

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 692 344**

51 Int. Cl.:

A61B 6/02 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

H01J 35/14 (2006.01)

H05G 1/52 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **23.11.2009 PCT/US2009/065451**

87 Fecha y número de publicación internacional: **27.05.2010 WO10060007**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.11.2009 E 09760415 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.08.2018 EP 2352431**

54 Título: **Método y sistema para controlar características de punto focal de rayos X para obtener imágenes por tomosíntesis y mamografía**

30 Prioridad:

24.11.2008 US 117453 P

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

03.12.2018

73 Titular/es:

**HOLOGIC, INC. (100.0%)
250 Campus Drive
Marlborough, MA 01752, US**

72 Inventor/es:

**REN, BAORUI;
STEIN, JAY;
JING, ZHENXUE y
SMITH, ANDREW**

74 Agente/Representante:

MARTÍN DE LA CUESTA, Alicia María

ES 2 692 344 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

Método y sistema para controlar características de punto focal de rayos X para obtener imágenes por tomosíntesis y mamografía

5 La tomosíntesis de mama es una tecnología de obtención de imágenes tridimensional que implica adquirir imágenes de una mama comprimida inmóvil en múltiples ángulos durante una exploración corta. Entonces, se reconstruyen las imágenes individuales para dar una serie de los cortes finos a alta resolución que pueden presentarse visualmente de manera individual o en un modo de radiocinematografía dinámica.

10 Los cortes de tomosíntesis reconstruidos reducen o eliminan los problemas provocados por el solapamiento de tejido y el ruido de estructura en imágenes obtenidas por mamografía bidimensionales de un solo corte. La tomosíntesis de mama digital ofrece también la posibilidad de una compresión de mama reducida, un diagnóstico mejorado y una exactitud de detección, menos recitaciones y una localización de lesión en 3D.

15 La tomosíntesis digital combina captura y tratamiento de imagen digital con movimiento de detector/tubo simple tal como se usa en tomografía computarizada (CT), sin embargo en un ángulo de rotación más pequeño que el usado en CT. Los sistemas de tomosíntesis de mama son similares a sistemas de mamografía, con una diferencia notable, que es que la fuente de rayos X se mueve a una variedad de posiciones diferentes para obtención de imágenes durante una adquisición de imágenes por tomosíntesis.

25 En aras de la eficiencia y de la calidad de imagen, no es deseable detener la fuente de rayos X en cada ubicación de obtención de imágenes, ya que se han mostrado que tales procedimientos de detención e inicio de exploración reducen la calidad de imagen. Muchos sistemas de tomosíntesis están dispuestos para recorrer suavemente una trayectoria durante una exploración para la obtención de imágenes. A medida que la fuente de rayos X se mueve a cada una de varias ubicaciones de obtención de imágenes en la trayectoria de obtención de imágenes, la fuente de rayos X se activa durante un tiempo de exposición corto (en el intervalo de 10 ms – 100 ms) y se repite la exposición con un periodo de ciclo de 200 ms a 2 segundos. Tras cada exposición, se desactiva la fuente de rayos X. A medida que la fuente de rayos X continúa su movimiento hacia la siguiente ubicación de obtención de imágenes, los contenidos del detector de imagen digital se leen y se almacenan. Hay un periodo de tiempo mínimo asociado con la lectura de la imagen desde el detector digital, y la velocidad global de la exploración por tomosíntesis está determinada por el periodo de tiempo mínimo para la lectura de detector, el tiempo de exposición en cada ubicación y el número de exposiciones.

35 En un tubo de rayos X convencional, el punto focal es estático con respecto al tubo, y ya que durante cada periodo de exposición la fuente de rayos X se mueve continuamente a través de un espacio, el punto focal también se mueve. El movimiento de punto focal resultante provoca la borrosidad de imagen y reduce la exactitud de diagnóstico. Sería deseable identificar un mecanismo para reducir artefactos de imagen indeseados que resultan de un movimiento de fuente de rayos X durante una exploración por tomosíntesis u otra exploración para la obtención de imágenes. También se conocen dispositivos en los que un punto focal puede moverse dentro del tubo de rayos X, véanse los documentos de patente US7 286 645 B2, US 7 110 490 B2 o WO 2009/136349 A2.

