



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



① Número de publicación: **2 222 792**

② Número de solicitud: 200300322

⑤ Int. Cl.7: **H01J 47/02**

⑫

SOLICITUD DE PATENTE

A1

② Fecha de presentación: **10.02.2003**

④ Fecha de publicación de la solicitud: **01.02.2005**

④ Fecha de publicación del folleto de la solicitud:  
**01.02.2005**

⑦ Solicitante/s:  
**Universidade de Santiago de Compostela  
Edificio CACTUS-CITT-Campus Sur  
15782 Santiago de Compostela, A Coruña, ES**

⑦ Inventor/es: **Gómez Rodríguez, Faustino**

⑦ Agente: **No consta**

⑤ Título: **Detector de radiación de imagen por barrido mediante transferencia de carga.**

⑦ Resumen:

Detector de radiación de imagen por barrido mediante transferencia de carga.

Detector de radiación de imagen por barrido mediante transferencia de carga constituido por: a) un electrodo de deriva; b) un circuito de lectura formado por pistas conductoras, a dos niveles, paralelos cuyas direcciones son perpendiculares entre sí, y separadas por un medio dieléctrico; las pistas superiores son los electrodos de puerta y las pistas inferiores electrodos colectores; c) un marco situado entre el electrodo de deriva y el circuito de lectura que encierra el volumen donde se encuentra el medio ionizable, medio gas o líquido; d) un conector de salida al que estará unido el conjunto de los electrodos colectores, y que conectará éstos con la electrónica necesaria para el registro de la carga eléctrica proveniente del detector; e) un conector de entrada al que estará unido el conjunto de electrodos de puerta, y que permitirá variar el potencial eléctrico de cada grupo de electrodos de puerta de modo independiente.

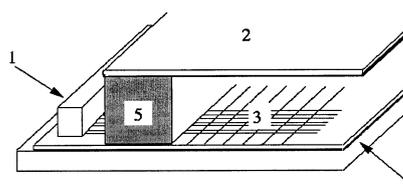


FIGURA 1

ES 2 222 792 A1

## DESCRIPCIÓN

Detector de radiación de imagen por barrido mediante transferencia de carga.

Una de las técnicas más antiguas para la monitorización de haces de radiación ionizante se basa en las cámaras de ionización gaseosas. Las técnicas de obtención de imagen o estudio del perfil de haz necesitan del uso de varias cámaras o bien implementan un ánodo segmentado, como las cámaras de angiografía coronaria (H.J. Besch, E.J. Bode, R.H. Menk, H.W. Schenk, U. Tafelmeier, A. H. Walenta y H.Z. Xu. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A310 (1991), 446-448). Estas técnicas permiten obtener imágenes, bien mediante un barrido de carácter mecánico o bien mediante una matriz de píxeles. Los métodos mecánicos no pueden cubrir grandes áreas sin un coste elevado en tiempo de adquisición. En el caso de detectores de píxeles, cuando la granularidad del detector es grande comparada con el área total a cubrir, es muy difícil llevar las pistas de conexión hasta el borde del área activa, además del elevado coste de implementar un canal de electrónica por cada pixel del detector. Estas dificultades han impuesto limitaciones a los dispositivos reales existentes, donde rara vez se superan los 1024 píxeles para superficies del orden de  $24 \times 24 \text{ cm}^2$  (S. Belletti *et al.*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A461 (1-3) (2001), 420-421).

En la presente invención la lectura de la ionización en el detector se realiza a través de un circuito a dos niveles. En el nivel inferior de este circuito se encuentran pistas metálicas paralelas que denominaremos electrodos colectores, inmediatamente sobre ellas y dispuestas de modo perpendicular se situarán las pistas metálicas que denominaremos electrodos de puerta. En los puntos donde se cruzan los electrodos colectores y los electrodos de puerta, las pistas están separadas por una capa de sustancia dieléctrica que proporciona también la rigidez mecánica necesaria. En el detector propuesto (a diferencia de los detectores antes mencionados), mediante la conmutación del electrodo de puerta, permite implementar un número efectivo de píxeles igual al producto del número de electrodos de puerta por el número de electrodos de colector. De esta forma, un detector que constase de 64 puertas y 64 colectores tendría un número final de 4096 píxeles efectivos. De esta manera se observa la facilidad en que se puede conseguir una elevada resolución espacial con un mínimo número de canales de electrónica. Cabe incluso señalar que de los citados 64 + 64 canales necesarios, aquellos 64 correspondientes a las puertas son tan sólo conmutadores de tensión analógica que deben cambiar de tensiones en el rango de la decena de Volts, de modo que pueden ser fácilmente implementados mediante transistores y su coste es muy reducido. Los 64 canales correspondientes a los colectores serán electrómetros y corresponden a la electrónica más sensible y costosa de la presente invención.

