



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 360 349**

51 Int. Cl.:

**G01T 1/00** (2006.01)

**G01T 1/161** (2006.01)

**G01T 1/164** (2006.01)

**G01T 1/202** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **01830560 .7**

96 Fecha de presentación : **30.08.2001**

97 Número de publicación de la solicitud: **1262796**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **04.12.2002**

54

Título: **Dispositivo escintigráfico de alta resolución espacial que tiene un colimador con cristales integrados.**

30

Prioridad: **23.05.2001 IT RM01A0279**

45

Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**03.06.2011**

45

Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**03.06.2011**

73

Titular/es: **CNR Consiglio Nazionale delle Ricerche  
Piazzale Aldo Moro, 7  
00185 Roma, IT**

72

Inventor/es: **Soluri, Alessandro;  
Scafe, Raffaele;  
Burgio, Nunzio y  
Schiaratura, Alfiero**

74

Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 360 349 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 escintigráfico de alta resolución espacial que tiene un colimador con cristales integrados

5 El presente invento se refiere a un dispositivo de alta resolución espacial que tiene un colimador con cristales integrados, de uso diagnóstico externo o para aplicaciones de cirugía guiadas, que requiere la identificación de la localización de lesiones tumorales.

10 En particular, pueden aplicarse sistemas de formación de imágenes funcionales con un campo de visión pequeño (véanse las Solicitudes de Patente norteamericanas 09/202.894 y 09/202.790 a nombre de Alessandro Soluri y col.) en Medicina Nuclear como dispositivos de localización y diagnóstico, de peso reducido y tamaño mínimo, con el fin de identificar neoplasias con alta resolución espacial. El uso de dichos dispositivos también puede encontrar aplicación en el análisis escintigráfico de animales pequeños, con el fin de experimentar nuevos anticuerpos marcados por radio, específicos para patologías particulares. Otro campo de aplicación se refiere a la localización guiada de lesiones de próstata y pechos, con el fin de identificar las áreas de las zonas con mayor absorción que han de ser sometidas a un muestreo biopsico, para integrar técnicas radiográfica y ecográfica actuales. Tales dispositivos pueden encontrar otras aplicaciones en Astrofísica y en sistemas industriales de ensayos no destructivos.

20 En particular, el uso principal del dispositivo se refiere a localizar lesiones tumorales, especialmente en aquellas técnicas que requieren una precisión espacial adecuada tales como biopsias (próstata y pecho) o cirugía guiada por radio o guiada por radio inmune. Para eliminar una lesión tumoral, el cirujano necesita identificar su localización y, con este fin, normalmente usa los resultados de investigaciones diagnósticas realizadas previamente con técnicas conocidas como RX, escáneres CAT, Escintigrafía NMR y tradicional. Sin embargo en el momento de la operación, después de "abrir" la parte, el cirujano puede necesitar localizar de forma incluso más precisa el área que ha de ser cortada o retirada y, con este propósito, puede emplear una denominada "sonda quirúrgica". Después de inyectar en el paciente una droga radiológica, que tiene la peculiaridad de ser fijada más específicamente en las células tumorales, el cirujano usa una sonda para detectar la radiación emitida por el radioisótopo, presente en las moléculas de la droga en el área examinada en un instante dado. La sonda es sensible a la intensidad y energía de la radiación gamma que la golpea y proporciona señales análogas que son proporcionales a la concentración de radioisótopo medida en la región identificada por un colimador de un solo canal.

30 Las señales detectadas son convertidas a forma digital que proporciona información, en una escala de luz o sonido, acerca de la intensidad de las señales que caen dentro de la ventana de energía seleccionada. La limitación está constituida por la imposibilidad de proporcionar una imagen que describa el mapa espacial de la concentración de droga radiológica y que solo proporciona la visualización de los cómputos en el área identificada por el colimador.

35 Esta limitación de las tecnologías actuales se debe principalmente a la pobre resolución espacial (aproximadamente de 1 cm) y a las dimensiones considerables de las cámaras comerciales actuales de gamma.

40 Ya los dispositivos reivindicados por Soluri y col. (véanse Solicitudes de Patente norteamericana 09/202.894 y 09/202.790), además de los reivindicados por Francesco De Notarisfetani y col. (WO 96/37991), Sealock y col. (Patente Norteamericana 5783829), Stan Majewski y col. (Patente norteamericana 5864141), Scibilia y col. (Patente norteamericana 6021341), proponen perfeccionamientos tanto en términos de resolución espacial como en términos de tamaño y peso reducidos. Sin embargo, en algunas aplicaciones, la resolución espacial requerida resulta un parámetro fundamental, de modo que es necesario obtener resoluciones muy precisas.

45 Otro ejemplo es el documento GB 2.034.148. Este documento se refiere a una estructura de escintilador de alta resolución, de Múltiples elementos. Muestra una estructura de escintilador de cámara gamma, adecuada para detectar fotones gamma de alta energía que, en una única cámara de escintilador, requeriría un cristal de escintilador comparativamente grueso, de modo que de como resultado una dispersión inaceptable de fotones de luz, comprende una agrupación de colimadores de un material de Z elevada con canales de pared paralelos, alargados con el material escintilador dispuesto en un extremo de los canales de modo que forme una estructura de colimador/escintilador integrada. Las paredes de canal de colimador están preferiblemente revestidas, con un material que refleja la luz y otras superficies que reflejan la luz, que son traslúcidas a los fotones gamma, pueden estar previstas en cada canal. Los escintiladores pueden ser cristales únicos o preferiblemente comprender un fósforo dispersado en una matriz traslúcida termoendurecible.

