

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 625 764**

51 Int. Cl.:

G01T 1/20 (2006.01)

G01T 1/29 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.06.2008 E 15157246 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.02.2017 EP 2902808**

54 Título: **Dispositivo formador de imágenes que comprende un conjunto de detectores de Cd(Zn)Te**

30 Prioridad:

25.06.2007 US 819018

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

20.07.2017

73 Titular/es:

**OY AJAT LTD. (100.0%)
Tekniikantie 4B
02150 Espoo, FI**

72 Inventor/es:

**SPARTIOTIS, KONSTANTINOS;
SCHULMAN, TOM y
PANTSAR, TUOMAS**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 625 764 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 formador de imágenes que comprende un conjunto de detectores de Cd(Zn)Te

Antecedentes de la invención1. Campo de la invención

5 La presente invención se relaciona con la formación de imágenes por radiación digital. En particular, la invención se relaciona con la construcción efectiva de áreas de formación de imágenes optimizadas de diferentes tamaños y formas combinando detectores de píxeles semiconductores separados lado a lado de una manera a modo de mosaico de forma que la forma del área activa del sensor está hecha para ajustarse tan exactamente como sea posible a la forma (o formas) del haz de rayos X de una aplicación específica.

10 2. Descripción de la técnica relacionada

Un problema muy importante en la construcción de dispositivos formadores de imágenes por rayos X digitales es la fabricación de áreas sensoras grandes. Los dispositivos de área grande de la técnica actual comerciales generalmente se apoyan en la tecnología de panel plano. Sensores basados en otras tecnologías tales como sensores de centelleo-CCD o especialmente sensores semiconductores CMOS producen una calidad más alta pero adolecen de una limitación en el área de formación de imágenes activa posible de fabricar.

15 La máxima área activa continua de sensores basados chip detector continuo CCD y CMOS unitarios es típicamente unos pocos centímetros cuadrados (cm²). Estos chips detectores unitarios pueden combinarse montándolos lado a lado de una manera a modo de mosaico para formar áreas mayores. Tales construcciones en mosaico se han aplicado con éxito en sistemas de escaneado, en los cuales el área de formación de imágenes activa tiene una forma de ranura, para formar un conjunto lineal de elementos formadores de imágenes. También se han fabricado con éxito áreas de formación de imágenes de forma rectangular de unas pocas decenas de cm². Áreas rectangulares mayores de sensores basados en CCD y CMOS están limitadas por el hecho de que un lado de los chips CCD y CMOS unitarios siempre es requerido para las conexiones eléctricas externas e impide el montaje lado a lado en ese lado. Los beneficios de construir áreas de formación de imágenes a partir de elementos detectores pequeños separados incluyen flexibilidad para formar áreas de forma irregular y producción rentable. Los sensores de la técnica anterior, sin embargo, no han sido capaces de abordar estas necesidades.

20 Algunas aplicaciones pueden demandar áreas sensoras diferentes para diferentes modos de formación de imágenes. Por ejemplo, en formación de imágenes por rayos X dental extraoral digital moderna el mismo sistema de formación de imágenes debería ser capaz de realizar tanto adquisición de escáner panorámico de haz en abanico como formación de imágenes tridimensional (3D) de haz cónico. En el modo de escáner se prefiere un área de formación de imágenes vertical relativamente larga en forma de ranura con el fin de ajustarse al área sensora con la forma de haz en abanico de rayos X y de optimizar la velocidad de recogida de datos. En el modo 3D un área de sensor más corta verticalmente pero más ancha horizontalmente es óptima para proporcionar una cobertura de haz cónico apropiada.

35 En la técnica anterior, para ajustarse a estos requerimientos de área de sensor parcialmente contradictorios, los fabricantes de sistemas de rayos X dentales extraorales modernos o bien tiene que usar dos sensores digitales separados disponibles en la técnica actual o bien un sensor más grande (típicamente un panel plano) con un área suficiente de forma rectangular para cubrir ambas formas de haz la de abanico y la cónica. Ambas de estas opciones presentan desventajas en términos de coste compacidad y uso efectivo. La presente invención se encarga de esta cuestión presentando un sensor de rayos X digital novedoso con una forma irregular única de área activa optimizada para ambos de los modos de formación de imágenes mencionados arriba. La formación de imágenes por rayos X dental extraoral se da aquí sólo como un ejemplo. La invención puede usarse para sacar provecho en cualquier otra aplicación de formación de imágenes por rayos X con requerimientos similares de área de formación de imágenes. La invención puede realizarse especialmente bien con tecnología de detectores de semiconductores CMOS pero puede también realizarse con otras tecnologías tales como la tecnología de centelleo-CCD.

