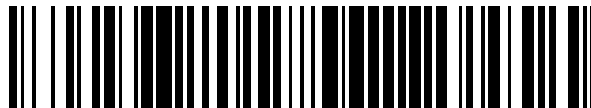


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 527 827**

51 Int. Cl.:

G01T 1/164 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.07.2010 E 10766127 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.10.2014 EP 2454612**

54 Título: **Dispositivo de tiras y procedimiento para la determinación de la localización y tiempo de reacción de los cuantos gamma y el uso del dispositivo para determinar la localización y tiempo de reacción de los cuantos gamma en la tomografía por emisión de positrones**

30 Prioridad:

16.07.2009 PL 38855509

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

30.01.2015

73 Titular/es:

**UNIWERSYTET JAGIELLO SKI (100.0%)
Ul. Golebia 24
31-007 Kraków, PL**

72 Inventor/es:

MOSKAL, PAWEL

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 527 827 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 de tiras y procedimiento para la determinación de la localización y tiempo de reacción de los cuantos gamma y el uso del dispositivo para determinar la localización y tiempo de reacción de los cuantos gamma en la tomografía por emisión de positrones

- 5 El objeto de la invención es un dispositivo de tiras y un procedimiento para la determinación de la localización y tiempo de reacción de los cuantos gamma y el uso del dispositivo para determinar la localización y tiempo de reacción de los cuantos gamma en la tomografía por emisión de positrones. Más específicamente la invención describe una solución para determinar la distribución espacial de la concentración de sustancias seleccionadas en el cuerpo y cambios de su concentración con el tiempo.
- 10 La tomografía por emisión de positrones se basa en la determinación de la distribución espacial de la concentración de sustancias seleccionadas en el cuerpo y los cambios de esta concentración con el tiempo. Con este fin, se administran al paciente productos farmacéuticos marcados con isótopos radiactivos emisores de positrones. El marcador radiactivo se elige de modo que decaiga con la emisión de los positrones. La tomografía utiliza el hecho de que el positrón desde el marcador y el electrón de un átomo del cuerpo se aniquilan en contacto entre sí y sus masas se convierten en energía en la forma de cuantos gamma. Más frecuentemente estos son dos cuantos gamma que vuelan en sentidos opuestos a lo largo de la línea con una energía exactamente definida igual a 511 keV. La aniquilación ocurre típicamente solo a unos pocos milímetros del decaimiento del marcador. Este hecho determina un límite natural de definición de la imagen PET. La tomografía PET permite localizar el marcador radiactivo midiendo la dirección del vuelo de los cuantos de aniquilación. Los detectores de radiación se disponen normalmente en capas que forman un anillo alrededor del paciente. Actualmente, todos los tomógrafos PET comerciales usan un material escintilador inorgánico para la detección. La energía del cuanto gamma que incide en el escintilador se puede transferir parcial o completamente a un electrón del material, que entonces produce destellos de luz por medio de la ionización y desexcitación de átomos o moléculas del escintilador. Estos destellos se convierten entonces en pulsos eléctricos mediante fotomultiplicadores conectados a los escintiladores. El número de fotones generados en el material escintilador es proporcional a la energía que un cuanto transfiere al electrón. A su vez, la carga de la señal eléctrica generada por fotomultiplicadores es proporcional al número de fotones incidentes sobre la ventana del fotomultiplicador. Para la energía de los cuantos gamma que llega a 511 keV hay dos procedimientos significativos denominados efecto fotoeléctrico y efecto Compton. En el primer procedimiento el cuanto gamma transfiere al electrón su energía completa, mientras que en el segundo procedimiento solo se transfiere parte de la energía dependiendo también del ángulo de dispersión del electrón. Como resultado de estos procedimientos, el espectro de carga de las señales registradas consiste en una distribución continua que corresponde al efecto Compton y un pico que corresponde al efecto fotoeléctrico. La separación de sus máximos permite distinguir los casos en los que la aniquilación de los cuantos de energía de 511 keV alcanzó el escintilador sin perturbación de todos los otros casos. En los tomógrafos actuales se usan cristales escintiladores, realizados normalmente en un tamaño de aproximadamente 5 cm x 5 cm y que se abren adicionalmente en piezas más pequeñas con dimensiones de 0,5 cm x 0,5 cm separadas entre sí por un material reflectante. El extremo de cada módulo escintilador se conecta a fotomultiplicadores que convierten la luz en impulsos eléctricos. Esta disposición permite determinar, con una precisión igual al tamaño de la unidad pequeña, la posición en la que reaccionó el cuanto gamma. Por lo tanto, en el análisis adicional, se supone que el cuanto fue absorbido en mitad de la unidad. Esto produce un emborronado de la imagen, mayor cuanto más alejada del eje del tomógrafo ocurra la aniquilación, y mayor sea el módulo del escintilador. Se trata de mejorar la resolución de la imagen calculando el punto de aniquilación a lo largo de la línea de vuelo de los cuantos mediante la medición de la diferencia de tiempo entre la llegada de los cuantos gamma a los detectores. En la literatura esta técnica es conocida como TOF (tiempo de vuelo), y los tomógrafos que usan las mediciones de tiempo se denominan PET-TOF. Para una aplicación eficiente de esta técnica se requiere una resolución de tiempos del orden de decenas de picosegundos, inalcanzable en los tomógrafos actuales basados en escintiladores inorgánicos.