50 Una de las limitaciones actuales seguramente consiste en la imposibilidad de localizar de manera precisa la posición espacial de acontecimientos que alcanzan a los elementos individuales del cristal escintilador. Los dispositivos actuales de modo preferente utilizan fotomultiplicadores, o foto-tubos, de la última generación,

- 5 conocidos como PSPMT (Tubos Fotomultiplicadores Sensibles a la Posición) acoplados a matrices de cristal situadas a la salida de un colimador de guía, de propósito general o alta resolución, normalmente con agujeros hexagonales. Alternativamente los cristales escintiladores están constituidos por elementos planos, situados a la salida de los mismos tipos de colimadores. En este caso, usando un cristal de escintilación plano con fotomultiplicadores tradicionales (PMT = Tubo Fotomultiplicador), las resoluciones espaciales esperadas son definitivamente inadecuadas en referencia a las técnicas de diagnóstico descritas con anterioridad.
- 10 Los cristales de escintilación, con forma poligonal y espesor adecuado, pueden ser inorgánicos u orgánicos, tanto en el estado de pureza total como dopado con cantidades adecuadas de materiales apropiados con el fin de potenciar sus propiedades de escintilación (por ejemplo: Cs(Tl), CsI(Na), NaI(Tl)), de acuerdo al tipo de aplicación que ha de conseguirse, con las técnicas de diagnóstico y con los trazadores empleados. En cualquier caso, el espectro de emisión de la luz de escintilación debe exhibir una buena superposición con la de absorción de la capa fotosensible del fotomultiplicador.
- 15 La limitación principal de la técnica anterior consiste en el hecho de que, cuando se emplean matrices de cristal de sección cuadrada acopladas con el colimador con agujeros hexagonales, no es posible conseguir tal alineación geométrica como para guiar fotones al área específica del elemento individual de la matriz de escintilación. Un agujero hexagonal permitirá el paso de fotones en una resolución espacial de área de cruce es suficiente para separarlos. De este modo es grabado el número de fotones integrado para ese agujero y que han golpeado el elemento de escintilación individual.
- 20 Un propósito del invento es obtener un sistema de formación de imágenes miniaturizado que es optimizado y está dedicado a aplicaciones escintigráficas individuales.
- Otro propósito del invento es obtener un dispositivo escintigráfico, de tamaño reducido, que también se pueda usar para diagnosis externa de tumores de pequeñas dimensiones (por ejemplo melanomas en la piel, patologías de tiroides, etc.), y de peso extremadamente reducido de manejo más fácil, con la capacidad de visualizar áreas de interés que serían difíciles de alcanzar con los dispositivos actuales.
- 25 Un propósito adicional del invento es obtener un dispositivo que, empleando cristales asociados a colimadores, consiga una alineación geométrica perfecta, de tal modo que encamine los fotones.
- Aún otro propósito del invento es conseguir un dispositivo miniaturizado con resolución espacial elevada, adecuado para usar tanto durante operaciones quirúrgicas como dispositivo de diagnóstico externo para detectar áreas de tejidos invadidos por formaciones tumorales de pequeño tamaño.
- 30 Por ello, el invento, tal como se ha caracterizado en las reivindicaciones siguientes, resuelve el problema de proporcionar un dispositivo escintigráfico miniaturizado con un colimador de cristal integrado que tiene una resolución espacial elevada de acuerdo con la reivindicación 1.
- 35 Otras características y ventajas del invento resultarán más fácilmente evidentes a partir de la descripción siguiente, con referencia a los dibujos adjuntos, proporcionada simplemente a modo de ejemplo no limitativo en el que el contenido ilustrativo de las figuras siguientes es especificado a continuación:
- La fig. 1 muestra esquemáticamente, sustancialmente en bloques, un dispositivo de acuerdo con el invento, basado a modo de ejemplo en un complejo individual de colimador y fotomultiplicador;
- La fig. 2 muestra esquemáticamente una vista en planta de un colimador de un dispositivo de acuerdo con el invento;
- 40 La fig. 3 muestra esquemáticamente una sección longitudinal de un conducto de colimador individual con cristal relacionado de un dispositivo de acuerdo con el invento;
- La fig. 4 muestra una sección transversal del conducto de colimador de la fig. 3;
- Las figs. 5a y 5b muestran una sección transversal esquemática, parcial de una segunda y una tercera realizaciones del presente invento;
- 45 La fig. 6 muestra esquemáticamente una vista en perspectiva de un complejo de colimador y de fotomultiplicador de acuerdo con el invento;
- La fig. 7 muestra esquemáticamente una vista longitudinal parcial de un dispositivo con múltiples fotomultiplicadores y colimadores;
- La fig. 8 muestra esquemáticamente una vista en planta de un colimador en el caso de un dispositivo múltiple con

campo de visión extendido basado en cuatro PSPTM adyacentes;

La fig. 9 muestra esquemáticamente, a modo de ejemplo, un colimador en el caso de un dispositivo múltiple con campo de visión extendido basado en cuatro PSPTM consecutivos;

5 La fig. 10 muestra esquemáticamente, a modo de ejemplo, un colimador en el caso de un dispositivo múltiple con el campo de visión extendido basado en cuatro unidades de detección adyacentes con diferentes resoluciones espaciales.

Con referencia a las figuras, se ha ilustrado un dispositivo de acuerdo con el invento con un solo fotomultiplicador y, respectivamente, con cuatro fotomultiplicadores.

10 En la fig. 1, que muestra el dispositivo con un solo fotomultiplicador, el número de referencia 1 indica un colimador, 2 una estructura de cristal de escintilación, 3 un fotomultiplicador PSPMT, 4 componentes electrónicos para acondicionar y regular las señales de carga procedentes del fotomultiplicador 3, 5 un recipiente, 6 un revestimiento de protección o blindaje, 7 cables de conexión de señal y de alimentación de corriente, 8 un bloque que comprende una alimentación de corriente de baja tensión y convertidores analógico-digitales y 9 un ordenador personal.

15 Con referencia a las figs. 1 y 2, se ha mostrado un colimador 1 para fotones gamma de baja energía. El colimador 1 internamente tiene una multiplicidad de conductos iguales 10 de longitud determinada, identificados y separados por tabiques 11 de espesor mínimo, adecuado para que se detecte la energía de fotones, que termina en un plano de extremidad común 12 en el lado opuesto de la fuente del evento que ha de ser detectado.

20 El colimador 1 está hecho de un material con un elevado número atómico efectivo ( $Z_{\text{eff}}$ ) y alta densidad, tal como tungsteno, plomo, oro, tántalo, paladio, etc. Dicho material está por ello provisto con un elevado poder de atenuación contra la intensidad de la radiación (o energía fija o inferior) que procede de regiones del campo visual no incluidas en el ángulo sólido interceptado por sus agujeros. A modo de ejemplo, en una realización, el factor de penetración de los tabiques es menor de 0,7% y el colimador 1 tiene una forma paralelepípedica total con base de 26,2 mm x 26,2 mm y altura de 35,0 mm (figs. 2 y 4).

