

OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



① Número de publicación: **2 246 685**

② Número de solicitud: 200400308

⑤ Int. Cl.:
G01T 1/16 (2006.01)

⑫

PATENTE DE INVENCION

B1

⑫ Fecha de presentación: **10.02.2004**

⑬ Fecha de publicación de la solicitud: **16.02.2006**

Fecha de la concesión: **08.11.2006**

⑮ Fecha de anuncio de la concesión: **01.12.2006**

⑮ Fecha de publicación del folleto de la patente:
01.12.2006

⑰ Titular/es:
**Universidade de Santiago de Compostela
Edificio CACTUS-CITT- Campus Sur
15782 Santiago de Compostela, A Coruña, ES**

⑱ Inventor/es: **Gómez Rodríguez, Faustino y
Pardo Montero, Juan**

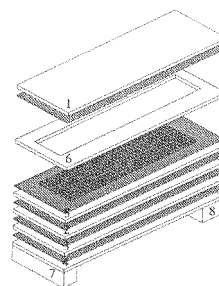
⑳ Agente: **No consta**

⑳ Título: **Matriz de detectores líquidos para la medida de dosis/fluencia de radiación ionizante.**

㉑ Resumen:

Matriz de detectores líquidos para la medida de dosis/fluencia de radiación ionizante.

La matriz está formada por dos tarjetas de circuito impreso que rodean una lámina de un líquido no polar que actúa como medio de ionización. El espesor de la lámina líquida se asegura a través de un espaciador de un material dieléctrico adecuado. En la tarjeta superior se encuentra el plano de deriva, mientras que la inferior es una tarjeta multicapa. Una de las caras contiene el ánodo segmentado en un cierto número de píxeles, otra contiene una lámina conductora que sirve para apantallar el campo electromagnético externo y las restantes contienen pistas que llevan la carga ionizada hasta un extremo de la matriz donde se conectan a la electrónica de lectura, directamente o a través de un cable de señal convenientemente apantallado.



ES 2 246 685 B1

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 37.3.8 LP.

DESCRIPCIÓN

Matriz de detectores líquidos para la medida de dosis/fluencia de radiación ionizante.

Sector de la técnica

La presente invención se refiere a un dispositivo que sirve para la medida de dosis/fluencia de radiación ionizante emitida por una fuente de radiación, así como para el control de calidad en distinto tipo de procesos, siendo especialmente adecuado para su utilización en la dosimetría y control de calidad en tratamientos radioterapéuticos, y para el control de calidad en procesos industriales mediante gammagrafía.

Estado de la técnica

Una de las técnicas más antiguas para monitorización de haces de radiación ionizante se basa en las cámaras de ionización de aire, como por ejemplo el modelo 31002 de PTW (Physikalisch-Technische Werkstätten Freiburg, Germany). En estas cámaras, la radiación incidente produce carga eléctrica en el medio de ionización (aire). Esta carga deriva debido a la presencia de un campo eléctrico, y se lee mediante la electrónica adecuada. Para obtener un perfil de un haz determinado estas cámaras han de ser desplazadas mecánicamente con el uso de una bancada micrométrica, lo eleva el tiempo necesario para la verificación de los haces terapéuticos.

Para superar estas desventajas se introdujeron las cámaras de ionización con ánodo segmentado. Esta segmentación del ánodo hace que sean equivalentes a un conjunto de pequeñas cámaras de ionización. Estas cámaras usan habitualmente un gas o un líquido no polar como medio de ionización. Las principales ventajas que presentan los líquidos no polares son que el cociente de su poder de frenado con el del agua es prácticamente constante en un amplio rango de energías, y que su densidad de masa permite obtener resoluciones espaciales del orden del milímetro, para haces terapéuticos. La carga eléctrica producida por la radiación se lee simultáneamente en cada una de las pequeñas cámaras mediante la electrónica adecuada. Un ejemplo de este diseño es el dispositivo LA48 de PTW (C. Martens, C. De Wagter and W. De Neve, *Physics in Medicine and Biology* 46 (2001) 1131-1148). Este dispositivo es una matriz lineal de 47 cámaras de ionización de área activa 4 mm x 4 mm y una distancia de 8 mm entre los centros de cada cámara. Como medio de ionización usa una capa de 0.5 mm de un líquido no polar (isooctano). Como electrónica de lectura se usa un Multidos de 12 canales, extendido a 48 canales a través de un módulo ME48 extender. Sin embargo, dada la escasa resolución espacial de estos dispositivos sigue siendo necesario el desplazamiento y la adquisición de varias medidas para obtener la resolución necesaria en muchas aplicaciones.