En la Solicitud de Patente US 2006060823 (publicada el 26-03-2006) se describe una invención para un escintilador de detección de radiación que usa un compuesto flexible. Este compuesto se crea por la rápida mezcla de elementos densos, dopados con tierras raras de oxiorosilicato (por ejemplo, LSO:Ce, LSO:Sm o GSO:Ce) con un aglutinante que sea transparente a la radiación emitida desde el escintilador. Los compuestos son uniformes y pueden realizarse en tamaños grandes y formas diferentes. De modo importante, dicho compuesto puede emitir radiación en el intervalo de respuestas que corresponden al fotomultiplicador (400 nm) lo que incrementa la eficiencia del detector.

En la Solicitud de Patente US 2008237470 (publicada el 02-10-2008) se presenta un detector de escintilador que contiene nanopartículas de un componente de escintilación embebido en una matriz de material plástico. Las nanopartículas se pueden realizar a partir de materiales tales como óxidos metálicos, oxohaluros metálicos, oxisulfatos de metales o haluros metálicos. Se desarrollaron nuevas formas de producir nanopartículas en las que las partículas se pueden recubrir por un material orgánico o polímeros antes de asentarse en una matriz plástica. Se desarrolló también la técnica de coincidencia de la reflectante de la matriz plástica mediante el uso de nanopartículas de dióxido de titanio. El escintilador se puede unir con al menos un sistema fotodetector que forma un detector de escintilación, que se puede adaptar para su uso en sistemas de imágenes de rayos X, tales como sistemas digitales de imágenes de rayos X, mamografías, CT, PET o SPECT o en detectores seguros de radiación y

detectores subterráneos de radiación.

5 En las Solicitudes de Patente US 2008296505 (publicada el 04-12-2008) y WO 2007082126 (publicada el 19-07-2007) se describe la forma de reconstruir la imagen del tiempo de vuelo (TOF). Incluye la obtención de la silueta del objeto investigado en el área (14) de ensayo del sistema (10) de imágenes. Los eventos relacionados con la radiación emitida desde el objeto se registran y convierten en datos electrónicos. Las señales eléctricas que corresponden a la radiación incidente desde el exterior del objeto se eliminan, reconstruyendo de ese modo las imágenes finales a partir de los datos electrónicos restantes.

10 En la Solicitud de Patente US 2004173752 (publicada el 09-09-2004) se demostró que en caso de ciertas perovskitas orgánicas híbridas/inorgánicas como material escintilador, la radiación se genera en el intervalo óptico a una velocidad aproximadamente por debajo de los nanosegundos, y se puede usar el mismo escintilador como un detector de la radiación gamma en tomografía PET. El escáner PET, de acuerdo con la invención, contiene compuestos de perovskitas orgánicas híbridas/inorgánicas basados en escintilador seleccionados entre compuestos de fórmulas específicas. La velocidad de respuesta conocida para los escintiladores actualmente usados en tomografía PET es muy limitada, debido a que hay una limitación en la resolución obtenida por este procedimiento.

15 Para resolver este problema, se ha estimado que la velocidad de respuesta del escintilador debería ser de aproximadamente 0,1 ns. El desarrollo de dicho escintilador permitió limitar la resolución temporal obtenida con este procedimiento. En la solicitud descrita se dan los procedimientos de fabricación y la composición de dichos escintiladores en el orden de varios centímetros cúbicos. Sin embargo, para conseguir la resolución espacial a lo largo de las líneas de respuesta, que sería del orden de la incertidumbre natural originada a partir de la absorción de positrones en el cuerpo del paciente, la resolución temporal requerida debería ser mejor de 50 ps y la imagen económica del cuerpo humano completo necesita escintiladores rápidos de un tamaño del orden de metros.