25 Como se ha mostrado en particular en las figs. 1, 3 y 4, la estructura 2 de cristal de escintilación está constituida por una multiplicidad de cristales individuales 20 con sección poligonal. La estructura 2 de cristal de escintilación es capaz de convertir la radiación que procede de una fuente bajo examen en radiación luminosa.

Cada cristal 20 tiene caras de base 22, 21, orientadas hacia la fuente de emisión de la radiación y, respectivamente, hacia el fotomultiplicador 3, y la superficie lateral indicada de forma genérica como 23.

30 Cada cristal 20 está integrado en su totalidad próximo a la extremidad, orientado hacia el fotomultiplicador 3, de cada conducto 10 del colimador 1, que tiene una sección poligonal conforme y posicionado de tal modo que todas las caras de base 21 de los cristales 20 orientadas hacia el fotomultiplicador 3 son coplanarias mutuamente paralelas a un plano de extremidad 12 del colimador 1 (fig. 3).

35 A modo de ejemplo, los agujeros cuadrados individuales de la fig. 2, en la vista en planta de los conductos 10 de la fig. 1, tienen lados de 3,106 mm y cada uno de ellos contiene una cristal escintilador 30 de forma paralelepípedica con base de 2,994 mm x 2,994 mm y altura de 5,0 mm. Con referencia a las figs. 2 y 3, se ha descrito un ejemplo de configuración del colimador 1, en el que un cristal de escintilación 20 está integrado en cada conducto 10 del colimador 1. En el caso de un tabique 11 del colimador, hecho de tungsteno, de 0,15 mm, siendo el colimador cuadrado con 8 x 8 conductos, deberían usarse cristales con un área de 2,994 mm x 2,994 mm, con una capa reflectante y difusora 24 para cada lado, excepto la que está en contacto con el fotomultiplicador, mientras la abertura del agujero cuadrado del colimador tiene un tamaño de 3,106 mm x 3,106 mm.

40 Así, las caras 23 de la superficie lateral, en el espacio intermedio con el tabique 11 y la cara de base 22 de cada cristal individual orientada hacia la fuente del evento, excepto la cara de base 21 para el escape de la luz de escintilación, son revestidas por la capa 24 de material ópticamente reflectante y difusor, con un espesor de 0,056 mm.

45 El material ópticamente reflectante y difusor está constituido por una base de pintura de resina sintética, en particular y preferiblemente dicha resina sintética está constituida por una resina epoxídica.

50 La altura de cada elemento individual es determinada sobre la base de un compromiso entre la eficiencia de detección deseada y la fracción de intensidad luminosa que emerge desde la cara de escape de la luz, como resultará más fácilmente evidente más adelante. En el caso del ejemplo antes mencionado, la altura seleccionada es de 5 mm. Es posible usar también guías de luz que han de ser insertadas entre los cristales de escintilación y el fotomultiplicador para optimizar las características de linealidad espacial.

5 El área de base del colimador 1 coincide con el área total del fotomultiplicador 3. El colimador está revestido con una camisa de cobertura 19, hecha también de material con un elevado peso atómico efectivo ( $Z_{\text{eff}}$ ) y alta densidad. Por ejemplo dicho recipiente tiene paredes con un espesor de 4,0 mm y una altura que puede variar desde 10 mm hasta 50 mm. El espesor de la pared lateral del colimador puede variar de acuerdo con el tipo de material usado y su poder de atenuación sobre la radiación que procede lateralmente del colimador.

10 La sección del tabique es preferiblemente cuadrada. También a modo de ejemplo, la longitud del lado, próxima a la de los cristales, es de aproximadamente 0,5 mm (y en cualquier caso oscilando entre 0,5 y 5 mm), con el tabique de colimación que tiene un espesor de aproximadamente 0,1 mm (y en cualquier caso oscilando entre 0,5 y 1 mm), y con la longitud del tabique de colimación de aproximadamente 10 mm (y en cualquier caso oscilando entre 2 mm y 50 mm).

La multiplicidad de cristales 20, cada uno de los cuales está integrado en el conducto correspondiente 10 del colimador 1, puede presentar su cara de base 21, orientada hacia al fotomultiplicador, enrasada y coincidiendo con el plano de extremidad 12 del colimador (fig. 3).

15 Alternativamente como se ha mostrado esquemáticamente en la fig. 5a cada cristal 20 tiene una parte de extremidad 25 hecha de cristal que sobresale del plano de extremidad 12 del colimador y comprende una capa plana 26 para conexión rígida de la totalidad de dichas partes de extremidad 25 de cristal hechas de un material ópticamente reflectante y difusor, por ejemplo del tipo indicado antes.

20 En este caso, las láminas del tabique del colimador llegan en profundidad a contacto con el espesor del material ópticamente reflectante/difusor que une mutuamente las partes de extremidad 25 de los elementos escintiladores que están, sin embargo, separados por el tabique 11. De este modo es siempre posible garantizar la alineación geométrica entre los cristales individuales y los agujeros de colimación.

25 Alternativamente, en una variación del invento mostrada en la fig. 5b, dicha multiplicidad de cristales 20 tiene dichas caras de base 21 de los cristales 20 orientadas hacia el fotomultiplicador 3 totalmente internas a los conductos 10 y que se encuentran en un mismo plano, paralelas y subyacentes a dicho plano de extremidad común 12 del colimador 1. En las caras de base 21 del cristal 20 y en las superficies adyacentes del tabique 11 dichos conductos 10, entre el plano de situación de las caras de base 21 y el plano de extremidad común 12 del colimador 1, hay presente una capa 124 de dicho material ópticamente reflectante y difusor.

30 De acuerdo con dicha solución se han creado compartimentos, definidos entre dichas caras de base 21 de cada cristal 20 y las superficies adyacentes respectivas de los tabiques 11 de dichos conductos 10 entre el plano de situación de las caras de base 21 y el plano de extremidad común del colimador 1. En estos compartimentos puede haber presente aire o, ventajosamente, hay presente un material de guiado óptico 27, que constituye un elemento para guiar la luz, capaz de favorecer un método para distribuir la luz que sale del cristal 20 sobre el fotomultiplicador 3, para un muestreo mejor de las señales luminosas. Dicho material de guiado óptico 27 puede estar constituido por lubricante óptico común, cuarzo o fibras ópticas.