La matriz de detectores líquidos propuesta en la presente invención permite mejorar la resolución espacial de los dispositivos actuales, permitiendo una verificación más rápida y efectiva. Es especialmente útil para los actuales tratamientos con modulación de intensidad (IMRT: Intensity Modulated Radiation Therapy), donde los campos presentan gradientes de dosis muy altos.

El control de calidad de componentes industriales se hace habitualmente sometiendo el objeto a evaluar a un haz de rayos X o gamma (gammagrafía). La radiación que atraviesa el objeto incide sobre un dispositivo de detección y se obtiene una imagen que pos-

teriormente se evalúa. Este dispositivo de detección puede ser un dispositivo de película radiográfica o un dispositivo electrónico.

Los dispositivos de película radiográfica consisten en una fina lámina de un material conversor fotón-electrón para producir electrones. Posteriormente, estos electrones interaccionan con una lámina de un material centelleador y producen luz que incide sobre la película formando una imagen. Estas imágenes radiográficas tienen importantes desventajas, como son la imposibilidad de verificación en tiempo real, la difícil valoración de la imagen (debido a que tiene que ser inspeccionada visualmente) y su pobre contraste (inherente al uso de partículas de alta energía).

El uso de dispositivos electrónicos en este campo mejora la calidad de las imágenes, además de facilitar el procesado y el almacenamiento de los datos. Dentro de los dispositivos electrónicos podemos distinguir entre los directos y los indirectos. Los más habituales son los de tipo indirecto, que convierten la radiación en luz mediante una pantalla centelleadora. Esta luz es posteriormente captada por un fotodiodo (o un conjunto de fotodiodos) que la convierten en carga eléctrica, que es la responsable de la señal leída por la electrónica. Frente a estos dispositivos, el único dispositivo de tipo directo que se usa actualmente se basa en el uso de selenio amorfo (semiconductor). En este material la radiación ionizante produce directamente carga, que deriva debido a un campo eléctrico y se almacena en una capacidad o bien es leída mediante la electrónica adecuada.

La detección directa presenta la ventaja de no depender de la propagación de la luz en el medio centelleador y su posterior conversión en carga eléctrica, generando señales con mayor contraste y eficiencia cuántica que los métodos indirectos.

La matriz de detectores líquidos para la medida de dosis/fluencia y control de calidad propuesta en la presente invención se sitúa como una nueva forma de detección directa alternativa al uso de semiconductores de estado sólido.

Explicación de la invención

En la Figura 1 se representa la matriz de detectores constituida por dos tarjetas de circuito impreso que rodean una lámina de un líquido no polar que actúa como medio de ionización.

Las paredes de la matriz se fabrican usando FR4 (laminados de fibra de vidrio con resina epoxy) o un material similar. En la pared superior (1) se encuentra el plano de deriva. La pared inferior es una tarjeta de circuito impreso multicapa. La cara superior (5) de esta tarjeta de circuito impreso contiene el ánodo segmentado en varios píxeles o pistas. Estos píxeles están dispuestos en forma de una matriz de puntos con posiciones predeterminadas sobre la superficie de la matriz, y su tamaño puede variar entre aproximadamente 0.5 mm y 20 mm, según la aplicación deseada. El área total de la zona segmentada ha de ser menor que el área del plano de deriva para asegurar la homogeneidad del campo eléctrico de deriva en cada uno de los píxeles. La cara inferior contiene una lámina de un material conductor (4) que tiene la función de evitar las corrientes producidas por los campos electromagnéticos externos. En las caras interiores (2, 3) se depositan pistas de un material conductor que llevan la carga producida en el líquido por la radiación ionizante hasta un extremo de la matriz, donde se conectan a la electrónica de lectura, bien directamente, o

bien a través de un cable, en el caso de que sea necesario alejar la electrónica del haz de radiación. La zona de conexión se protege debidamente del ruido externo mediante una caja blindada (8) a radiofrecuencia o similar.

Como medio de ionización se usa una lámina de un líquido no polar, cuyo espesor se asegura a través de un espaciador (6) de un material resistente a la radiación, dieléctrico e inerte al líquido utilizado, como por ejemplo PEEK (Poly Ether Ether Ketone) o poliestireno reticulado. El líquido se introduce a través de una pieza (7) situada en uno de sus laterales.