Sumario de la invención

45 La invención se define mediante las reivindicaciones adjuntas.

50 Según un aspecto de la divulgación, un tubo de rayos X mejorado está dotado de la capacidad de modificar una característica de punto focal para mejorar la claridad de imagen en un sistema de tomosíntesis. Las características de punto focal se modifican mediante una combinación de uno o más enfoques que incluyen mover el punto focal estático durante una exposición a tomosíntesis y/o cambiar el tamaño del punto focal estático para exposiciones a tomosíntesis. En una realización, un punto focal se mueve durante un periodo de exposición a tomosíntesis en una dirección que es opuesta a un movimiento direccional del tubo de rayos X a través de un espacio de manera que un punto focal efectivo permanece sustancialmente en la misma posición durante toda la exposición a tomosíntesis. Tal movimiento de punto focal puede lograrse alterando una posición de un blanco en un ánodo u otros métodos. Con una disposición de este tipo se reduce la borrosidad de imágenes de tomosíntesis.

60 Según otra realización, el tamaño de punto focal puede variarse según el tipo de método de obtención de imágenes que se realice, de manera que se usa un tamaño de punto focal diferente para obtener una mamografía o una imagen de tomosíntesis. Alternativamente, puede seleccionarse un tamaño de punto focal diferente basándose en la densidad de mama. El tamaño de punto focal puede variarse según un periodo de exposición, teniendo los puntos focales más grandes unos periodos de exposición más pequeños en general. La habilidad de usar un punto focal más grande durante la obtención de imágenes por tomosíntesis, con una exposición reducida, permite que la velocidad de exploración por tomosíntesis aumente al tiempo que utiliza por completo las capacidades de tubo de rayos X. La habilidad de variar el tamaño de punto focal posibilita la utilización completa de las capacidades de tubo de rayos X sin sacrificar la calidad de imagen para diferentes modos de obtención de imágenes.

Breve descripción de las figuras

La figura 1 ilustra un sistema 100 de tomosíntesis de mama que incluye un tubo de rayos X de la presente invención;

5 la figura 2 es una vista en sección transversal de un tubo de rayos X proporcionada para ilustrar un punto focal efectivo de un sistema de tomosíntesis de la técnica anterior;

10 las figuras 3A y 3B son vistas en sección transversal de un tubo de rayos X y placa de compresión de mama, y se usan para ilustrar movimientos de un punto focal estático de un tubo de rayos X de la técnica anterior y según la presente invención;

15 las figuras 4A y 4B son vistas en sección transversal de un tubo de rayos X proporcionadas para ilustrar el movimiento del punto focal estático y un punto focal efectivo resultante proporcionado por un tubo de rayos X de la presente invención;

las figuras 5A y 5B también son vistas en sección transversal de un tubo de rayos X y una placa de compresión de mama, y se usan para ilustrar una borrosidad de imagen reducida que puede lograrse aumentando un punto focal estático al tiempo que disminuye el tiempo de exposición para una imagen de rayos X;

20 la figura 6 es un diagrama de un tubo de rayos X a modo de ejemplo de la presente invención;

la figura 7 es un diagrama de flujo que se usa para describir un procedimiento a modo de ejemplo que puede seguirse durante una exploración para la obtención de imágenes por tomosíntesis usando un tubo de rayos X que tiene un punto focal en movimiento de la presente invención; y

25 las figuras 8A y 8B incluyen diagramas de un ánodo blanco y un elemento de control de movimiento a modo de ejemplo para controlar un movimiento de un punto focal en el ánodo; y

30 las figuras 9A y 9B son diagramas que ilustran el uso de filamentos adicionales en una pieza de focalización para aumentar el tamaño de punto focal.

Descripción detallada

35 La figura 1 ilustra un sistema de tomosíntesis 100 que incluye un tubo 110 de rayos X, paletas 130, 135 de compresión superior e inferior, una rejilla 140 antidispersión y un detector 160. El tubo 110 de rayos X incluye un cátodo 112, un ánodo 114 que está montado en un árbol 116 y se hace rotar por un motor 118, un orificio 120 de tubo. También se muestran un filtro 122 y un colimador 124 unidos al tubo de rayos X.