45 Algunas ideas y métodos de construir áreas formadoras de imágenes activas de tipo mosaico más grandes de elementos detectores unitarios se han presentado y patentado [documento de patente de EE.UU. 6,207,744, documento de patente de EE.UU. 5,812,191, documento de patente europea EP0421869, documento de patente internacional W09708751, documento de patente europea EP0138647]. El objetivo de tales métodos es generalmente realizar un área de formación de imágenes regular suficientemente grande de forma o bien rectangular o de ranura. La mayoría de los métodos presentados enseñan técnicas para minimizar el inevitable espacio muerto o región ciega entre los elementos detectores separados. El gap mínimo entre las áreas activas de elementos detectores adyacentes se obtiene obviamente montando los elementos en contacto físico unos con otros. Aunque eliminar o minimizar el espacio muerto entre elementos de sensores de elementos múltiples es lo ideal para adquirir imágenes por rayos X uniformes, puede no ser factible desde el punto de vista de fabricación el ensamblar los elementos detectores separados tocándose físicamente entre sí. Además de la forma irregular óptima del área activa mencionada arriba, la presente invención presenta una técnica de fabricación efectiva para sensores de

elementos múltiples. La técnica es especialmente aplicable a sensores basados en tecnología de semiconductores CMOS y tiene pertinencia específica para detectores de píxeles CdTe-CMOS.

5 Un dispositivo de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1 ha sido presentado en la convención de 2.007 de la Sociedad Alemana para Ensayos No Destructivos (P. Rost y otros: "Ein neues digitales Prüfsystem für die radiografische Prüfung von Rohr-Rohrboden-Verbindungen an Wärmetauschern mit computergestützter Auswertung", DGZfP-Jahrestagung, Fürth (DE), 14-16, mayo 2.007).

Resumen de la invención

10 La presente invención proporciona una estructura de sensores que deja un gap físico finito entre elementos detectores adyacentes. Esta estructura es una divergencia de las enseñanzas de la técnica anterior de eliminar el espacio muerto entre chips detectores individuales. Esto trae ventajas definitivas en términos de rendimiento de producción y resistencia a largo plazo del sensor. Puesto que los semiconductores de estado sólido son generalmente cristales frágiles, montarlos en contacto físico aumenta grandemente el riesgo de dañar los bordes del cristal con grietas o fracturas durante la producción. También deja a los elementos detectores mucho más vulnerables a los daños causados por dilatación térmica o choque mecánico en comparación con el método de montar los elementos con un gap físico intermedio. Además, el contacto físico entre los cristales detectores semiconductores puede conducir a distorsiones en la señal que recoge el campo eléctrico aplicado a los cristales. El gap entre los elementos detectores puede ser simplemente un espacio vacío o el gap puede ser creado colocando algún material tal como película de mylar entre los elementos detectores. El tamaño del gap se define por la porción de caracterización de la reivindicación 1.

20 La invención aplica a sensores formadores de imágenes por rayos X hechos de detectores de píxeles de CdTe-CMOS.

La invención es para ser usada en particular en formación de imágenes por rayos X dental extraoral pero es beneficiosa en otras aplicaciones también.

Breve descripción de los dibujos

25 La figura 1 ilustra diferentes opciones de formas irregulares del área activa del sensor de rayos X inventado.

La figura 2 ilustra una forma preferida del área activa del sensor de rayos X inventado diseñado para formación de imágenes por rayos X dental extraoral.

La figura 3 ilustra formas preferidas del área activa del sensor de rayos X inventado diseñado para formación de imágenes por rayos X dental extraoral.

30 La figura 4 ilustra una forma preferida del área activa del sensor de rayos X inventado diseñado para formación de imágenes por rayos X dental extraoral.

La figura 5 ilustra varias vistas de un elemento detector.

La figura 6 ilustra un sensor de ranura con tres elementos sensores separados, el cual es una realización de la presente invención.

35 La figura 7 ilustra dos substratos de sensor idénticos poblados con elementos sensores para formar diferentes áreas sensoras activas.

La figura 8 ilustra un sensor construido de dos substratos de sensor separados.

La figura 9 es un esquema de un sistema de formación de imágenes por rayos X dental extraoral.

Descripción de realizaciones preferidas

40 Un dispositivo formador de imágenes por radiación incluye varios detectores individuales que definen un área activa rectangular irregular sensible a los rayos X y con diferentes anchuras a lo largo de una longitud del área activa. Los detectores individuales pueden ser de formas rectangulares diferentes y estar montados sobre una placa base. La placa base puede estar formada por un primer módulo que monta un primero de dos detectores individuales y un segundo módulo separable conectado al primer módulo y que monta un segundo de dos detectores individuales.

45 Una forma 5 preferida del área activa del sensor de rayos X se muestra en la figura 2. La forma 5 está construida, en este ejemplo, a partir de nueve elementos detectores individuales 8 y está diseñada para las necesidades de formación de imágenes por rayos X dental extraoral moderna en la cual un haz en abanico 3 es, al mismo tiempo, usado para formación de imágenes por escaneo panorámico y un haz cónico 4 rectangular se usa para formación de imágenes tomográfica 3D. En la figura 2 se dan dimensiones típicas del área activa preferida. Como puede observarse de la figura 2, la cobertura del haz del área de sensor activa 5 preferida de forma irregular es mucho mejor que la de un área rectangular 6 convencional grande. La forma rectangular 6 deja mucha más área de sensor

7 inútil tanto en modo panorámico (haz en abanico) como en modo 3D (haz cónico).

Según se ilustra por las figuras 1-2, en cada caso, el dispositivo formador de imágenes por radiación incluye un área activa sensible a los rayos X. El área activa tiene una forma rectangular irregular con una longitud total y (150 mm en la figura 2) y una anchura total x (50 mm en la figura 2). Ventajosamente, cada dispositivo formador de imágenes tiene diferentes anchuras locales (50mm, 6 mm en la figura 2) para correspondientes rangos diferentes a lo largo de la longitud (respectivamente las mitades inferior y superior del dispositivo de la figura 2).