El pegado de las distintas partes de la matriz se realiza con una resina no conductora y resistente, tanto al líquido no polar como al medio externo a la matriz (agua, aire...), de forma que la estanqueidad de la matriz de detectores esté totalmente asegurada.

Como electrónica de lectura se usan electrómetros. Estos electrómetros, junto con sus fuentes de alimentación y una fuente de alta tensión (encargada de suministrar el voltaje de operación que crea el campo eléctrico de deriva), se montan en una caja metálica, que tiene la función de proteger del ruido externo. Este conjunto (electrómetros, fuentes de alimentación y fuente de alta tensión) constituye lo que denominamos la estación de electrómetros. En la Figura 2 se muestra el caso en que la electrónica de lectura no debe exponerse directamente al haz de radiación. En este caso se conectará la matriz de detectores (9) con la estación de electrómetros (11) mediante un cable (10) debidamente apantallado. La zona de conexión se protege mediante una caja blindada a radio frecuencia o similar, como ya se ha comentado. El cable está adecuadamente apantallado para evitar que la señal se degrade durante el trayecto entre la matriz de detectores y la estación de electrómetros. Finalmente, el proceso de adquisición de datos se controla a través de un ordenador (12) con el software adecuado.

En caso de ser necesario, la matriz de detectores puede montarse en una bancada móvil. De este modo puede ser desplazada y permite la medida de dosis/fluencia de radiación ionizante en mayores áreas y volúmenes.

El voltaje de operación de la matriz de detectores y el espesor del medio de ionización se eligen atendiendo a un doble compromiso. Por un lado el campo eléctrico en el líquido ha de ser lo suficientemente alto como para asegurar una relación lineal entre la tasa de dosis y la señal de lectura en el rango de operación de la matriz, y por otra parte el volumen de líquido ha de ser lo bastante grande como para que la carga ionizada garantice un buen cociente señal/ruido. También ha de tenerse en cuenta que un voltaje de operación demasiado elevado puede provocar problemas, como por ejemplo descargas eléctricas.

Modo de realización de la invención

La presente invención se ilustra mediante los siguientes ejemplos, los cuales no pretenden ser limitativos de su alcance.

Ejemplo 1

Verificación de haces radioterapéuticos

Matriz de detectores líquidos para dosimetría y control de calidad de haces radioterapéuticos, que inciden perpendicularmente a la superficie de la matriz. El ánodo está segmentado linealmente en 128 píxeles de dimensiones 1.7 mm x 1.7 mm. La matriz cubre por tanto un área de 217.6 mm x 1.7 mm, suficiente para la verificación de los haces radioterapéuticos

convencionales. Las dimensiones del plano de deriva (250 mm x 15 mm) son mucho mayores que el área sensible para asegurar la perfecta homogeneidad del campo eléctrico en el volumen activo.

Como medio de ionización se ha usado una lámina de isoocetano líquido de 0.5 mm de espesor. El espesor está garantizado por un espaciador de PEEK. El voltaje de operación es de 1000 V. Esto nos garantiza una relación lineal entre la tasa de dosis y la señal de lectura en el rango de operación de la matriz, como puede verse en la Figura 3. Como electrónica de lectura se ha usado la electrónica XDAS, de la compañía Electron Tubes Limited, basada en el chip Xchip desarrollado por el CCLRC (Council for the Central Laboratory of the Research Councils). Se trata de una electrónica muy sensible, cuyas principales características son (véase el manual de XDAS en <http://www.electrontubes.co.uk/forms/pdf/XDAS.pdf>):

- tiempo de integración de 0.01 ms a 0.5 s
- máximo de 256 submuestras
- cociente señal/ruido de 30000/1
- tasa máxima de lectura 5 MB/s
- no linealidad menor de un 0.1%.

La gran sensibilidad de la electrónica de lectura, unido al empleo de un líquido como medio de ionización y al poco ruido adquirido por la señal durante el trayecto píxel-XDAS (gracias a la lámina conductora de apantallamiento y al cable apantallado), nos permite operar con un tamaño de píxel de 1.7 mm x 1.7 mm (mucho menor, por ejemplo, que el tamaño de píxel del LA48 de PTW), obteniendo perfiles con buenos cocientes señal/ruido (del orden de 1000/1), y con tiempos de integración muy cortos (10 ms o 20 ms). Estas características hacen que la matriz sea ideal para la verificación en tiempo real de haces con altos gradientes, como los usados en la radioterapia de intensidad modulada (IMRT).

