

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 463 822**

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 09828703 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.02.2014 EP 2369996**

54 Título: **Mamografía en 3D**

30 Prioridad:

28.11.2008 FI 20080639

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

29.05.2014

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 2 463 822 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

Mamografía en 3D

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere a una mamografía en 3D, en la que se toman imágenes individuales de una mama en diferentes ángulos de proyección, típicamente dentro de un ángulo de aproximadamente +/- 30 grados con respecto a la vertical, y en la que una imagen 3D es sintetizada posteriormente a partir de esta información de imagen mediante un software de procesamiento de imágenes aplicable.

Descripción de la técnica anterior

10 El cáncer de mama es el tipo más común de cáncer en las mujeres. Según las investigaciones, aproximadamente una de cada diez mujeres contraen cáncer de mama en algún momento de sus vidas. Cuando se detecta el cáncer de mama en base a síntomas, frecuentemente, la enfermedad ya se ha desarrollado a una etapa en la que el pronóstico de recuperación es relativamente pobre. Algunos de los casos son detectados en programas de cribado organizados en muchos países para las mujeres mayores de 40. El cribado frecuentemente revela un cáncer en una etapa muy temprana, por lo que su tratamiento puede ser iniciado a tiempo y, de esta manera, la recuperación es más probable.

15 La mamografía es un procedimiento ampliamente usado en el cribado del cáncer de mama como un procedimiento de investigación clínica y también en el diagnóstico de seguimiento. La mamografía es un procedimiento de obtención de imágenes usando rayos X, en la que se usa un aparato diseñado específicamente para este propósito. En los estudios de cribado, se ha informado que la mamografía tiene una sensibilidad del 90-93% y una especificidad del 90-97%. Esto indica que los estudios de cribado son útiles y que la detección precoz del cáncer de mama mediante el cribado puede salvar vidas humanas. Se ha establecido que la mamografía reduce la mortalidad por cáncer de mama en un 35 por ciento entre las mujeres mayores de 50 años y en un 25 - 35 por ciento entre las mujeres de 40-50 años de edad.

20 Las imágenes mamográficas son examinadas para detectar diversas anomalías en la mama, tales como calcificaciones, es decir, pequeños depósitos de calcio en el tejido blando de la mama. En general, una calcificación no puede ser detectada palpando la mama, pero es visible en la imagen de rayos X. En general, las calcificaciones grandes no están asociadas con el cáncer, pero los grupos de pequeños depósitos de calcio, es decir, las denominadas micro-calcificaciones, son una indicación de una actividad extra de las células mamarias, que puede estar asociada con el cáncer de mama. Otras características a ser detectadas por la mamografía incluyen quistes y fibroadenomas, que, sin embargo, generalmente no están asociados con el cáncer.

25 En la mamografía de cribado convencional, típicamente, la glándula mamaria es comprimida entre dos placas de compresión y es expuesta a radiación al menos dos veces, desde arriba y desde una dirección oblicua. Si es necesario, además se toma una tercera imagen en ángulo recto desde el lado. Al igual que en dicha obtención de imágenes, las capas de tejido se extienden, unas sobre las otras, en la dirección del haz de rayos X, estas irradiaciones producen imágenes bi-dimensionales en las que las estructuras fuertemente absorbentes pueden dificultar la detección de estructuras que se extienden por debajo de las mismas.

30 La mejora continua en la mamografía ha dado lugar a nuevos tipos de procedimientos y dispositivos de mamografía que producen una imagen en 3D de la mama de la paciente. Aquí, se producen varias proyecciones de la mama en diferentes ángulos y se crea una distribución en 3D de la misma usando un algoritmo de reconstrucción aplicable. A partir de la información de la imagen, es decir, las imágenes individuales, típicamente se construyen varias imágenes que representan las capas de la mama orientadas en paralelo con la superficie del detector de rayos X, posibilitando, de esta manera, la detección de estructuras de tejido situadas unas sobre las otras.

35 Un aparato típico de mamografía digital comprende una parte de bastidor y un brazo en C o una estructura correspondiente conectada, de manera giratoria, a la parte de bastidor. En el primer extremo del brazo en C, hay dispuesta una fuente de rayos X y en el segundo extremo, un detector de radiación. Frecuentemente, se usan unos medios de obtención de imágenes TERM para estos dispositivos. Dispuestas sustancialmente en la región entre dicha fuente de rayos X y el detector, típicamente en estrecha proximidad al detector, hay dispuestas placas de compresión que están diseñadas para posicionar la mama comprimida durante la duración de la exposición.

40 En la técnica anterior, en el contexto de la mamografía en 3D, se han usado o sugerido diversas maneras para obtener imágenes de la mama en una serie de ángulos de proyección diferentes. Estas incluyen girar continuamente la fuente de rayos X, con una velocidad constante o alterna, a lo largo de una trayectoria curva alrededor de la mama, girar la fuente de rayos X, paso a paso, entre las exposiciones durante las cuales la fuente

de rayos X permanece inmóvil, y usar múltiples fuentes estacionarias de rayos X. Respecto al detector, puede ser mantenido estacionario, puede ser movido y/o inclinado linealmente de manera que se mantenga en ángulo recto con respecto al rayo central del haz de rayos X para cada exposición.

5 La publicación de solicitud de patente US 2004/0101096 A1 describe un aparato de mamografía en el que las placas de compresión son desplazadas conforme se hace girar la fuente de rayos X, o las placas de compresión son inclinadas mientras la fuente de rayos X se mantiene estacionaria.

10 Ren et al., Proceedings of the SPIE vol. 5745 pp 550-561, describe un sistema de mamografía que puede ser usado en una mamografía convencional o en modo tomosíntesis. En la mamografía convencional, las placas de compresión pueden girar con la fuente de rayos X, pero no se adquieren imágenes mientras se lleva a cabo esta rotación, mientras que en el modo tomosíntesis, las placas de compresión se mantienen estacionarias conforme gira la fuente de rayos X.