La figura 3 muestra otras tres formas 19, 20 y 21 preferidas de área de sensor activa en la aplicación de formación de imágenes por rayos X dental extraoral. Muchas otras formas similares pueden usarse también en formación de imágenes dental extraoral. La elección de la forma depende de las formas del haz de rayos X de la aplicación. La forma 19 proporciona cobertura para un haz cónico grande el cual puede ser deseado para adquirir datos de imagen desde un área grande para formación de imágenes 3D o de capas transversal (tomográfica) más exhaustiva. Las formas 20 y 21 proporcionan menos cobertura de haz cónico dando como resultado una solución de sensor más económica. En la forma 21 el área 22 de haz cónico está elevada más alta que en la forma 20. La forma 21 es una forma de sensor deseable si el haz cónico de rayos X está centrado más alto por encima de la barbilla para cubrir más eficientemente la región de los dientes.

La figura 4 muestra otra forma 9 preferida del área activa optimizada no sólo para formación de imágenes tomográfica y panorámica dental sino también para formación de imágenes cefalométrica. En formación de imágenes cefalométrica, se adquiere una imagen del cráneo humano completo y, por lo tanto, la dimensión vertical de la parte corta del área de sensor activa tiene que ser más larga.

La figura 5 muestra un dibujo de un elemento detector 10 usado para construir áreas de formación de imágenes más grandes en un dispositivo formador de imágenes por radiación de acuerdo con la presente invención. Se muestran vistas desde arriba y lateral 23 y 24, respectivamente, del elemento 10. La estructura del elemento 10 refleja la estructura de un detector CdTe-CMOS la cual comprende un cristal de CdTe 16 conectado a un circuito 17 de lectura de datos CMOS. El elemento 10 tiene conexiones eléctricas 11 (típicamente uniones de alambres por ultrasonidos) en un lado que impiden el montaje lado a lado de los elementos en este lado. Otros elementos pueden ser montados muy cerca o en contacto físico a este elemento 10 en todos los otros lados 12.

La figura 6 ilustra el dispositivo formador de imágenes por radiación inventado con elementos detectores 13 lado a lado con un gap 14 físico finito entre los elementos 13. El gap 14 entre los bordes más externos de los elementos detectores puede estar vacío o puede ser rellenado colocando un material aislante eléctrico 15 tal como una película de mylar entre los elementos 13. La anchura del gap 14 está en relación con el tamaño de la dimensión de píxel del detector y puede ser menor que el tamaño de píxel siempre y cuando se mantenga el aislamiento eléctrico y se evite el contacto físico. Esto es importante puesto que los bordes pueden ser "rugosos" o recortados con algún grado de "desportillado" aceptable y, por lo tanto, puede hacerse referencia más apropiadamente a la distancia entre los bordes como distancia media. Un tamaño típico de píxel puede ser 0,1 mm.

No obstante, la invención también aplica a píxeles de tamaño desde 0,05 mm hasta 0,1 mm. Para el píxel de 0,1 mm, el gap está dentro del rango de 0,005 mm a 0,10 mm, puesto que ofrece un espaciado adecuado pero también un gap suficientemente pequeño comparado con el tamaño de píxel.

En una realización, el dispositivo formador de imágenes por radiación inventivo está hecho de detectores Cd(Zn)Te individuales yuxtapuestos unos al lado de los otros con un gap físico medio de 0,005 mm – 0,10 mm entre los bordes de los detectores Cd(Zn)Te. Este gap puede ser provisto mediante una película, por ejemplo, mediante un mylar de 0,005 mm – 0,10 mm de grosor o, como alternativa, colocando con precisión los detectores Cd(Zn)Te usando un microscopio que tenga una gap medio en el rango anterior.

La figura 7 muestra cómo pueden construirse dos formas 32 y 33 diferentes de área de sensor activas sobre sustratos de sensor 34 idénticos (a los que se hace referencia también como módulo(s) detector(es)). En esta ilustración, el módulo detector/sustrato 34 es una placa de circuito impreso (PCB). El mismo sustrato puede acomodar un número variable de elementos detectores de forma y tamaño diferentes o idénticos para formar un área de sensor activa deseada. El beneficio de esto es una producción rentable y eficaz en tiempo.

La figura 7 muestra, para cada uno de los módulos detectores/sustratos 34 sensores idénticos, una pluralidad de detectores individuales que definen un área activa sensible a los rayos X. Las áreas activas tienen, cada una, una forma rectangular con una longitud total y y una anchura total x . En cada caso, el módulo detector/sustrato 34 sirve como una placa base común con el área activa comprende detectores individuales de diferente forma rectangular montados comúnmente sobre la placa base. Según se muestra, un primero de los detectores tiene una primera longitud activa y_1 y una primera anchura activa x_1 , y un segundo de los dos detectores tiene una segunda longitud activa y_2 y una segunda anchura activa x_2 . Como los dos tipos de detectores individuales tienen formas rectangulares diferentes, al menos una de la primera longitud activa y_1 y la segunda longitud activa y_2 son diferentes o la primera anchura activa x_1 y la segunda anchura activa x_2 son diferentes. Esto permite la construcción del área activa para ser de tal forma que la anchura activa x varíe a lo largo de la longitud activa y (por ejemplo, véanse la anchura activa x y x' en la figura 7).

