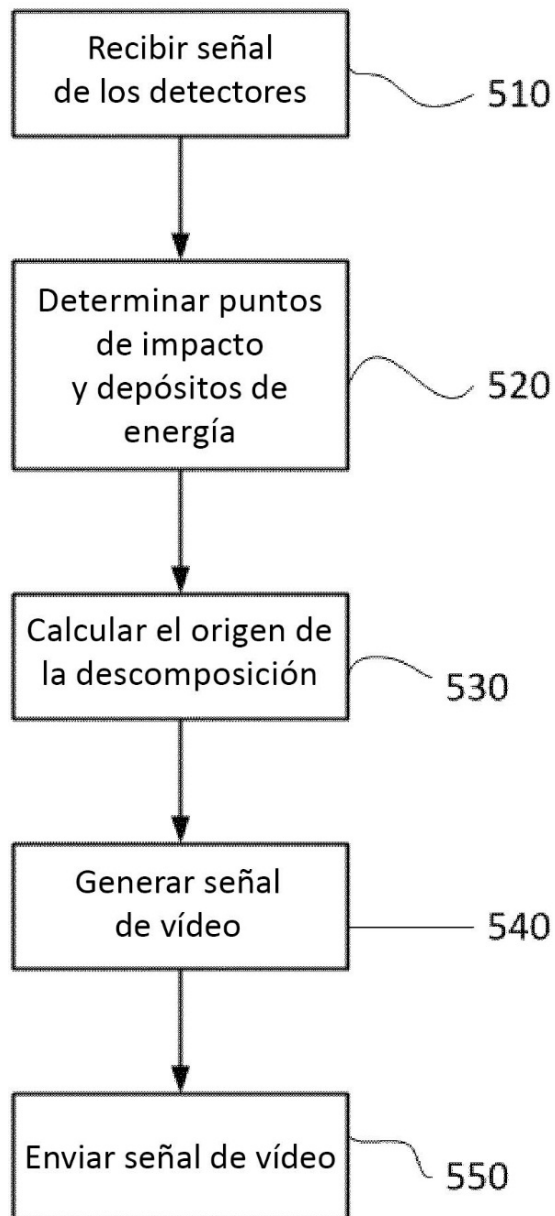


Fig. 4b

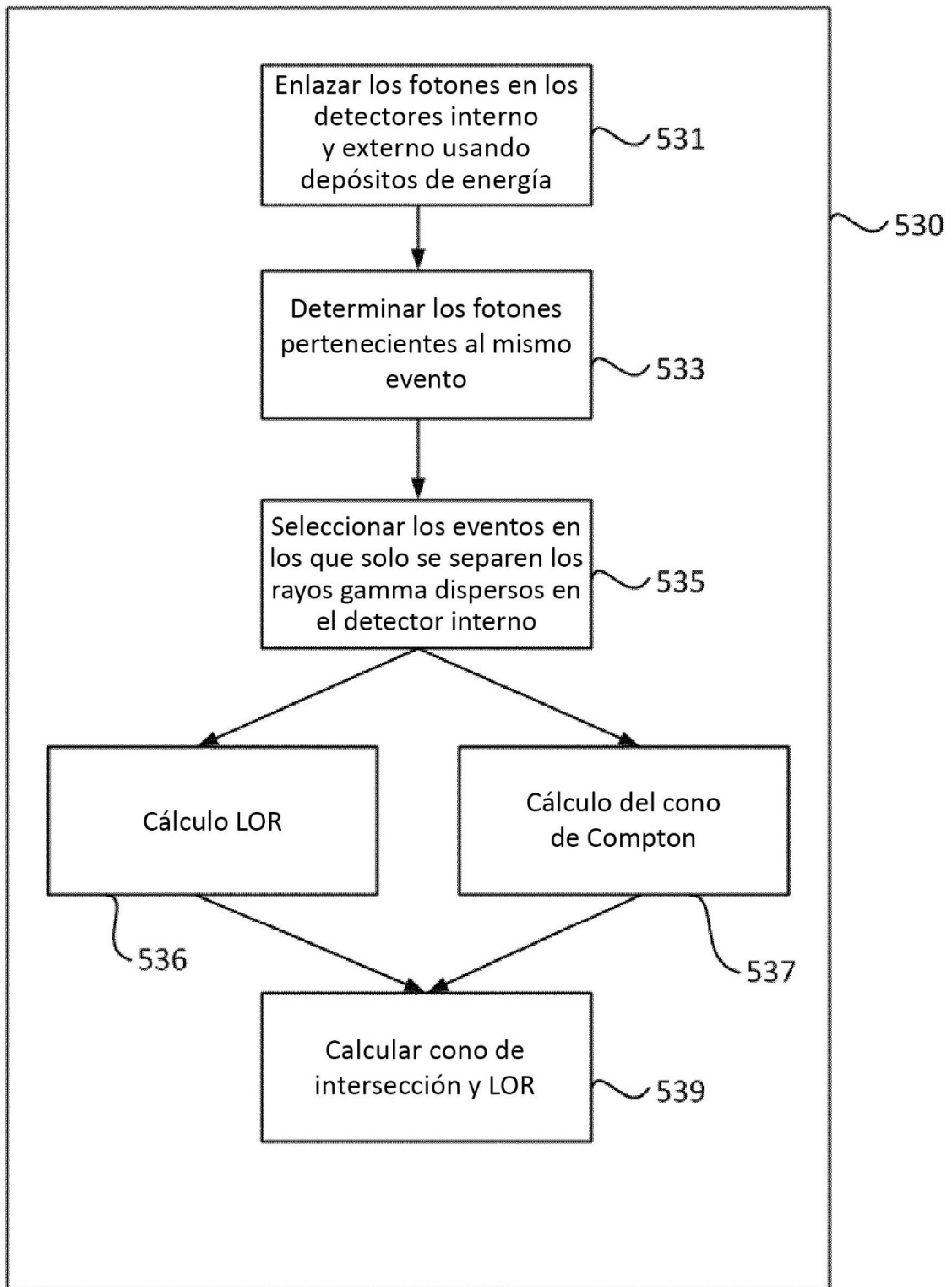


Fig. 4c