En la Figura 4 se muestra un perfil tomado de un haz de un acelerador Siemens Primus (fotones de 15 MV, campo de 10 cm x 10 cm). La estanqueidad de la matriz está totalmente asegurada, pues su pegado se realiza con una resina no conductora y resistente, tanto al agua como al isoocetano. Por tanto, la matriz de detectores es susceptible de ser usada tanto insertada en un maniquí de PMMA (Poly Methyl MethAcrylate) en aire específicamente - diseñado para ella, como más generalmente, en un maniquí de agua para tomar perfiles a diferentes profundidades. Estos perfiles (tanto en el maniquí específico, como en el de agua) se obtienen en pocos segundos, y el pequeño tamaño de píxel permite obtener perfiles de gran calidad, especialmente en la zona de penumbra del haz, sin necesidad de desplazar mecánicamente la matriz de detectores.

Una aplicación para la que es especialmente útil la matriz de detectores es para la medida de cuñas virtuales usadas en muchos aceleradores lineales en radioterapia, ver Figura 5. Una cuña virtual consiste en ir abriendo paulatinamente las mordazas del acelerador, y ampliando por tanto el tamaño del campo de radiación. La rapidez y la sensibilidad de nuestra matriz permiten realizar esta operación dinámicamente, realizando un único disparo, mientras que esta misma operación con otros dispositivos ha de ser realizada haciendo varios disparos del acelerador. Esto acarrea

un importante aumento en el tiempo de adquisición (de pocos segundos a varios minutos), y una pérdida de calidad y de información en los datos obtenidos, debido a que las fluctuaciones del haz hacen que este pueda variar de un disparo a otro.

Ejemplo 2

Control de calidad de piezas industriales mediante gammagrafía

Matriz de detectores líquidos para control de calidad de piezas en procesos industriales. Este modo de realización se ilustra en la Figura 6. Las tarjetas de circuito impreso (13, 14) rodean una lámina de isoocetano líquido con un espesor de 0.5 mm, garantizado mediante un espaciador de PEEK (15). El ánodo se segmenta en pistas longitudinales (14) con una anchu-

ra mínima de 1 mm y focalizadas hacia la fuente de radiación. La pieza a analizar se sitúa entre la fuente de radiación y la matriz, de modo que la radiación que sale de la pieza incida paralelamente a las tarjetas de circuito impreso que definen la matriz y a las pistas de lectura. De este modo, el espesor de medio de ionización que ha de atravesar el haz es mucho mayor y por tanto mucho mayor la eficiencia cuántica, la ionización y por tanto el cociente señal/ruido. Mediante el desplazamiento vertical y transversal de la matriz (mediante una bancada móvil) y el giro de la pieza a analizar se puede obtener una imagen tridimensional de la pieza. Posteriormente, esta imagen es analizada para verificar si cumple los criterios de calidad establecidos.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Matriz de detectores líquidos para la medida de dosis/fluencia de radiación ionizante emitida por una fuente de radiación, que comprende: 1) una tarjeta de circuito impreso que actúa como pared superior; 2) una lámina de un líquido no polar que actúa como medio de ionización, y cuyo espesor se asegura mediante un espaciador de un material resistente a la radiación, dieléctrico e inerte al líquido utilizado; 3) una tarjeta de circuito impreso multicapa que actúa como pared inferior; 4) la electrónica de lectura.

2. Matriz de detectores líquidos, según la reivindicación 1, donde la tarjeta de circuito impreso multicapa que actúa como pared inferior comprende: 1) una cara con el ánodo segmentado en píxeles de un tamaño entre 0.5 mm y 20 mm, que están dispuestos en forma de una matriz de puntos con posiciones predeterminadas; 2) una o varias caras con pistas conductoras que extraen la carga ionizada en el líquido hasta un extremo de la matriz, donde se conecta a la electrónica de lectura; 3) una cara con una lámina de un material conductor que tiene la función de evitar las corrientes producidas por los campos electromagnéticos externos.

3. Matriz de detectores líquidos, según la reivindicación 1, donde la electrónica de lectura se conecta directamente a la matriz.