5 La figura 8 muestra cómo puede construirse un área de sensor deseada combinando dos substratos de sensor 35 y 36 diferentes lado a lado de una manera separable. En este ejemplo, el substrato 35 acomoda un sensor de disposición lineal en forma de ranura y el substrato 36 acomoda un sensor de forma cuadrada. El beneficio de esto es, como arriba, desarrollo de producto y producción efectivos. Usar varios substratos permite que los substratos separados se usen independiente y flexiblemente en aplicaciones en las que no se requiere una forma irregular del área de sensor o en combinación para formar una forma de área activa de acuerdo con la presente invención.

10 La figura 8 muestra un dispositivo formador de imágenes por radiación que comprende un primer módulo 35 (es decir, primer substrato detector) que monta un primer detector individual 37 y un segundo módulo 36 (es decir, segundo substrato detector) separable conectado al primer módulo 35 y que monta un segundo detector individual 38. Juntos, el primer y el segundo detectores definen el área activa sensible a los rayos X. Según se muestra, los primer y segundo detectores son de forma rectangular diferente con al menos una de sus longitudes y anchuras que es diferente.

15 La figura 9 ilustra la aplicación a la formación de imágenes por rayos X dental extraoral. Un paciente 25 está colocado entre una fuente de rayos X 26 y un sensor 27 formador de imágenes por rayos X. La adquisición de imágenes se realiza como un escaneo rotacional alrededor de la cabeza del paciente. La forma 28 del haz de rayos X está, en esta ilustración, optimizada para adquisición simultánea de una imagen panorámica y una imagen tomográfica. Los datos de imagen tomográfica son recogidos por la parte 29 más inferior y más ancha del área de sensor mientras que la longitud 30 entera más estrecha en forma de ranura del área activa se usa para recoger los datos de la imagen panorámica.

20 Los datos son adquiridos a una velocidad predeterminada como cuadros de imagen correspondiendo cada cuadro a una determinada posición de la fuente de rayos X y del sensor a lo largo del recorrido rotacional del escaneo. Los datos son enviados a una computadora 31 para reconstrucción y visualización de la imagen. Una capa de panorámica completa o una parte local de una capa panorámica así como una rebanada transversal o una imagen 3D correspondiente a una parte local de una capa panorámica pueden ser reconstruidas a partir de los cuadros de datos.

25 El sistema de la figura 9 proporciona, así, un sistema de formación de imágenes por rayos X dental extraoral. La fuente de rayos X 26 genera rayos X para exposición de tales rayos X al paciente del que se van a formar imágenes. Los dispositivos formadores de imágenes 28 por rayos X, según se describió arriba, se usan para producir múltiples cuadros durante al menos parte de la exposición. Al menos uno de la fuente de rayos X y el dispositivo formador de imágenes rotan alrededor de al menos un eje de rotación 37 definido mediante una acanaladura 38, estando situado el eje entre el punto focal de la fuente de rayos X y el dispositivo formador de imágenes por rayos X y cambiando de posición a lo largo de las direcciones 39 y 40 durante el escaneo.

30 La computadora 31, un procesador, procesa los cuadros de una única exposición para componer selectivamente al menos dos de un grupo de elementos, comprendiendo los elementos (a) una imagen de capa panorámica dental predeterminada, (b) una parte local de imagen de capa panorámica dental no predeterminada, (c) una rebanada transversal a una parte local de una imagen de capa panorámica dental; y (d) una reconstrucción 3D de un volumen que corresponde a alguna parte local de una capa panorámica dental.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo formador de imágenes por radiación que comprende:
- una pluralidad de detectores individuales (10) situados adyacentes y que definen un área activa sensible a los rayos X,
- 5 teniendo cada uno de dichos detectores individuales (10) una forma rectangular y definiendo juntos un área activa total con una longitud y una anchura x; y
- al menos un módulo detector sobre el cual están montados dichos detectores individuales, en el que dichos detectores individuales (10) comprenden al menos dos detectores Cd(Zn)Te (13) individuales yuxtapuestos unos al lado de los otros con un gap (14) físico medio de al menos 0,005 mm entre los bordes más externos de los detectores Cd(Zn)Te, y
- 10 cada detector (10) comprende un cristal de Cd(Zn)Te (16) conectado a un circuito de lectura de datos CMOS (17) y píxeles de tamaño desde 0,05 mm hasta 0,1 mm,
- caracterizado por que
- el gap físico medio es del 5% hasta el 100% del tamaño de píxel.
- 15 2. El dispositivo formador de imágenes por radiación de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el tamaño de píxel es 0,1 mm y el gap está dentro del rango de 0,005 mm a 0,1 mm.
3. El dispositivo formador de imágenes por radiación de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en el que la anchura del gap es tal que mantiene el aislamiento eléctrico y evita el contacto físico entre los detectores.
4. El dispositivo formador de imágenes por radiación de la reivindicación 1, que comprende, además:
- 20 una película que separa cada uno de los detectores individuales.
5. Un sistema de formación de imágenes por rayos X dental extraoral, que comprende el dispositivo formador de imágenes por radiación de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 - 4.