15 La fuente de rayos X, situada en el extremo (superior) del brazo en C, es un componente relativamente pesado. En el caso de un movimiento paso a paso de la fuente de rayos X, antes de cada exposición, el aparato de obtención de imágenes debería haber alcanzado un estado libre de vibraciones. De esta manera, las estructuras del aparato de mamografía deberían ser optimizadas teniendo en cuenta el número de aceleraciones, deceleraciones y paradas (tiempos de estabilización) comprendidos en el procedimiento multifase de obtención de imágenes. El tiempo total necesario para un procedimiento de obtención de imágenes como éste tiende a ser bastante largo.

20 Por otro lado, en el caso de un movimiento continuo de la fuente de rayos X, deben usarse tiempos de exposición muy cortos, tales como menores de 50 ms, con el fin de evitar la creación de artefactos debidos al movimiento. Esto a su vez requiere el uso de una fuente de radiación suficientemente potente, lo que significa el uso de una fuente de rayos X aún más pesada de las usadas típicamente en aparatos de mamografía en 2D de la técnica anterior y, en consecuencia, deben diseñarse otras construcciones del aparato de obtención de imágenes teniendo en cuenta también esta mayor masa.

25 Con respecto a la organización de diversas fuentes de rayos X en un aparato de mamografía, esto requiere, obviamente, un tipo de diseño completamente nuevo para un aparato de mamografía para hacer posible la implementación dicha una modalidad específica de obtención de imágenes en 3D. Con este tipo de diseño mecánico como base, sería un reto poder obtener una construcción que haría que el aparato fuese práctico también para su uso en la mamografía en 2D de cribado convencional.

Sumario de la invención

30 El objeto de la presente invención se centra en la eliminación o la reducción de al menos algunos de los problemas de los sistemas de obtención de imágenes descritos anteriormente. El objeto de la invención se consigue mediante el procedimiento y el aparato de las reivindicaciones 1 y 10 independientes adjuntas. Algunas realizaciones preferidas de la invención se presentan en las reivindicaciones dependientes adjuntas.

35 La invención hace posible una mamografía en 3D con el tipo de aparato de mamografía existente, es decir, con el mismo tipo de fuentes de rayos X y brazo en C y la construcción relacionada, tal como se usan típicamente, permitiendo el uso de tiempos de exposición sustancialmente largos a pesar de que la fuente de rayos X se mueve continuamente durante el procedimiento de obtención de imágenes. Esto se hace posible mediante disponiendo que la mama siga el movimiento de la fuente de rayos X durante al menos una fase de exposición del procedimiento de obtención de imágenes. Debido a que el ángulo tomográfico (el ángulo entre las posiciones de exposición extremas de la fuente de rayos X) usado en el procedimiento de obtención de imágenes puede ser de varias decenas de grados, para hacer posible en la práctica el giro de la mama durante un número de exposiciones, una realización preferida del ciclo del procedimiento de la invención incluye una etapa de girar la mama de vuelta a su posición anterior/inicial durante un (cada) período de no exposición del procedimiento de obtención de imágenes.

45 Una de las ventajas básicas de la invención es que la construcción de dichos medios en un aparato de mamografía que permite un giro y parada repetidos de la mama (es decir, giro y parada de los medios de sujeción de la mama, tales como las placas de compresión) durante el procedimiento de obtención de imágenes es considerablemente más simple que la disposición de un procedimiento de movimiento correspondiente para la fuente de radiación. En la invención, en lo que se refiere a la fuente de radiación como tal y las construcciones para mover la fuente de radiación, no hay necesidad de ninguna disposición específica o re-diseño fundamental del aparato pero puede hacerse uso del diseño convencional usado en la mamografía en 2D de la técnica anterior 2D.

Breve descripción de los dibujos

A continuación, se describirán más detalladamente algunas realizaciones de la invención y sus beneficios, también

con ayuda de las figuras adjuntas, en las que

- La Figura 1 representa una construcción de un aparato de mamografía típico,
- Las Figuras 2a y 2b representan los movimientos de una fuente de rayos X de un aparato de mamografía según los procedimientos de la técnica anterior para adquirir información de imagen para la mamografía en 3D,
- Las Figuras 3a y 3b representan los movimientos de ciertas construcciones de un aparato de mamografía según la invención, y
- La Figura 4 representa un brazo en C de un aparato de mamografía equipado con una disposición para introducir tejido en el volumen entre las placas de compresión del aparato.

5

10 **Descripción detallada de la invención**

Un aparato 1 de mamografía típico, tal como se presenta en la Figura 1, consiste en una parte 11 cuerpo y una construcción 12 de brazo en C conectado a la misma. Típicamente, una fuente 13 de radiación y unos medios 15 de recepción de datos de imagen, dispuestos por ejemplo, en el interior de una estructura 14 denominada plataforma inferior, se colocan en los extremos opuestos del brazo 12 en C. Estos medios 13, 15 de representación, al estar situados dentro de la cubierta del aparato, en realidad no son visibles en la Figura 1.

15

Además, dentro de la zona entre los medios 13, 15 de representación, típicamente en la proximidad de los medios 15 de recepción de datos de imagen, se han colocado unos medios 16, 17 para posicionar/bloquear el objeto del que se desea obtener imágenes dentro de la zona de obtención de imágenes. En la actualidad, típicamente, este tipo de aparato está motorizado de manera que el brazo 12 en C está dispuesto de manera móvil en una dirección vertical y de manera giratoria alrededor de un eje, típicamente un eje horizontal físico que conecta el brazo en C a la parte 11 cuerpo. Típicamente, los medios 16, 17 de posicionamiento/bloqueo consisten en una placa 16 de compresión superior y una placa 17 de compresión inferior, cuya placa 17 de compresión inferior puede estar dispuesta integrada con la estructura 14 de plataforma inferior. Dentro de la plataforma inferior, una estructura de rejilla puede estar situada por encima de los medios 15 de recepción de datos de imagen, cuya estructura de rejilla limita la entrada de la radiación dispersada desde el tejido a los medios 15 de recepción de datos de imagen. En el contexto de la presente invención, en la práctica es necesario que el eje de rotación del brazo 12 en C esté dispuesto con respecto a la ubicación de las placas 16, 17 de compresión (medios de bloqueo) de manera que la paciente pueda permanecer en la misma posición durante las exposiciones independientemente del ángulo de inclinación del brazo en C. Dicha construcción para este tipo de aparato de mamografía ha sido descrita en la publicación de patente europea 370.089.