Es habitual el uso de detectores de ionización líquidos en las técnicas de imagen portal para radioterapia (M. Van Herk y H. Meerten's Radiotherapy and Oncology, 11 (1988) pp. 369-378; y también H. Meertens *et al.*, Phys. Med. Biol., (1985) Vol. 30 No. 41 pp. 313-321), que se corresponden a la US Patent Number 4,810,893 (1989). Sin embargo, la técnica descrita en la mencionada patente se basa en el equilibrio existen-

te entre la tasa de ionización producida por un haz y la tasa de recombinación volúmica en el seno del líquido. Este equilibrio se alcanza cuando la densidad de iones en el líquido es proporcional a la raíz cuadrada de la tasa de ionización. La lectura de la imagen latente en la cámara de H. Meerten's se basa en la conmutación del alto voltaje de unas pistas perpendiculares a las pistas equipadas con electrómetros. Esta forma de lectura es sustancialmente diferente a la propuesta en esta invención que puede usarse también con medios líquidos no polares. En nuestra invención el electrodo de deriva está permanentemente conectado a la alta tensión, de modo que el detector es una cámara de ionización de planos paralelos convencional.

En nuestra invención la tensión que controla los electrodos de puerta es mucho menor, pudiendo ser accionada mediante electrónica convencional (basada en transistores) rápida, y tiene como efecto muestrear la densidad de corriente en el área del detector. De esta forma se obtendrá una señal linealmente proporcional a la tasa de fluencia del haz que atraviesa el detector. Esto permite usar la presente invención como sistema dosimétrico para haces de terapia y se puede aplicar a la radioterapia con modulación de intensidad (IMRT: Intensity Modulated Radiotherapy).

Por otra parte, el circuito de lectura con los electrodos de puerta y colector puede ser fabricado con tecnología estándar de placa de circuito impreso. Para obtener un espesor pequeño, de  $25 \mu\text{m}$  a  $50 \mu\text{m}$  (micras), de aislante entre el colector y la puerta puede ser usado el kapton, que permite su atacado litográfico. El carácter inerte del diseño de este circuito a dos alturas permite garantizar su resistencia a la radiación hasta límites muy superiores a los alcanzados con materiales activos como el silicio.

La eficiencia cuántica de detección inherente a la técnica de barrido es baja, teniendo en cuenta que sólo está activa una puerta en cada momento de la lectura (en un detector con 256 puertas será  $1/256$  de la eficiencia intrínseca). El tiempo de lectura dependerá, por tanto, del número de pistas a conmutar, y del tiempo de integración necesario para obtener una relación señal/ruido aceptable. Además, si el haz no es estático, la imagen aparecerá distorsionada por la variación de las condiciones de irradiación ocurridas en el intervalo de un ciclo de lectura. En este sentido, la conmutación de un voltaje reducido y la independencia del volumen de deriva frente al voltaje de conmutación permiten aumentar la velocidad de lectura frente a dispositivos anteriores.

El detector propuesto permite la obtención de imágenes en dos dimensiones de la intensidad de radiación ionizante (rayos X, gamma, electrones, hadrones) que incide sobre él. El dispositivo consta de un volumen de sustancia, en forma de lámina, susceptible de ser ionizada por el haz (cuyo espesor puede variar según las aplicaciones) que se encuentra entre un plano conductor a alta tensión (potencial negativo), que llamaremos plano de deriva, y un circuito de lectura. El medio ionizable podrá ser un gas, bien un gas noble puro o su mezcla con un gas orgánico, o bien un líquido no polar, un alcano.

Las especies iónicas o electrones se moverán hacia el plano de deriva y hacia el circuito de lectura según su respectiva carga eléctrica. La novedad de la invención radica en el circuito de lectura y la forma de hacer un barrido de la imagen. Con este objetivo el circuito de lectura constará de dos niveles de pistas

metálicas cruzadas. Las pistas del nivel superior serán denominadas electrodos de puerta y las pistas del nivel inferior serán denominadas electrodos colectores, normalmente conectados a tensión nula. Estas pistas estarán separadas por un espesor de material aislante pequeño (decenas de micras).

