

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 505 326**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/00** (2006.01)

**A61B 6/04** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.11.2009 E 09799297 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.07.2014 EP 2369995**

54 Título: **Radiografía médica en 3D**

30 Prioridad:

**28.11.2008 FI 20080639**

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

**09.10.2014**

73 Titular/es:

**PLANMED OY (100.0%)  
Asentajankatu 6  
00880 Helsinki, FI**

72 Inventor/es:

**VIRTA, ARTO**

74 Agente/Representante:

**DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto**

**ES 2 505 326 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**

Radiografía médica en 3D

**Campo de la invención**

5 La presente invención se refiere a la formación de imágenes 3D médicas, tal como la mamografía, en la que se toman imágenes individuales de un objeto en ángulos de proyección diferentes y en la cual se sintetiza, de forma subsiguiente, una imagen 3D a partir de esta información de imagen mediante un software de tratamiento de imagen aplicable.

10 Especialmente, la presente invención se refiere a un método de formación de imágenes de rayos X de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación de patente 1, así como a un aparato de formación de imágenes de rayos X de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación de patente 10.

**Descripción de la técnica anterior**

15 El cáncer de mama es el tipo más común de cáncer en las mujeres. De acuerdo con investigaciones, aproximadamente una de cada diez mujeres contrae cáncer de mama en algún momento de su vida. Cuando se detecta el cáncer de mama basándose en los síntomas, la enfermedad a menudo ya se ha desarrollado hasta una etapa en la que el pronóstico de recuperación es relativamente pobre. Algunos de los casos son detectados en programas de visualización en pantalla previstos en muchos países para las mujeres a partir de los 40 años. La visualización en pantalla a menudo revela un cáncer en una etapa muy temprana, de manera que es posible iniciar su tratamiento a tiempo y es, por tanto, más probable la recuperación.

20 La mamografía es un método ampliamente utilizado para la visualización en pantalla del cáncer de mama, como método de investigación clínica así como también para la diagnosis de seguimiento. La mamografía es un método de formación de imágenes de rayos X en el que se utiliza un aparato específicamente diseñado para este propósito. En estudios de visualización en pantalla, se ha encontrado que la mamografía tiene una sensibilidad del 90% al 93% y una especificidad del 90% al 97%. Esto indica que los estudios de visualización en pantalla tienen su utilidad y que la detección temprana del cáncer de mama mediante la visualización en pantalla puede salvar vidas humanas. Se ha constatado que la mamografía reduce la mortalidad por cáncer de mama en el 35 por ciento entre mujeres por encima de los 50 años y en entre el 25 y el 35 por ciento entre las mujeres con edades comprendidas entre 40 y 50 años.

30 Las imágenes de mamografía son examinadas para detectar diversas anomalías en el pecho, tales como calcificaciones, es decir, pequeños depósitos de calcio en el tejido blando de la mama. Una calcificación no puede, generalmente, ser detectada por la palpación de la mama, pero es visible en la imagen de rayos X. Las grandes calcificaciones no están, por lo general, asociadas con el cáncer, pero agrupaciones de pequeños depósitos de calcio, esto es, las denominadas microcalcificaciones, son una indicación de una actividad superior de las células mamarias, que puede estar asociada con el cáncer de mama. Otras características que se detectarán por mamografía incluyen los quistes y los fibroadenomas, los cuales, sin embargo, no están generalmente asociados con el cáncer.

35 En la mamografía de visualización en pantalla convencional, la glándula mamaria es, por lo común, comprimida entre dos placas de compresión y expuesta a radiación al menos dos veces, desde arriba y desde una dirección oblicua. Si es necesario, se toma, adicionalmente, una tercera imagen en ángulo recto desde el lado.

40 Como en semejante formación de imágenes las capas de tejido se extienden unas encima de otras en la dirección del haz de rayos X, estas irradiaciones producen imágenes bidimensionales en las que las estructuras fuertemente absorbentes pueden ocultar la detección de estructuras que se extienden por debajo de ellas.

45 La continua mejora de la mamografía ha conducido a un nuevo tipo de métodos y dispositivos de mamografía que producen una imagen 3D del pecho de la paciente. En ellos, se generan diversas proyecciones del pecho a diferentes ángulos y se crea una distribución 3D de este mediante el uso de un algoritmo de reconstrucción aplicable. A partir de la información de imagen, esto es, de las imágenes individuales, se construyen, por lo común, diversas imágenes que representan capas de la mama orientadas en paralelo con la superficie del detector de rayos X, lo que hace así posible detectar estructuras de tejido que se extienden unas encima de otras.

50 Un aparato convencional de mamografía digital comprende una parte de bastidor y un brazo en C o una estructura correspondiente, unida de forma rotativa a la parte de bastidor. En el primer extremo del brazo en C, se ha dispuesto una fuente de rayos X y, en el segundo extremo, un detector de radiación. Se utiliza, a menudo, para estos dispositivos la expresión "medios de formación de imágenes". Situadas sustancialmente en la región comprendida entre dichos fuente y detector de rayos X, por lo común en estrecha proximidad con el detector, se han dispuesto unas placas de compresión que están diseñadas para colocar la mama conforme esta es comprimida en toda la duración de la exposición.

55 En la técnica anterior, en el contexto de la mamografía 3D, se han utilizado o sugerido diversas maneras de obtener

5 imágenes de la mama con un cierto número de ángulos de proyección diferentes. Estas incluyen hacer girar de forma constante la fuente de rayos X, con una velocidad constante o alterna, a lo largo de un recorrido curvo en torno a la mama, hacer girar la fuente de rayos X paso a paso entre exposiciones, durante las cuales la fuente de rayos X permanece quieta, así como utilizar múltiples fuentes de rayos X estacionarias. Por lo que respecta al detector, este puede mantenerse estacionario, ser movido linealmente y/o inclinarse de un modo tal, que permanece en ángulo recto con el rayo central del haz de rayos X para cada exposición.

10 La fuente de rayos X, situada en el extremo (superior) del brazo en C, es un componente relativamente pesado. En el caso del movimiento paso a paso de la fuente de rayos X, antes de cada exposición, el aparato de formación de imágenes debe haber llegado a un estado carente de vibraciones. Así, pues, las estructuras del aparato de mamografía han de optimizarse teniendo en cuenta el número de aceleraciones, deceleraciones y paradas (tiempos de estabilización) comprendidas en el procedimiento de formación de imágenes de múltiples fases. El tiempo total que se necesita para un procedimiento de formación de imágenes como este tiende a hacerse bastante largo.