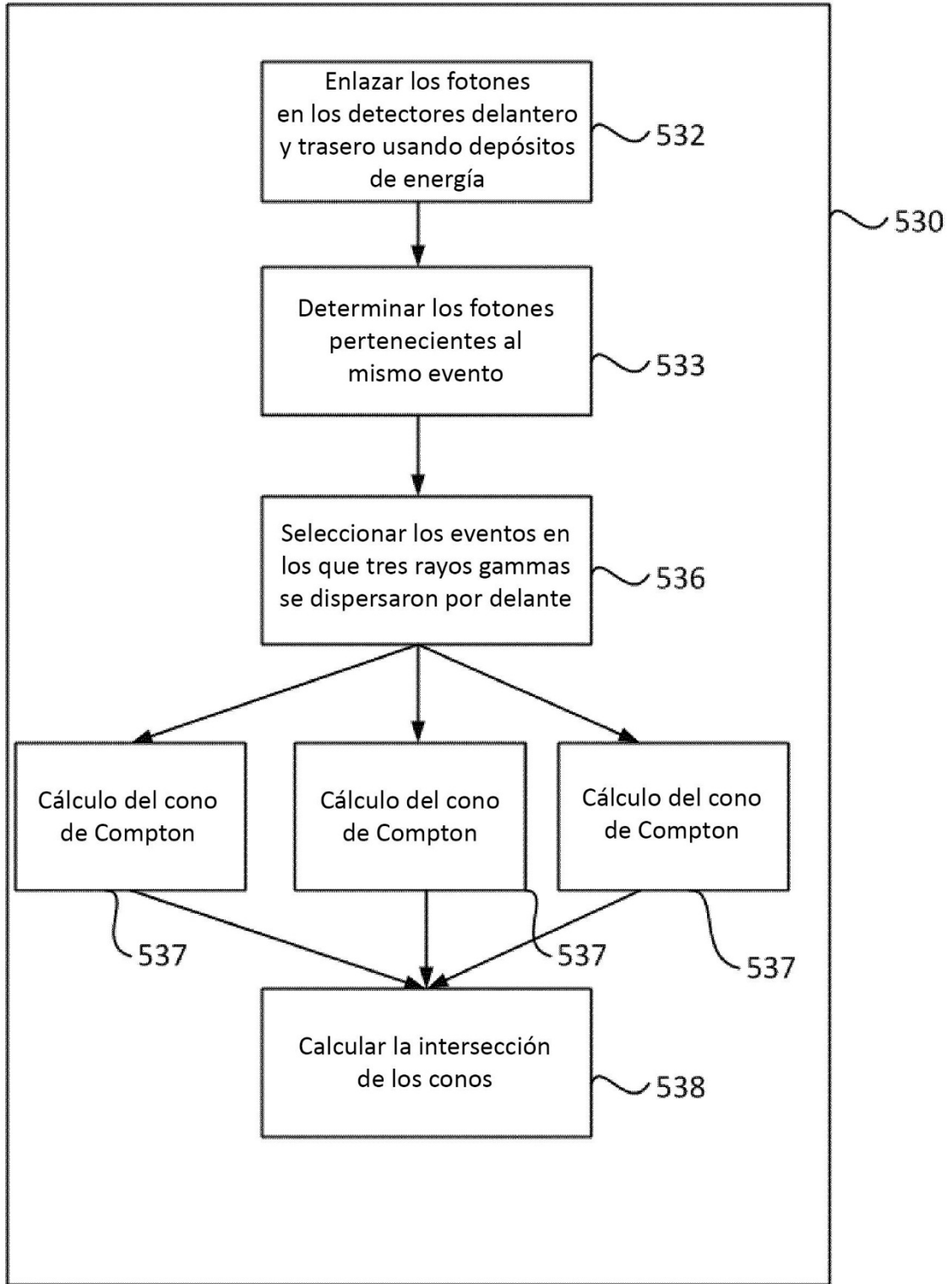


Fig. 4d

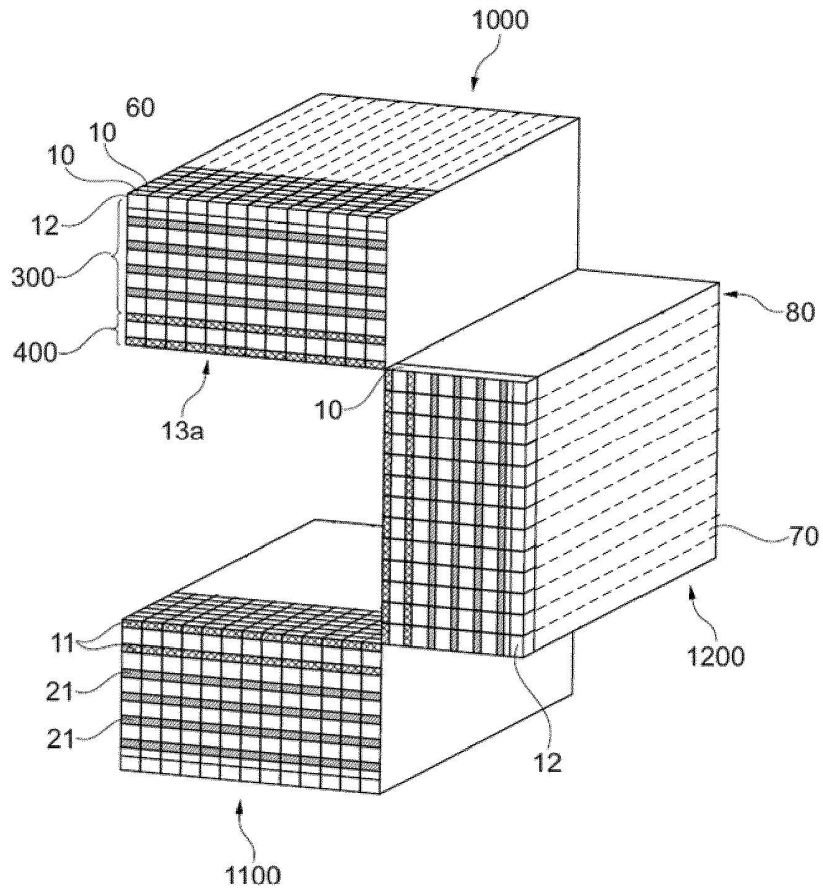


Fig. 5a