35 La fig. 6 muestra una vista en perspectiva de un complejo de colimador 1, multiplicidad 2 de cristales de escintilación 20 integrados en él (visible en vista transparente) y fotomultiplicador 3, en el que las flechas con el cuerpo o vástago ondulado, también mostradas en la fig. 3, indican esquemáticamente la dirección de la radiación que procede de la fuente del evento (no ilustrado).

40 Para determinar el número N de cristales para cada lado del colimador 1 de la fig. 2, dadas las dimensiones del lado L del colimador 1, del lado de base l de cada cristal 20, del espesor s del tabique del colimador, del espesor r de la capa ópticamente reflectante y difusora, puede usarse la siguiente fórmula:

$$L = Nl + (N+1)s + 2Nr$$

45 El dispositivo escintigráfico puede ser diseñado y construido usando el modelo de pronóstico (Raffaele Scafè y col.) que proporciona la configuración de componentes del propio dispositivo (colimador, cristales escintiladores, acoplamiento óptico, tipo de fotomultiplicador y carga del circuito de lectura) optimizado para la aplicación específica en términos de detectabilidad de la lesión, es decir relación de señal a ruido y contraste de la imagen que puede obtenerse. Dicho modelo de pronóstico permite optimizar la selección de las dimensiones de los agujeros de colimación y las de los cristales escintiladores integrados en ellos, de tal modo que se obtenga la mejor relación lesión/fondo que se puede obtener en dicha clase de aplicación (dimensión de la lesión, profundidad de la misma y relación de captura con relación al fondo). El modelo también permite calcular los valores óptimos de los factores de peso que han de ser usados en los circuitos electrónicos para acondicionar las señales de carga, con el fin de minimizar las deformaciones espaciales de la imagen. Este modelo de pronóstico permite en último término calcular el espesor óptimo de cualquier guía de luz adicional para acoplar los elementos escintiladores con

el fotomultiplicador (dicho espesor óptimo es el que permite la mejor separación espacial de las respuestas de los cristales individuales en el plano de imagen).

5 Todas las caras de salida de la luz de cristales individuales pueden ser coplanarias con el plano de salida del colimador, proporcionando una única superficie que puede ser colocada directamente en contacto con la ventana óptica del fotomultiplicador, o por medio de una guía de luz de espesor adecuado (dependiendo de las características intrínsecas del tipo de PSPMT usado), por ejemplo hecha del material antes mencionado. Si por ejemplo la aplicación pertenece a la localización de un carcinoma de pecho, puede formarse la hipótesis de que el pecho comprimido moderadamente tiene un espesor de aproximadamente 6 cm. Suponiendo la hipótesis de que un tumor posicionado a una profundidad de 3-4 cm ha de ser localizado, puede construirse un dispositivo que  
10 tenga una longitud de colimador apropiada con un tamaño adecuado de la abertura del colimador (por ejemplo con forma cuadrada) y el tamaño relacionado de los cristales de escintilación integrados dentro de los agujeros de colimación. Usando el modelo de pronóstico (véase Raffaele Scafè y col.) es posible construir dispositivos optimizados para detectar una lesión tumoral como una función de su profundidad, tamaño y absorción de radiofármacos, optimizando las resoluciones espaciales esperadas en casos individuales. Si la resolución  
15 esperada se refiere a tumores que son más superficiales o que están posicionados a una profundidad mayor, la geometría del colimador variará como consecuencia de ello.

En un dispositivo escintigráfico optimizado basado en un colimador con agujeros de una cierta geometría y con elementos escintiladores (por tanto de igual geometría) integrados, cada parte de superficie del campo visual seleccionada por cada agujero de colimación da origen a los acontecimientos de escintilación que están, por  
20 construcción, situados en un área que coincide con la seleccionada. Esto usa la mayor cantidad posible de densidad de cómputo espacial, obteniendo la máxima visibilidad posible de las lesiones dentro de las imágenes producidas por el dispositivo escintigráfico, en términos de relación de cómputos de lesión/fondo y de contraste.

En cualquier caso el cristal de escintilación individual está integrado dentro del conducto y sus superficies están revestidas con una material ópticamente reflectante y difusor con el fin de maximizar la intensidad de luz que es transportada a la cara de escape de luz (hacia el PSPMT) de cada evento individual de escintilación.  
25

La radiación, emitida en el campo visual del objeto a examinar, irá a golpear exclusivamente el cristal escintilador seleccionado por el agujero de colimación implicado y será detectada (por el PSPMT), en términos de fotones de luz, dentro del área de cristal posicionada en correspondencia con la proyección real del punto de emisión de la radiación en el plano de detección. En otras palabras, explotando la alineación geométrica obtenida por  
30 construcción entre el agujero de colimación y el cristal escintilador integrado en él, se puede obtener toda la capacidad para selección espacial de los eventos con dicha geometría de colimación particular. Por tanto, toda deformación de la imagen, normalmente presente en los dispositivos de la generación anterior al presente invento, debida a la falta de homogeneidad (de forma geométrica y/o de superficies) entre los modelos de la retícula de colimación y de la matriz del cristal escintilador.

35 Deberían mencionarse, cualitativamente, dos efectos adicionales que producen una mejora del contraste de la imagen que se puede obtener con tal dispositivo escintigráfico. Consisten: (a) de la optimización del aislamiento óptico entre dos elementos escintiladores contiguos y, (b) de la minimización de la liberación de energía, por una radiación incidente, en dos cristales diferentes de la matriz de escintilación. El primer efecto (a) es debido al hecho de que, como el espesor del tabique de colimación es, por su naturaleza, opaco (es decir, muy absorbente) a la energía de la radiación incidente, es más a la luz de escintilación, que es menor energética que la primera. Por  
40 ello, una fracción de la intensidad luminosa (ligeramente inferior a la media) será grabada por el PSPMT en correspondencia con el cristal escintilador excitado correctamente por la radiación incidente, mientras la fracción que escapa del propio cristal será absorbida por el tabique más cercano del colimador. El segundo efecto (b) es debido al hecho de que la radiación que es difundida en la interacción con un átomo del cristal escintilador tiene una alta probabilidad de ser absorbida por el tabique que la rodea que da origen a una nueva interacción (con  
45 generación de fotones de luz, en un número proporcional a la energía residual) dentro de un elemento escintilador circundante. Los eventos que dan origen a los efectos del tipo (b) son por ello eliminados ya que la fracción de energía luminosa liberada por el cristal (correctamente) implicado por pertenencia geométrica, no será por lo general tal que exceda del umbral de energía ajustado para la generación de una contribución a la imagen.