4. Matriz de detectores líquidos, según la reivindicación 1, donde la electrónica de lectura se conecta a la matriz mediante un cable convenientemente apantallado.

5

5. Matriz de detectores líquidos, según la reivindicación 2, donde la radiación incide de forma perpendicular a las tarjetas de circuito impreso, y donde el ánodo está segmentado en forma de una o varias matrices lineales de puntos, permitiendo así obtener una o varias muestras de la deposición unidimensional de dosis/fluencia en el mismo

10

6. Matriz de detectores líquidos, según la reivindicación 2, donde la radiación incide de forma perpendicular a las tarjetas de circuito impreso, y donde el ánodo está segmentado en forma de una matriz bidimensional, permitiendo así obtener muestras de la deposición bidimensional de dosis/fluencia en el mismo.

15

7. Matriz de detectores líquidos, según la reivindicación 2, donde la radiación incide de forma paralela a las tarjetas de circuito impreso, y donde el ánodo está segmentado en forma de pistas que están focalizadas hacia la fuente de radiación.

20

8. Matriz de detectores líquidos, según las reivindicaciones 5, 6 y 7, que puede desplazarse de modo controlado mediante una bancada móvil para establecer un mapa de dosis/fluencia de la radiación en un cierto plano o volumen de detección que sea de interés.

25

9. Uso de la matriz de detectores líquidos, según las reivindicaciones anteriores; para su aplicación en la dosimetría y control de calidad en tratamientos radioterapéuticos, y para el control de calidad en procesos industriales mediante gammagrafía.