20

25

30

Las Figuras 2a y 2b representan sistemas de la técnica anterior para adquirir la información de imagen para la mamografía en 3D. En aras de la claridad, en las Figs. 2a, 2b, 3a, 3b no se muestra un haz de rayos X en forma de cono real procedente desde el foco de la fuente 13 de rayos X, si no que se muestra sólo el rayo central.

35

En el sistema de la técnica anterior según la Fig. 2a, la fuente 13 de rayos X está dispuesta para moverse, de una manera continua, desde una posición de inicio del procedimiento de obtención de imágenes a una posición final del procedimiento de obtención de imágenes, y durante este movimiento, la fuente 13 de rayos X es energizada durante la duración de una serie de períodos de exposición cortos, mientras que las placas 16, 17 de compresión (y en la Fig. 2a, también el detector 15) permanecen estacionarias. La información de la imagen detectada en el detector 15 es almacenada y/o es enviada al procesamiento de imagen. En este tipo de construcción, no es posible el uso de una rejilla anti-dispersión convencional, ya que la rejilla absorbería una parte de los cuantos de rayos X deseados, así como también todos los demás ángulos de exposición menos el que es paralelo a la orientación de la lámina de rejilla.

40

En el sistema de la técnica anterior según la Fig. 2b, por otro lado, la fuente 13 de rayos X se mueve, paso a paso, de manera que para cada exposición, la fuente de rayos X se detiene en una posición angular predefinida. En la Fig. 2b, se muestran tres de dichas posiciones de exposición estacionarias de la fuente 13 de rayos X.

45

Las Figuras 3a y 3b muestran dos fases operativas básicas de la obtención de imágenes de mamografía de la presente invención. Puede considerarse que la Fig. 3a muestra una fase de exposición y que la Fig. 3b muestra una fase de no exposición del sistema, junto con las posiciones extremas de la fuente 13 de rayos X. En estas figuras, estas posiciones extremas de la fuente 13 de rayos X con respecto a la vertical indican la anchura del ángulo tomográfico del sistema, mientras que en la Fig. 3a las dos posiciones cercanas a la vertical de la fuente 13 de rayos X, y las correspondientes posiciones de los medios 16, 17 de bloqueo de mama y el detector 15, representan la fase operativa central del sistema según la invención, y en la Fig. 3b las de una cierta realización preferida de la invención. En la realización de la invención mostrada en su conjunto en las Figs. 3a y 3b, durante

50

una fase de la exposición (Fig. 3a), las placas 16, 17 de compresión están dispuestas para girar como si estuvieran sincronizadas con el movimiento de la fuente 13 de rayos X, mientras que durante una fase de no exposición (Fig. 3b), se hacen girar en la dirección opuesta. En esta realización de la invención, el detector 15 está dispuesto para girar conjuntamente con las placas 16, 17 de compresión.

5 El movimiento sincronizado de la fuente 13 de rayos X y las placas 16, 17 de compresión según la invención hace posible evitar la creación de dichos artefactos debidos al movimiento que están siempre presentes cuando se toman imágenes de la mama según un procedimiento de la técnica anterior de la Fig. 2a, donde hay un movimiento mutuo entre la fuente 13 de rayos X y la mama durante una exposición. En comparación con ese procedimiento, la invención hace posible también el uso de tiempos de exposición más largos y no requiere el uso de una fuente de rayos X de gran potencia adicional y, de esta manera, más pesada.

10 Por otro lado, debido a que no se debe detener la fuente 13 de rayos X durante la duración de una (cada) exposición, el tiempo necesario para todo el procedimiento de obtención de imágenes será considerablemente más corto que el necesario para un procedimiento de la técnica anterior según la Fig. 2b.

15 Debido a que hay una serie de exposiciones en la mamografía 3D, simplemente girando repetidamente las placas 16, 17 de compresión en la dirección del movimiento de la fuente 13 de rayos X durante cada período de exposición (y manteniéndolas quietas durante los períodos de no exposición) se sumaría a hacer girar las placas 16, 17 de compresión, por ejemplo, 15 grados, lo cual, en lo que respecta a la paciente, haría que el procedimiento de obtención de imágenes fuese incómodo. Para evitar esto, las realizaciones preferidas de la invención incluyen una fase operativa durante la cual la fuente 15 de rayos X no es energizada (un período de no-irradiación) y las placas 16, 17 de compresión (y el detector 15) se hacen girar en la dirección opuesta a la del movimiento de la fuente 13 de rayos X. Según la realización preferida de la invención, tal como se muestra en la Fig. 3b, las placas 16, 17 de compresión y el detector 15 se hacen girar de vuelta a su posición inicial al comienzo del período de irradiación anterior.