50 Dichos modelos de pronóstico proporcionan así la capacidad de optimizar un detector escintigráfico relativo a las resoluciones espaciales óptimas para diagnóstico particular y/o aplicaciones de localización. Este sistema, es adecuado para soportar y complementar los sistemas de localización actual para biopsias (próstata y pecho) que operan sin la información funcional proporcionada por detectores escintigráficos. El uso integrado de estas técnicas permite la fusión de la información actual con la obtenida con técnicas escintigráficas. En este caso se destacará  
55 en la imagen el píxel (elemento de imagen) que ha recibido la mayoría de los eventos (cómputo máximo) y como una consecuencia será identificable espacialmente, de tal modo que dirija la aguja de muestreo al área

5 correspondiente. En general, el tope del agujero de colimación (y el lado del cristal integrado en él) puede variar desde 1 mm hasta 3-4 mm de acuerdo con la aplicación y rendimiento deseados. En cualquier caso el dispositivo escintigráfico puede estar diseñado por clases de utilización (profundidad de la lesión tumoral, su tamaño, es decir de su estado y, de las características de captura de drogas radiológicas). En general, las resoluciones espaciales de 2-4 mm son realmente las más interesantes para investigaciones diagnósticas, ya que en las condiciones reales la detectabilidad de las lesiones es siempre extremadamente difícil en ausencia de anticuerpos específicos, tales como para producir en la imagen relaciones señal-ruido y contrastes aceptables.

Con referencia a las figs. 7 a 10, se han mostrado realizaciones del dispositivo del presente invento con múltiples colimadores y/o fotomultiplicadores.

10 En particular, en la fig. 7 el colimador 1 está construido en múltiples módulos de longitud preajustada, el primero 13 de los cuales, opuesto al fotomultiplicador 3, exhibe integrada en los conductos respectivos 10 la multiplicidad 2 de cristales 20 y al menos un módulo consecutivo 14 (faltando los cristales de escintilación) está de modo correspondiente longitudinalmente asociado al extremo opuesto, sujeto y guiado para la perfecta correspondencia de los tabiques 11 por un elemento de camisa exterior 19 hecho de un material inerte, esterilizable. De este modo, 15 puede variarse la longitud de sus conductos 10 de acuerdo con la configuración deseada del colimador 1.

En realizaciones prácticas, para expandir la superficie de imagen usando pequeños fotomultiplicadores, pueden posicionarse múltiples fotomultiplicadores mutuamente adyacentes, con un contacto longitudinal superficial o lineal (consecutivo) con un único colimador dimensionado para corresponder al área de recepción total determinada por dichos múltiples fotomultiplicadores (fig. 8) o con múltiples colimadores correspondientes distintos también 20 posicionados mutuamente adyacentes o consecutivos.

En particular, la misma fig. 8 muestra cuatro fotomultiplicadores (no mostrados) posicionados mutuamente adyacentes contra cuatro colimadores 15, 16, 17, 18 posicionados igualmente mutuamente adyacentes con contacto longitudinal superficial. Cada uno de ellos tiene su sección correspondiente a la de los fotomultiplicadores individuales.

25 En la fig. 9, cuatro fotomultiplicadores (no mostrados) están posicionados mutuamente adyacentes, consecutivos, contra cuatro colimadores 115, 116, 117, 118 posicionados adyacentes con contacto longitudinal lineal. Cada uno de los colimadores tiene su sección correspondiente a la de los fotomultiplicadores.

En la fig. 10, contra cuatro fotomultiplicadores adyacentes (no mostrados) hay montados colimadores respectivos 150, 160, 170, 170 (los dos últimos, por ejemplo, idénticos mutuamente), diferenciados por la anchura del lado del cristal y la anchura correspondiente del lado del conducto del colimador en el que está integrado el cristal, por tanto 30 caracterizados por una resolución espacial diferente, relativa a uno o más colimadores adyacentes. En este caso un dispositivo múltiple con más de un fotomultiplicador adyacente puede investigar diferentes áreas con colimadores que tienen una resolución espacial diferente.

35 Los colimadores pueden también estar diferenciados mutuamente en longitud con relación a uno o más de los colimadores adyacentes.

Naturalmente, en el caso de un dispositivo escintigráfico obtenido con múltiples fotomultiplicadores acoplados, el área del campo de visión investigado resulta mayor.

40 Debería tenerse en cuenta que, en la solución múltiple en la que los fotomultiplicadores y los colimadores relacionados están posicionados adyacentes, las paredes laterales exteriores de los fotomultiplicadores son mantenidas aisladas eléctricamente, luego el espesor de la capa del aislador eléctrico (mylar, teflón u otro material con características similares) debe ser mantenido menor o igual que el espesor del tabique del colimador subyacente. Por ejemplo, si el espesor de dicho tabique es de 0,15 mm, entonces la distancia que separa los dos fotomultiplicadores no debe ser mayor de 0,15 mm. En este caso los datos de la fórmula que determina las dimensiones del agujero del colimador y la dimensión del cristal, son ligeramente diferentes, ya que el último 45 tabique tendrá, en la práctica, un espesor igual a la mitad del tabique (0,075 mm) debido a que la continuación del tabique del colimador (otro 0,075 mm) pertenecerá al colimador del fotomultiplicador vecino. Esto se conserva así para cada dirección en la que están conectados múltiples fotomultiplicadores para construir una matriz de fotomultiplicadores adecuada para formar áreas mayores que el elemento individual. Un fotomultiplicador o (como también es comúnmente denominado) un tubo fotomultiplicador 3 sensible a la posición convierte las señales 50 luminosas de escintilación, correspondientes a cada evento individual, en una distribución de cargas en el plano XY, memorizando por ello tanto el número de fotones de luz generados por el evento, como la posición del cristal individual que los genera. Esto es hecho posible por un sistema de multiplicación de carga apropiado, dentro del PSPMT, que amplifica la cantidad de carga producida en el fotocátodo de tal modo que permita el funcionamiento de los circuitos de acondicionamiento de señal, como se describirá más adelante.