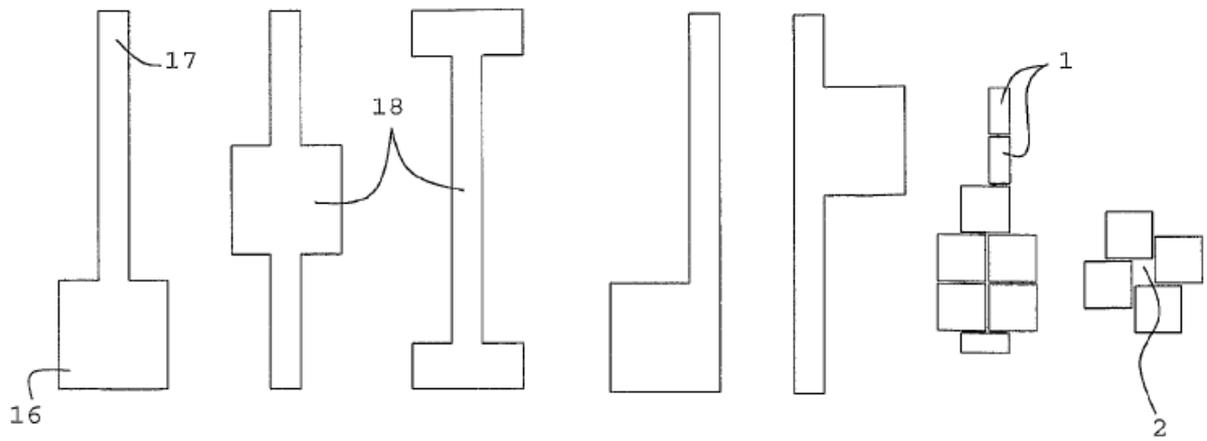


Figura 1.

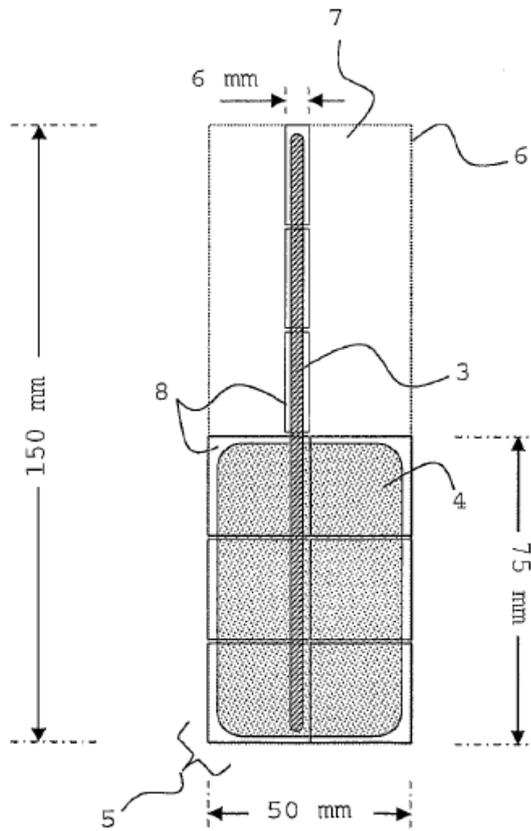


Figura 2.