20

25 En la Solicitud de Patente EP 2047297 (publicada el 21-04-2008), se presenta el tomógrafo PET (100) en base a la medición del tiempo de vuelo. Incluye el detector (106), el sistema (120) de adquisición de datos, el sistema (122) de conformidad y la unidad (129) de reconstrucción. Los elementos para el sistema de formación de imágenes afectan a la resolución en el tiempo del sistema (100) de modo que los datos de positrones, que se recogen a lo largo de diferentes líneas de respuesta se caracterizan por diferentes resoluciones de tiempo. Estas resoluciones de tiempo se usan para la determinación de la posición de los eventos registrados a lo largo de las líneas de respuesta correspondientes.

30 El documento FR2925698 divulga un dispositivo de tomografía por emisión de positrones que comprende una cámara anular que está constituida por cristales para la conversión de la energía luminosa de los fotones gamma: aniquilación del positrón. La periferia interior de la cámara se recubre con barras de escintilador de cristal único paralelepípedo. Cada barra con extremos longitudinales está equipada con fotomultiplicadores de estado sólido.

35 A pesar de la investigación descrita anteriormente dirigida a soluciones para la determinación del lugar y tiempo de la interacción de los cuantos gamma usados en la tomografía por emisión de positrones, existe una necesidad continua de una solución efectiva para la detección de la radiación usando un escintilador plástico dopado con átomos de elevado número atómico, lo que permitiría obtener las resoluciones de tiempo necesarias para una aplicación efectiva de las técnicas de TOF, así como para reducciones sustanciales en el coste de producción de los tomógrafos PET debido a la posibilidad relativamente fácil de producir escintiladores orgánicos de cualquier tamaño.

40 La finalidad de esta invención es proporcionar recursos que se pueden usar para producir soluciones para la determinación del lugar y tiempo de reacción de los cuantos gamma usados en la tomografía por emisión de positrones.

La realización de dicha finalidad particular, y la solución de los problemas descritos en las técnicas del estado de la técnica asociados con la medición del tiempo de vuelo y con limitaciones de la resolución de tiempos obtenida, se ha conseguido en la presente invención.

45 El objeto de la invención es un dispositivo de tiras para la determinación de la localización y el tiempo de reacción del cuanto gamma, de acuerdo con las reivindicaciones 1-6 adjuntas y un procedimiento para la determinación de la localización y tiempo de reacción del cuanto gamma en un dispositivo que comprende una cámara de escintilación de acuerdo con la reivindicaciones 7-9 adjuntas. La invención se refiere también al uso del dispositivo en la tomografía por emisión de positrones.

50 La figura adjunta permite una mejor explicación de la sustancia de una solución, en la que:

la figura 1 muestra un esquema general del dispositivo - tomografía de tiras;

la figura 2 muestra un ejemplo de la disposición de las tiras 8 en el tomógrafo;

la figura 3 muestra el esquema de un único módulo del sector;

la figura 4 muestra una muestra del montaje de multiplicadores 11;

la figura 5 muestra un ejemplo del diagrama lógico del sistema electrónico que permite obtener información acerca de la amplitud y tiempo de los impulsos generados por el fotomultiplicador. Las diversas marcas en las figuras indican, respectivamente:

- 5 1 - cámara de escintilación para el examen del paciente, 2 - carcasa de la cámara y fotomultiplicadores, 3 -
 carcasa de los circuitos electrónicos, 4 - ordenador para la reconstrucción de la imagen tomográfica, 5 -
 monitor, 6 - impresora, 7 - una plataforma que permite al paciente moverse dentro de la cámara de
 escintilación, 8 - tira de escintilación, 9 - lámina, 10 - guía de luz, 11 - fotomultiplicador, 12 - divisor de voltaje,
 13 - cable de alimentación, 14 - cables de señal, 15 - placa para montaje de los fotomultiplicadores, 16 -
 10 orificios para los tubos fotomultiplicadores, 17 - cubierta plástica, 18 - repartidor de señal, 19 - discriminador,
 20 - sistema de coincidencia, 21 - línea de retardo, 22 - convertidor tiempo-a-número - TDC, 23 - convertidor
 carga-a-número - ADC, 24 - cables de señal. Para la mejor comprensión de las soluciones se presenta a
 continuación una realización ejemplar de la invención.