15 Por otra parte, en el caso del movimiento continuo de la fuente de rayos X, han de utilizarse tiempos de exposición notoriamente cortos, tales como de menos de 50 ms, a fin de evitar crear señales espurias de movimiento. Ello, a su vez, demanda el uso de una fuente de radiación de suficiente potencia, lo que significa utilizar una fuente de rayos X aún más pesada que las que se utilizan por lo común en los aparatos de mamografía 2D de la técnica anterior, y, en consecuencia, han de diseñarse, también, otras construcciones de los aparatos de formación de imágenes a la vista de esta mayor masa.

20 En cuanto a la disposición de varias fuentes de rayos X en un aparato de radiografía, esto demanda obviamente un tipo completamente nuevo de diseño de aparato de mamografía al objeto de hacer posible la implementación de semejante modalidad específica de formación de imágenes 3D. Con esta clase de diseño mecánico como base, sería todo un desafío ser capaz de dar con una construcción que haga que el aparato sea práctico para uso también en mamografía de visualización en pantalla 2D convencional.

25 El documento US 5.824.842 divulga un dispositivo y un método de formación de imágenes de CT en el que se emiten rayos X continua o intermitentemente a intervalos fijos desde una fuente de rayos X, y en el cual el movimiento de la cama de un paciente se acopla con el movimiento de la fuente de rayos X de un modo tal, que, al tiempo que la fuente de rayos X se hace rotar con una velocidad angular fija, la cama del paciente es desplazada lateralmente con una velocidad fija.

30 El documento US 5.809.886 divulga un método y un aparato para "tomografía dinámica" en el que se toma un cierto número de imágenes de rayos X de un objeto con diferentes ángulos. El sistema incluye el uso de un denominado cambiador rápido de película, que siempre cambia a una película nueva para una nueva exposición. Durante una secuencia de formación de imagen, el intercambiador de película se mantiene estacionario bajo una mesa sobre la que reposa el objeto del que se están tomando imágenes. La fuente de rayos X es tanto desplazada lateralmente como girada a fin de que alcance sus nuevas posición y orientación de exposición, en las que el haz de rayos X central incidirá en el centro de un película colocada dentro del intercambiador de película estacionario. La mesa en la que se extiende el objeto, por otra parte, es desplazada lateralmente pero no se hace girar cuando está siendo trasladada hasta una nueva posición de exposición. Las posiciones de exposición hasta las que se ha dispuesto que la fuente de rayos X y la mesa se muevan, son tales, que el haz de rayos X central siempre incidirá en el mismo punto del interior del objeto.

40 El documento US 2004/0101096 divulga una mamografía estereográfica en la que una mama puede ser ligeramente enrollada o hecha girar al tiempo que la fuente de rayos X se mantiene estacionaria, por ejemplo, para permitir la observación estereográfica del tejido de la mama. Como consecuencia del ángulo muy limitado a través del cual hay movimiento, no se crea, ni se puede crear, efecto tomográfico alguno por los procedimientos de formación de imágenes que la publicación divulga.

45 La divulgación de Ren et al., Proceedings of the SPIE, vol. 5745, págs. 550-561, describe un sistema de mamografía que puede ser utilizado, bien en mamografía convencional o bien en un modo de tomosíntesis.

En la mamografía convencional, las placas de compresión pueden rotar con la fuente de rayos X, pero no se capta ninguna imagen mientras esta rotación tiene lugar, en tanto que en el modo de tomosíntesis, las placas de compresión se mantienen estacionarias conforme la fuente de rayos X rota.

## 50 **Compendio de la invención**

55 El propósito de la presente invención se concentra en eliminar o reducir al menos algunos de los problemas de los sistemas de formación de imágenes anteriormente expuestos. El propósito de la invención se alcanza por medio del método y del aparato de las reivindicaciones independientes 1 y 10 anexas a esta memoria. Algunas realizaciones preferidas de la invención se presentan en las reivindicaciones dependientes que se acompañan. La invención puede ser aplicada en el contexto de un movimiento tanto de rotación como lineal de los medios de formación de imágenes.

La invención hace posible la mamografía 3D con el tipo existente de aparatos de mamografía, es decir, con la misma

5 clase de fuentes de rayos X y de brazo en C, y una construcción relacionada, tal como comúnmente se emplea, al hacer posible el empleo de tiempos de exposición sustancialmente largos, incluso aunque se mueva de forma continua la fuente de rayos X durante el procedimiento de formación de imágenes. Esto se hace posible al disponer que la mama siga el movimiento de la fuente de rayos X durante al menos una fase de exposición el procedimiento de formación de imágenes.

10 Puesto que el ángulo tomográfico (el ángulo comprendido entre las posiciones de exposición extremas de la fuente de rayos X) que se utiliza en el procedimiento de formación de imágenes puede ser de varias decenas de grados, para hacer posible en la práctica el giro de la mama durante un cierto número de exposiciones, una realización preferida del ciclo de procedimiento de la invención incluye una etapa de giro de la mama de vuelta a su posición previa / inicial, durante un (cada) periodo sin exposición del procedimiento de formación de imágenes.

15 Una de las ventajas básicas de la invención es que la construcción de semejantes medios en un aparato de mamografía, que permiten el giro y la detención repetidos de la mama (esto es, el giro y la detención de los medios de sujeción de mama, tales como las placas de compresión) durante el procedimiento de formación de imágenes, es considerablemente más simple que disponer un procedimiento de movimiento correspondiente para la fuente de radiación. En la invención, en lo que concierne a la fuente de radiación en sí misma y a las construcciones para mover la fuente de radiación, no hay necesidad de disposiciones específicas ni de un rediseño fundamental del aparato, sino que puede hacerse uso del diseño convencional empleado en la mamografía 2D de la técnica anterior.

### Breve descripción de los dibujos

20 En lo que sigue se describirán con mayor detalle algunas realizaciones de la invención y sus beneficios, también con la ayuda de las figuras que se acompañan, figuras en las cuales:

- la Figura 1 representa una construcción de un aparato de mamografía convencional;
- las Figuras 2a y 2b representan movimientos de una fuente de rayos X de acuerdo con métodos de la técnica anterior, para captar información de imagen para mamografía 3D,
- las Figuras 3a y 3b representan movimientos de ciertas construcciones de un aparato médico de formación de imágenes de rayos X de acuerdo con la invención,
- las Figuras 4a y 4b representan movimientos de ciertas construcciones de otro aparato médico de formación de imágenes de rayos X de acuerdo con la invención, y
- la Figura 5 representa un brazo en C de un aparato de mamografía, equipado con una disposición para el arrastre de tejido al interior del volumen comprendido entre las placas de compresión del aparato.