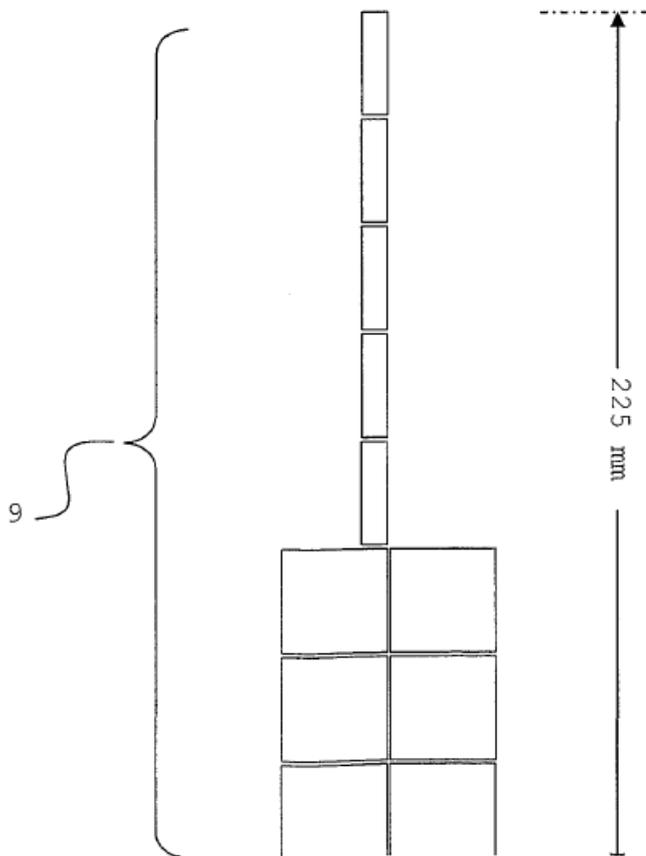
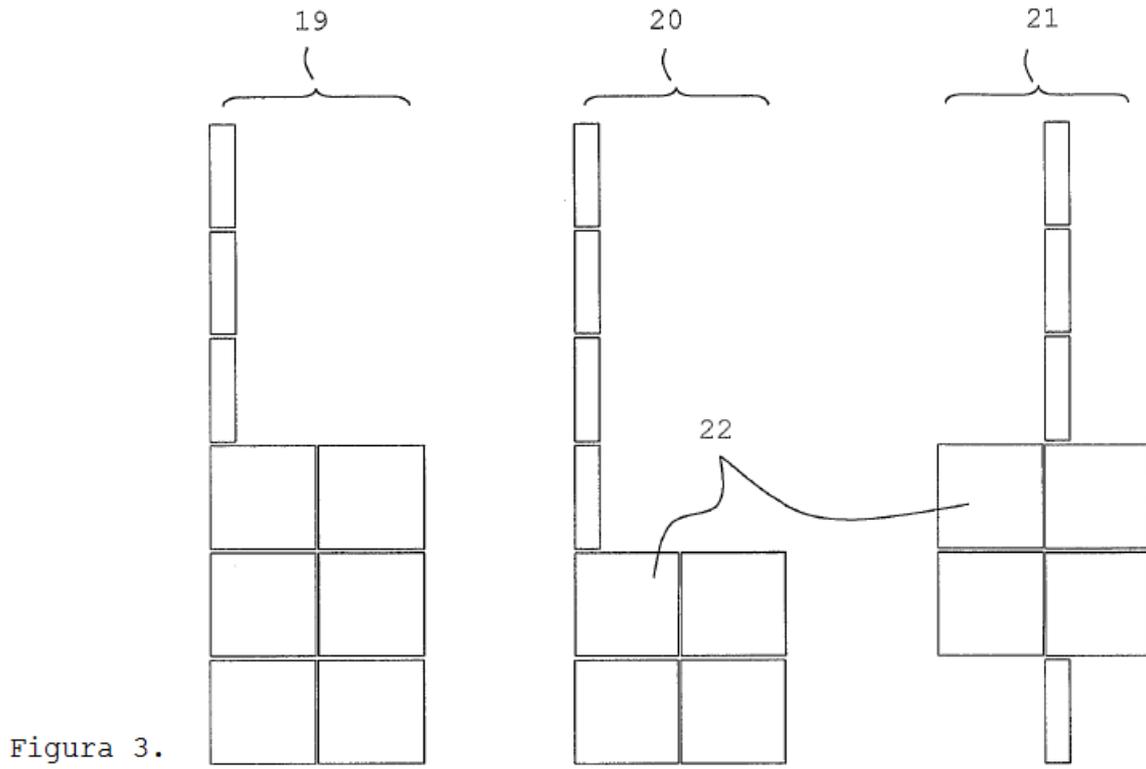


Figura 4.

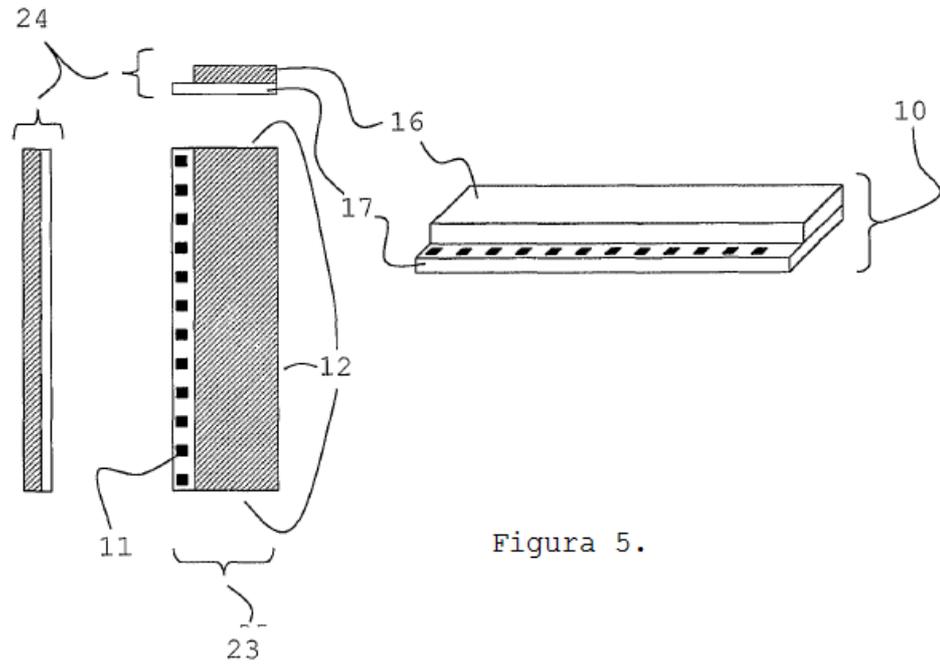


Figura 5.

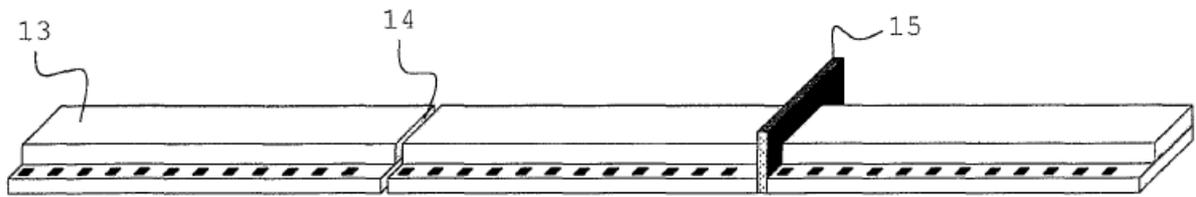


Figura 6.