40 El tubo de rayos X es un tubo de vacío de vidrio. Dentro del cátodo 112 hay un filamento calentado. Cuando el tubo de rayos X se enciende, se hace pasar una corriente a través del filamento, calentando el filamento y provocando que electrones de alta energía se desprendan del filamento. Una alta tensión entre el cátodo y el ánodo provoca que los electrones aceleren hacia una ubicación 125 del blanco en el ánodo. El ánodo está hecho por ejemplo de volframio y se hace rotar por un motor 118 para evitar un sobrecalentamiento local de la ubicación 125 del blanco en el ánodo.

45 Los electrones se focalizan a una ubicación del blanco específica por medio de una pieza de focalización (no mostrada). La pieza de focalización es un electrodo de control independiente que es de forma cilíndrica y que está unido al cátodo, rodeando parcialmente un filamento del cátodo.

50 Los electrones desprendidos chocan contra los átomos de volframio del ánodo, y se generan fotones de rayos X que tienen radiación de frenado y espectros de emisión de línea característicos. Se emiten fotones de rayos X en todas direcciones desde la ubicación 125 del blanco. Los fotones de rayos X que salen del orificio 120 de tubo se usan para obtener imágenes. Para los propósitos de esta aplicación, los fotones de rayos X que salen del orificio de tubo definen el punto 127 focal estático. El tamaño de punto focal estático se refiere al tamaño de punto focal en cualquier momento de tiempo instantáneo dado en comparación con el tamaño de punto focal de promediado en el tiempo durante una exposición a rayos X de un periodo de tiempo finito, que se denomina en el presente documento el tamaño de punto focal efectivo de una exposición a rayos X. El tamaño del punto 127 focal estático afecta significativamente a la capacidad de carga de calor del tubo de rayos X. Con puntos focales más grandes, es posible una carga de calor mayor que permite que se proporcione de manera segura una alta corriente de tubo mA. El tamaño del punto focal se determina mediante una combinación de factores que incluyen el tamaño y la forma del filamento y la forma y la tensión de polarización de la pieza de focalización. El ángulo de la superficie del blanco define además un tamaño de punto focal a lo largo de la denominada dirección de longitud.

65 El punto 127 focal estático es, por tanto, el punto focal tal como aparece directamente desde debajo del tubo de rayos X tal como se ve por la mama, cerca de la posición de la pared torácica de la paciente.

Se definen características de punto focal por la norma internacional CEI IEC 60336. Los puntos focales son generalmente de forma rectangular, y están establecidos para dos direcciones normales de evaluación denominadas las direcciones de longitud y de anchura. La dirección de longitud es generalmente paralela al eje longitudinal del sistema de rayos X, y la dirección de anchura es generalmente perpendicular al eje longitudinal. El eje longitudinal de un sistema de tomosíntesis a modo de ejemplo se muestra en la figura 1.

El tamaño del punto focal es un factor muy importante en un tubo de rayos X de diagnóstico puesto que afecta a la resolución del sistema de radiografía; los sistemas que tienen puntos focales más pequeños tienen una resolución mejor. Por tanto, una meta de diseño es a menudo minimizar el tamaño de punto focal estático. Por ejemplo, pueden diseñarse sistemas de mamografía para proporcionar un punto focal de 0,3 mm para obtener imágenes (punto focal de 0,1 mm para imágenes de alta ampliación). Según un aspecto de la invención, se sabe que el movimiento de la fuente de rayos X durante una exposición de imagen extiende de manera efectiva la anchura del punto focal estático, que da como resultado un punto focal efectivo que es mucho más ancho que el punto focal estático y que disminuye la nitidez de imagen. El tamaño del punto focal efectivo se determina, por tanto, mediante el tamaño del punto focal estático y el movimiento del punto focal estático durante la exposición. El punto focal efectivo es, por tanto, la acumulación del punto focal estático en el tiempo, y también puede denominarse el punto focal dinámico.