### 30 Descripción detallada de la invención

35 Un aparato de mamografía convencional 1 según se ha presentado en la Figura 1, consiste en una parte de cuerpo 11 y una construcción de brazo en C 12, unida a esta. Por lo común, una fuente de radiación 13 y unos medios de recepción de datos de imagen 15, dispuestos, por ejemplo, en el interior de una denominada estructura de estante inferior 14, se colocan en los extremos opuestos del brazo en C 12. Al estar estos medios de representación 13, 15 situados en el interior de la cubierta del aparato, no son realmente visibles en la Figura 1.

40 Por otra parte, dentro de la zona comprendida entre los medios de representación 13, 15, por lo común, en las proximidades de los medios de recepción de datos de imagen 15, se han situado unos medios 16, 17 para colocar / bloquear el objeto del que se han de formar las imágenes dentro de la zona de formación de imágenes. En la actualidad, esta clase de aparato es, por lo común, motorizado, de tal manera que el brazo en C se dispone móvil en una dirección vertical y susceptible de hacerse rotar alrededor de un eje, por lo común, un eje físico horizontal que une el brazo en C a la parte de cuerpo 11. Los medios de colocación / bloqueo 16, 17 consisten, por lo común, en una placa de compresión superior 16 y una placa de compresión inferior 17, de tal manera que dicha placa de compresión inferior 17 puede disponerse integrada con la estructura de estante 14. Dentro del estante inferior, una estructura de rejilla puede estar situada por encima de los medios de recepción de datos de imagen 15, de tal manera que dicha estructura de rejilla limita la entrada de radiación dispersada desde el tejido en los medios de recepción de datos de imagen 15. En el contexto de la presente invención, es, en la práctica, una necesidad que el eje de rotación del brazo en C 12 esté dispuesto con respecto a la posición de las placas de compresión 16, 17 (medios de bloqueo) de una manera tal, que el paciente pueda permanecer en la misma posición para las exposiciones, independientemente del ángulo de inclinación del brazo en C. Semejante construcción para este tipo de aparato de mamografía se ha preconizado en la Publicación de Patente Europea Nº 370089.

50 Las Figuras 2a y 2b representan sistemas de la técnica anterior para captar información de imagen para mamografía 3D. En aras de la claridad, en las Figuras 2a, 2b, 3a, 3b no se ha mostrado un haz de rayos X real en forma de cono que se origina en el foco de la fuente de rayos X 13, sino que únicamente se ha mostrado el rayo central.

En el sistema de la técnica anterior de acuerdo con la Figura 2a, la fuente de rayos X 13 se ha dispuesto de manera

- que se mueve de una forma continua desde una posición de partida del procedimiento de formación de imágenes hasta una posición final del procedimiento de formación de imágenes, y, durante este movimiento, la fuente de rayos X se alimenta energéticamente para la duración de un cierto número de cortos periodos de exposición, al tiempo que las placas de compresión 16, 17 (y, en la Figura 2a, también el detector 15) permanecen estacionarias. La información de imagen detectada en el detector 15 es almacenada y/o enviada para el tratamiento de la imagen. En esta clase de construcción, no es posible el uso de una rejilla contra la dispersión convencional, ya que la rejilla absorbería una parte de los cuantos de rayos X deseados también en todos los demás ángulos de exposición, salvo en el que es paralelo a la orientación de las laminillas de la rejilla.
- En el sistema de la técnica anterior de acuerdo con la Figura 2b, por otra parte, la fuente de rayos X es movida paso a paso de un modo tal, que, para cada exposición, la fuente de rayos X es detenida en una posición angular predefinida. En la Figura 2b se han mostrado tres de tales posiciones de exposición estacionarias de la fuente de rayos X 13.
- Las Figuras 3a y 3b muestran dos fases operativas básicas de la presente invención de formación de imágenes de mamografía. Puede considerarse que la Figura 3a muestra una fase de exposición y la Figura 3b muestra una fase sin exposición del sistema, conjuntamente con las posiciones extremas de la fuente de rayos X 13. En estas Figuras, estas posiciones extremas de la fuente de rayos X 13 con respecto a la vertical indican la anchura del ángulo tomográfico del sistema, en tanto que en la Figura 3a las dos posiciones cercanas a la vertical de la fuente de rayos X 13 y las posiciones correspondientes de los medios de bloqueo 16, 17 de mama y del detector 15, representan la fase operativa nuclear del sistema de acuerdo con la invención, y en la Figura 3b se representan las de una cierta realización preferida de la invención. En la realización de la invención que se muestra en su conjunto en las Figuras 3a y 3b, durante una fase de exposición (Figura 3a), las placas de compresión 16, 17 están dispuestas para girar en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X 13, en tanto que, durante una fase sin exposición (Figura 3b), se hacen girar en la dirección opuesta. En esta realización de la invención, el detector 15 se ha dispuesto para girar conjuntamente con las placas de compresión 16, 17.
- El movimiento sincronizado de la fuente de rayos X 13 y de las placas de compresión 16, 17 de acuerdo con la invención hace posible evitar la generación de señales espurias de movimiento tales como las que están siempre presentes cuando se forma una imagen de la mama de acuerdo con un método de la técnica anterior representado en la Figura 2a, en el que existe un movimiento mutuo entre la fuente de rayos X 13 y la mama durante una exposición. En comparación con ese método, la invención también hace posible utilizar tiempos de exposición más largos y no precisa del uso de una fuente de rayos X de potencia añadida y, por tanto, más pesada.
- Por otra parte, debido a que no se ha de detener la fuente de rayos X 13 en lo que dura una (cada) exposición, el tiempo que se necesita para todo el procedimiento de formación de imágenes será considerablemente más corto que el necesario para un procedimiento de la técnica anterior de acuerdo con la Figura 2b.
- Como hay un cierto número de exposiciones en la mamografía 3D, el simple hecho de hacer girar repetidamente las placas de compresión 16, 17 en la dirección del movimiento de la fuente de rayos X durante cada periodo de exposición (y mantenerlas quietas durante los periodos sin exposición) se sumará al giro de las placas de compresión 16 17 en, póngase por caso, 15 grados, por ejemplo, lo cual, en lo que concierne al paciente, hará que el procedimiento de formación de imágenes sea incómodo. Para evitar esto, realizaciones preferidas de la invención incluyen una fase operativa durante la cual la fuente de rayos X 13 no es alimentada en energía (un periodo sin radiación) y las placas de compresión 16, 17 (y el detector 15) se hacen girar en el sentido opuesto al del movimiento de la fuente de rayos X 13. De acuerdo con la realización preferida de la invención según se muestra en la Figura 3b, las placas de compresión 16, 17 y el detector 15 se hacen girar de vuelta a su posición inicial al comienzo del periodo de irradiación precedente.
- Puede disponerse que el ángulo en que se harán girar las placas de compresión 16, 17 sea muy pequeño, y que los periodos de ausencia de exposición sean más largos que los periodos de exposición, de tal modo que haya tiempo de sobra para establecer una situación de partida estable para un periodo de exposición subsiguiente. En otras palabras, de acuerdo con realizaciones preferidas de la invención, habrá tiempo más que suficiente para hacer girar en sentido contrario la mama, ya que se ha dispuesto que los periodos en que la fuente de rayos X 13 no se alimenta energéticamente sean considerablemente más largos que los periodos durante los cuales es alimentada energéticamente. Si se piensa en un ejemplo en que se tenga un aparato de mamografía convencional de la técnica anterior y se utilicen 12 exposiciones que comiencen a intervalos de 5 grados, las placas de compresión 16, 17 podrían hacerse girar 2 grados o incluso menos, lo que dejaría fácilmente tiempo suficiente para el giro hacia atrás, incluso cuando se tiene en cuenta el tiempo necesario para la aceleración y la deceleración de los movimientos.
- Tal como se muestra en la Figura 3a, en una realización preferida de la invención, tanto la fuente de radiación 13 como el detector de imágenes 15 son movidos a esencialmente la misma velocidad angular uniforme en torno a la mama al tiempo que esta es comprimida entre las placas de compresión 16, 17 —o bloqueada de otra manera en unos medios dispuestos para este propósito—.
- En la práctica, respecto a realizaciones de la invención según se muestra en las Figuras 3a y 3b, es esencial que las placas de compresión 16, 17, o dichos otros medios de bloqueo para la mama, se hayan dispuesto para girar a lo

