(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 531 640**

(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 10745021 (5)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.12.2014** **EP 2454611**

(54) Título: **Dispositivo en matriz y procedimiento de determinación de 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 38855609**

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
**18.03.2015**

(73) Titular/es:

**UNIWERSYTET JAGIELLONSKI (100.0%)**
**Ul. Golebia 24**
**31-007 Krakow, PL**

(72) Inventor/es:

**MOSKAL, PAWE**

(74) Agente/Representante:

**CARPINTERO LÓPEZ, Mario**

ES 2 531 640 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 en matriz y procedimiento de determinación de 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

La materia objeto de la invención es un dispositivo en matriz y un procedimiento de 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.

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 oxiortosilicato (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.

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.

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. 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.

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.

Una solicitud de patente francesa FR2925698A1 desvela un dispositivo para la determinación de la localización y tiempo de interacción de cuantos gamma, comprendiendo el dispositivo una cámara de escintilación. La cámara de escintilación contiene barras del escintilador en cristal, en la que una superficie de las barras del escintilador está configurada para reflejar fotones incidentes en la superficie desde el interior de la cámara de escintilación en un ángulo mayor que un ángulo límite. Cada barra comprende fotodetectores en sus extremos y a lo largo de su longitud. Los pulsos de luz resultantes se convierten en señales eléctricas por medio de fotodetectores. El dispositivo comprende adicionalmente un sistema electrónico configurado para determinar la localización de la reacción del cuanto en el plano de la placa de escintilación y para determinar la profundidad de la interacción del cuanto gamma (DOI) y las líneas LOR. El sistema está configurado adicionalmente para definir el punto de aniquilación a lo largo de la línea LOR y para proporcionar una imagen tomográfica a partir del conjunto proporcionado de las líneas LOR reconstruidas y la localización de los puntos de aniquilación a lo largo de estas líneas. Los fotomultiplicadores se conectan ópticamente a la tira del escintilador, lo que da como resultado que algunos fotones (que impactan en el lateral del escintilador en un punto entre los fotomultiplicadores en un ángulo dentro de un cono formado por un rayo emitido en un ángulo crítico) salen del escintilador sin ser detectados por los fotomultiplicadores. Dichos fotones se pierden y deterioran la precisión de la medición.

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.

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.

El objeto de la invención es un dispositivo en matriz para la determinación de la localización y tiempo de interacción de cuantos gamma y un procedimiento para la determinación de la localización y tiempo de interacción de cuantos gamma de acuerdo con las reivindicaciones adjuntas.

Preferentemente, cuando se distribuye el voltaje a los dinodos del fotomultiplicador por los divisores de voltaje, que están adaptados al tipo de fotomultiplicador, y que el divisor de voltaje se alimenta a través de cables de voltaje mediante la fuente de alimentación colocada en la carcasa para la electrónica adyacente a la cápsula de los fotomultiplicadores, y se proporcionan las señales desde los fotomultiplicadores a los circuitos electrónicos usando cables de señal.

Preferentemente, las placas de escintilación se conectan mediante un cemento óptico cuyo índice de refracción es similar al índice de refracción del material del que están fabricadas las placas del escintilador, en tanto que índices de refracción similares minimizan la reflexión de los fotones en el lugar de la conexión.

Preferentemente, las placas del escintilador están separadas de la cámara interior con una lámina opaca a la luz.

Preferentemente, cuando se ve la cubierta de plástico desde el lado del paciente.

Preferentemente, las paredes de los fotomultiplicadores se pueden dividir en derecha (P), izquierda (L), superior (G) e inferior (D) y se registra la luz en la parte anterior (F) y posterior (T).

Preferentemente, cuando el dispositivo se presenta en las Figuras 1 a 7.

El siguiente objetivo de la invención es un procedimiento para determinar la localización y tiempo de interacción del cuanto gamma, caracterizado porque la superficie de la placa del escintilador refleja los fotones incidentes en la superficie desde el interior en un ángulo mayor que el denominado ángulo de límite, y porque los fotomultiplicadores constituyen una pared detectora que registra en cada lado pulsos de luz que emergen de las placas del escintilador, y también porque los pulsos de luz resultantes se convierten en señales eléctricas por medio de una matriz de fotomultiplicadores situada entre las placas de escintilación y la carcasa del dispositivo en su conjunto, en tanto que fotones de luz, resultantes de la absorción del cuanto gamma en el material escintilador que alcanza la superficie de la placa en un ángulo más pequeño que el ángulo límite vuelan y se registran por los fotomultiplicadores que rodean la cámara de escintilación, y en la primera etapa de análisis de datos se seleccionan aquellos eventos para los que las señales se registraron en al menos tres capas laterales y en la capa anterior (F) y posterior (T) de fotomultiplicadores y a continuación, para un procesamiento adicional, solamente se toman aquellas señales que aparece dentro del intervalo de tiempo fijado, después de lo que se determina la localización de la reacción del cuanto en el plano de la placa, con lo que en base a la distribución de amplitudes de las señales en los fotomultiplicadores laterales se determina la profundidad de la interacción del cuanto gamma (DOI) y las líneas LOR, en el que en base al punto de aniquilación y al conocimiento acerca de las amplitudes y tiempo de las señales registradas por los fotomultiplicadores se determina la energía depositada en el material de escintilación por el cuanto gamma y el tiempo de reacción, se calcula la localización de la aniquilación a lo largo de la línea LOR, se determina al punto de aniquilación con lo que el conjunto proporcionado de líneas LOR reconstruidas y la localización de los puntos de aniquilación a lo largo de estas líneas proporciona una imagen tomográfica.

Preferentemente, cuando se mantiene una capa de aire entre los fotomultiplicadores y la cámara de escintilación, y las señales de luz se registran por un número mayor de fotomultiplicadores debido a la refracción de la línea de luz que procede de la placa de escintilación dentro del aire.