De esta forma, mediante la aplicación de un pequeño potencial eléctrico se modifica la forma de las líneas de campo eléctrico y la trayectoria de las especies cargadas que llegan a la proximidad del circuito de lectura. Al aplicar una pequeña tensión positiva a los electrodos de puerta (del orden de Volts) las especies cargadas no llegarán a los electrodos colectores, mientras que al aplicar una tensión negativa adecuada, una gran fracción de estas especies podrán llegar a los electrodos colectores. Así, todos los grupos de electrodos de puerta estarán conectados a una tensión positiva, excepto aquel correspondiente a la franja del haz que deseamos estudiar, que estará conectado a una tensión negativa, permitiendo la llegada de una corriente eléctrica a los colectores. Variando alternativamente la tensión de los electrodos de puerta y midiendo en cada conmutación la corriente en los electrodos colectores se realiza un barrido que permite obtener la imagen.

Tal como se muestra en la Figura 1, el detector consta de un volumen (3) donde se encuentra la sustancia ionizable. Este volumen está cerrado por un plano de deriva (2), realizado en un material aislante metalizado en su cara inferior y, en la cara opuesta al plano de deriva, el circuito de lectura (4) constituido por los electrodos de puerta y de colector, separados por un marco (5) que garantice la estanqueidad del dispositivo. Los electrodos del circuito de lectura estarán conectados a las tarjetas de electrónica mediante conectores (1). En la Figura 2 se puede apreciar el aspecto global del detector ensamblado donde (1) y (2) son los respectivos conectores de los electrodos de puerta y colectores, así como (3) representa el volumen sensible a la radiación.

Dependiendo de la configuración de voltajes aplicados, la transparencia a las especies cargadas que se mueven desde la región de deriva hacia el colector puede ser variada a voluntad. En la Figura 3 se observan las líneas de campo eléctrico en el detector para dos voltajes diferentes de la puerta. El electrodo de la puerta (1) está situado sobre un material aislante que lo separa del electrodo colector (2). En esta gráfica, mediante la variación de decenas de Volts en la tensión de la puerta, se consigue que las especies móviles en el volumen sensible (3) lleguen al colector o a la puerta. Normalmente, situando las puertas en la parte superior del dispositivo, se conseguirá hacer que la transparencia sea nula a un voltaje muy pequeño, mientras que habrá de aplicar un voltaje negativo proporcionalmente mucho mayor para obtener una transparencia cercana al 100%. Además de ser más fácil de instrumentar electrónicamente, en esta invención, si el voltaje del electrodo de deriva escogido frente a la tasa de ionización hace funcionar al detector de ionización en una región de respuesta lineal de la tasa de dosis frente a la corriente eléctrica, entonces la señal obtenida en la imagen será igualmente lineal con la tasa de dosis. Esto representa un avance importante respecto a la citada US 4,810,893, ya que dicho dispositivo es, por la naturaleza de su construcción, necesariamente no lineal.

Las pistas del circuito de lectura del detector ten-

drán una estructura como la indicada en la Figura 4, donde (1) representa la capa conductora de los electrodos de la puerta situada sobre los electrodos colectores (2) sobre un material dieléctrico litografiable (3) (tal como kapton). Con el objetivo de hacer funcionar la puerta como un electrodo de control que varíe a voluntad la transparencia de las especies cargadas que migran hacia los colectores (ver Figura 3), las dimensiones reflejadas en la Figura 4 deberán de ser ajustadas, al campo de deriva utilizado. Denominaremos  $V_d$  al voltaje aplicado al electrodo de deriva y  $V_g$  al voltaje aplicado a los electrodos de puerta. Las dimensiones del ancho de la puerta, que llamaremos  $w$ , (5 en la Figura 4) frente a la distancia entre las puertas, que llamaremos  $c$ , (6 en la Figura 4) establecen la transparencia en el límite de un campo de deriva alto. Si  $h$  es la distancia vertical entre el electrodo de deriva y el circuito de lectura y  $g$  es la altura del aislante entre la puerta y el colector ((4) en la Figura 4), entonces cuando  $V_d / h = V_g / g$  la fracción de especies cargadas que llegan al colector respecto al total producido en la zona de deriva, que denominaremos transparencia eléctrica  $t$ , tomará el valor  $t = c / (c + w)$ . A un valor fijo de  $V_d$ , la transparencia  $t > c / (c + w)$  cuando  $V_g / V_d > g / h$ , y análogamente  $t < c / (c + w)$  cuando  $V_g / V_d < g / h$ . Normalmente, con el objetivo de que los voltajes de control  $V_g$  sean pequeños y no haya una distorsión importante de la señal debido a la ionización en la región entre el colector y la puerta, el valor de la dimensión  $g$  debe ser pequeño (25 a 50 micras para dimensiones de  $h$  del orden de mm). A su vez las dimensiones reflejadas en la Figura 4, esto es (6) y (5), estarán de acuerdo a este espesor. Este tipo de microcircuitos son actualmente fabricables usando las técnicas de microlitografía convencional existentes en electrónica. Las pistas del colector podrán ser agrupadas para proporcionar franjas de lectura acordes con la resolución espacial deseada.