sumo a una corta distancia del centro de rotación de la fuente de radiación 13, puesto que, durante el procedimiento de formación de imágenes de acuerdo con la invención, sería imposible volver a colocar al paciente para radiaciones en diferentes ángulos de proyección.

De acuerdo con una realización específica preferida de la invención, en primer lugar, durante la exposición de cada una de las imágenes de proyección, las placas de compresión 16, 17, o dichos otros medios de bloqueo, se hacen girar de manera sincronizada con el movimiento de la fuente de radiación 13. De esta forma, la mama permanecerá quieta con respecto a la fuente de radiación 13 durante cada periodo de irradiación. A continuación, en segundo lugar, entre los periodos de irradiación, las placas de compresión 16, 17 se giran de vuelta a su posición al comienzo del periodo de irradiación precedente. Como consecuencia de ello, el ángulo total que los medios de bloqueo 16, 17 han de girar tan solo necesita ser igual de pequeño que el ángulo de giro necesario para crear la sincronización de los movimientos durante una exposición individual de una única imagen de proyección. Puede disponerse que este ángulo sea, por ejemplo, menor de 2 grados, tal como entre 0,5 grados y 2 grados, lo que, en vista del estiramiento ocasionado a una paciente, será tolerable. De este modo, incluso cuando se tienen en cuenta las aceleraciones y deceleraciones requeridas, como se ha explicado, en el caso, por ejemplo, de que se tomen imágenes a intervalos de 5 grados a lo largo de un ángulo tomográfico de, póngase por caso, 50 grados, seguirá habiendo tiempo de sobra para hacer retornar los medios de bloqueo (por ejemplo, las placas de compresión superior e inferior 16, 17) de vuelta a sus posiciones iniciales al comienzo de la fase de exposición.

Hablando más generalmente, en el sistema de acuerdo con la invención, la mama de la que se han de formar imágenes se dispone bloqueada dentro de unos medios de bloqueo 16, 17 y, durante el procedimiento de formación de imágenes, una fuente de rayos X es movida con respecto a la posición de la mama de la que han de formar imágenes, y la mama es irradiada durante un cierto número de periodos de irradiación que comienzan a un cierto número de posiciones angulares de la fuente de rayos X 13. Durante el procedimiento de formación de imágenes, la fuente de rayos X 13 es movida de manera continua y la mama es irradiada durante un cierto número de cortos periodos de irradiación, y, durante un periodo en el que la mama se está irradiando, los medios de bloqueo 16, 17 son movidos en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X 13. En cuanto al aparato de mamografía de acuerdo con la invención, este comprende una parte de cuerpo 11 y, dispuestos en la misma, una fuente de rayos X 13, un detector de imágenes 15 así como, dentro de una zona comprendida entre la fuente de rayos X 13 y el detector de imágenes 15, unos medios 16, 17 dispuestos para bloquear una mama, de tal manera que la fuente de rayos X 13 está dispuesta de forma movable con respecto a la posición de dichos medios de bloqueo 16, 17. Por otra parte, el aparato comprende un sistema de control dispuesto para controlar el funcionamiento del aparato. Los medios de bloqueo 16, 17 están dispuestos de forma giratoria y el movimiento de los medios de bloqueo 16, 17 y de la fuente de rayos X 13 se ha dispuesto motorizado, y el funcionamiento de la fuente de rayos X 13 es controlado por dicho sistema de control de un modo tal, que, durante un procedimiento de formación de imágenes, la fuente de rayos X 13 se desplaza de manera continua y la mama es irradiada durante un cierto número de cortos periodos de irradiación, de forma que, durante un periodo de irradiación, dichos medios de bloqueo 16, 17 giran en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X 13.

El procedimiento de formación de imágenes puede incluir una fase previa al primer periodo de irradiación, en la cual dichos medios de bloqueo 16, 17 son hechos girar en un sentido opuesto al que tienen cuando se mueven en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X 13. Puede haber periodos de movimiento hacia atrás de los medios de bloqueo 16, 17 entremedias de un número cualquiera de periodos de irradiación sucesivos. La longitud del movimiento de giro hacia atrás de los medios de bloqueo 16, 17 (y, posiblemente, también la del detector de imágenes 15) puede, bien ser exactamente la misma que durante un periodo de exposición, es decir, los medios de bloqueo 16, 17 pueden ser desplazados hacia atrás hasta su posición inicial al comienzo de un periodo de exposición predeterminado, o bien el movimiento hacia atrás puede ser más corto o más largo que uno que ha tenido lugar durante una exposición precedente. La longitud del movimiento hacia atrás no tiene por qué ser un múltiplo exacto de los pasos del movimiento durante una exposición. Como realización que se proporciona a modo de ejemplo de la invención, el procedimiento de formación de imágenes puede consistir en etapas de dos periodos de exposición entre los cuales los medios de bloqueo 16, 17 no giran en ningún sentido hasta después del segundo de estos periodos de exposición, de manera que el movimiento hacia atrás corresponderá al movimiento total de los medios de bloqueo 16, 17 durante estos dos periodos de exposición.