Preferentemente, cuando el circuito electrónico convierte la amplitud y tiempo de aparición de las señales en cifras, que se envían al ordenador en forma binaria, en el que en base a ellas se reconstruye la distribución de densidad del marcador radiactivo en el cuerpo del paciente. Preferentemente, cuando se determina la localización de la reacción del cuanto en el plano de la placa (x-y) con tres procedimientos independientes en base a la posición de los fotomultiplicadores y a las amplitudes de las señales desde las capas del fotomultiplicador anterior (F) y posterior (R), a las amplitudes de señales desde las capas del fotomultiplicador, al tiempo de las señales del fotomultiplicador desde las capas anterior y posterior mientras que se toma como resultado final la media ponderada con incertidumbres de medición apropiadas.

Preferentemente, cuando se determina la profundidad de la interacción (DOI) del cuanto gamma a partir de la distribución de las amplitudes de la señal en los fotomultiplicadores en los paneles laterales de las placas, en el que en base al punto de reacción y conocimiento acerca de las amplitudes y tiempos de las señales registradas por los fotomultiplicadores se determina la energía depositada en el material de escintilación por el cuanto gamma y el tiempo de reacción, se calcula la localización de la aniquilación a lo largo de la línea LOR, con lo que el conjunto proporcionado de líneas LOR reconstruidas y la localización de los puntos de aniquilación a lo largo de estas líneas proporciona una imagen tomográfica. Preferentemente, cuando la energía depositada por el cuanto gamma en el material escintilador y el tiempo de reacción se determinan teniendo cuenta el número total de fotomultiplicadores, que dan una señal debido a la reacción del cuanto gamma, la distancia entre el punto de reacción y la parte media de la ventana del fotomultiplicador ($\Delta r_i$), la constante de calibración ($v_s$) que corresponde a la velocidad de la señal de la luz en el escintilador, y la constante de calibración ($\lambda$), que indica la atenuación de la señal, incertidumbre ($\sigma$) de determinación de la amplitud.

Preferentemente, cuando se usa en Tomografía por Emisión de Positrones.

El siguiente objeto de la invención es la aplicación del dispositivo tal como se ha descrito anteriormente en la tomografía por emisión de positrones.

Las figuras adjuntas permiten una mejor explicación de la sustancia de una solución, en las que:

la **figura 1** muestra un esquema general del dispositivo que consiste en una cámara de escintilación 7, dentro de la que se coloca el paciente, después de la inserción de los radio-fármacos;

la **figura 2** muestra una disposición de muestra de la placa de escintilación 8;

la **figura 3** muestra los fotomultiplicadores 10, que forman las paredes de detección que registran en cada lateral los pulsos de luz que emergen de la cámara de escintilación;

la **figura 4** muestra un montaje fotomultiplicador de muestra, en tanto que la **figura 4a** presenta un conjunto de fotomultiplicador y divisor de voltaje, y la **figura 4b** una parte de la placa 11 para el montaje del fotomultiplicador;

la **figura 5** muestra una sección horizontal de la cámara de escintilación con la carcasa 2 y el fotomultiplicador 10;

la **figura 6** muestra un añadido del fotomultiplicador opaco a la luz ejemplar para el montaje de la placa con la manecilla conectada al tubo fotomultiplicador;

la **figura 7** muestra un diagrama lógico de ejemplo del sistema electrónico, que permite obtener la información acerca de la amplitud y tiempo de los impulsos generados por los fotomultiplicadores.

En las que las diversas marcas en las figuras indican:

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 - placas de escintilación, 9 - las placas se conectan mediante un cemento óptico cuyo índice de refracción es similar al índice de refracción del escintilador $n \approx 1{,}58$, 10 - fotomultiplicador, en tanto 10 D, 10 G, 10 P, 10 L, 10 F, 10 T - son las paredes inferior, superior, derecha, izquierda, anterior y posterior de los fotomultiplicadores, 11 - placa para montaje de fotomultiplicadores, 12 - marco para la fijación de la cámara de escintilación, 13 - capa de aire, 14 - divisor de voltaje, 15, 16 - cables de alto voltaje y cables de señal; en los que 15 - cable de potencia, 16 - cables de señal, 17 - lámina opaca a la luz, 18 - apantallado plástico del interior de la cámara de escintilación, 19 - soporte, 20 - apantallado del fotomultiplicador, 21 - sellado, 22 - perno, 23 - salida de potencia opaca a la luz y cables de señal, 24 - cables de señal, 25 - sistema para la separación de las señales, 26 - sistema de retardo de tiempo, 27 - convertidor carga a número- ADC, 28 convertidor tiempo a número- TDC, 29 - discriminador multicanal, 30 - sistema de contaje de multiplicidad de señales, 31 - sistema de coincidencia.

Para una mejor comprensión de las soluciones se presenta a continuación una realización ejemplar de la invención.

**Ejemplo**

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 una matriz de fotomultiplicadores situados entre la cámara de escintilación y la carcasa de la unidad (2) completa. Las 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 los 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 sobre la plataforma (7), que se puede deslizar dentro de la cámara (1) de escintilación forrada desde el lado del paciente con una cubierta (18) 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 placas (8) de escintilación. Las superficies de las tiras de escintilación deberían cortarse con una hoja de diamante, o pulirse para reflejar los fotones incidentes en la superficie desde el interior en un ángulo mayor que el denominado ángulo límite. Las placas se conectan mediante un cemento óptico (9) cuyo índice de refracción es similar al índice de refracción del material del que están fabricadas las placas de escintilación. Coeficientes de luz similares minimizan la reflexión de los fotones en el lugar de conexión. Los fotones de luz, resultantes de la absorción del cuanto gamma en el material escintilador que alcanza la superficie de la placa en un ángulo más pequeño que el ángulo límite vuelan y son registrados por los fotomultiplicadores que rodean la cámara de escintilación.