Ejemplo

15 La figura 1 muestra un esquema general del dispositivo, que consiste en una cámara (1) de escintilación, dentro de
 la que se coloca el paciente, tras la introducción de los radiofármacos. Los cuantos gamma resultantes del
 decaimiento del marcador radiactivo en el cuerpo del paciente producen destellos de luz en la cámara de
 escintilación. Los pulsos de luz resultantes se convierten en señales eléctricas por medio de fotomultiplicadores
 situados en la parte anterior y posterior entre la cámara de escintilación y la carcasa de la unidad (2) completa. Las
 20 señales de los fotomultiplicadores se envían usando cables a la electrónica situada en la carcasa (3) al lado de la
 carcasa de la cámara de escintilación. El circuito electrónico convierte la amplitud y el tiempo de aparición de las
 señales en números, que se envían al ordenador en forma binaria (4), donde en base a ellos se reconstruye la
 distribución de la densidad del marcador radiactivo en el cuerpo del paciente. Esta imagen se puede ver sobre la
 pantalla (5), impresora (6), o guardarse en un disco en el ordenador. Para realizar el examen se coloca el paciente
 25 sobre la plataforma (7), que se puede deslizar dentro de la cámara (1) de escintilación forrada desde el lado del
 paciente con una cubierta plástica.

La cámara (1) de escintilación consiste en tiras de plástico de escintilador dopado con átomos de elevado número
 atómico, en este caso plomo. La figura 2 muestra una disposición ejemplar de tiras (8) de escintilación. Las
 superficies de las tiras de escintilación deberían cortarse con una hoja de diamante, o pulirse para reflejar los
 30 fotones incidentes en la superficie desde el interior en un ángulo mayor que el denominado ángulo límite. Las tiras
 se separan ópticamente mediante una lámina (9) opaca a la luz. Una forma de hacer esto es envolver cada tira con
 la lámina por separado. Los fotones de luz, resultantes de la absorción del cuanto gamma en el material escintilador,
 que reaccionan en el borde anterior o el posterior de la tira se conducen a través de la guía de luz (10) a
 fotomultiplicadores (11). La visión esquemática de un único módulo detector se muestra en la figura 3. Las guías de
 35 luz (10) ópticas se fijan a las tiras de escintilación con adhesivo óptico cuyo índice de refracción es próximo al índice
 de refracción del material del que están hechos los escintiladores. Se debería tomar nota de que el material de guía
 de luz se debería seleccionar de modo que su índice de refracción sea el más similar al índice de refracción del
 escintilador. Coeficientes de luz similares minimizan las reflexiones de los fotones en la zona de conexión. La
 combinación de la guía de luz con el fotomultiplicador (11) se puede obtener mediante un gel o goma de silicona
 apropiada.

40 El voltaje se distribuye a los dínodos del fotomultiplicador (11) usando divisores (12) de voltaje, que deberían
 coincidir apropiadamente con el tipo de fotomultiplicador. El divisor de voltaje se suministra usando cables (13) de
 voltaje conectados con la fuente de alimentación situada en la carcasa de la electrónica etiquetada con el número (3)
 en la Figura 1. Las señales desde los fotomultiplicadores (11) se proporcionan a la electrónica mediante cables (14)
 de señal.

45 En la figura 4 se muestra un ejemplo de montaje de fotomultiplicador. Los fotomultiplicadores se fijan a la placa (15)
 de montaje, que a su vez se fija a la carcasa del dispositivo (2) completa. La placa (15) de sujeción de los
 fotomultiplicadores tiene aberturas (16), cuyo tamaño y forma se ajusta al tamaño y forma de la carcasa de los
 fotomultiplicadores, y se puede optimizar la disposición y distancia relativa en términos de la resolución requerida,
 grosor de las tiras y coste del dispositivo. Desde el lado del paciente se ve la cubierta plástica (17).

50 La figura 5 muestra un diagrama lógico ejemplar del sistema electrónico que permite obtener información acerca de
 la amplitud y tiempo de los pulsos eléctricos generados por los fotomultiplicadores. Esto a su vez se vincula
 próximamente con el tiempo y amplitud de las señales de luz que alcanzan los fotomultiplicadores.

Un programa para analizar los datos en la primera etapa realizaría la selección de estos eventos, para los que las
 55 señales se registraron en al menos dos tiras con una distancia relativa apropiada. Al mismo tiempo las señales en
 cada tira tendrían que estar registradas en ambos multiplicadores, anterior y posterior. Además se aplicaría un
 tratamiento adicional solamente a aquellas señales que estén dentro de un intervalo de tiempo fijado (varios
 nanosegundos). A continuación se determina la localización de la reacción a lo largo de la cámara (coordinada z) en
 base a la diferencia de tiempo entre la señal que alcanza la parte anterior y la posterior de la tira de acuerdo con la
 fórmula:

$$z = \text{beta} * \text{Delta}(t) / 2 + C1 = \text{beta} * (t_{\text{anterior}} - t_{\text{posterior}}) / 2 + C1,$$

en donde beta es la señal de la velocidad de la luz en la tira del escintilador, y C1 es una constante de calibración. La determinación del punto de impacto del cuanto gamma a lo largo de la cámara de escintilación en base a la medición del tiempo es la característica principal de esta invención. El punto de impacto en un plano perpendicular al eje de las tiras (xy en la figura 2) se determina a partir de la localización del módulo que registró la señal. El tiempo de interacción del cuanto en la tira de escintilación se determina como la media aritmética del tiempo medido en los fotomultiplicadores anterior y posterior:

5

$$t = (t_{\text{anterior}} + t_{\text{posterior}}) / 2 + C2,$$

en la que C2 es una constante de calibración.