El funcionamiento de esta invención se basa en la alteración del voltaje de cada electrodo (o grupo de electrodos) de puerta de modo alternativo, como se muestra en la Figura 5. Para ello, los electrodos de puerta se conectarán alternativamente a una tensión que produzca una elevada transparencia eléctrica ("abiertos"), (suministrada a través de la línea 1), mientras que el resto de los electrodos de puerta estarán conectados a un voltaje que suponga una transparencia eléctrica prácticamente nula ("cerrados"), (suministrada a través de la línea 2). En cada período de tiempo en que un grupo de electrodos de puerta se conecta a la línea 1, se leen las corrientes eléctricas en cada uno de los colectores (3, 4 y 5).

En la Figura 6 se muestra un esquema temporal de las señales eléctricas aplicadas. Normalmente, el voltaje de un grupo de electrodos (3) y el de su grupo adyacente (4) seguirán un patrón de pulsos cuadrados que no se solapan en el tiempo. Los electrodos inferiores (colectores) recogerán carga eléctrica en la zona donde el voltaje de las puertas permita la llegada de la corriente de ionización debida a las cargas producidas en la zona de deriva. Cada electrodo colector estará conectado a un integrador de carga en el que se pueda descargar su capacidad de realimentación (2 en la Figura 6) y que permita mantener la señal integrada para su digitalización (1 en la Figura 6). El patrón temporal de las señales de control (Figura 6) de los integradores (1 y 2) será síncrono con la conmutación de los voltajes de los grupos de puertas (3 y 4). El

tiempo necesario de integración vendrá normalmente estipulado según la relación señal sobre ruido en la salida de los integradores 5 y dependerá tanto del ruido electrónico como de la densidad de corriente (por pixel efectivo) que produzca el campo de radiación en nuestro detector.

En las aplicaciones de haces de terapia es deseable alcanzar dimensiones de  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  para el campo cubierto por el detector, con tamaños de pixel del orden de  $1 \text{ mm}^2$ . Esto se puede conseguir mediante un detector de 256 puertas x 256 colectores, cuyo número total de pixeles es 65536.

El detector admite su adaptación para la reconstrucción de imagen mediante la técnica de conteo de pulsos en lugar de la técnica de integración de la corriente de ionización. En el supuesto de que cada cuanto de radiación produzca una cantidad de carga definida en el medio ionizable, si aplicamos la con-

mutación de la puerta, las señales de los pulsos de cada cuanto de radiación incidente en el área correspondiente a los electrodos de puerta "cerrados" producirá una altura de pulso mucho menor (o despreciable) respecto a aquellos que incidan sobre el área cuyos electrodos de puerta estén "abiertos". Si el valor máximo de la altura de pulso del área no activa es inferior al valor de discriminación, sólo contribuirán al conteo aquellos pulsos del área activa donde los electrodos de puerta tienen un voltaje que permite la llegada a los colectores de una fracción elevada de la carga producida en la región de deriva. De este modo a través de la lectura secuencial de las tasas de conteo pulsando alternativamente los electrodos de puerta puede reconstruirse una imagen del campo de radiación.

El detector tiene aplicaciones en radioterapia, radiografía y monitorización de haces de partículas.