Tal como se ilustra en la figura 3, los fotomultiplicadores 10 constituyen paredes de detección que registran desde cada lado pulsos de luz que van desde la cámara de escintilación. Las paredes de los fotomultiplicadores se podrían dividir en: el lado derecho (10 P), e izquierdo (10 L), superior (10 G) e inferior (10 D), y registrar la luz en el lado anterior (10 F) y posterior (10 T).

En la Figura 4, la esquina inferior derecha del dispositivo se muestra como un ejemplo de montaje de fotomultiplicadores.

Los fotomultiplicadores se fijan a la placa de montaje 11, que se fija a la carcasa que protege y mantiene al dispositivo 2 completo. A esta carcasa también se fija un bastidor 12, en el que se embebe la placa 8 del escintilador. La placa de montaje para el soporte de los fotomultiplicadores tiene una red de orificios recortados, cuyo tamaño y forma coincide con el tamaño de los fotomultiplicadores y la forma de la carcasa, y la disposición y distancia relativa se pueden optimizar a la vista de la resolución requerida y coste del dispositivo. Entre los fotomultiplicadores y las placas de escintilación se mantiene una capa 13 de aire. Esto provoca, debido a la refracción dentro del aire de la línea de luz que procede de la placa de escintilación, que las señales de luz se registren por un número mayor de fotomultiplicadores, lo que contribuye en consecuencia a la mejora de la resolución espacial del dispositivo. El voltaje a los dinodos 10 del fotomultiplicador se distribuye por divisores 14 de voltaje, que están adaptados al tipo de fotomultiplicador. El divisor 14 de voltaje se alimenta a través de cables 15 de voltaje mediante la fuente de alimentación colocada en la carcasa de la electrónica adyacente a la carcasa de los fotomultiplicadores, etiquetada como 3 en la Fig. 1. Las señales desde los fotomultiplicadores se proporcionan a los circuitos electrónicos usando cables 16 de señal.

La cámara de escintilación se debe aislar ópticamente respecto a la estancia en la que funciona el tomógrafo. En consecuencia, tanto el montaje de los fotomultiplicadores como el montaje del plástico interior de la cámara han de ser opacos a la luz. Se muestran soluciones esquemáticas ejemplares en las Figuras 5 y 6.

La Figura 5 muestra una sección horizontal a través de la cámara de escintilación con la carcasa 2 y fotomultiplicadores 10. Las placas 8 de escintilación están separadas del interior de la cámara con una lámina 17 opaca a la luz. La cubierta 18 plástica se puede ver desde el lado del paciente.

La Figura 6 presenta un montaje 10 de fotomultiplicador opaco a la luz ejemplar de la placa 11 realizada por medio de una manecilla 19 conectada a la pantalla del fotomultiplicador 20. La protección frente a la luz es proporcionada por los sellados 21.

La Figura 7 muestra un diagrama lógico ejemplar del sistema electrónico que permite obtener información acerca de la amplitud y tiempo de los impulsos generados por los fotomultiplicadores.

Éstos a su vez se conectan estrechamente con el tiempo y amplitud de las señales de luz que alcanzan los fotomultiplicadores.

El software para analizar los datos selecciona en la primera etapa aquellos eventos para los que se registraron las señales en al menos tres capas laterales y en la capa anterior y posterior de los fotomultiplicadores. Para un procesamiento adicional solo se toman aquellas señales que aparecen dentro de un intervalo de tiempo fijado (varios nanosegundos). A continuación se determina la localización de la reacción del cuanto en un plano de la placa (xy) con tres procedimientos independientes de acuerdo con las fórmulas I, II y II, en el que

$$x = \alpha \cdot \frac{\sum_{i=1}^{N_F} A_F^i - \beta}{\sum_{i=1}^{N_F} A_F^i + \sum_{i=1}^{N_T} A_T^i - \gamma} \qquad \textbf{(fórmula I),}$$

en la que

$N_F$ y $N_T$ - el número de fotomultiplicadores, que dan una señal en la capa anterior (F) y posterior (T),
$\alpha$, $\beta$, $\gamma$ -constantes de calibración
$A^i_F$ -amplitud de la señal en el i-ésimo fotomultiplicador en la capa anterior,
$A^i_T$ -amplitud de la señal en el i-ésimo fotomultiplicador en la capa posterior;

$$x = \frac{\sum_{i=1}^{N_P} x_i A_P^i}{\sum_{i=1}^{N_P} A_P^i} \qquad \textbf{(fórmula II),}$$

en la que
$x_i$ - coordinada x de la posición del i-ésimo fotomultiplicador en un plano P;

$$x = \left( \frac{1}{N_F} \sum_{i=1}^{N_F} t_i^F - \frac{1}{N_T} \sum_{i=1}^{N_T} t_i^T \right) \cdot v + \Delta \qquad \textbf{(fórmula III),}$$

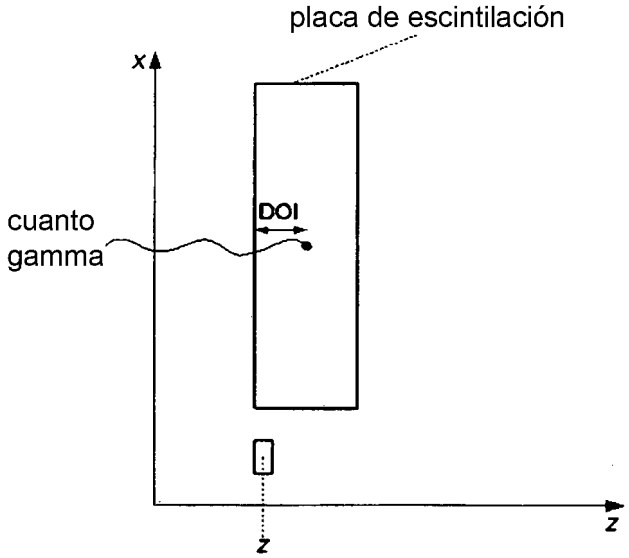
en la que
$\nu$, $\Delta$ - constantes de calibración
$t_i^F$ , $t_i^T$ - tiempo de la señal del fotomultiplicador en la capa anterior y posterior, respectivamente, mientras se calcula como resultado final la media ponderada con las incertidumbres de medición apropiadas.