Las posiciones extremas de la fuente de rayos X 13 con respecto a la mama durante el procedimiento de formación de imágenes pueden disponerse de manera que formen un ángulo tomográfico de varias decenas de grados, tal como aproximadamente 50 grados. En una realización preferida, se ha dispuesto que el movimiento total de la fuente de rayos X 13 sea simétrico con respecto a la vertical, es decir, que el ángulo tomográfico total sea aproximadamente más-menos 25 grados con respecto a la vertical. Preferiblemente, se ha dispuesto que el movimiento de la fuente de rayos X 13 siga un recorrido curvo, como es el caso de los aparatos de mamografía convencionales existentes, aunque el principio de la invención puede llevarse a efecto cuando se mueve la fuente de rayos X de forma rectilínea.

Considerando los ángulos desde otro punto de vista, puede disponerse que la relación entre el ángulo de los diminutos giros individuales de los medios de bloqueo 16, 17 durante los periodos de exposición y el desplazamiento total de la fuente de rayos X 13, sea del orden de 1/10. Puede disponerse que el procedimiento de formación de imágenes consista en entre aproximadamente 11 y 15 periodos de exposición.

Incluso aunque los espesores variables de las mamas y la velocidad deseada de la fuente de rayos X puedan afectar a lo que es óptimo, realizaciones preferidas de la invención incluyen el uso de una fuente de rayos X 13 que comprende un ánodo de tungsteno que, con las disposiciones apropiadas tales como el uso de un detector de imagen con material de base de selenio y, especialmente, un filtro de plata del espesor apropiado para absorber los cuantos de rayos X de baja energía que no serían capaces de penetrar en el tejido de la mama, puede dar como resultado una dosis de radiación reducida, en comparación con algunas otras disposiciones. En el contexto de realizaciones preferidas de la invención, pueden utilizarse tiempos de exposición para las imágenes de proyección de en torno a 50 - 100 ms, así como valores paramétricos de formación de imágenes para la tensión del tubo de rayos X de entre aproximadamente 35 kV y 40 kV, incluso de hasta 45 kV, y aproximadamente 5 mAs. Con valores en kV de entre aproximadamente 30 y 34, pueden utilizarse valores en mAs de entre aproximadamente 10 y 13.

Una realización preferida de la invención incluye una disposición en la que se han dispuesto, en asociación funcional con los medios de bloqueo, unos medios para tirar del tejido y llevarlo al interior del espacio comprendido entre las placas de compresión 16, 17. Tales medios pueden disponerse de manera que comprendan, por ejemplo, una disposición como la mostrada en la Figura 5, en la que unos dispositivos de estiramiento superior e inferior 30 se han integrado con las dos placas de compresión 16, 17. Los dispositivos de estiramiento 30 pueden haberse dispuesto de forma que comprendan unos medios para acoplarse a, y tirar de, unos medios de estiramiento, tales como una lámina de plástico 31, de tal modo que, en asociación con la compresión de la mama entre las placas de compresión 16, 17, el tejido de la mama se verá arrastrado entre las placas de compresión 16, 17 al colocar la mama para la obtención de imágenes. Semejante disposición permite utilizar, posiblemente, el 10% menos de compresión, en el contexto de la actual invención, que la que se utiliza típicamente en la técnica de la mamografía, lo que hace que el procedimiento de formación de imágenes que incluye tanto la compresión como el giro de una mama sea menos peligroso.

En lo anterior, la invención se ha explicado fundamentalmente en el contexto de la mamografía y haciendo referencia a las figuras, en las que la fuente de rayos X gira alrededor de un eje de rotación. La idea básica de la invención se aplicará también en otras clases de aplicaciones médicas de formación de imágenes de rayos X, es decir, en la obtención de imágenes de otros objetos distintos de la mama y también en el contexto en que la exposición del objeto consiste en un movimiento de barrido lineal con un haz de rayos X ancho. En las Figuras 4a y 4b se ha presentado el modo como la fuente de rayos X 13 se ha dispuesto para moverse de forma rectilínea desde su posición inicial hasta su posición final y, durante tal movimiento, siempre que la fuente de rayos X es alimentada energéticamente, los medios de bloqueo 16, 17 se desplazan a la misma velocidad y en la misma dirección que la fuente de rayos X 13 (Figura 4a). Durante los periodos sin exposición, los medios de bloqueo 16, 17 son desplazados entonces en la dirección opuesta a la de los periodos de exposición. Durante los periodos de exposición, también el detector se desplaza, preferiblemente, de forma sincronizada con el movimiento de la fuente de rayos X 13. Las dimensiones de la construcción y la anchura del haz de rayos X definen el ángulo tomográfico que puede conseguirse. La longitud del movimiento rectilíneo durante los periodos de exposición puede ser, por ejemplo, entre 0,5 mm y 2 mm.

A la vista de otras diversas aplicaciones concebibles de la invención distintas de la mamografía, puede utilizarse realmente, quizá, la expresión "medios 16, 17 de colocación de objeto" en lugar de la expresión "medios 16, 17 de bloqueo de objeto".

La presente invención es aplicable para uso tanto en el contexto de los denominados detectores de formación de imágenes dimensionados para campo completo o más pequeños que se utilizan en mamografía.