20 El ángulo en el que se girarán las placas 16, 17 de compresión puede estar configurado para ser muy pequeño y los períodos de no exposición para ser más largos que los períodos de exposición, de manera que habrá tiempo suficiente para establecer una situación de partida estable para un período de exposición posterior. En otras palabras, según las realizaciones preferidas de la invención, habrá suficiente tiempo para hacer girar la mama en sentido contrario ya que los períodos en los que la fuente 13 de rayos X no es energizada están configurados para ser considerablemente más largos que los períodos durante los cuales es energizada. Con relación a un ejemplo en el que se dispone de un aparato de mamografía típico de la técnica anterior y usando 12 exposiciones que se inician a intervalos de 5 grados, las placas 16, 17 de compresión podrían ser giradas 2 grados o incluso menos, lo cual fácilmente dejaría tiempo suficiente para un giro en sentido contrario, incluso si se tiene en cuenta el tiempo necesario para la aceleración y la desaceleración de los movimientos.

25 Tal como se muestra en la Fig. 3a, en una realización preferida de la invención, tanto la fuente 13 de radiación como el detector 15 de imágenes se mueven a la misma velocidad angular, esencialmente regular, alrededor de la mama, mientras está comprimida entre las placas 16, 17 de compresión, o bloqueada de otra manera en un medio dispuesto para este propósito.

30 En la práctica, con relación a realizaciones de la invención, tales como las mostradas en las Figs. 3a y 3b, es esencial que las placas 16, 17 de compresión, o dichos otros medios de bloqueo para la mama, estén configurados para girar a la distancia más corta posible desde el centro de rotación de la fuente 13 de radiación, ya que durante el procedimiento de obtención de imágenes según la invención, sería imposible repositonar la paciente para irradiaciones en diferentes ángulos de proyección.

35 Según una realización específica preferida de la invención, en primer lugar, durante la exposición de cada una de las imágenes de proyección, las placas 16, 17 de compresión, o dichos otros medios de bloqueo, se hacen girar como si estuvieran sincronizadas con el movimiento de la fuente 13 de radiación. De esta manera, la mama permanecerá inmóvil con respecto a la fuente 13 de radiación durante cada uno de dichos períodos de irradiación. A continuación, en segundo lugar, entre los períodos de irradiación, las placas 16, 17 de compresión se hacen girar de vuelta a su posición al inicio del período de irradiación anterior. Como consecuencia, el ángulo total que deben girar los medios 16, 17 de bloqueo debe ser solo tan pequeño como el ángulo de giro necesario para crear la sincronización de los movimientos durante una exposición individual a una imagen de proyección. Este ángulo puede ser configurado de manera que sea, por ejemplo, menor de 2 grados, tal como 0,5 - 2 grados, lo cual, teniendo en cuenta el estrés al que se somete a la paciente, será tolerable. De esta manera, incluso cuando se tiene en cuenta las aceleraciones y las desaceleraciones necesarias, tal como se ha descrito, en el caso en el que las imágenes se toman a intervalos de 5 grados, por ejemplo, sobre un ángulo tomográfico de, por ejemplo, 50 grados, todavía habrá un tiempo suficiente para devolver los medios de bloqueo (por ejemplo, la placa 16, 17 de compresión superior e inferior) de vuelta a su posición inicial al comienzo de una fase de exposición.

En términos más generales, en el sistema según la invención, la mama de la cual se desea tomar imágenes es dispuesta bloqueada en unos medios 16, 17 de bloqueo y durante el procedimiento de obtención de imágenes, una fuente 13 de rayos X es movida con respecto a la ubicación de la mama de la cual se desea tomar imágenes y la mama es irradiada durante una serie de períodos de irradiación que se inician en una serie de posiciones angulares de la fuente 13 de rayos X. Durante el procedimiento de obtención de imágenes, la fuente 13 de rayos X se mueve de manera continua y la mama es irradiada durante una serie de períodos de irradiación cortos y, durante un período en el que la mama está siendo irradiada, los medios 16, 17 de bloqueo se mueven como si estuvieran sincronizados con el movimiento de la fuente 13 de rayos X. Con relación a un aparato de mamografía según la invención, este comprende una parte 11 cuerpo y, dispuestos en el mismo, una fuente 13 de rayos X, un detector 15 de imágenes, así como dentro una zona área entre la fuente 13 de rayos X y el detector 15 de imágenes, unos medios dispuestos para bloquear una mama 16, 17, en el que la fuente 13 de rayos X está dispuesta de manera móvil con respecto a la ubicación de dichos medios 16, 17 de bloqueo. Además, el aparato comprende un sistema de control dispuesto para controlar el funcionamiento del aparato. Los medios 16, 17 de bloqueo están dispuestos de manera giratoria y el movimiento de los medios 16, 17 de bloqueo y la fuente 13 de rayos X está dispuesto de manera motorizada, y el funcionamiento de la fuente de rayos X es controlado por dicho sistema de control de manera que durante un procedimiento de obtención de imágenes, la fuente 13 de rayos X se mueve de manera continua y la mama es irradiada durante una serie de períodos cortos de irradiación y, durante un período de irradiación, dichos medios 16, 17 de bloqueo giran como si estuvieran sincronizados con el movimiento de la fuente 13 de rayos X.

El procedimiento de obtención de imágenes puede incluir una fase previa al primer período de irradiación en la que dichos medios 16, 17 de bloqueo se hacen girar en una dirección opuesta a cuando se mueven como si estuvieran sincronizados con el movimiento de la fuente 13 de rayos X. Puede haber períodos de movimiento hacia atrás de los medios 16, 17 de bloqueo entre cualquier número de períodos de irradiación sucesivos. La longitud del movimiento de giro hacia atrás de los medios 16, 17 de bloqueo (y posiblemente también la del detector 15 de imágenes) puede ser exactamente la misma que durante un período de exposición, es decir, los medios 16, 17 de bloqueo pueden ser movidos de vuelta a su posición inicial al comienzo de un período de exposición anterior, o el movimiento hacia atrás puede ser más corto o más largo que el que ha tenido lugar durante una exposición anterior. La longitud del movimiento hacia atrás no tiene que ser ningún múltiplo exacto de los pasos del movimiento durante una exposición. Como una realización ejemplar de la invención, el procedimiento de obtención de imágenes puede consistir en etapas de dos períodos de exposición entre las que los medios 16, 17 de bloqueo no giran en ninguna dirección, pero después del segundo de estos períodos de exposición, el movimiento hacia atrás corresponderá al movimiento total de los medios 16, 17 de bloqueo durante estos dos períodos de exposición.