10 El conocimiento de las amplitudes de señal en los fotomultiplicadores en ambos lados permite calcular la energía del electrón que reaccionó con el cuanto gamma. Para el cálculo se puede usar la siguiente fórmula en primera aproximación:

$$E = C3 * (A_{\text{anterior}} + A_{\text{posterior}}),$$

en la que C3 es una constante de calibración.

15 Conociendo las coordenadas $r = (x, y, z)$ del punto de reacción para tanto las líneas del cuanto gamma $r1$ como para el $r2$ se pueden determinar las líneas de LOR.

Conociendo $r1$, $r2$, $t1$ y $t2$ se puede calcular el lugar de aniquilación a lo largo de la línea de LOR usando la fórmula $\text{Delta}(\text{LOR}) = (t2 - t1) / 2 * c$, en la que c es la velocidad de la luz. En consecuencia, el punto de aniquilación se determina mediante la siguiente fórmula:

20

$$\vec{r}_a = \frac{\vec{r}_1 + \vec{r}_2}{2} + \frac{\vec{r}_1 - \vec{r}_2}{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} \cdot \Delta\text{LOR}$$

El dispositivo descrito proporciona un conjunto de líneas de LOR reconstruidas y la localización de los puntos de aniquilación a lo largo de estas líneas. En base a estos datos se obtiene la imagen tomográfica mediante técnicas de reconstrucción de imagen.

25

La solución propuesta permite construir un dispositivo para el registro de cuantos gamma en tomografía por emisión de positrones, cuyo coste no se incrementa significativamente con el tamaño del escáner, debido a que la extensión de la cámara para el registro de la imagen se relaciona solo con el incremento de la longitud de las tiras de escintilación mientras se mantienen el número de fotomultiplicadores, guías de luz y el número de circuitos electrónicos para procesamiento de señales.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de tiras para la determinación de la localización y tiempo de reacción del cuanto gamma, comprendiendo el dispositivo una cámara de escintilación, en el que la cámara (1) de escintilación tiene una superficie cilíndrica interna en la que se disponen una pluralidad de tiras (8) del escintilador, en el que las superficies de las tiras (8) del escintilador se configuran para reflejar fotones que caen sobre ella desde el interior de la cámara de escintilación en un ángulo mayor que un ángulo límite, estando conectada ópticamente cada tira del escintilador a fotomultiplicadores (11) para la recepción, a través de guías de luz (10) de fotones de luz, resultantes del cuanto gamma absorbido en el material escintilador, en el que la energía del cuanto gamma se transfiere completamente a un electrón del escintilador por medio de un efecto fotoeléctrico o parcialmente por medio de un efecto Compton, que alcanza el borde anterior o el posterior de la tira (8), y en el que el dispositivo comprende adicionalmente un sistema electrónico para la determinación de la localización de los puntos de aniquilación a lo largo de líneas de LOR, estando el sistema **caracterizado porque** está configurado para:
- seleccionar eventos para los que las señales se registran dentro de un intervalo de tiempo fijado en un par de tiras (8) del escintilador separadas con una distancia relativa,
 - y para cada evento seleccionado,
 - determinar el punto de impacto del cuanto gamma en un plano perpendicular al eje longitudinal de la tira (8) del escintilador desde la posición de la tira (8) del escintilador que registró la señal,
 - y para cada tira (8) del escintilador del par de tiras (8) del escintilador que registraron una señal para el evento seleccionado:
 - determinar la posición del impacto en la tira (8) del escintilador a lo largo de la cámara de escintilación en base a la diferencia de tiempos ($t_{\text{anterior}} - t_{\text{posterior}}$) entre el tiempo (t_{anterior}) medido en el fotomultiplicador (11) anterior y el tiempo ($t_{\text{posterior}}$) medido en el fotomultiplicador (11) posterior de la tira (8) del escintilador,
 - determinar el tiempo (t_1, t_2) en el que el cuanto gamma interactuó en cada tira (8) del escintilador como la media aritmética del tiempo (t_{anterior}) medido en el fotomultiplicador (11) anterior y el tiempo ($t_{\text{posterior}}$) medido en el fotomultiplicador (11) posterior de cada tira (8) del escintilador,
 - determinar la energía del electrón del escintilador al que se transfirió la energía del cuanto gamma por medio del efecto Compton o fotoeléctrico, en base a las amplitudes de las señales en los fotomultiplicadores (11) en ambos lados de las tiras (8) del escintilador,
 - y para cada evento seleccionado:
 - determinar la línea de LOR en base a las posiciones determinadas del punto de impacto en las dos tiras (8) del escintilador del par de tiras (8) del escintilador,
 - determinar el lugar de aniquilación a lo largo de la línea de LOR en base a los tiempos (t_1, t_2) determinados cuando el cuanto gamma interactuó en las tiras (8) del escintilador,
 - proporcionar una imagen tomográfica a partir de un conjunto de líneas de LOR reconstruidas y la localización de los puntos de aniquilación a lo largo de estas líneas determinados por los eventos seleccionados,
 - y en el que las tiras (8) del escintilador están fabricadas de plástico dopado con átomos con número atómico de al menos 50.
2. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** el material de guía de luz es seleccionado de modo que su índice de refracción sea el más similar al índice de refracción del escintilador, mientras coeficientes de luz similares minimizan las reflexiones de los fotones en la zona de conexión.
3. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, **caracterizado porque** los impulsos de luz generados son convertidos en señales eléctricas por medio de fotomultiplicadores (IJ) conectados ópticamente con guías de luz, y los fotomultiplicadores (U) están fijados a la placa (15) de montaje, que está fijada a la carcasa de la unidad (2) completa.
4. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, **caracterizado porque** la conexión de la guía de luz al fotomultiplicador (11) es realizada mediante el uso de geles o goma de silicona.
5. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, **caracterizado porque** las tiras (8) están separadas entre sí ópticamente, preferentemente usando láminas opacas a la luz.
6. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, **caracterizado porque** cada tira (8) se envuelve por separado.
7. Un procedimiento para la determinación de la localización y tiempo de reacción del cuanto gamma en un dispositivo que comprende una cámara de escintilación, en el que la cámara (1) de escintilación tiene una superficie cilíndrica interna en la que se disponen una pluralidad de tiras (8) del escintilador, en el que las superficies de las tiras (8) del escintilador se configuran para reflejar los fotones que caen sobre ella desde el interior de la cámara de