5 El dispositivo incluye uno o más fotomultiplicadores sensibles a la posición, de un nuevo tipo de colimador con agujeros de paso variable de sección poligonal que contiene integrados dentro de ellos cristales escintiladores cuya sección (incluyendo el revestimiento óptico) es igual a la sección de colimación, de modo que el área total del campo colimado de visión coincide con el área total del fotomultiplicador o de los fotomultiplicadores (si hay más de uno) usados. El dispositivo está provisto con dispositivos electrónicos adecuados para acondicionar las señales de carga producidas por el fotomultiplicador y con un software para procesar y visualizar la imagen producida en tiempo real, de tal forma que produzca las imágenes con resoluciones espaciales de alrededor de 2 mm.

10 En este caso, se usa el mismo diagrama de los circuitos electrónicos para acondicionamiento de señal propuesto por Soluri y col. en las patentes anteriores mencionadas previamente para identificar la localización del centroide del evento individual, así como de la energía depositada por él.

15 En particular, la recogida de la carga tiene lugar, dentro del PSPMT, por medio de un sistema conocido con ánodos cruzados de acuerdo con los ejes X e Y del plano del campo de visión. En una alternativa igualmente conocida, no descrita en detalle aquí, puede emplearse también el PSPMT provisto con sistemas multi-ánodo constituidos por ánodos independientes individuales, con forma poligonal y dispuestos en una matriz. En este caso la recogida de la carga puede ser llevada de nuevo a la efectuada por el PSPMT con ánodos cruzados, y usar los circuitos de acondicionamiento de la señal mencionados en el invento anterior. Subsiguientemente las señales de carga que salen del fotomultiplicador son analizadas para medir la cantidad de carga recogida por los ánodos individuales y para determinar el centroide del evento, por medio de los componentes electrónicos apropiados 4.

20 En cualquier caso, tanto si el dispositivo está formado por un PSPMT individual como si lo está por múltiples PSPMT y si se ha usado la red resistiva o la técnica de suma/suma ponderada, la transducción a forma analógica del centroide de carga o de las coordenadas X, Y y de la energía del evento es obtenida por medio de dos señales de tensión para cada coordenada para un total de cuatro señales.

25 La cadena de tratamiento electrónico del sistema, de tipo convencional no mostrada aquí, proporciona en este punto la digitalización de dichas señales por medio de convertidores A/D 8 (fig. 1). La elección de digitalizar las señales en esta etapa de tratamiento es dictada simplemente por criterios económicos y tecnológicos y permite en el estado actual de la técnica un buen compromiso entre el coste total del sistema, ergonomía de uso, calidad de los resultados obtenidos y velocidad de tratamiento.

30 Las señales digitalizadas son a continuación transmitidas a un ordenador personal 9 que, por medio de un software dedicado conocido, completa la cadena de tratamiento que conduce respectivamente a las operaciones siguientes para el cálculo final de las coordenadas del evento:

$$X = X_a/(X_a+X_b); Y = Y_a/(Y_a+Y_b); \text{ en el caso de la cadena resistiva}$$

$$X = \Pi_x/\Sigma_x; Y = \Pi_y/\Sigma_y; \text{ en el caso de suma/suma ponderada}$$

35 El software dedicado es también capaz de realizar otras operaciones de tratamiento sobre los datos recogidos, capaz de mejorar la calidad del resultado final presentado al usuario.

Para aplicaciones de infra-cirugía, el dispositivo escintigráfico entero será recubierto con un revestimiento adicional o funda protectora de material inerte y esterilizable.

40 Un software de presentación adecuado es capaz de proporcionar la visualización de la información como imágenes adquiridas de los trazadores inyectados en el paciente, con la misma representación típica que los dispositivos escintigráficos de área grande.

45 Posicionar un dispositivo escintigráfico cerca de la región de interés del cuerpo del paciente, en la que se ha inyectado un radiofármaco capaz de ser fijado selectivamente en células tumorales y capaz de emitir la radiación característica de energía conocida, el cirujano será capaz de localizar las áreas con mayor absorción, identificando el área de señal máxima (que corresponde a la intensidad de radiación medida máxima) con resolución espacial de unos pocos mm.

Esto permite al cirujano operar con una certeza y precisión extremas, sólo en el área específica interesada por el tumor, reduciendo cualesquiera daños quirúrgicos y riesgos para el paciente.

50 También es posible usar radiofármacos con energías diferentes y ofrecer por tanto la posibilidad de usar anticuerpos específicos para tumores determinados con radioisótopos diferentes, comúnmente usados en Medicina Nuclear.

5 Las dimensiones del fotomultiplicador usado también pueden variar, alcanzando dimensiones de área activa que son incluso mayores que las mencionadas antes aquí, pero aun tales que han de ser consideradas miniaturizadas con relación a un dispositivo escintigráfico tradicional, de gran campo de visión. En el invento propuesto se ha usado un PSPMT para el cálculo de la posición del evento, de modo contrario a los dispositivos escintigráficos (grandes cámaras de área gamma) que hacen uso de múltiples, PMT no sensibles a la posición (Tubos Fotomultiplicadores) acoplados a un solo cristal de escintilación para conseguir el mismo propósito.

10 Las ventajas pertenecen a la capacidad de obtener dispositivos escintigráficos que pueden ser optimizados de acuerdo con las aplicaciones requeridas. El uso de colimadores y cristales integrados, que permiten tener respuestas de diagnóstico superiores en términos de eficiencia de cómputo y mejor relación lesión/fondo y contraste en la imagen producida. El dispositivo es adecuado para aquellas técnicas de localización en las que la identificación de un único elemento de escintilación puede proporcionar una indicación muy precisa en la posición del área examinada con mayor absorción de radioactividad. En prácticas clínicas tales como la biopsia guiada por radio, que usan un radiofármaco adecuado, esta técnica puede ser particularmente adecuada, ya que permite la identificación precisa de los puntos de muestreo.