Las fórmulas I y II tienen en cuenta la información acerca de las amplitudes de las señales, mientras que la fórmula III usa los tiempos de llegada de las señales de luz al fotomultiplicador. La fórmula III se basa solamente en información de tiempo y es característica para esta invención. El conocimiento de la distribución de amplitudes de las señales en los fotomultiplicadores en los laterales de las placas permite determinar la profundidad de la interacción del cuanto gamma (DOI). Para el cálculo se usa la primera fórmula IV de aproximación:

$$\mathrm{DOI} = \frac{1}{4}\left[\frac{\sum_i^{N_F} z_i A_F^i}{\sum_i^{N_F} A_F^i} + \frac{\sum_i^{N_T} z_i A_T^i}{\sum_i^{N_T} A_T^i} + \frac{\sum_i^{N_G} z_i A_G^i}{\sum_i^{N_G} A_G^i} + \frac{\sum_i^{N_D} z_i A_D^i}{\sum_i^{N_F} A_D^i}\right] \qquad \textbf{(fórmula IV),}$$

en la que

$z_i$ -denota el centro del i-ésimo fotomultiplicador a lo largo del eje z (grosor de la placa).




La determinación de la profundidad de interacción (DOI) del cuanto es también una característica importante de la presente invención. Conociendo las coordenadas r = (x, y, z) para el punto de reacción de ambos cuantos gamma r1 y r2 se determinan las líneas LOR.

La determinación del punto de reacción y el conocimiento de la amplitud y tiempos de las señales registradas en los fotomultiplicadores permite el cálculo de la energía depositada por el cuanto gamma en el material escintilador y el tiempo en el que tuvo lugar la reacción. Esto se puede calcular aproximadamente de acuerdo con las fórmulas V y VI, en las que la fórmula V:

$$t = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} t_i - \frac{\Delta r_i}{v_s} \qquad \textbf{(fórmula V),}$$

en la que

N - número de todos los fotomultiplicador es, lo que da una señal mediante la reacción del cuanto gamma,
$\Delta r_i$ - la distancia entre el punto de la reacción y la parte media de la ventana del i-ésimo fotomultiplicador
$\Delta r_i = |\vec{r} - \vec{r}_i|$
$\nu_s$ -constante de calibración correspondiente a la velocidad de la luz de la señal en el escintilador, la fórmula VI:

$$E = \frac{\sum_{i=1}^{N} A_i \left|\Delta r\right|^2 \cdot e^{\frac{\Delta r}{\lambda}} \Big/ \sigma_i^2(A_i)}{\sum_{i=1}^{N} \frac{1}{\sigma_i^2(A_i)}} \qquad \textbf{(fórmula VI),}$$

en la que

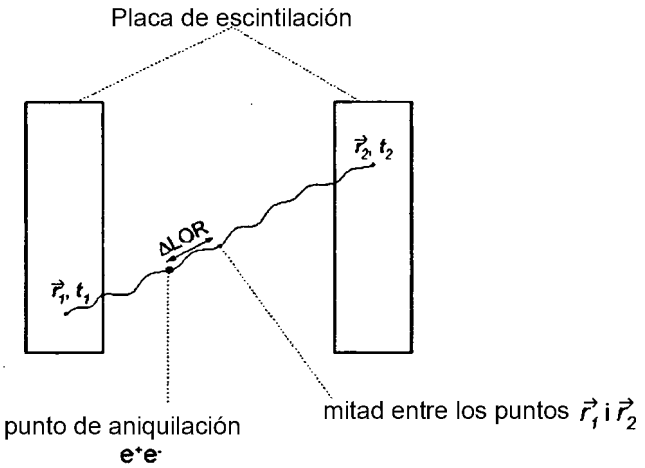
λ - la constante de calibración que denota la atenuación de la señal,
σ - la incertidumbre de la determinación de la amplitud.

Conociendo r1, r2, t1 y t2 podemos calcular usando el procedimiento TOF el punto de aniquilación a lo largo de la línea LOR a partir de la fórmula VII:

$$\Delta\text{LOR} = \frac{t_2 - t_1}{2} c \qquad \textbf{(fórmula VII),}$$

en la que

*c* - velocidad de la luz.




A continuación se puede determinar el punto de aniquilación $\vec{r}_a$ usando la fórmula VIII:

$$\vec{r}_a = \frac{\vec{r}_1 + \vec{r}_2}{2} + \frac{\vec{r}_1 - \vec{r}_2}{\left|\vec{r}_1 - \vec{r}_2\right|} \cdot \Delta\text{LOR} \qquad \textbf{(fórmula VIII).}$$

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

## REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo en matriz de determinación de la localización y tiempo de interacción de cuantos gamma, comprendiendo el dispositivo una cámara de escintilación, **caracterizado porque** la cámara (1) de escintilación contiene placas (8) de escintilación construidas de plástico escintilador preferentemente dopado con átomos con número atómico de al menos 50, y **porque** una superficie de las placas (8) de escintilación está configurada para reflejar fotones incidentes en la superficie desde el interior de la cámara de escintilación según un ángulo mayor que un ángulo límite, y **porque** comprende adicionalmente fotomultiplicadores (10) que constituyen paredes detectoras (10F, 10T, 10L, 10G, 10P, 10D) que registran en cada lado (L, G, P, D) de la cámara de escintilación y en la parte anterior (F) y posterior (T) de la cámara de escintilación pulsos de luz que emergen desde la cámara de escintilación, y también **porque** los pulsos de luz resultantes son conviertidos en señales eléctricas por medio de una matriz de fotomultiplicadores (10) que forman las paredes detectoras (10F, 10T, 10L, 10G, 10P, 10D) situadas entre las placas (8) de escintilación y una carcasa del dispositivo (2), en la que los fotomultiplicadores (10) son fijados a una placa (11) de montaje que es fijada a la carcasa que protege y mantiene al dispositivo (2) completo, en el que la carcasa del dispositivo (2) es fijada a un bastidor (12) en el que son embebidas las placas (8) de escintilación, y en el que la placa (11) de montaje para el soporte de los fotomultiplicadores (10) tiene una red de orificios recortados, cuyo tamaño y forma coincide con el tamaño y forma de una carcasa de los fotomultiplicadores (10), y en el que entre los fotomultiplicadores (10) y las placas (8) de escintilación está presente una capa (13) de aire, y en el que el dispositivo comprende adicionalmente un sistema electrónico configurado para:

- en la primera etapa de análisis de datos, seleccionar aquellos eventos para los que se registraron las señales en al menos tres capas laterales (L, B, P, D) y en la capa anterior (F) y posterior (T) de los fotomultiplicadores (10),
- y a continuación incluir en el procesamiento adicional solo aquellas señales que aparecen dentro de un intervalo de tiempo fijado,
- y a continuación determinar la localización de la reacción del cuanto en un plano (xy) de la placa (8) de escintilación con tres procedimientos independientes:

  - en base a la amplitud de las señales de las capas de fotomultiplicador (10) anterior (P) y posterior (T),
  - en base a las amplitudes de las señales desde las capas de fotomultiplicador laterales (L, G, P, D),
  - y en base al tiempo de las señales del fotomultiplicador (10) desde las capas anterior (P) y posterior (T)

- y para tomar como resultado final la media ponderada con las incertidumbres de medición apropiadas,
- y para determinar la profundidad de interacción del cuanto gamma (DOI) y las líneas LOR para dos cuantos gamma coincidentes a partir de la distribución de amplitudes de señal en los fotomultiplicadores en los paneles laterales de las placas,
- y a continuación definir el punto de aniquilación a lo largo de la línea LOR en base al tiempo de las señales desde todos los fotomultiplicadores,
- y para proporcionar una imagen tomográfica a partir del conjunto proporcionado de líneas LOR reconstruidas y la localización de los puntos de aniquilación a lo largo de estas líneas.

2. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** el voltaje es distribuido a los dinodos del fotomultiplicador (10) por los divisores (14) de voltaje, que están adaptados al tipo de fotomultiplicador, y que el divisor (14) de voltaje se alimenta a través de cables (15) de voltaje desde una fuente de alimentación colocada en la carcasa para la electrónica adyacente a la cápsula de los fotomultiplicadores, y en el que se proporcionan las señales desde los fotomultiplicadores a los circuitos (3) electrónicos usando cables (16) de señal.

3. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** las placas (8) de escintilación son conectadas mediante un cemento (9) óptico cuyo índice de refracción es similar al índice de refracción del material del que están fabricadas las placas (8) del escintilador, en tanto que índices de refracción similares minimizan la reflexión de los fotones en el lugar de la conexión.

4. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** las placas (8) de escintilación están separadas de la cámara interior con una lámina (17) opaca a la luz.

5. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** se puede ver una cubierta (8) de plástico desde el lado del paciente.

6. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** las paredes de los fotomultiplicadores comprenden una pared derecha (P), izquierda (L), superior (G) e inferior (D) y paredes que registran la luz en la parte anterior (F) y posterior (T).

7. Un procedimiento para la determinación de la localización y tiempo de interacción de cuantos gamma, **caracterizado porque** el procedimiento es realizado mediante el uso del dispositivo en matriz de acuerdo con la reivindicación 1.

8. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 7, **caracterizado porque** un circuito electrónico convierte la amplitud y tiempo de aparición de las señales en números, que se envían al ordenador (4) en forma binaria, en el

que en base a ellos se reconstruye la distribución de densidad del marcador radiactivo en el cuerpo del paciente.

9. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 7, **caracterizado porque** es determinada la profundidad de la interacción (DOI) del cuanto gamma a partir de la distribución de las amplitudes de la señal en los fotomultiplicadores (10) en los paneles laterales de las placas, en el que en base al punto de reacción y conocimiento acerca de las amplitudes y tiempos de las señales registradas por los fotomultiplicadores (10) es determinada la energía depositada en el material de escintilación por el cuanto gamma y el tiempo de reacción, es calculada la localización de la aniquilación a lo largo de la línea LOR, con lo que el conjunto proporcionado de líneas LOR reconstruidas y la localización de los puntos de aniquilación a lo largo de estas líneas proporciona una imagen tomográfica.

10. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 7, **caracterizado porque** la energía depositada por el cuanto gamma en el material escintilador y el tiempo de reacción son determinados teniendo cuenta el número total de fotomultiplicadores (10), que dan una señal debido a la reacción del cuanto gamma, la distancia entre el punto de reacción y la parte media de la ventana del fotomultiplicador ($\Delta$ri), la constante de calibración ($\nu_s$) que corresponde a la velocidad de la señal de la luz en el escintilador, y la constante de calibración ($\lambda$), que indica la atenuación de la señal, incertidumbre ($\sigma$) de determinación de la amplitud.

11. El procedimiento de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones de 7 a 8, **caracterizado porque** es usado en tomografía por emisión de positrones.