Las posiciones extremas de la fuente 13 de rayos X con respecto a la mama durante el procedimiento de obtención de imágenes pueden estar configuradas para conformar un ángulo tomográfico de varias decenas de grados, tal como aproximadamente 50 grados. En una realización preferida, el movimiento total de la fuente 13 de rayos X está configurado para ser simétrico con respecto a la vertical, es decir, el ángulo tomográfico total será de aproximadamente más-menos 25 grados con respecto a la vertical. Preferiblemente, el movimiento de la fuente 13 de rayos X está configurado para seguir una trayectoria curva como en el caso de un aparato típico de mamografía existente, sin embargo, el principio de la invención puede conseguirse también cuando la fuente de rayos X se mueve linealmente.

Considerando los ángulos desde otro punto de vista, la relación entre el ángulo de los pequeños giros individuales de los medios 16, 17 de bloqueo durante los períodos de exposición con respecto al desplazamiento total de la fuente 13 de rayos X puede estar configurada para que sea del orden de 1/10. El procedimiento de obtención de imágenes puede estar configurado de manera que consista aproximadamente en 11-15 períodos de exposición.

Aunque las diferencias en los grosores de mama y en la velocidad deseada de la fuente 13 de rayos X pueden afectar a la optimalidad, las realizaciones preferidas de la invención incluyen el uso de una fuente 13 de rayos X que comprende un ánodo de tungsteno que, con configuraciones adecuadas, tales como el uso de un detector de imágenes basado en selenio y, especialmente, un filtro de plata de espesor adecuado para absorber los cuantos de rayos X de baja energía que no serían capaces de penetrar en el tejido mamario, puede resultar en una menor dosis de radiación en comparación con algunas otras configuraciones. En el contexto de las realizaciones preferidas de la invención, pueden usarse tiempos de exposición para las imágenes de proyección de aproximadamente 50-100 ms, y valores de los parámetros de imagen para el voltaje del tubo de rayos X de aproximadamente 35-40 kV, incluso de hasta 45 kV, y aproximadamente 5 mAs. Con los valores de kV de aproximadamente 30 a 34, pueden usarse valores de mAs de aproximadamente 10-13.

Una realización preferida de la invención incluye una configuración que, en conexión funcional con los medios de bloqueo, se han configurado unos medios para introducir el tejido en el espacio entre las placas 16, 17 de compresión. Dichos medios pueden estar configurados para comprender, por ejemplo, una disposición tal como la

5 mostrada en la Fig. 4, en la que unos dispositivos 30 de estiramiento, superior e inferior, están integrados con ambas placas 16, 17 de compresión. Los dispositivos 30 de estiramiento pueden estar configurados para comprender unos medios para enganchar y tirar de unos medios de estiramiento, tales como una lámina 31 de plástico, de manera que en conexión con la compresión de la mama entre las placas 16, 17 de compresión, el tejido mamario será introducido entre las placas 16, 17 de compresión tras posicionar la mama para la obtención de imágenes. Dicha configuración permite el uso, quizás, de un 10% menos de compresión en el contexto de la invención actual que la usada típicamente en la técnica de la mamografía, lo cual hace que el procedimiento de obtención de imágenes, incluyendo tanto la compresión como el giro de una mama, sea menos incómodo.