Por ejemplo, durante una exploración para la obtención de imágenes por tomosíntesis a modo de ejemplo, un tubo de rayos X puede moverse desde una posición de $-7,5^\circ$ hasta una posición de $+7,5^\circ$. Durante el movimiento del tubo, se realizan un total de 15 exposiciones, cada una teniendo una duración entre 30 – 60 ms. Durante cada periodo de exposición, el tubo de rayos X continúa moviéndose a lo largo de su trayectoria, "extendiendo" de ese modo de manera efectiva la anchura del punto focal estático durante la exposición para proporcionar un punto focal efectivo de tamaño aumentado.

La figura 2 es una sección transversal del tubo 110 de rayos X de la figura 1 e ilustra el movimiento de tubo 110 de rayos X durante uno de los periodos de exposición a tomosíntesis descritos. El punto 127 focal estático del tubo de rayos X se define mediante una anchura W_s y una longitud L_s y se indica mediante cuadro 127 rayado. En $T =$ Inicio de exposición, el tubo de rayos X está en una posición X' . Durante el periodo de exposición, el tubo se mueve a una posición X'' . El punto 190 focal efectivo promediado en el tiempo se define mediante una anchura W_e y una longitud L_e . Aunque la longitud del punto focal efectivo corresponde a la longitud del punto focal estático, la anchura ha aumentado. Por ejemplo, en un sistema de tomosíntesis a modo de ejemplo con una anchura de punto focal estático de 0,3 mm, la anchura de punto focal efectivo puede aumentar a 1,5 mm durante una exposición puesto que el tubo de rayos X se ha movido 1,2 mm durante el periodo de exposición.

Las figuras 3A - 3B ilustran también el movimiento de la fuente 110 de rayos X en un periodo de exposición, y destacan además el efecto de la anchura de punto focal efectivo aumentada en el plano de detector de imagen. Tal como se muestra en la figura 3A, el resultado del aumento en la anchura de punto focal puede verse en el plano 160 de obtención de imágenes, donde la delta en posiciones X' a X'' (Δ_D) se traduce en un desplazamiento del punto de enfoque durante una exposición en la cantidad representada como el elemento 200 sombreado (Δ_d) de modo que un objeto de punto en la superficie de mama se alargará hasta un tamaño de Δ_d .

La presente invención reconoce que existe una relación directa entre el tiempo de exposición a rayos X y el aumento de tamaño del punto focal para obtener imágenes por tomosíntesis. La relación es problemática por al menos el motivo de que las mamas más densas requieren tiempos de exposición mayores para la adquisición de imágenes, no obstante, un tiempo de exposición aumentado da como resultado un tamaño de punto focal efectivo aumentado y una claridad de imagen reducida a causa de la borrosidad del punto focal. La presente invención aprecia además que el tamaño de punto focal efectivo es una función del tamaño de punto focal estático y el periodo de exposición. El periodo de exposición no siempre puede acortarse suficientemente para mitigar el efecto del movimiento de tubo y minimizar el tamaño de punto focal efectivo, puesto que la corriente de tubo no puede aumentarse de manera arbitraria. Pueden tomarse varios enfoques para reducir el tamaño de punto focal efectivo.

Según un primer enfoque mostrado en la figura 3B, el punto focal estático se mueve en una dirección opuesta a y generalmente sincronizada con el movimiento direccional de la fuente de rayos X durante el periodo de exposición. En esencia, el movimiento del punto focal estático compensa el movimiento del tubo de rayos X, de modo que el punto focal efectivo parece fijarse en un espacio, en relación con uno de la mama y/o el detector, en una posición durante toda la duración de la exposición. Con una disposición de este tipo, puede reducirse la borrosidad de imagen.

Según un segundo enfoque, se aumenta el tamaño del punto focal estático. Esto permite una corriente de tubo de rayos X más alta y permite de ese modo que se disminuya el tiempo de exposición. Una disposición de este tipo reduce la anchura del punto focal efectivo mientras que aumenta la velocidad de una exploración por tomosíntesis y posibilita la utilización completa de la capacidad del tubo de rayos X.