12. El uso del dispositivo tal como se define en las reivindicaciones 1 a 6 en la tomografía por emisión de positrones.

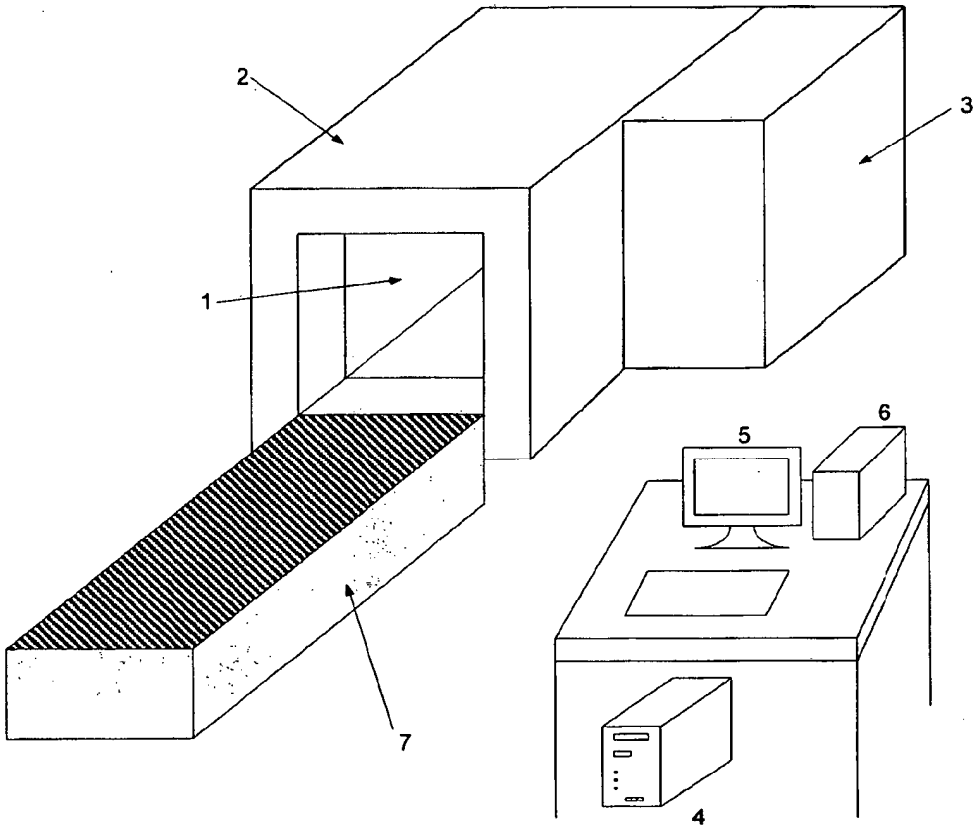



**Fig. 1**

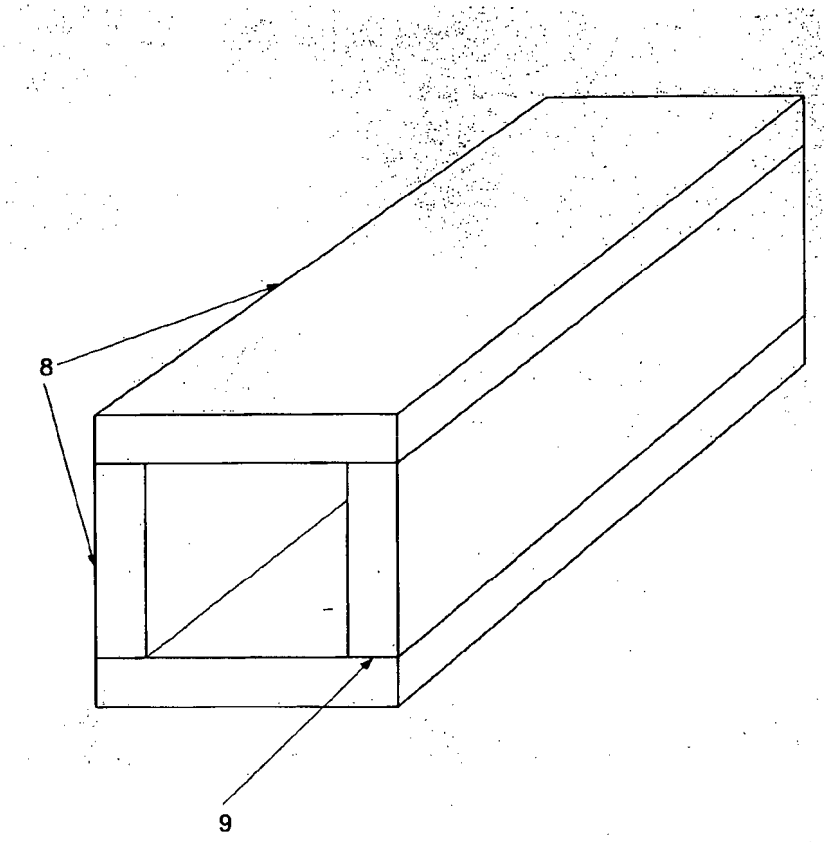



**Fig. 2**

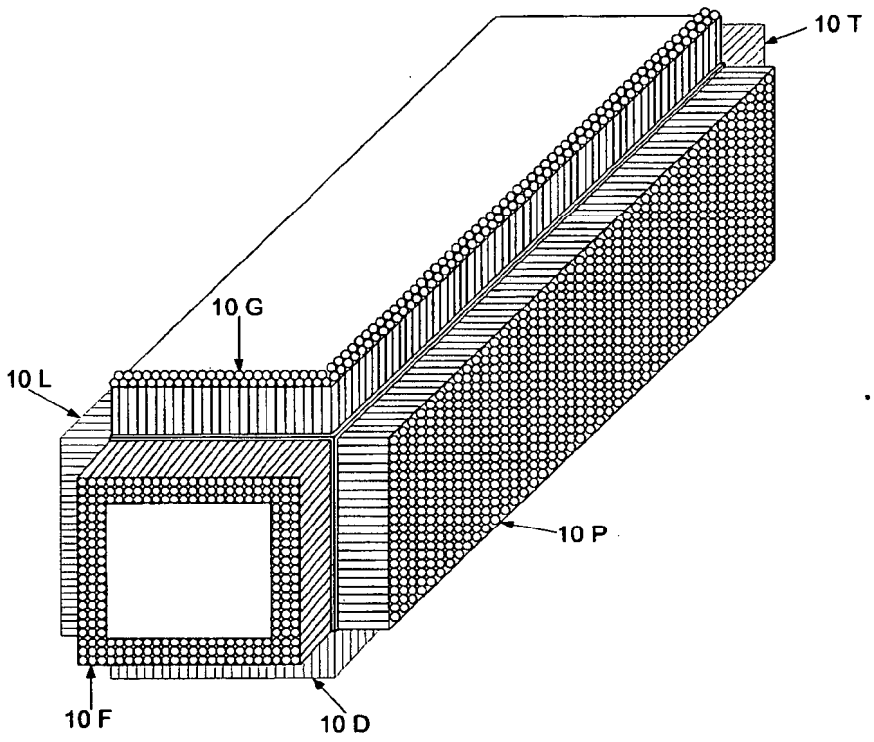