- escintilación en un ángulo mayor que un ángulo límite, mientras las tiras (8) están separadas entre sí ópticamente, estando conectada ópticamente cada tira del escintilador a fotomultiplicadores (11) para la recepción, a través de guías de luz (10) de fotones resultantes de la absorción del cuanto gamma absorbido en el material escintilador, en el que la energía del cuanto gamma es transferido completamente a un electrón del escintilador por medio de un efecto fotoeléctrico o parcialmente por medio de un efecto Compton, que alcanza el borde anterior o el posterior de la tira (8) en el que el procedimiento está **caracterizado porque** comprende la localización de los puntos de aniquilación a lo largo de las líneas de LOR mediante:
- la selección de eventos para los que las señales se registran dentro de un intervalo de tiempo fijado en un par de tiras (8) del escintilador separadas con una distancia relativa,
 - y para cada evento seleccionado,
 - la determinación del punto de impacto del cuanto gamma en un plano perpendicular al eje longitudinal de la tira (8) del escintilador desde la posición de la tira (8) del escintilador que registró la señal,
 - y para cada tira (8) del escintilador del par de tiras (8) del escintilador que registraron una señal para el evento seleccionado:
 - la determinación de la posición del impacto en la tira (8) del escintilador a lo largo de la cámara de escintilación en base a la diferencia de tiempos ($t_{\text{anterior}} - t_{\text{posterior}}$) entre el tiempo (t_{anterior}) medido en el fotomultiplicador (11) anterior y el tiempo ($t_{\text{posterior}}$) medido en el fotomultiplicador (11) posterior de la tira (8) del escintilador,
 - la determinación del tiempo (t_1, t_2) en el que el cuanto gamma interactuó en cada tira (8) del escintilador como la media aritmética del tiempo (t_{anterior}) medido en el fotomultiplicador (11) anterior y el tiempo ($t_{\text{posterior}}$) medido en el fotomultiplicador (11) posterior de cada tira (8) del escintilador,
 - la determinación de la energía del electrón del escintilador al que se transfirió la energía del cuanto gamma por medio del efecto Compton o fotoeléctrico, en base a las amplitudes de las señales en los fotomultiplicadores (11) en ambos lados de las tiras (8) del escintilador,
 - y para cada evento seleccionado:
 - la determinación de la línea de LOR en base a las posiciones determinadas del punto de impacto en las dos tiras (8) del escintilador del par de tiras del escintilador,
 - la determinación del lugar de aniquilación a lo largo de la línea de LOR en base a los tiempos (t_1, t_2) determinados cuando el cuanto gamma interactuó en las tiras (8) del escintilador,
 - el suministro de una imagen tomográfica a partir de un conjunto de líneas de LOR reconstruidas y la localización de los puntos de aniquilación a lo largo de estas líneas determinados por los eventos seleccionados,
 - y en el que las tiras (8) del escintilador están fabricadas de plástico dopado con átomos con número atómico de al menos 50.
8. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 7, que comprende adicionalmente la conversión de la amplitud y del tiempo de aparición de las señales en números, que se envían al ordenador en forma (4) binaria, y la reconstrucción en base a ellos de la distribución de densidad del marcador radiactivo en el cuerpo del paciente.
9. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 7, **caracterizado porque** se usa en tomografía por emisión de positrones.
10. El uso del dispositivo tal como se define en las reivindicaciones 1 a 6 en la tomografía por emisión de positrones.