Un tercer enfoque combina los dos enfoques anteriores, que usa un punto focal relativamente más grande en combinación con un periodo de exposición más corto, y que mueve el punto focal más grande durante el periodo de exposición.

5 Un tubo de rayos X diseñado usando cualquiera de los enfoques anteriores puede adaptarse para soportar la obtención de imágenes tanto en 2D como en 3D para sistemas que proporcionan una combinación de capacidad de obtención de imágenes por mamografía y tomosíntesis en un solo sistema. Para una adquisición en 2D, el tubo de rayos X puede proporcionar puntos focales de tamaño más pequeño para proporcionar imágenes ampliadas o mamografías convencionales. En un modo de 3D, la posición, el tamaño de punto focal estático o ambos pueden controlarse durante la obtención de imágenes o en respuesta a la densidad de mama para obtener imágenes con una claridad aumentada.

10 Los enfoques descritos anteriormente se describen en detalle a continuación. Sin embargo, es importante distinguir estos enfoques de técnicas de punto focal móvil (*flying focal spot*) que se han usado históricamente en tomografía computarizada.

15 Por ejemplo, la patente estadounidense 6.256.369 describe un sistema mediante el cual se hace oscilar un punto focal en la dirección longitudinal para mejorar el rendimiento de exploración. En una realización preferida, el punto focal se mueve a lo largo de una trayectoria predefinida que incluye un conjunto de múltiples posiciones desplazadas unas de otras en una dirección longitudinal en cada ángulo de rotación sucesivo. En efecto, el tubo proporciona planos de haz en abanico primero y segundo. Al alternar el punto focal entre dos posiciones longitudinales, los datos se muestrean de manera efectiva en dos posiciones z diferentes usando dos diferente haces en abanico, duplicando de ese modo la tasa de rendimiento del escáner.

20 La patente estadounidense 6.292.538 también describe un tubo de rayos X con foco móvil. La técnica de foco móvil de la patente 538 se salta el punto focal entre dos posiciones a alta velocidad, desplazando de manera efectiva imágenes por medio píxel, en un intento de mejorar la resolución durante las exploraciones de CT.

25 En cambio, la presente invención no mueve el punto focal a diferentes posiciones discretas para obtener múltiples imágenes durante una exposición; más bien, el objeto es mantener el punto focal efectivo en una posición fija en un espacio, con respecto tanto a la mama y/o el detector o a ambos, durante la duración de la exposición mediante un movimiento continuo controlado lento del punto focal para mejorar la claridad en una sola imagen.

30 El punto focal estático se mueve en una dirección que es opuesta a la dirección del movimiento del tubo de rayos X a través de un espacio. Como resultado de los movimientos contrarios del tubo de rayos X y el punto focal estático del tubo, el punto focal efectivo resultante mantiene una posición fija con respecto a la mama y/o el detector durante cada exposición a tomosíntesis, minimizando el tamaño de punto focal efectivo y aumentando la claridad de imagen.

35 La figura 4A ilustra el movimiento del punto focal estático dentro de un tubo 110 de rayos X durante una exposición. En esta figura el movimiento del tubo de rayos X no se muestra por motivos de claridad aunque el tubo se mueve de izquierda a derecha durante el periodo de exposición de este ejemplo. Al inicio de la exposición, el punto focal estático está en la posición Y'. Durante la exposición, el punto focal estático se mueve a una tasa de velocidad que coincide o está relacionada de otra manera con la velocidad del tubo de rayos X, en una dirección opuesta al movimiento direccional del tubo de rayos X e indicada por la flecha 111, hasta que el punto focal estático está en la posición Y''.