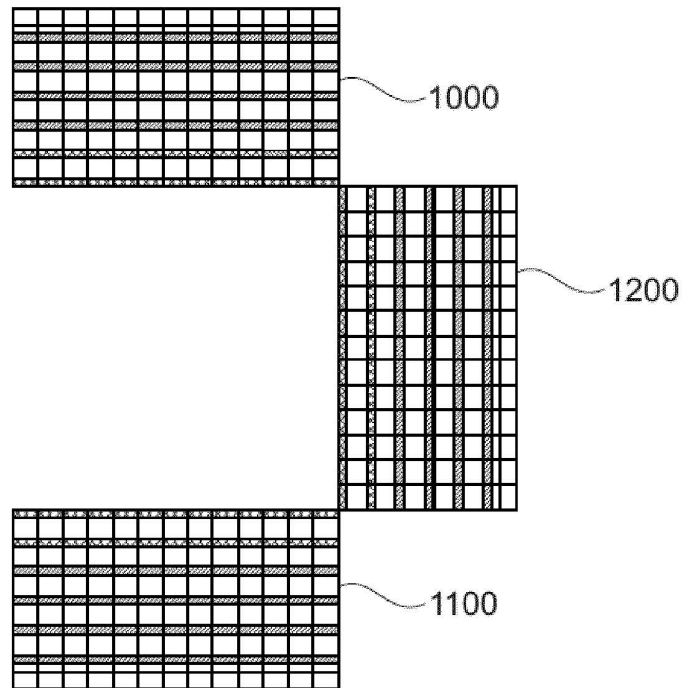


Fig. 5b

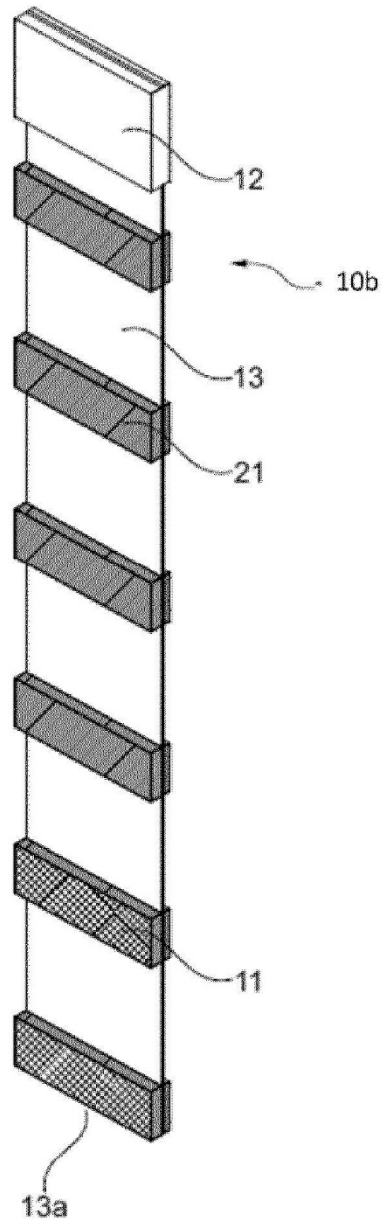


Fig. 6a