**Fig. 3**

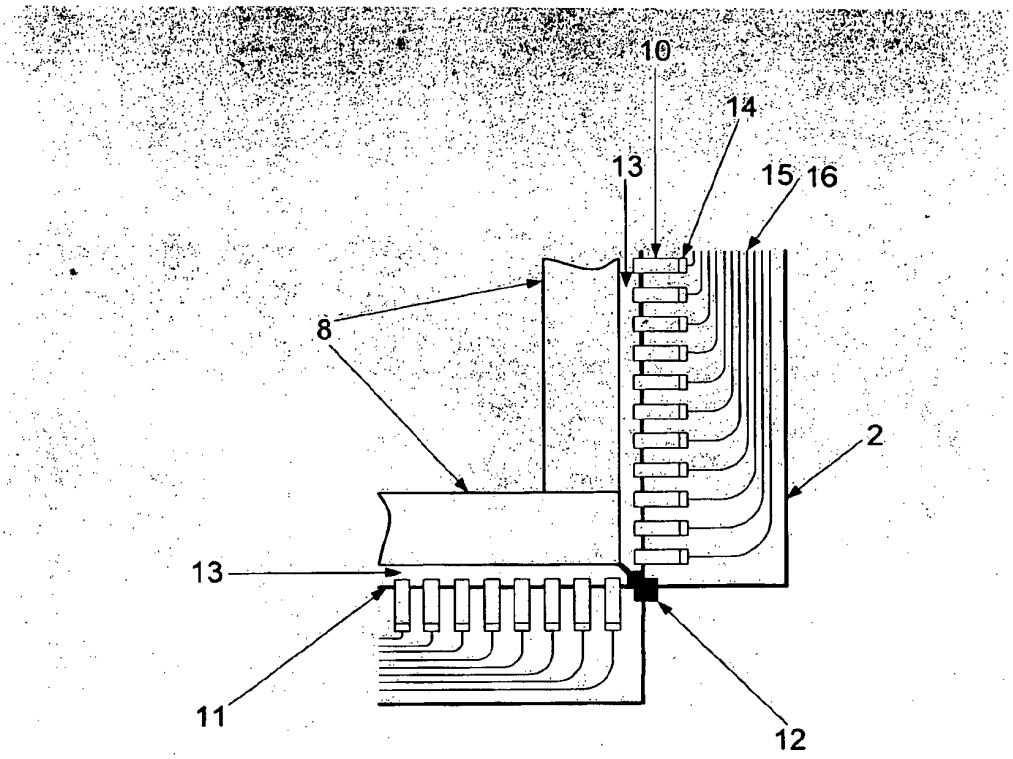



**Fig. 4**

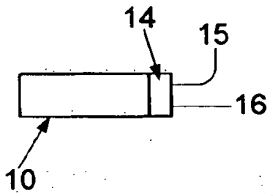



**Fig. 4a**

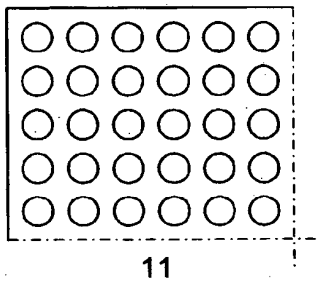



**Fig. 4b**

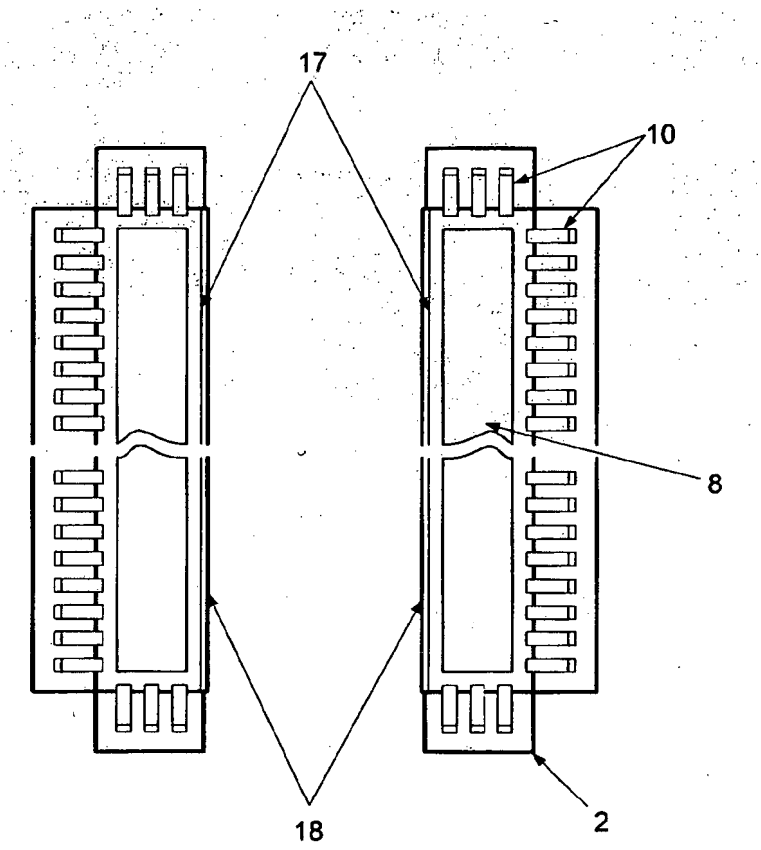