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

## REIVINDICACIONES

1. Detector de radiación de imagen por barrido mediante transferencia de carga que comprende los siguientes elementos:

- a) Un electrodo de deriva.
- b) Un circuito de lectura formado por pistas conductoras paralelas entre sí, situadas a dos niveles, con direcciones perpendiculares entre sí, y separadas por un medio dieléctrico; las pistas superiores se denominarán electrodos de puerta y las pistas inferiores electrodos colectores.
- c) Un marco situado entre el electrodo de deriva y el circuito de lectura que encierra el volumen donde se encuentra el medio ionizable, medio gas o líquido.
- d) Un conector de salida al que estará unido el conjunto de los electrodos colectores, y que conectará éstos con la electrónica necesaria para el registro de la carga eléctrica proveniente del detector.
- e) Un conector de entrada al que estará unido el conjunto de electrodos de puerta, y que permitirá variar el potencial eléctrico de cada grupo de electrodos de puerta de modo independiente.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

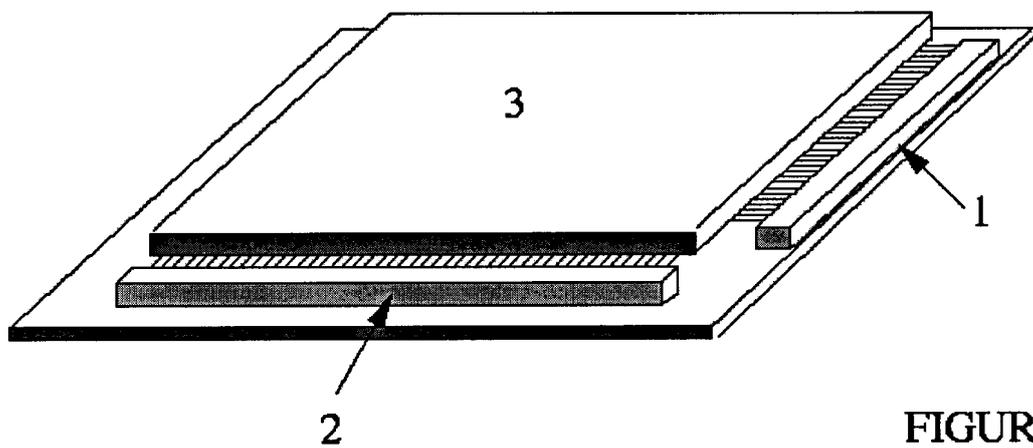
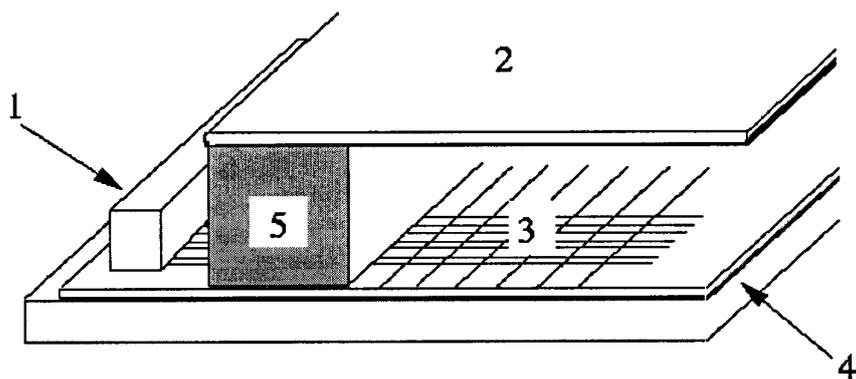
65

2. Detector, según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el electrodo de deriva está conectado a un potencial eléctrico produciendo la migración de los portadores de carga en un volumen de detección donde se encuentra dicho medio ionizable; y se podrá establecer este potencial para que la corriente de ionización sea linealmente proporcional a la fluencia de la radiación ionizante.

3. Detector, según la reivindicación 1, **caracterizado** porque las pistas del nivel superior del circuito de lectura, denominadas electrodos de puerta, tendrán las dimensiones adecuadas de acuerdo con el potencial eléctrico del electrodo de deriva, para poder variar la transparencia eléctrica de la corriente de ionización que alcanza las pistas inferiores del circuito, que denominaremos electrodos colectores, mediante la variación del potencial eléctrico de los electrodos de puerta.

4. Detector, según la reivindicación 3, **caracterizado** porque la variación secuencial de los voltajes de los electrodos de puerta y el registro de las corrientes eléctricas en los electrodos colectores implementarán un mapa de la fluencia del campo de radiación en el área del detector.

5. Detector, según la reivindicación 3, **caracterizado** porque los pulsos de carga provenientes de cada cuanto de radiación serán contados para formar el perfil de fluencia del campo de radiación.