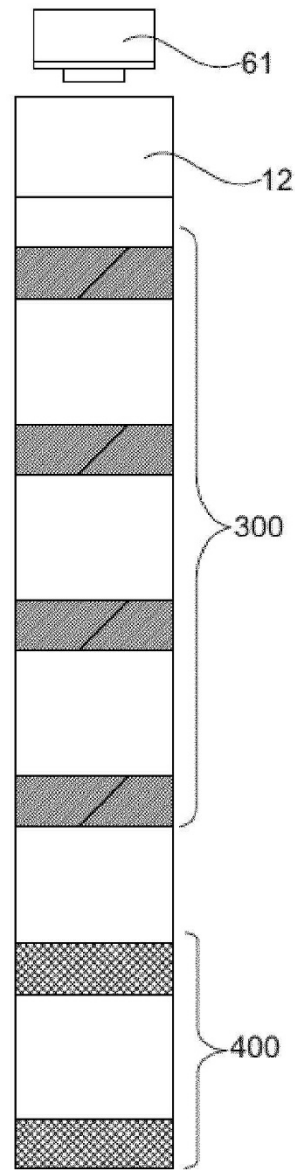


Fig. 6c

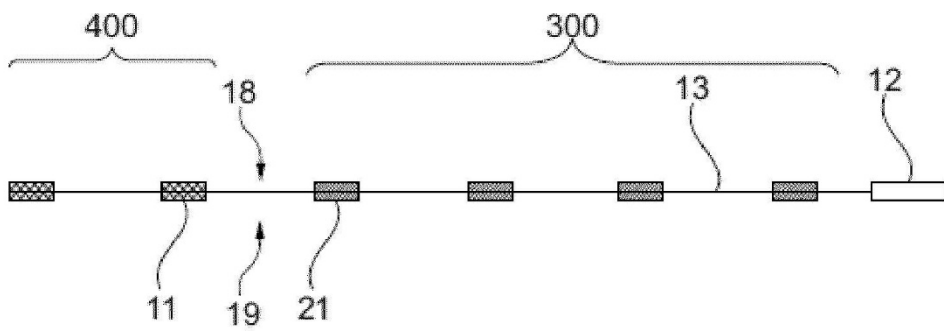


Fig. 6b