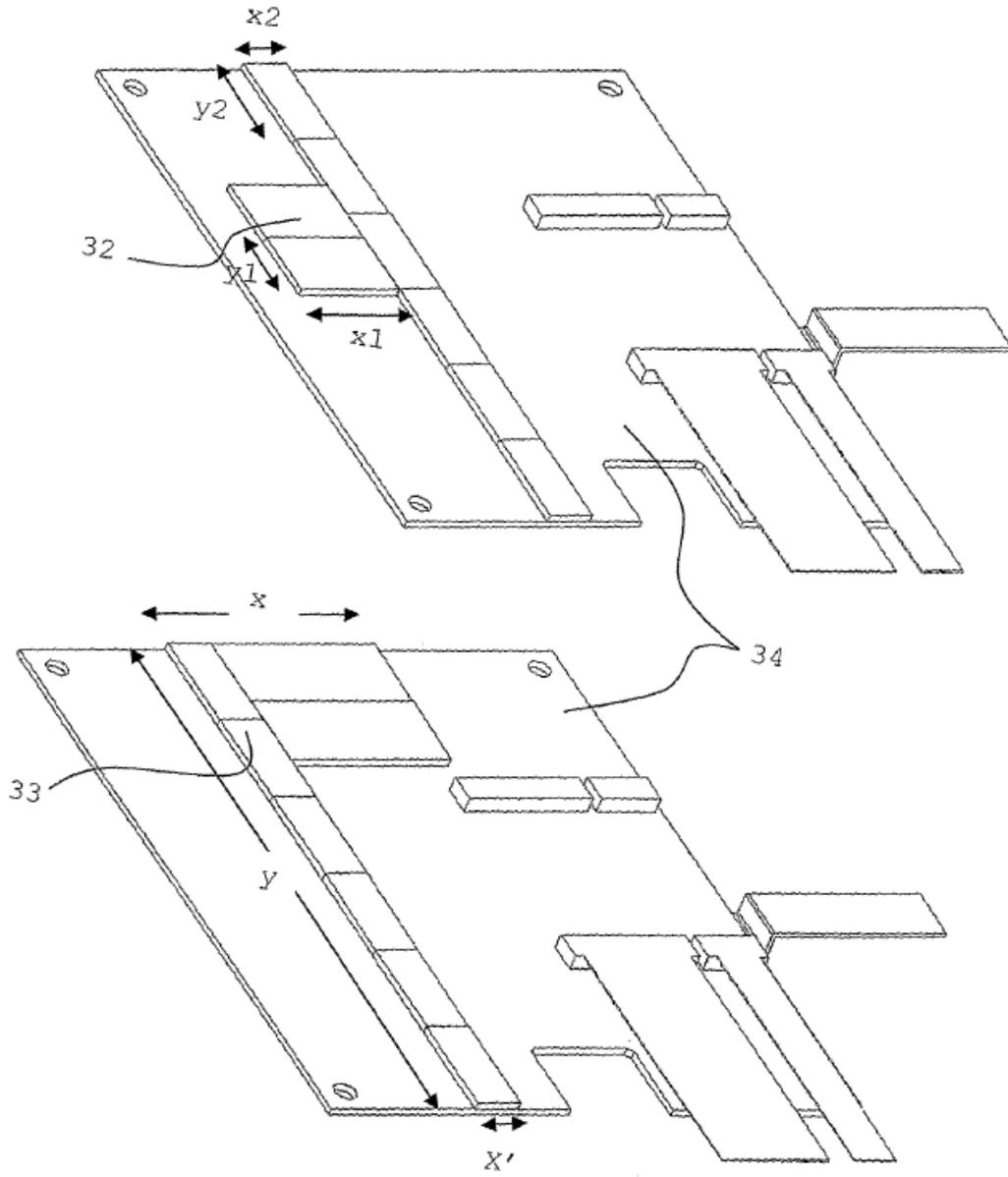


Figura 7.