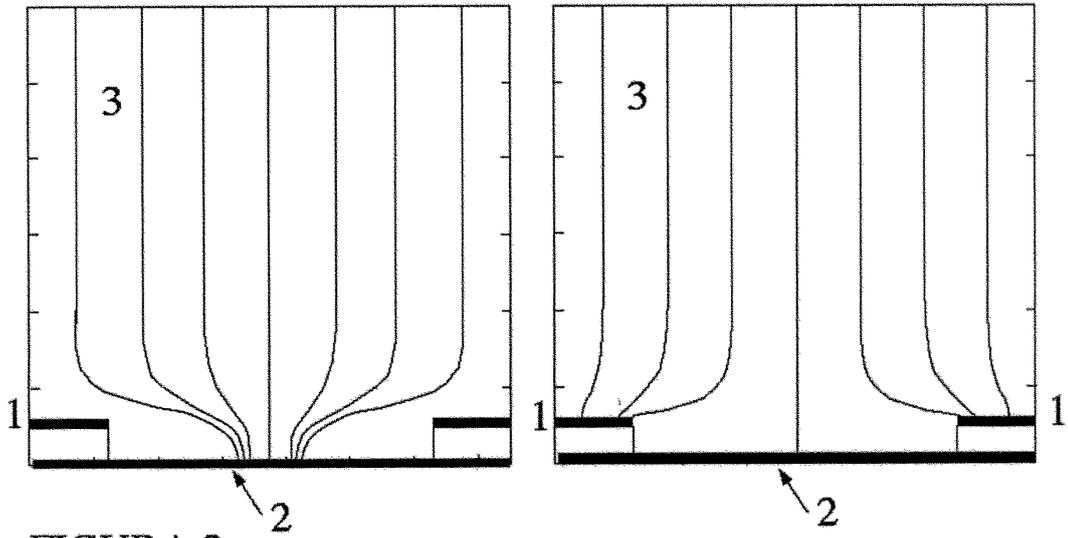
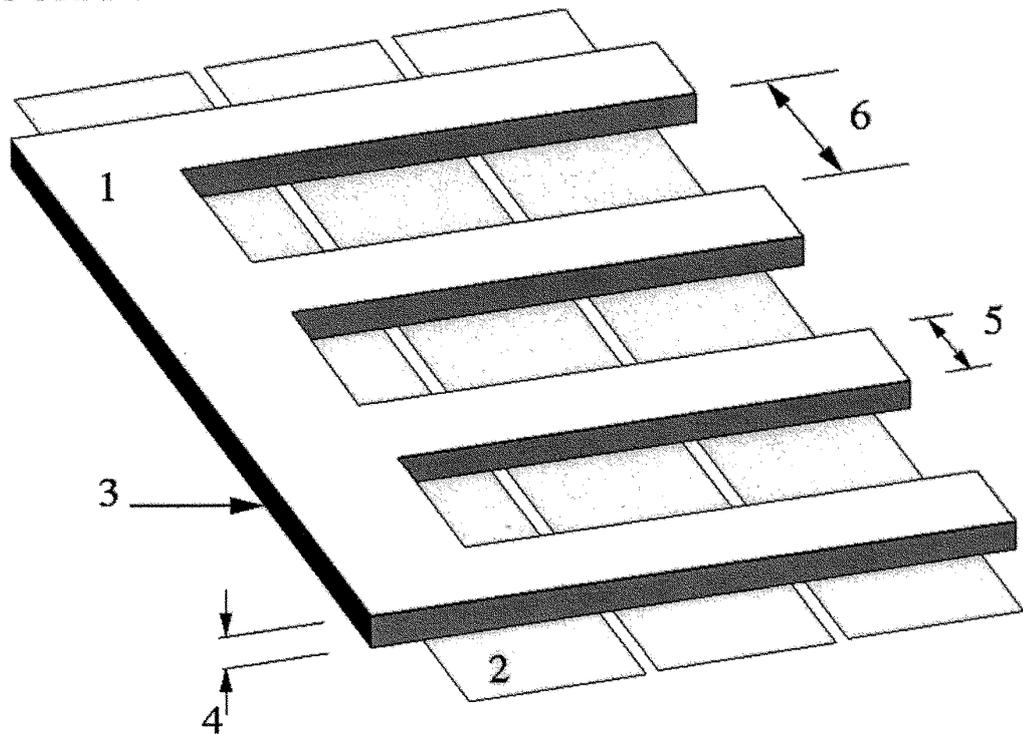