40 La figura 4B ilustra la posición del punto 127 focal estático durante una exposición a tomosíntesis cuando el punto focal estático se mueve de la manera mostrada en la figura 4A. Puede observarse que a medida que se mueve el tubo 110 de rayos X desde la posición X' hasta la posición X'', el punto 190 focal efectivo resultante permanece en una posición y un tamaño fijos o relativamente fijos con respecto al detector 160 o objeto del que se obtiene la imagen; por tanto, aunque el tubo de rayos X se está moviendo, el punto 190 focal efectivo parece permanecer relativamente fijo y mínimamente dimensionado. Como resultado, no hay desplazamiento del foco en el detector, y se aumenta la claridad de la imagen de tomosíntesis. Haciendo referencia de nuevo a la figura 3B, puede observarse que una imagen de punto en la mama generada como resultado del punto focal de movimiento controlado no experimentará el efecto de borrosidad grave de la técnica anterior.

45 Por tanto, se ha mostrado y descrito un método para aumentar la claridad de imagen de rayos X en presencia de una fuente de rayos X en movimiento. Aunque la descripción anterior describe un movimiento contrario del tubo de rayos X y el punto focal estático en un solo plano, debe apreciarse que los conceptos de la presente invención pueden adaptarse para facilitar el movimiento contrario del punto focal desde el tubo de rayos X en cualquier dimensión. Además, la presente invención no está limitada a realizaciones por las cuales el tubo de rayos X y el punto focal se mueven a la misma velocidad, o en la misma distancia; puede apreciarse que el beneficio de claridad de imagen puede realizarse a través de cualquier movimiento opuesto del punto focal estático con respecto al tubo de rayos X que minimiza la acumulación del punto focal durante una exposición a rayos X; por tanto, la presente invención no está limitada a una velocidad direccional o intervalo particulares para un movimiento de punto focal.

50 Tal como se describió anteriormente, un segundo enfoque para reducir el tamaño de punto focal efectivo implica aumentar el tamaño del punto focal estático, pero reduciendo el periodo de exposición. Por ejemplo, la figura 5A es similar a la figura 3A, donde se proporciona un punto 320 focal estático relativamente pequeño. Para obtener la

exposición deseada para la imagen, el tubo de rayos X debe activarse para una duración D1, provocando un efecto 300 borroso en el plano 160 de detector. Tal como se muestra en la figura 5B, si se proporciona un punto 330 focal estático relativamente más grande, el tiempo de exposición total D2 puede reducirse, dando como resultado una reducción concurrente en la borrosidad 310 de imagen. Una ventaja de proporcionar un punto focal más grande es que permite la utilización completa del generador de tubo de rayos X. Por ejemplo, tubos de rayos X de tomosíntesis actuales usan un generador de 200 mA pero el generador no siempre funciona a los 200 mA puesto que el punto focal estático más pequeño deseado (para claridad de imagen) sólo permite 160 mA a 28 kV. La presente invención reconoce que el punto focal de una imagen de tomosíntesis puede aumentarse sin sacrificar la claridad de imagen puesto que el efecto de un tamaño de punto focal aumentado está compensado por la reducción en tiempo de exposición, de modo que un punto focal efectivo "resultante" es más pequeño que puntos focales efectivos obtenidos anteriormente en la técnica anterior.

El segundo enfoque puede tener también ventajas para sistemas donde el punto focal efectivo es mayor de 1 cm debido a limitaciones físicas del movimiento de punto focal. En tales realizaciones, agrandar el punto focal y reducir la exposición puede producir el punto focal más pequeño para obtener imágenes.

Puede usarse una variedad de técnicas para agrandar el tamaño de punto focal. Las técnicas incluyen, pero no están limitadas a: desenfocar la pieza de focalización para permitir tamaños de punto focal más grandes en las direcciones de longitud o de anchura o ambas direcciones, incorporar electrodos adicionales para permitir un cambio de tamaño de punto focal en una o ambas direcciones e incorporar un tercer filamento o una combinación de varios filamentos. Además, pueden aplicarse técnicas ópticas de rayos X o electrones sofisticadas para agrandar el tamaño de los puntos focales.

Por consiguiente, se han mostrado y descrito dos métodos para aumentar la claridad de imagen de rayos X en presencia de una fuente de rayos X en movimiento, en los que el primer método implica mover el punto focal, y el segundo método implica aumentar el tamaño del punto focal. Debe apreciarse que puede usarse un método o bien solo o bien combinado; por ejemplo, se sabe que proporcionar un tubo de rayos X con un punto focal efectivo móvil más grande dará como resultado un sistema que utiliza completamente el generador de tubo de rayos X, proporciona una imagen de alta calidad y, debido a la disminución en tiempo de exposición, puede realizar la exploración del paciente más rápidamente.