10 La invención actual es aplicable para su uso en el contexto de los denominados detectores de imágenes a tamaño completo o de menor tamaño usados en mamografía.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento de obtención de imágenes de mamografía en el que una mama de la cual se desean obtener imágenes es dispuesta bloqueada en unos medios (16,17) de bloqueo dentro de una zona entre una fuente (13) de rayos X y un detector (15) de imágenes de un aparato de mamografía y en el que durante el procedimiento de obtención de imágenes, la fuente (13) de rayos X se mueve con respecto a la ubicación de la mama y la mama es irradiada en una serie de posiciones angulares de la fuente (13) de rayos X con respecto a la ubicación de la mama, **caracterizado por que**, durante el procedimiento de obtención de imágenes, la fuente (13) de rayos X se mueve continuamente y la mama es irradiada durante una serie de períodos de irradiación cortos y, durante un período de irradiación, dichos medios (16,17) de bloqueo se hacen girar como si estuvieran sincronizados con el movimiento de la fuente (13) de rayos X para seguir el movimiento de la misma.
2. Procedimiento según la reivindicación 1, **caracterizado por que** antes del primer período de irradiación, y/o entre cualquier número de períodos de irradiación posteriores, es decir, durante un período en el que la mama no está siendo irradiada, dichos medios (16,17) de bloqueo se hacen girar en una dirección opuesta a cuando se hacen girar como si estuvieran sincronizados con el movimiento de la fuente (13) de rayos X.
3. Procedimiento según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado por que** después de un período de irradiación durante el cual dichos medios (16, 17) de bloqueo se mueven como si estuvieran sincronizados con el movimiento de la fuente (13) de rayos X y antes del al menos un período de irradiación posterior, dichos medios (16,17) de bloqueo se hacen girar al menos sustancialmente de vuelta a su posición inicial, es decir, al menos sustancialmente a su posición al inicio de dicho período de irradiación anterior, o **por que** el procedimiento de obtención de imágenes incluye una serie de períodos de irradiación durante los cuales dichos medios (16, 17) de bloqueo se hacen girar como si estuvieran sincronizados con el movimiento de la fuente (13) de rayos X, y durante cada periodo de no-irradiación después de dichos períodos de irradiación, los medios (16,17) de bloqueo se hacen girar al menos sustancialmente de vuelta a su posición al inicio de dicho período de irradiación anterior.
4. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1-3, **caracterizado por que** el movimiento de los medios (16, 17) de bloqueo durante un periodo de irradiación incluye girar los medios (16,17) de bloqueo un ángulo de 2 grados o menos, tal como de 0,5 - 2 grados.
5. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1-4, **caracterizado por que** las posiciones angulares extremas de la fuente (13) de rayos X con respecto a la mama durante el procedimiento de obtención de imágenes forman un ángulo tomográfico de varias decenas de grados y/o el movimiento total de la fuente (13) de rayos X está configurado para ser simétrico con respecto a una vertical.
6. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1-5, **caracterizado por que** el movimiento de la fuente (13) de rayos X está configurado para seguir una trayectoria curva alrededor de la mama.
7. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1-6, **caracterizado por que** los medios (16,17) de bloqueo comprenden placas (16,17) de compresión entre las cuales se comprime una mama durante la duración del procedimiento de obtención de imágenes, y/o hay dispuestos unos medios (30, 31) de estiramiento para ser usados para introducir el tejido mamario entre los medios (16,17) de bloqueo/las placas (16,17) de compresión.
8. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1-7, **caracterizado por que** durante un período de irradiación, la fuente (13) de rayos X se hace funcionar en función de las características del tejido mamario usando valores de los parámetros de obtención de imágenes para el tubo de rayos X que incluye un ánodo de tungsteno de aproximadamente 35 - 45 kV y de aproximadamente 5 mAs, o aproximadamente 30-34 kV y 10-13 mAs.
9. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1-8, **caracterizado por que** el procedimiento incluye aproximadamente 11-15 períodos de irradiación y/o una relación entre el ángulo en el que se hacen girar los medios (16,17) de bloqueo durante un período de irradiación y el ángulo tomográfico total del procedimiento de obtención de imágenes es menor de 1/10.
10. Un aparato de mamografía que comprende una parte (11) de cuerpo y configurados en la misma una fuente (13) de rayos X, un detector (15) de imágenes, así como dentro de una zona entre la fuente (13) de rayos X y el detector (15) de imágenes, unos medios dispuestos para bloquear una mama (16,17), en el que la fuente (13) de rayos X está dispuesta de manera móvil con respecto a la ubicación de dichos medios (16,17) de bloqueo, en el que el aparato comprende además un sistema de control configurado para controlar el funcionamiento del aparato, **caracterizado por que** dichos medios (16,17) de bloqueo de mama están dispuestos de manera giratoria y el movimiento de los medios (16,17) de bloqueo y la fuente (13) de rayos X está configurado de manera motorizada y el funcionamiento de la fuente de rayos X controlado por dicho sistema de control, de manera que durante un procedimiento de obtención de imágenes, la fuente (13) de rayos X se mueve continuamente y la mama es irradiada durante una serie de períodos de irradiación cortos y, durante un período de irradiación, dichos medios

(16,17) de bloqueo se hacen girar como si estuvieran sincronizados con el movimiento de la fuente (13) de rayos X para seguir el movimiento de la misma.

5 11. Aparato de mamografía según la reivindicación 10, **caracterizado por que** el sistema de control está configurado para controlar el funcionamiento del aparato de manera que antes del primer período de irradiación, y/o entre cualquier número de períodos de irradiación posteriores, es decir, durante un período en el que la mama no está siendo irradiada, dichos medios (16,17) de bloqueo se hacen girar en una dirección opuesta a la que giran como si estuvieran sincronizados con el movimiento de la fuente (13) de rayos X.

10 12. Aparato de mamografía según la reivindicación 10 o 11, **caracterizado por que** el sistema de control está configurado para controlar el funcionamiento del aparato i) de manera que después de un período de irradiación durante el cual dichos medios (16,17) de bloqueo se mueven como si estuvieran sincronizados con el movimiento de la fuente 13 de rayos X y antes de al menos un periodo de irradiación posterior, dichos medios (16,17) de bloqueo giran al menos sustancialmente de vuelta a su posición inicial, es decir, al menos sustancialmente a su posición al comienzo de dicho período de irradiación anterior, o ii) de manera que hay una serie de períodos de irradiación durante los cuales dichos medios (16,17) de bloqueo giran como si estuvieran sincronizados con el movimiento de la fuente (13) de rayos X, y durante cada uno de los períodos de no-irradiación posteriores a dichos períodos de irradiación, los medios (16,17) de bloqueo se hacen girar al menos sustancialmente de vuelta a su posición al inicio de dicho período de irradiación anterior.

15 13. Aparato de mamografía según cualquiera de las reivindicaciones 10-12, **caracterizado por que** el sistema de control está configurado para controlar el funcionamiento del aparato de manera que los medios (16,17) de bloqueo se hacen girar durante un período de irradiación en un ángulo de 2 grados o menos, tal como de 0,5 - 20 grados.

14. Aparato de mamografía según cualquiera de las reivindicaciones 10-13, **caracterizado por que** el movimiento de la fuente (13) de rayos X está configurado para seguir una trayectoria curva alrededor de una mama posicionada en los medios (16,17) de bloqueo de mama.

25 15. Aparato de mamografía según cualquiera de las reivindicaciones 10-14, **caracterizado por que** los medios (16,17) de bloqueo comprenden placas (16,17) de compresión entre las cuales una mama es comprimida durante la duración del procedimiento de obtención de imágenes y/o unos medios (30, 31) de estiramiento han sido dispuestos en el aparato para atraer el tejido mamario entre los medios (16,17) de bloqueo/las placas (16,17) de compresión.