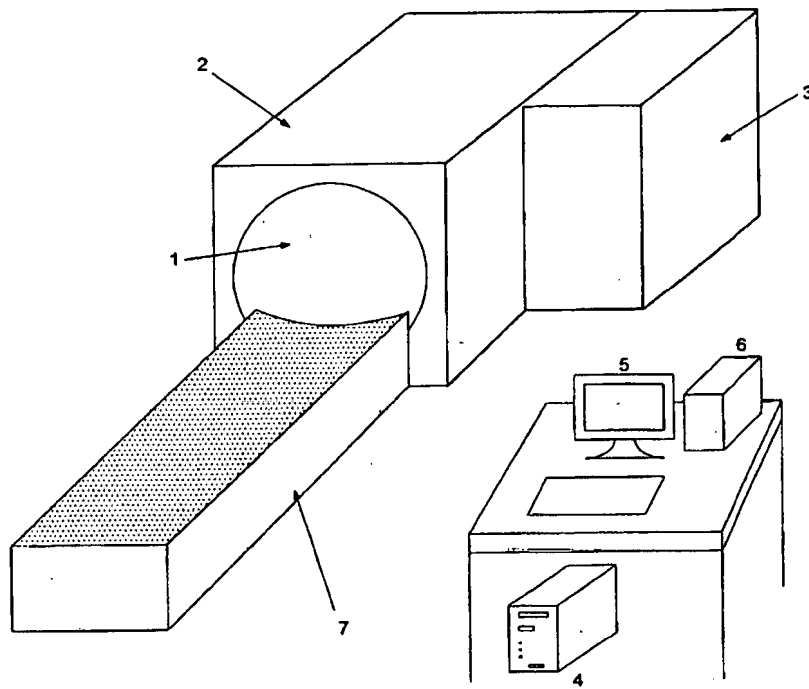


Fig. 1

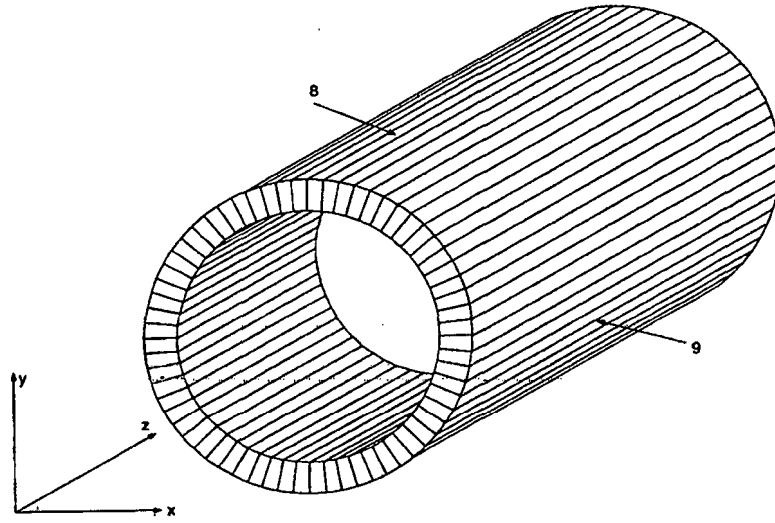


Fig. 2

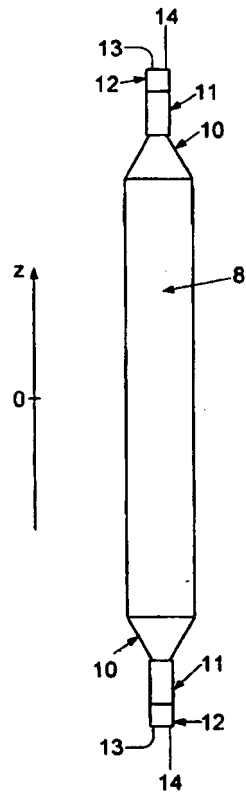


Fig. 3