En algunas realizaciones, puede desearse posibilitar una selección o bien automática o bien manual del uso de o bien un método, o bien la combinación del mismo. Puede realizarse cualquier método mediante una modificación a un tubo de rayos X existente, por ejemplo proporcionando la habilidad de mover el blanco, ajustar la pieza de focalización del cátodo, utilizar diferentes filamentos o si no focalizar los fotones de rayos X.

Por ejemplo, la figura 6 ilustra un tubo 110 de rayos X de la presente invención, que incluye un tubo 400 de vacío que aloja un ánodo 114, un cátodo 112 y un rotor 410 de ánodo. Según un aspecto de la invención, el tubo de rayos X incluye además un controlador 600 de posición de punto focal. El controlador de punto focal puede acoplarse al cátodo 112 para desviar la trayectoria de electrón en la dirección de "anchura". En su forma más simple, el controlador comprende dos placas de metal paralelas ubicadas próximas a la pieza de focalización, con una tensión de polarización aplicada en las placas que puede desplazar la dirección de movimiento de electrón, y por tanto la ubicación del blanco en el ánodo. El desplazamiento del punto focal se controla por tanto mediante una aplicación de una tensión de polarización en las placas. En varias realizaciones, la tensión de polarización puede configurarse de manera dinámica o estática antes de una exposición a rayos X.

Haciendo referencia brevemente a las figuras 8A y 8B, ahora se describirá un mecanismo a modo de ejemplo para controlar el movimiento de un punto focal. En la técnica anterior, los electrones emitidos desde el filamento y el cátodo 112 recorren el largo de la trayectoria 620 y chocan contra el ánodo 114 en una ubicación a. Esta ubicación a es la ubicación del punto focal.

En una realización de la presente invención, se añade una unidad 600 de control de movimiento. La unidad de control de movimiento incluye placas 601 de metal y una fuente 602 de tensión controlada por un controlador 603. Al variar la tensión de las placas 601, varía la trayectoria de recorrido de los electrones al blanco; por ejemplo, un electrón recorrerá el largo de una de las trayectorias 620 y chocará contra el ánodo 114 en ubicaciones a y b diferentes dependiendo de la tensión aplicada a 601, donde las ubicaciones a y b representan ubicaciones de punto focal diferentes en el ánodo 114.

En la figura 8B, las placas se muestran alineadas a lo largo de un eje Y, y modificar la tensión de las placas cambia la trayectoria del electrón a lo largo del eje Y. En la presente invención, sin embargo, es deseable alterar la trayectoria del electrón en el plano Z (normal a la hoja), y en una realización de este tipo, el controlador de movimiento incluirá placas alineadas a lo largo del eje Z. Basta decir que las placas 601 pueden encontrarse en ubicaciones geométricas diferentes que se muestran en la figura, y pueden ser más de 1 conjunto de placas. El número y la disposición de las placas, así como la selección de tensión que va a aplicarse en las placas, va a determinarse por las ubicaciones deseadas de los puntos focales. El controlador 603 cambiará la tensión en el tiempo para crear la distribución de punto focal efectivo deseada, sincronizada de un modo apropiado con el

movimiento de tubo y las secuencias de adquisición de receptor de imágenes.

En realizaciones alternativas, el controlador de punto focal controla una inclinación del ánodo para cambiar el ángulo en el que el flujo de electrones desde el cátodo golpea el blanco de ánodo. En otra realización, el controlador mueve la pieza de focalización de cátodo de modo que los electrones golpean el ánodo en una ubicación del blanco diferente o desvía electrónicamente una trayectoria de electrón aplicando una tensión de polarización aplicada ortogonalmente a la trayectoria. Modificar el ángulo en el que el electrón entra en contacto con el ánodo es una técnica que puede usarse para controlar el tamaño de punto focal estático, aunque cualquier método que modifique el ángulo en el que el flujo de electrones entra en contacto con el ánodo puede sustituirse en el presente documento como equivalente. Por ejemplo, se prevé que pueden lograrse resultados similares a través del movimiento del filamento de cátodo o por otros medios.