30

35

40

45

50

55

60

65

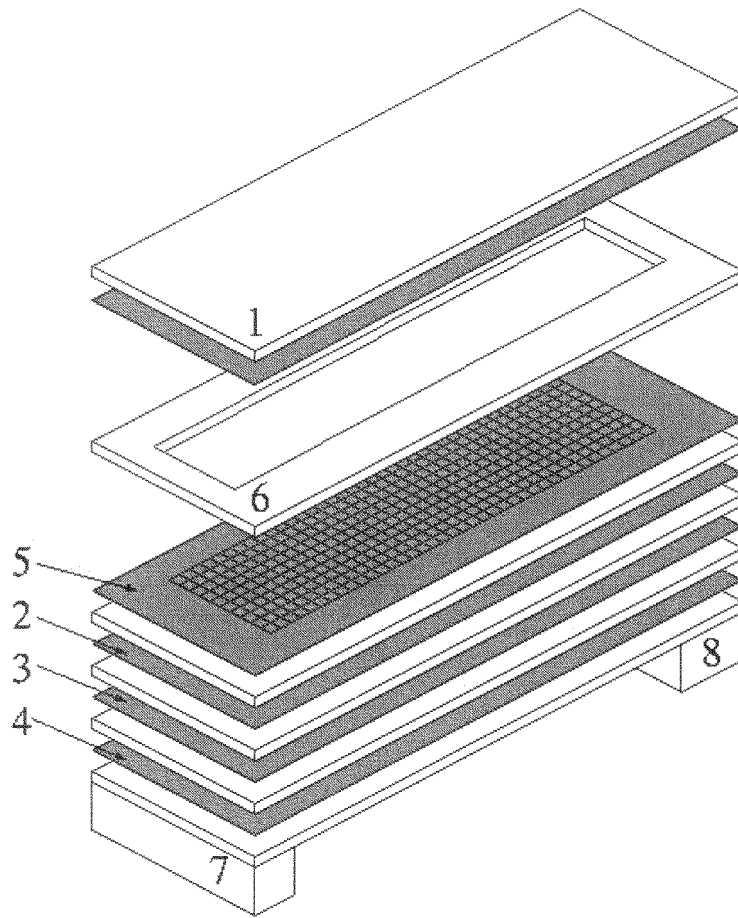


FIGURA 1

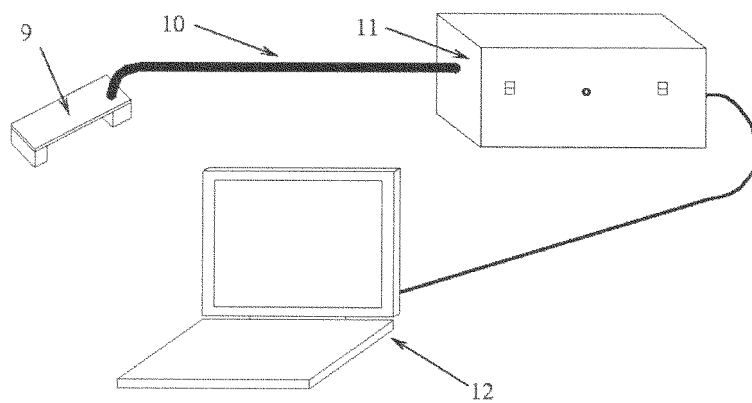


FIGURA 2

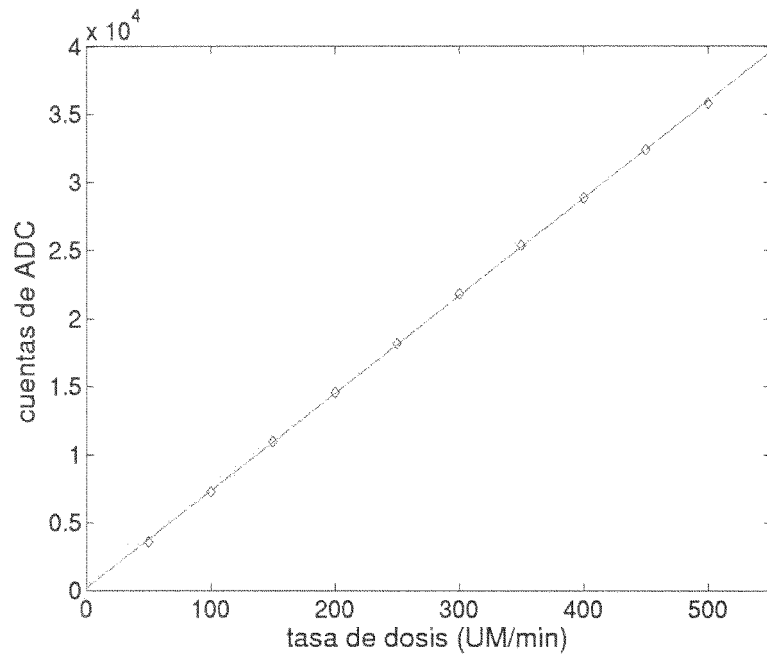


FIGURA 3

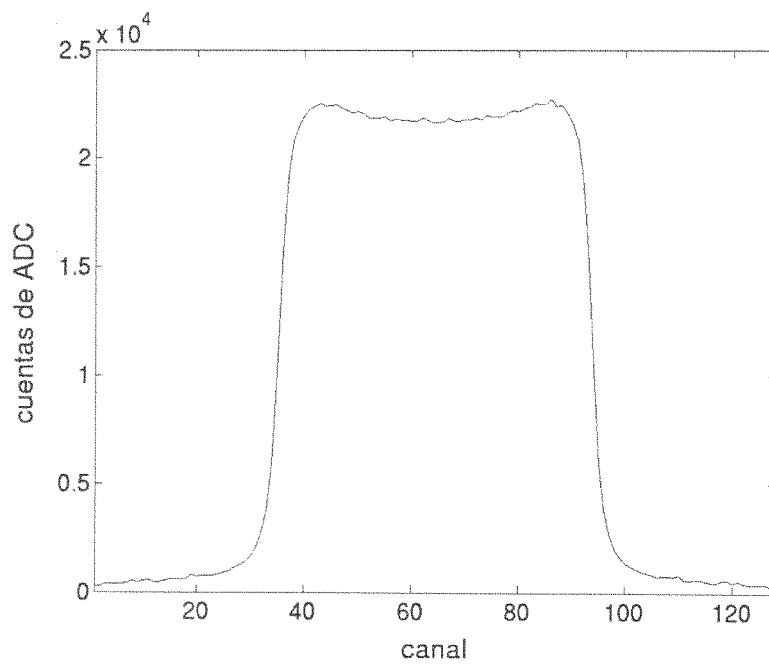


FIGURA 4

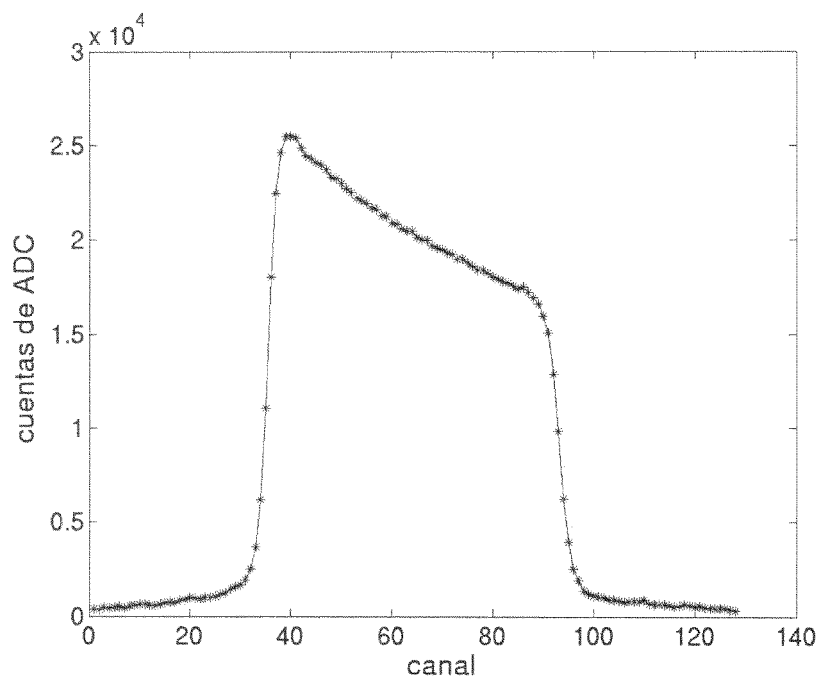


FIGURA 5

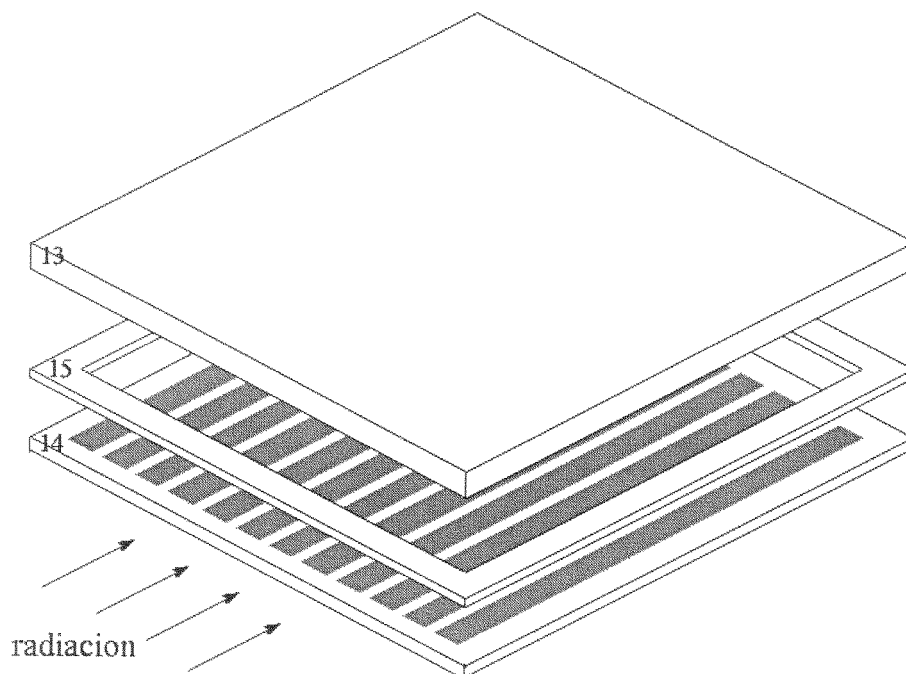


FIGURA 6



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① ES 2 246 685

② N° de solicitud: 200400308

③ Fecha de presentación de la solicitud: **10.02.2004**

④ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤ Int. Cl.: **G01T 1/16** (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X	EP 807955 A2 (VARIAN ASSOCIATES, INC) 19.11.1997, resumen; columna 4, línea 39 - columna 5, línea 44; columna 7, líneas 1-45; figuras 3,4; reivindicaciones 1-4,18,19,22.	1,3,4,9
A	US 6429578 B1 (DANIELSSON et al.) 06.08.2002, columna 5, línea 60 - columna 6, línea 23; columna 8, línea 35 - columna 9, línea 6; figuras 1,5.	1,2

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe

16.12.2005

Examinador

A. Figuera González

Página

1/1