## REIVINDICACIONES

- 5 1.- Un método de formación de imágenes de rayos X para mamografía u otra formación de imágenes médica, en el que un objeto del que se han de formar las imágenes es colocado por unos medios (16, 17) de colocación de objeto dentro de una zona comprendida entre una fuente de rayos X (13) y un detector de imágenes (15) de un aparato de formación de imágenes de rayos X, y en el cual, durante el procedimiento de formación de imágenes, la fuente de rayos X (13) es movida con respecto a la posición del objeto y el objeto es irradiado en un cierto número de posiciones diferentes de la fuente de rayos X (13) con respecto a la posición del objeto, **caracterizado por que**, durante el procedimiento de formación de imágenes, la fuente de rayos X (13) es movida de forma continua y el objeto es irradiado durante un cierto número de cortos periodos de irradiación, y, durante un periodo de irradiación, dicho detector de imágenes (15) es movido en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X (13) y dichos medios (16, 17) de colocación de objeto son movidos en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X (13) para que sigan el movimiento de la misma.
- 10 2.- El método de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado por que**, antes del primer periodo de irradiación, y/o entremedias de un número cualquiera de periodos de irradiación subsiguientes, es decir, durante un periodo en el que el objeto no está siendo irradiado, dichos medios (16, 17) de colocación de objeto son movidos en una dirección opuesta a la de cuando son movidos en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X (13).
- 15 3.- El método de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, **caracterizado por que**, después de un periodo de irradiación durante el cual dichos medios (16, 17) de colocación de objeto son movidos en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X (13), y antes de al menos un periodo de irradiación subsiguiente, dichos medios (16, 17) de colocación de objeto son movidos al menos sustancialmente de vuelta a su posición inicial, es decir, al menos sustancialmente hasta su posición al comienzo de dicho periodo de irradiación precedente, o **por que** el procedimiento de formación de imágenes incluye un cierto número de periodos de irradiación durante los cuales dichos medios (16, 17) de colocación de objeto son movidos en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X (13), y, durante cada periodo sin irradiación subsiguiente a tales periodos de irradiación, los medios (16, 17) de colocación de objeto son movidos al menos sustancialmente de vuelta a su posición al comienzo de tal periodo de irradiación precedente.
- 20 4.- El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 - 3, **caracterizado por que** el movimiento de los medios (16, 17) de colocación de objeto durante un periodo de irradiación incluye hacer girar los medios (16, 17) de colocación de objeto o desplazar linealmente los medios (16, 17) de colocación de objeto.
- 25 5.- El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 - 4, **caracterizado por que** las posiciones extremas de la fuente de rayos X (13) con respecto al objeto, especialmente una mama, durante el procedimiento de formación de imágenes, forman un ángulo tomográfico de varias decenas de grados, y/o se ha dispuesto que el movimiento total de la fuente de rayos X (13) sea simétrico con respecto a la vertical, o con respecto al centro del objeto.
- 30 6.- El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 - 5, **caracterizado por que** el movimiento del detector (15) se ha dispuesto de manera que sigue el movimiento de los medios (16, 17) de colocación de objeto.
- 35 7.- El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 - 6, **caracterizado por que** los medios (16, 17) de colocación de objeto comprenden unas placas de compresión (16, 17) entre las cuales es comprimido el objeto a lo largo de la duración del procedimiento de formación de imágenes, y/o se han dispuesto unos medios de estiramiento (30, 31) destinados a utilizarse para arrastrar el tejido del objeto entre los medios (16, 17) de bloqueo / las placas de compresión (16, 17).
- 40 8.- El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes 1- 7, **caracterizado por que**, durante un periodo de irradiación, la fuente de rayos X se hace funcionar dependiendo de las características del tejido del objeto, mediante el uso de valores paramétricos de formación de imágenes para el tubo de rayos X que incluyen un ánodo de tungsteno de entre aproximadamente 35 kV y 45 kV y aproximadamente 5 mAs, o de entre aproximadamente 30 kV y 40 kV y entre aproximadamente 10 mAs y 13 mAs.
- 45 9.- El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 - 5, estando el método **caracterizado por que** incluye entre aproximadamente 11 y 15 periodos de irradiación, y/o dichos movimientos de la fuente de rayos X y de los medios de colocación de objeto son movimientos de giro, y la relación entre el ángulo que los medios (16, 17) de colocación de objeto se hacen girar durante un periodo de irradiación, y el ángulo tomográfico total del procedimiento de formación de imágenes, es menor que 1/10.
- 50 10.- Un aparato de formación de imágenes de rayos X para mamografía u otra formación de imágenes médica, que comprende una parte de cuerpo (11) y, dispuestos en la misma, una fuente de rayos X (13), un detector de imágenes (15) así como, dentro de una zona comprendida entre la fuente de rayos X (13) y el detector de imágenes (15), unos medios (16, 17) dispuestos para colocar un objeto, de tal manera que la fuente de rayos X (13) está dispuesta de forma móvil con respecto a la posición de dichos medios (16, 17) de colocación de objeto, comprendiendo, por otra parte, el aparato un sistema de control dispuesto para controlar el funcionamiento del aparato, **caracterizado por que** dichos medios (16, 17) de colocación de objeto están dispuestos de forma móvil
- 55



- 5 y el movimiento de los medios (16, 17) de colocación de objeto y de la fuente de rayos X (13) se ha dispuesto motorizado, y el funcionamiento de la fuente de rayos X (13) es controlado por dicho sistema de control de un modo tal, que, durante un procedimiento de formación de imágenes, la fuente de rayos X (13) se mueve de manera continua y el objeto, especialmente una mama, es irradiado durante un cierto número de cortos periodos de irradiación, de forma que, durante un periodo de irradiación, dicho detector de imágenes (15) es movido en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X (13) y dichos medios (16, 17) de colocación de objeto se mueven en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X (13) para que sigan el movimiento de la misma.
- 10 11.- El aparato de acuerdo con la reivindicación 10, **caracterizado por que** el sistema de control está dispuesto para controlar el funcionamiento del aparato de tal manera que, antes del primer periodo de irradiación, y/o entremedias de un número cualquiera de periodos de irradiación subsiguientes, es decir, durante un periodo en el que el objeto no está siendo irradiado, dichos medios (16, 17) de colocación de objeto se mueven en una dirección opuesta a la de cuando se mueven en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X (13).
- 15 12.- El aparato de acuerdo con las reivindicaciones 10 - 11, **caracterizado por que** el sistema de control está dispuesto para controlar el funcionamiento del aparato i) de tal manera que, tras un periodo de irradiación durante el cual dichos medios (16, 17) de colocación de objeto son movidos en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X (13), y antes de al menos un periodo de irradiación subsiguiente, dichos medios (16, 17) de colocación de objeto se mueven al menos sustancialmente de vuelta a su posición inicial, esto es, al menos sustancialmente hasta su posición al comienzo de dicho periodo de irradiación precedente, o ii) de tal forma que existen un cierto número de periodos de irradiación durante los cuales dichos medios (16, 17) de colocación de objeto se mueven en sincronización con el movimiento de la fuente de rayos X (13), y, durante cada uno de los periodos sin irradiación subsiguientes a tales periodos de irradiación, los medios (16, 17) de colocación de objeto se mueven al menos sustancialmente de vuelta a su posición al comienzo de dicho periodo de irradiación precedente.
- 20 13.- El aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 10 - 12, **caracterizado por que** el sistema de control está dispuesto para controlar el funcionamiento del aparato de un modo tal, que la fuente de rayos X (13) y los medios (16, 17) de colocación de objeto se desplazan linealmente durante un periodo de irradiación, entre aproximadamente 0,5 mm y 12 mm, por ejemplo.
- 25 14.- El aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 10 - 13, **caracterizado por que** el detector (15) está dispuesto para moverse y seguir el movimiento de los medios (16, 17) de colocación de objeto.
- 30 15.- El aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 10 - 14, **caracterizado por que** los medios (16, 17) de colocación de objeto comprenden unas placas de compresión (16, 17) entre las cuales es comprimida una mama a lo largo de la duración del procedimiento de formación de imágenes, y/o se han dispuesto unos medios de estiramiento (30, 31) en el aparato para tirar del tejido de la mama situada entre medias de los medios de bloqueo (16, 17) / las placas de compresión (16, 17).