15 Además de esta técnica, el uso combinado de pequeños dispositivos con estas características permite también otras aplicaciones dedicadas, por ejemplo PET o PEM, con alta resolución espacial, o integrar estos dispositivos con otras técnicas de diagnóstico tales como aquellas con ultrasonidos, con rayos X, con resonancia magnética, etc.

20 Otra aplicación ventajosa del invento se refiere a la posibilidad de montar, en un dispositivo múltiple, secciones del campo de visión provisto con colimadores de diferente altura (sino también simultáneamente de paso de colimación igual o diferente). Esto permite, por ejemplo, identificar mejor lesiones situadas a diferente profundidad, en términos de relación lesión/fondo y contraste medido en la imagen obtenida.

25 Las aplicaciones pueden también estar dedicadas a distintos sectores tales como la Astrofísica, obteniendo módulos con áreas de detección extendidas que reúnen fotomultiplicadores individuales basados en el método propuesto. Las aplicaciones industriales pertenecen, por ejemplo, a ensayos no destructivos y sistemas de diagnóstico que pueden ser obtenidos con dispositivos que usan la técnica propuesta.

Obviamente, los detalles constructivos y las realizaciones pueden variar ampliamente de las descritas e ilustradas aquí simplemente a modo de ejemplo, sin salir por ello del marco del presente invento como se ha reivindicado a continuación.

30

## REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo escintigráfico con colimador con cristales integrados con alta resolución espacial, que comprende en sucesión desde un extremo abierto de un recipiente (5) revestido con un revestimiento de protección (6) que comienza desde la fuente del evento que ha de ser medido:
- 5 un colimador (1) para fotones gamma de baja energía hecho de un material con un alto número atómico, que tiene internamente una multiplicidad de conductos iguales (10) de longitud determinada, identificados y separados por tabiques (11) de espesor adecuado para absorber la energía de los fotones gamma de baja energía, que termina en un plano de extremidad común (12) sobre el lado opuesto a la fuente del evento que ha de ser medido;
- 10 una estructura (2) de cristal de escintilación capaz de convertir la radiación procedente de la fuente bajo examen en radiación luminosa;
- al menos un fotomultiplicador (3) del tipo con ánodos o conductores cruzados que reciben la radiación luminosa emitida por la estructura (2) de cristal de escintilación y generar señales eléctricas proporcionales a la energía liberada y que sirven para la determinación de las coordenadas de posición;
- 15 componentes electrónicos (4, 7, 8) capaces de ejecutar la amplificación de integración de las señales generadas por el fotomultiplicador (3) para la determinación de las coordenadas de posición (XY) del evento y la energía relacionada para su subsiguiente transferencia al dispositivo de conversión y por tanto a un procesador electrónico (9) que las procesa y las presenta en un monitor en forma de una imagen, caracterizado porque dicha estructura (2) de cristal escintilador está constituida por una multiplicidad de cristales individuales (20) de sección poligonal y con primeras caras de base (21) y segundas caras de base (22) y una superficie lateral (23), estando orientadas
- 20 dichas primeras caras de base (21) hacia dicho fotomultiplicador (3) y estando orientadas dichas segundas caras de base (22) hacia la dirección opuesta con respecto a dicho fotomultiplicador (3), estando cada uno de los cristales individuales (20) integrado de forma enteriza en la proximidad del extremo de cada uno de dichos conductos (10), estando orientado dicho extremo de cada uno de dichos conductos (10) hacia dicho fotomultiplicador (3), teniendo cada uno de dichos conductos (10) del colimador (1) una sección poligonal
- 25 conformada, en el que cada cristal (20) está posicionado de tal modo que la totalidad de dichas primeras caras (21) de dicho cristal (20) orientadas hacia dicho fotomultiplicador (3) se encuentran en un mismo plano paralelo a dicho plano de extremidad común (12) del coordinador (1).
2. Un dispositivo escintigráfico según la reivindicación 1, caracterizado porque cada cristal (20) de dicha multiplicidad de cristales individuales tiene al menos en su cara de base (22) recibida dentro del colimador (1), orientada hacia la fuente del evento, y en el espacio interno entre sus superficies laterales (23) y los tabiques adyacentes (11) del conducto (10) del colimador (1) que le contiene, una capa (24) de material reflectante y difusor ópticamente.
- 30
3. Un dispositivo escintigráfico según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha multiplicidad de cristales (20), cada uno de los cuales está integrado en un conducto correspondiente (10) del colimador (1), tiene una parte de
- 35 extremidad de cristal (25) que sobresale más allá de dicho plano de extremidad común (12) del colimador y comprende una capa plana (26) para la conexión rígida de la totalidad de dichas partes de extremidad de cristal (25) hechas de un material reflectante y difusor ópticamente.
4. Un dispositivo escintigráfico según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha multiplicidad de cristales (20), cada uno de los cuales está integrado en un circuito correspondiente (10) del colimador (1), tiene dichas primera
- 40 caras de base (21) de los cristales (20) orientadas hacia el fotomultiplicador (3) totalmente interior a los conductos (10) y que se encuentran en un mismo plano paralelo y subyacentes a dicho plano de extremidad común (12) del colimador (1); estando presente en dichas primeras caras de base (21) de los cristales (20) y en las superficies adyacentes de los tabiques (11) de dichos conductos (10) una capa (124) de material reflectante y difusor ópticamente entre el plano en el que se encuentran dichas primeras caras de base (21) y el plano de extremidad
- 45 común (12) del colimador (1).
5. Un dispositivo escintigráfico según la reivindicación 4, caracterizado porque en los compartimentos definidos entre dichas primeras caras de base (21) de cada cristal (20) las superficies adyacentes respectivas de los tabiques (11) de dichos conductos (10) comprendidas entre el plano de situación de las propias primeras caras de base (22) y el plano de extremidad común (12) del colimador (1) está presente un material de guiado óptico (27).
- 50
6. Un dispositivo escintigráfico según las reivindicaciones 2, 3 y 4, caracterizado porque dicho material reflectante y difusor ópticamente está constituido por una pintura a base de resina sintética.
7. Un dispositivo escintigráfico según la reivindicación 6, caracterizado porque dicha resina sintética está constituida por una resina epoxídica.