**Fig. 5**

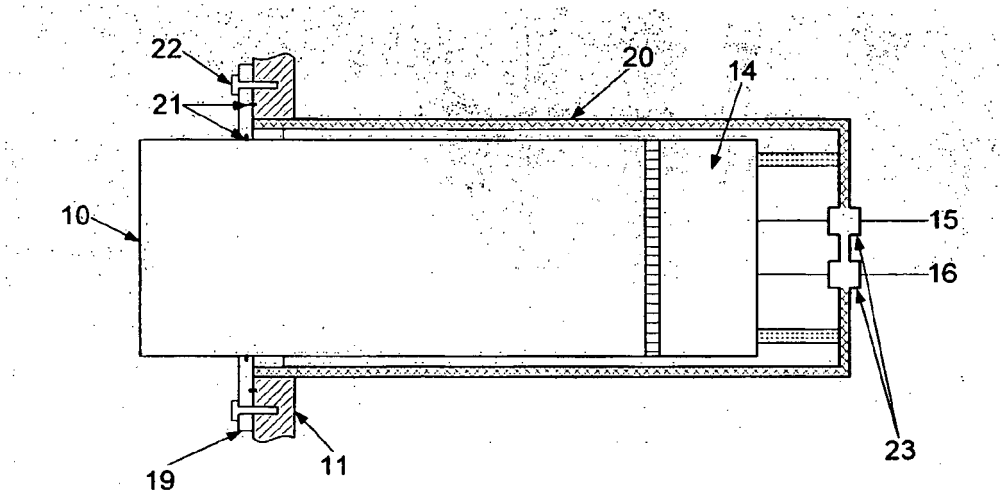



**Fig. 6**

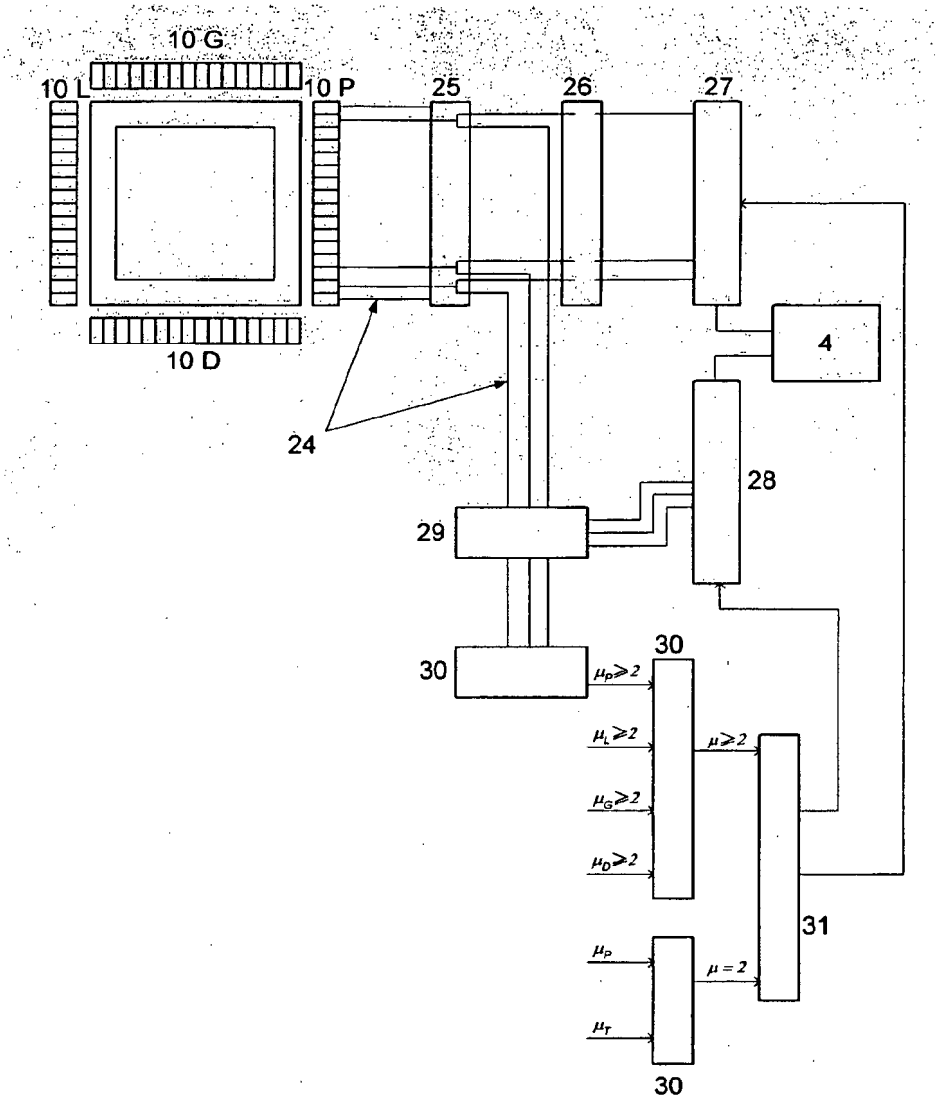

10 G
10 L
10 P
25
26
27
4
10 D
24
28
29
30
30
$\mu_P \geq 2$
$\mu_L \geq 2$
$\mu \geq 2$
$\mu_G \geq 2$
$\mu_D \geq 2$
31
$\mu_P$
$\mu = 2$
$\mu_T$
30

**Fig. 7**