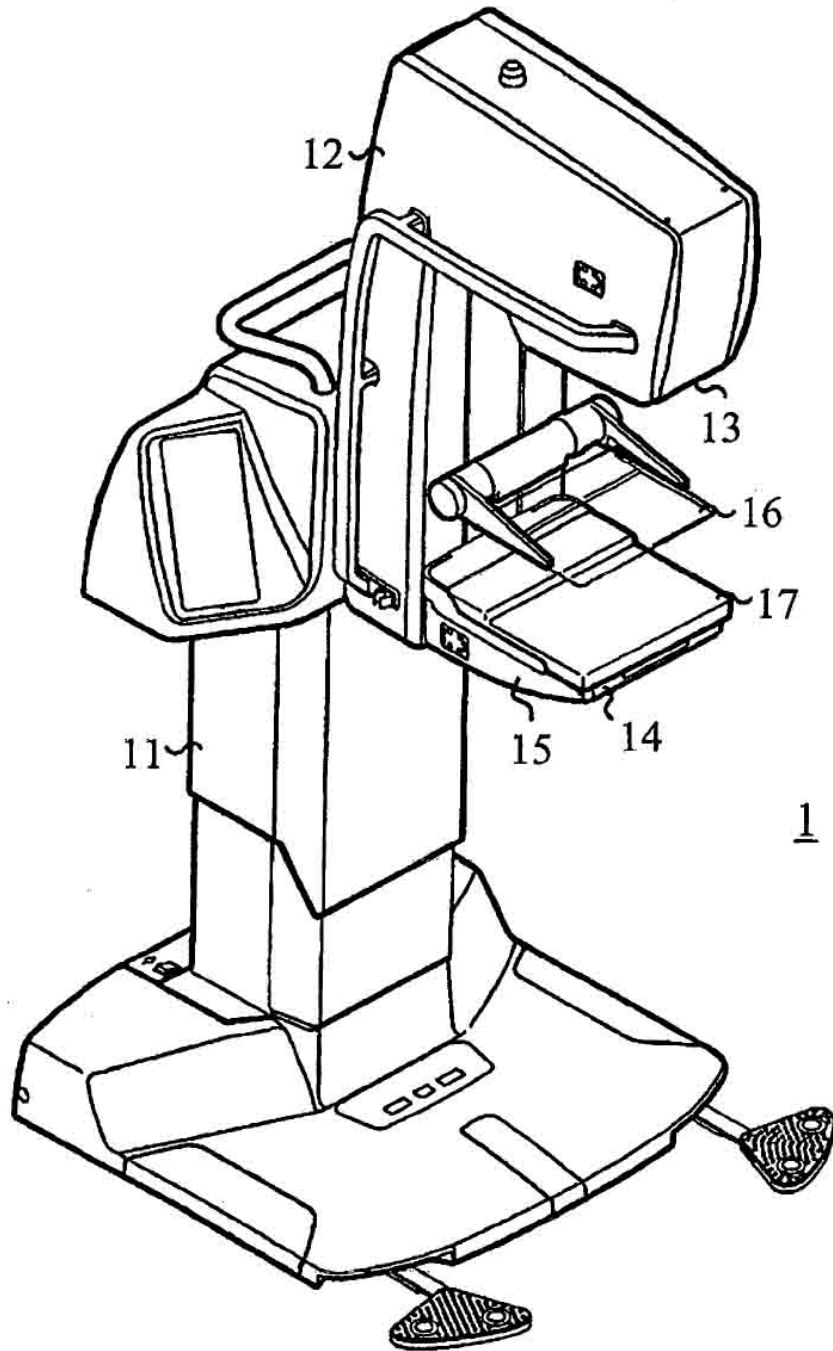


Fig. 1

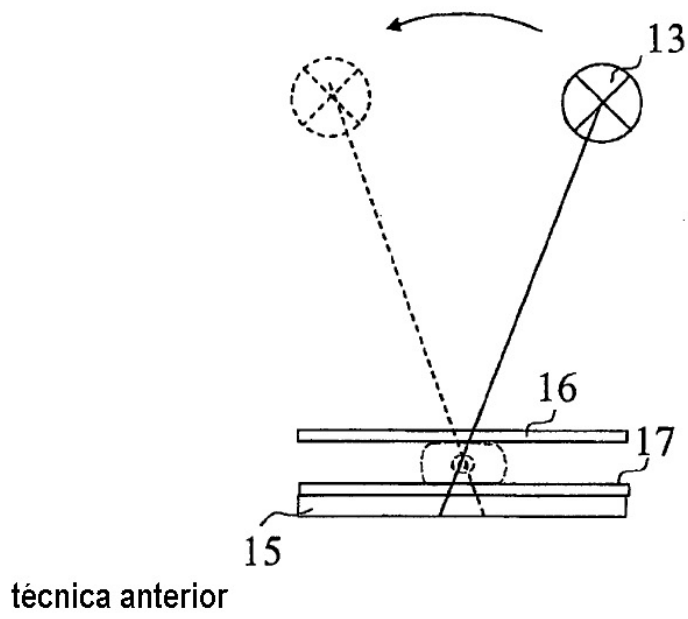


Fig. 2 a

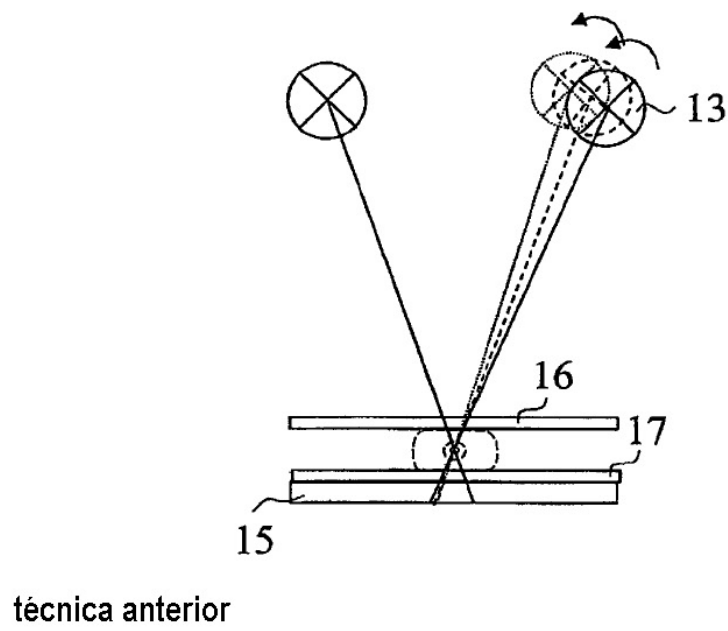


Fig. 2 b

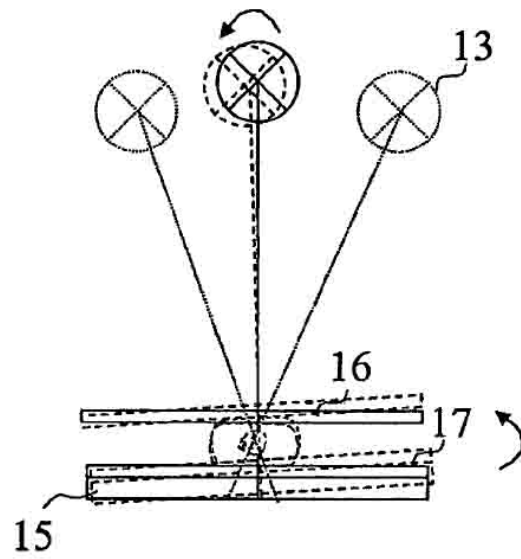


Fig. 3 a