30

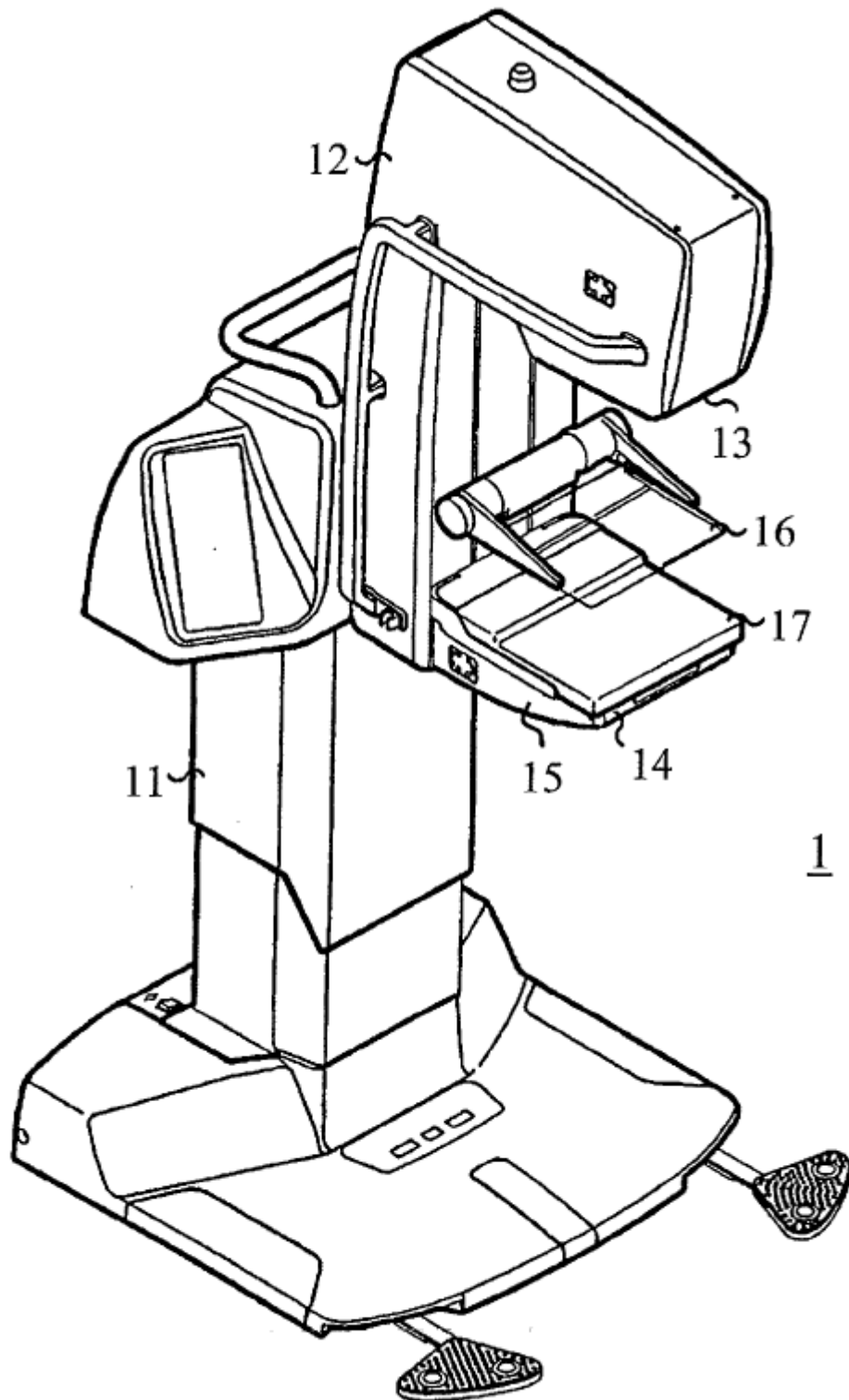
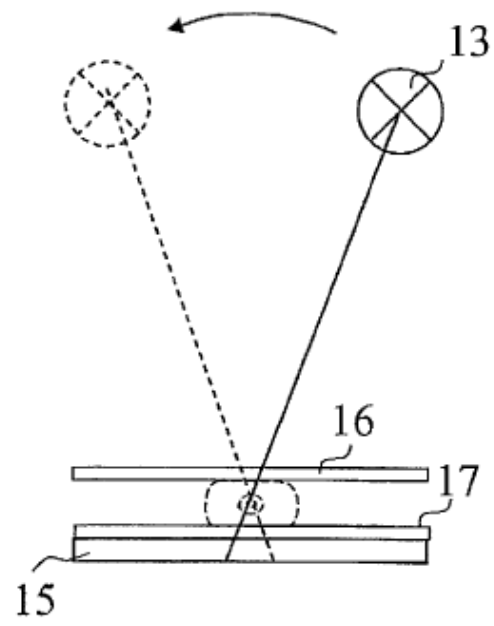
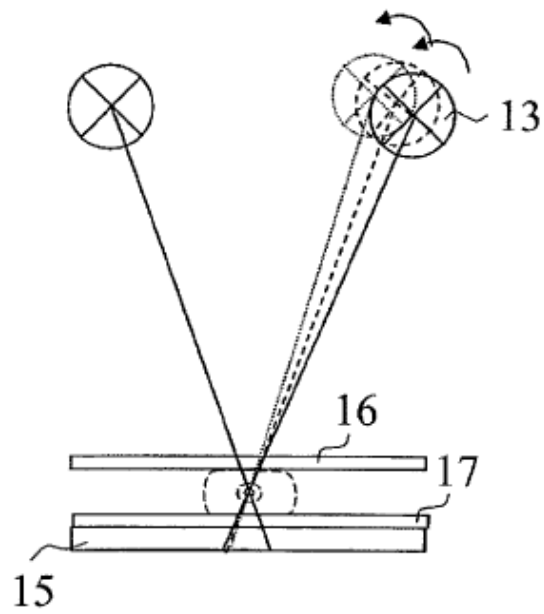