8. Un dispositivo escintigráfico según la reivindicación 1, caracterizado porque dichos cristales escintiladores individuales (20) y dichos conductos correspondientes (10) tienen una sección correspondiente de forma cuadrada.
- 5 9. Un dispositivo escintigráfico según la reivindicación 1, caracterizado porque dicho colimador (1) está construido con múltiples módulos de longitud preajustada, el primero (13) de los cuales, opuesto a dicho fotomultiplicador (3) tiene integrada en los respectivos conductos (10) dicha multiplicidad de cristales (20) y estando al menos un módulo consecutivo (14) asociado longitudinalmente de forma correspondiente al extremo opuesto, sujeto y guiado para la perfecta correspondencia de los tabiques (11) por un elemento de camisa exterior (19).
- 10 10. Un dispositivo escintigráfico 5 según la reivindicación 1, caracterizado porque dicho elemento de camisa exterior (19) está hecho de material inerte y esterilizable.
11. Un dispositivo escintigráfico según la reivindicación 1, caracterizado porque comprende una a pluralidad de fotomultiplicadores (3) posicionados mutuamente adyacentes y porque comprende un único colimador (1) dimensionado para corresponder al área de recepción completa determinada por dicha pluralidad de fotomultiplicadores (3).
- 15 12. un dispositivo escintigráfico según la reivindicación 1, caracterizado porque comprende una pluralidad de fotomultiplicadores (3) posicionados mutuamente adyacentes y porque comprende una pluralidad de colimadores correspondientes (15, 16, 17, 18; 115, 116, 117, 118) posicionados mutuamente adyacentes y cada uno de ellos correspondientes en sección a cada uno de dicha pluralidad de fotomultiplicadores.
- 20 13. Un dispositivo escintigráfico según la reivindicación 12, caracterizado porque dicha pluralidad de colimadores comprende colimadores (150, 160, 170, 170) diferenciados en la anchura del lado del cristal y en la anchura correspondiente del lado del conducto del colimador con relación a uno o más de los colimadores adyacentes.
14. Un dispositivo escintigráfico según la reivindicación 12, caracterizado porque dicha pluralidad de colimadores comprende colimadores diferenciados por la longitud del colimador con respecto a uno o más de los colimadores adyacentes.

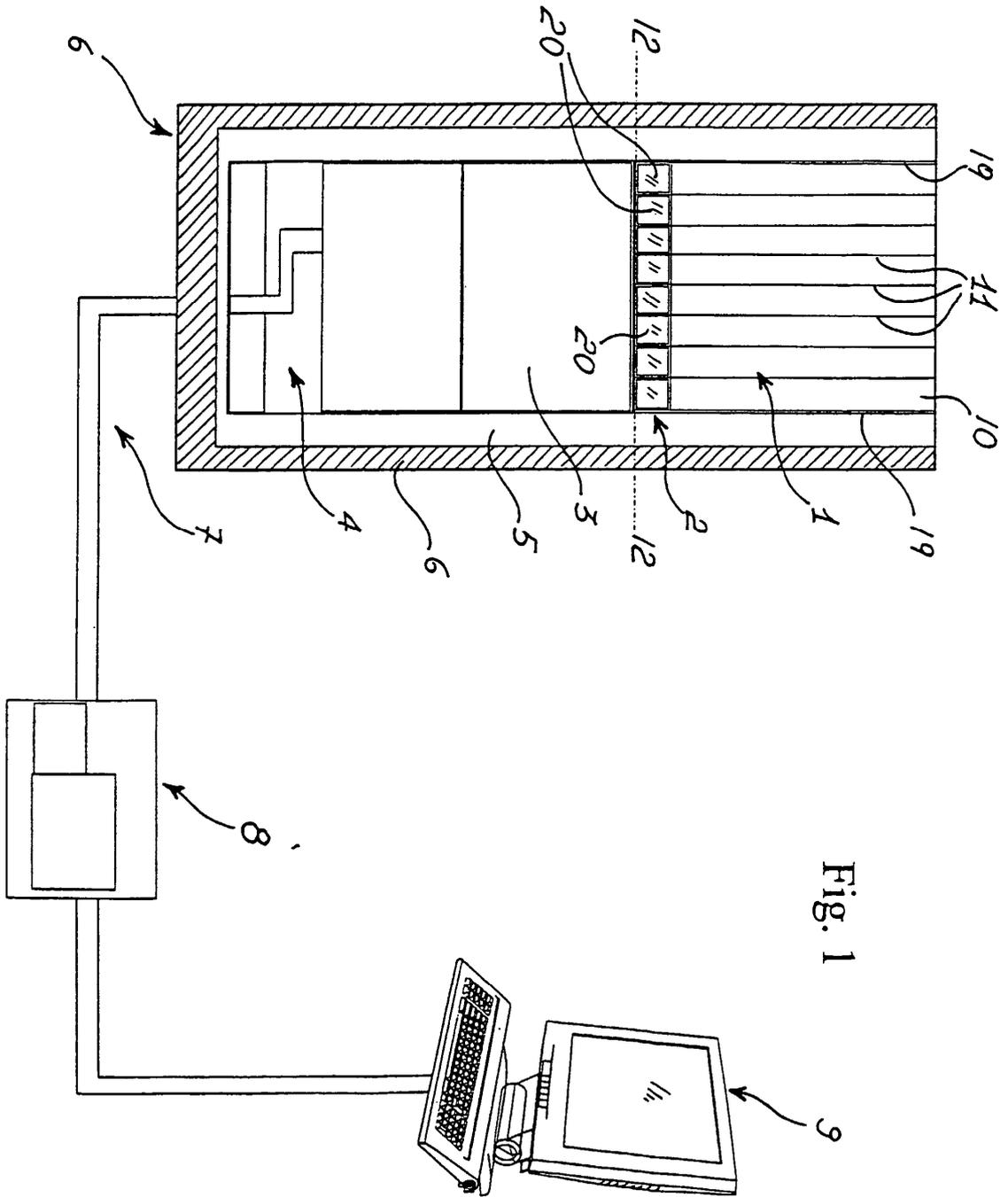


Fig. 1