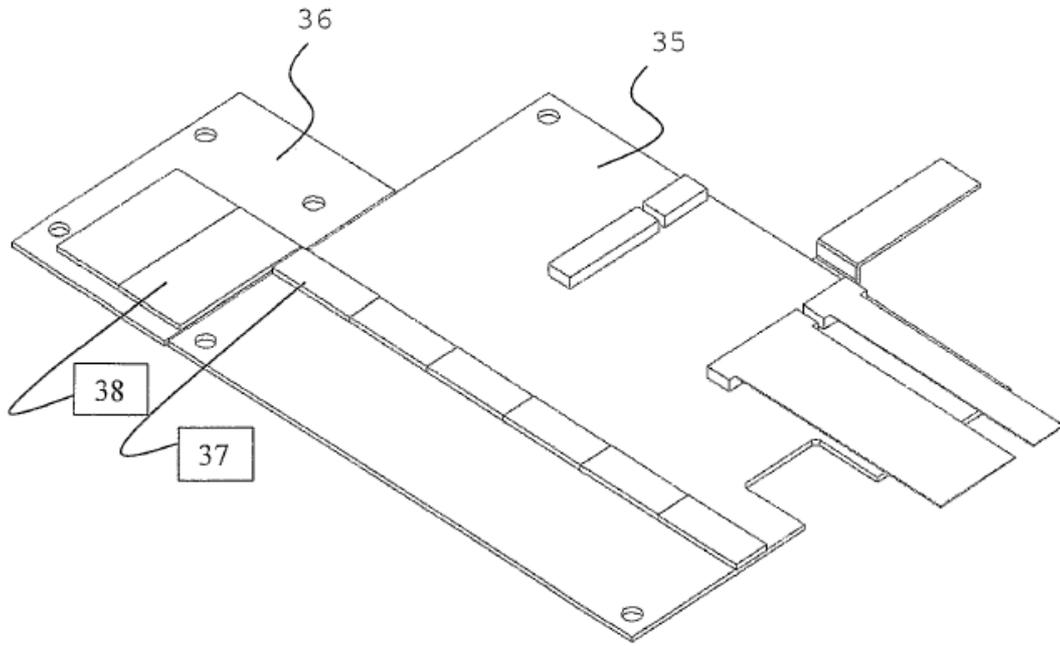


Figura 8.

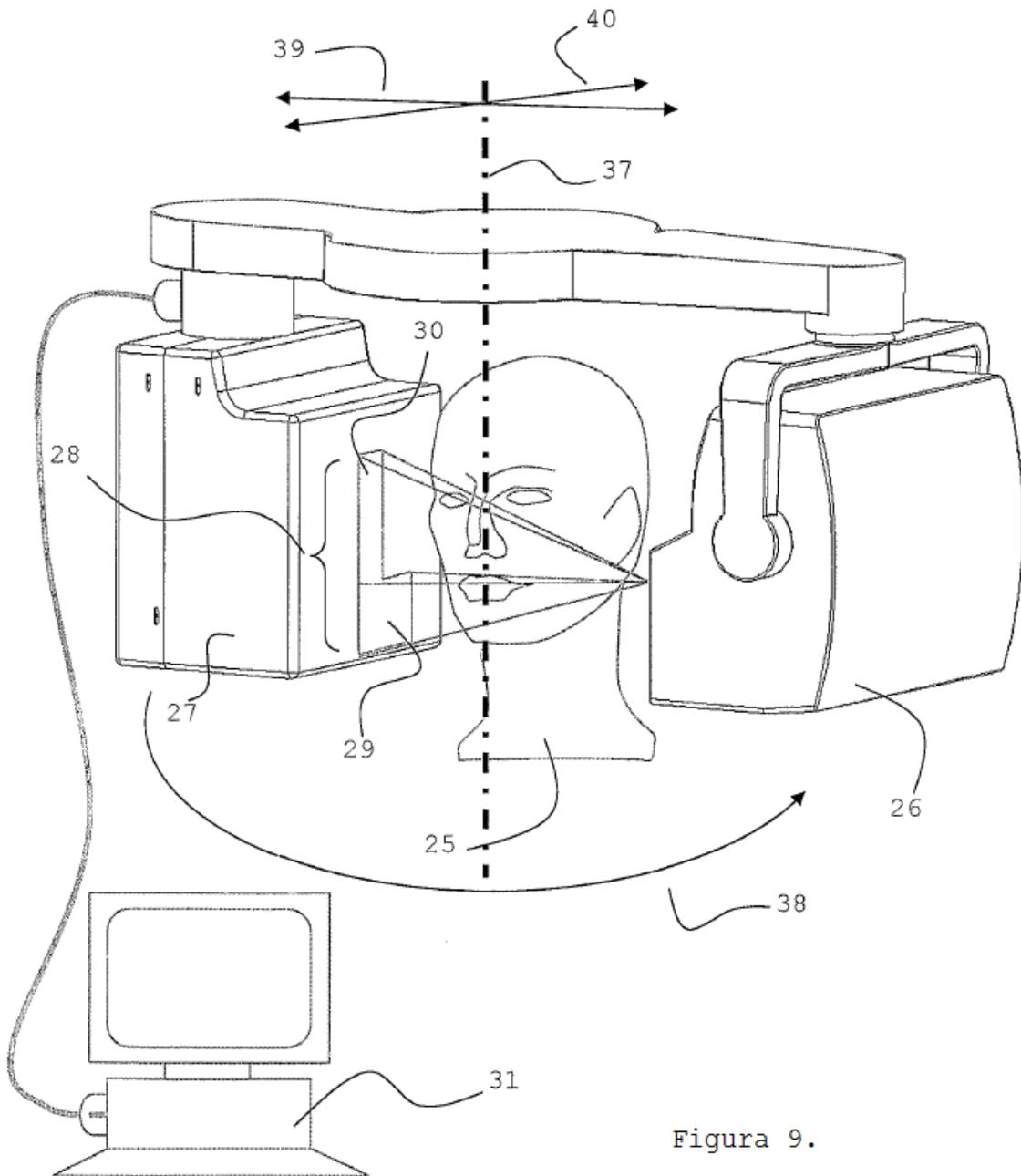


Figura 9.