Fig. 1



técnica anterior

Fig. 2 a



técnica anterior

Fig. 2 b

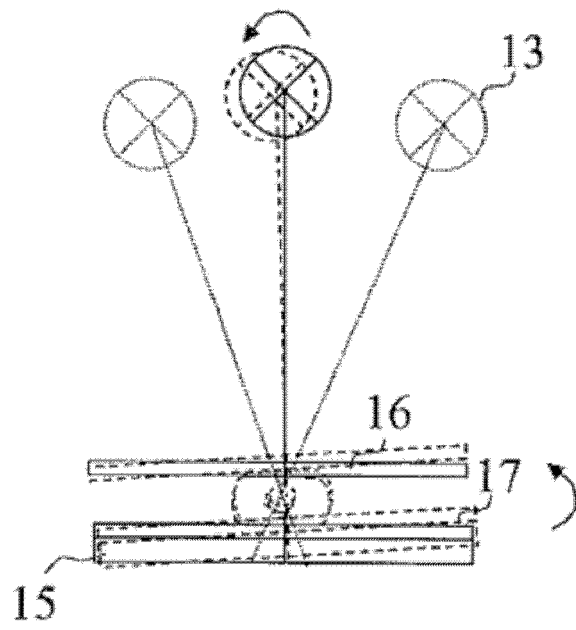


Fig. 3 a

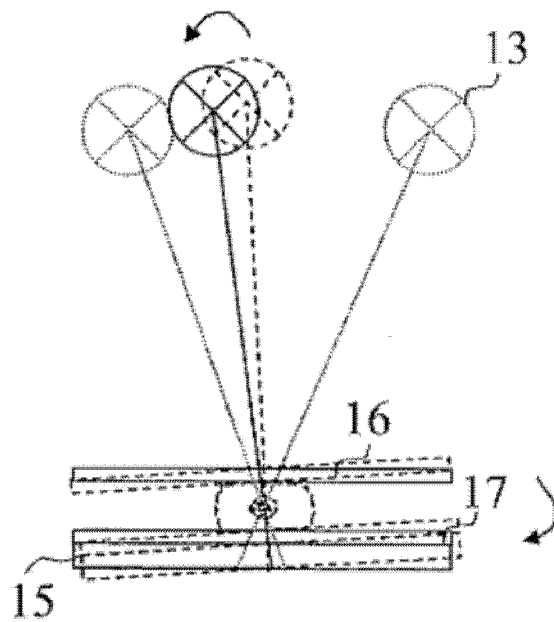


Fig. 3 b

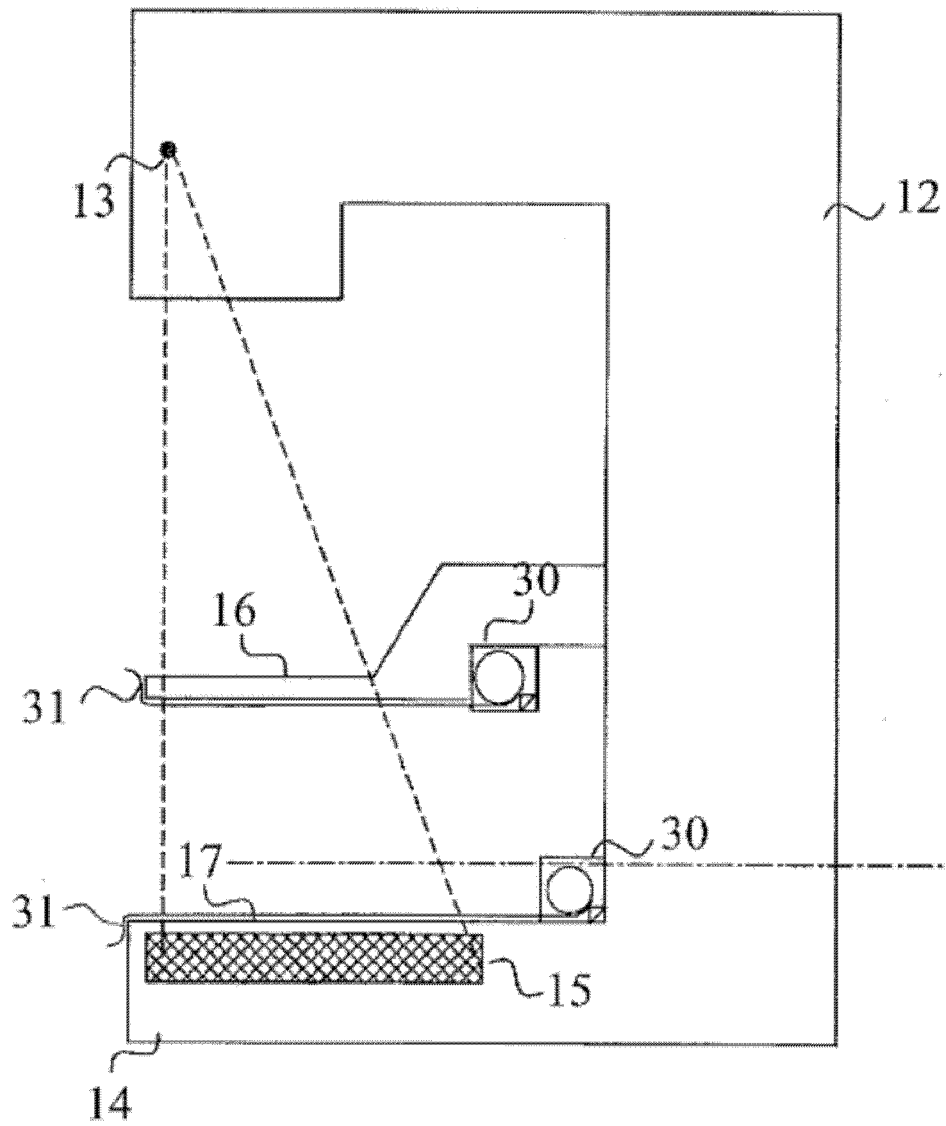


Fig. 4