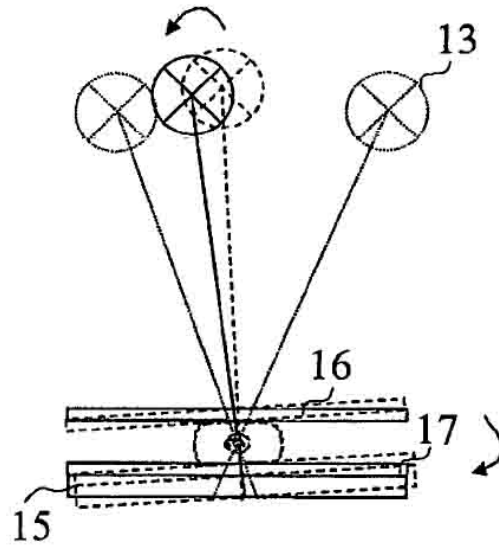


Fig. 3 b

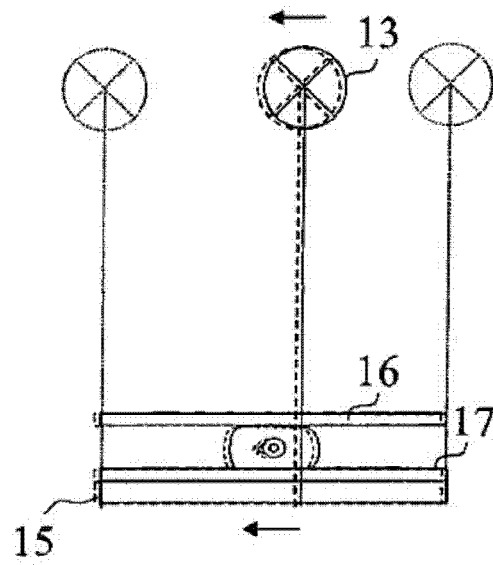


Fig. 4 a

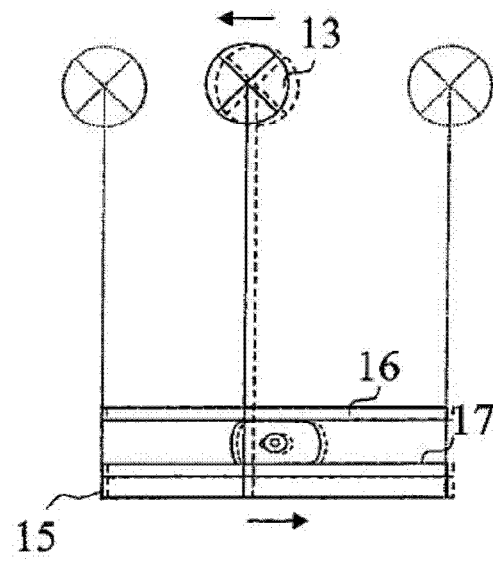


Fig. 4 b

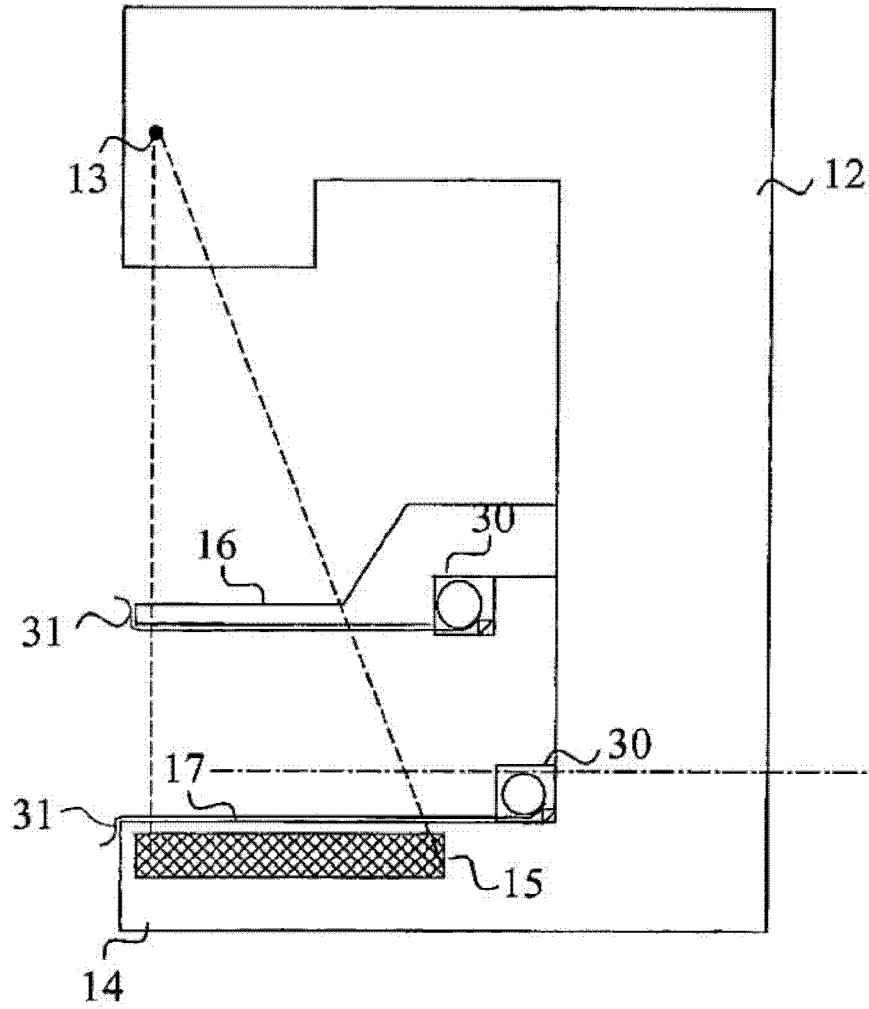


Fig. 5