FIGURA 4



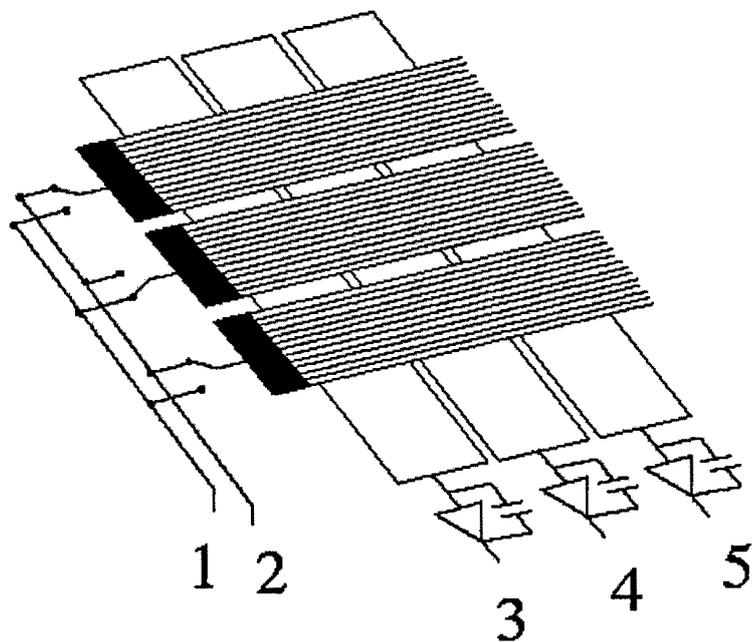


FIGURA 5

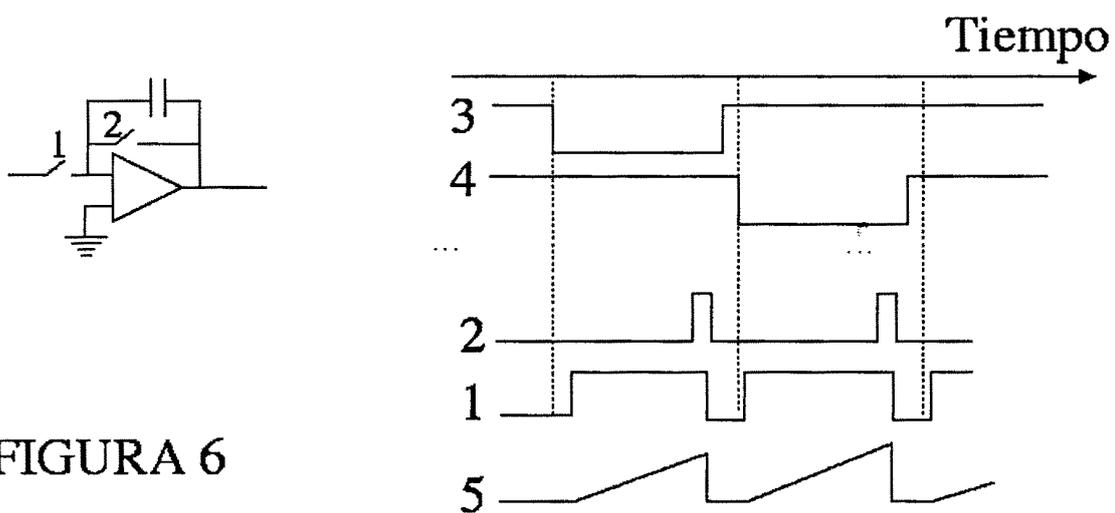


FIGURA 6



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① ES 2 222 792

② Nº de solicitud: 200300322

③ Fecha de presentación de la solicitud: **10.02.2003**

④ Fecha de prioridad:

## INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤ Int. Cl.7: H01J 47/02

### DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X	FR 2646516 A1 (CGR MEV.) 02.11.1990, todo el documento.	1-5
A	US 5019711 A (ANTONUK) 28.05.1991, todo el documento.	1-5
X	EP 807955 A2 (VARIAN ASSOCIATES INC.) 19.11.1997, todo el documento.	1-5
A	US 5025376 A (BOBA et al.) 18.06.1991, todo el documento.	1-5

#### 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

14.12.2004

Examinador

M. Fluvà Rodríguez

Página

1/1