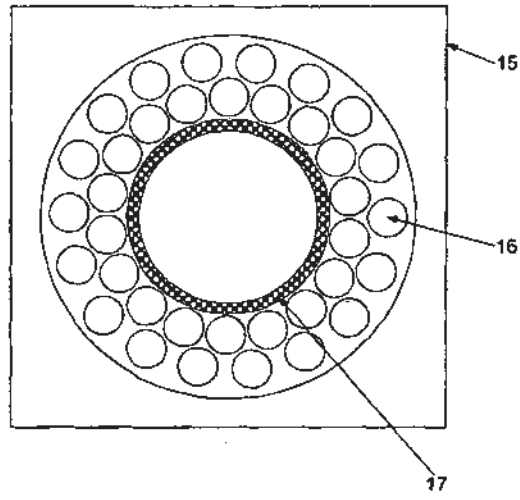


Fig. 4a

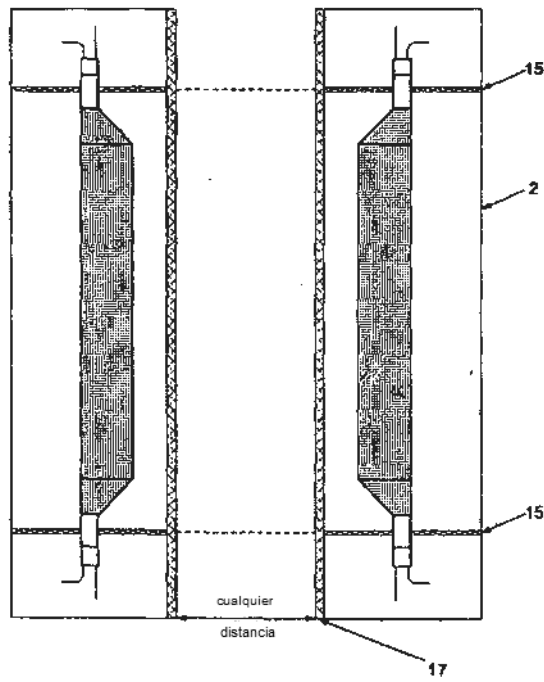


Fig. 4b

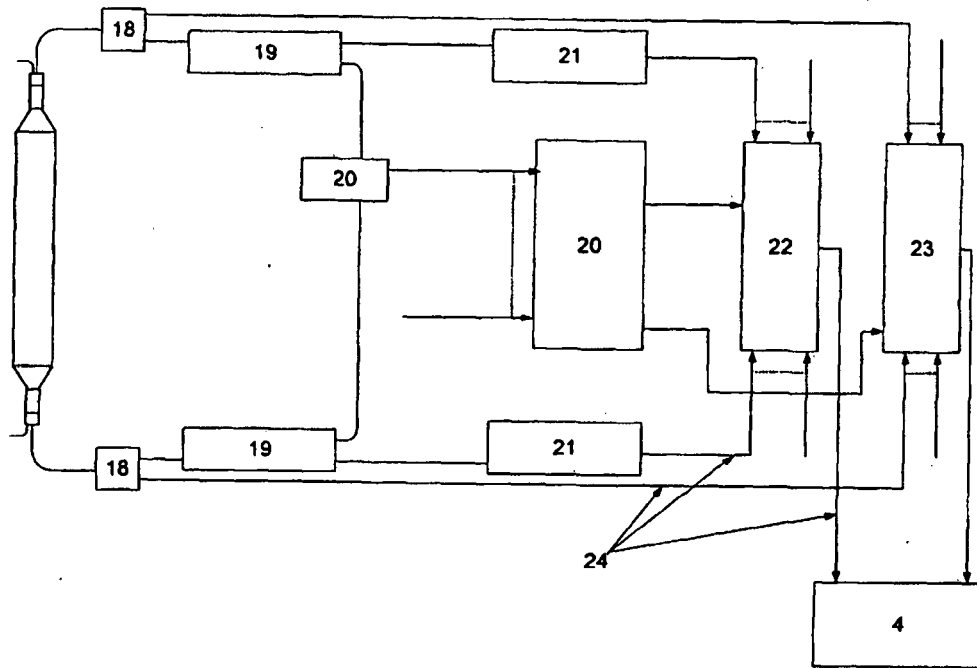


Fig. 5