Cambiar el ángulo relativo entre el ánodo y el cátodo, y, por tanto, la dirección angular en la que los electrones golpean el blanco, también puede llevar a cabo la tarea de mover la posición del punto focal durante una exposición a tomosíntesis.

Existe una variedad de otros métodos que pueden usarse para mover el punto focal de rayos X. En una realización, el punto focal puede moverse usando una lente de rayos X dentro del tubo o ajustando el tamaño y/o la ubicación del orificio 120 de tubo. El desplazamiento del punto focal de flujo de electrón puede llevarse a cabo guiando electrónicamente el flujo de electrón a un punto diferente en el blanco de rayos X, desplazar electrónicamente el blanco, o usando un tubo de rayos X con una o más fuentes de flujo de electrón y puntos focales distribuidos en uno o más blancos de rayos X.

Por ejemplo, para desplazar el punto focal de haz de rayos X, puede apagarse un primer haz de electrón dirigido a un primer punto en el blanco de rayos X y encenderse un segundo haz de electrón dirigido a un segundo punto diferente en el primer o segundo blanco de rayos X. Ya que el haz de electrón choca contra un punto diferente en el blanco de rayos X, el haz de rayos X se emitirá desde un punto diferente en el blanco, desplazando por tanto la posición del punto focal de haz de rayos X.

Alternativamente, también puede usarse una lente de rayos X de fibra óptica para desplazar el punto focal de haz de rayos X, pasando el haz a través de hebras de fibra óptica diferentes del mazo, con las hebras dirigidas hacia direcciones ligeramente diferentes. Puede usarse un obturador para guiar el haz a una hebra o un grupo de hebras particular.

Tal como se mencionó anteriormente, también se prevé que el tamaño del punto focal puede cambiarse para alojar modos de obtención de imágenes diferentes. En una realización a modo de ejemplo, puede dotarse un tubo de rayos X de tres tamaños de puntos focales: un tamaño de punto focal pequeño: $0,1 \times 0,1 \text{ mm}^2$, un tamaño de punto focal grande: $0,3 \times 0,3 \text{ mm}^2$, y un tamaño de punto focal extragrande: $0,5 \times 0,5 \text{ mm}^2$ ó $0,6 \times 0,3 \text{ mm}^2$ (anchura x longitud). El punto focal pequeño y punto focal grande pueden usarse para soportar diversos modos de obtención de imágenes en 2D. El tamaño de punto focal de tubo de rayos X puede configurarse al tamaño de punto focal extragrande en el modo de pulso en 3D cuando sea necesario. Con una disposición de este tipo, se proporciona un tamaño de punto focal extragrande en la pista de ánodo, permitiendo una corriente de tubo mA mucho más alta que el modo en 2D estático. Se espera que el tamaño de punto focal efectivo asociado con el punto focal extragrande sea de $0,5 \times 0,5 \text{ mm}^2$ o de $0,6 \times 0,3 \text{ mm}^2$.

Un método para cambiar el tamaño de punto focal implica añadir filamentos en la pieza de focalización. La figura 9A y 9B ilustran dos realizaciones de una pieza 900 de punto focal con diferentes números de filamentos 910 y 920. Cuando se ilumina un filamento, proporciona un punto focal de $0,3 \times 0,3 \text{ mm}$ existente. Cuando se iluminan ambos filamentos, se duplica la capacidad de emisión de filamento resultante, por tanto se duplica la corriente de tubo, al tiempo que el tamaño de punto focal pasa a ser de $0,6 \times 0,3$ (anchura x longitud).

Tal como se mencionó anteriormente, el tubo de rayos X de la presente invención puede proporcionarse en un sistema de obtención de imágenes que incluye capacidades de obtención de imágenes tanto en 2D como en 3D. En tales sistemas, el movimiento del punto focal estático y el tamaño del punto focal estático pueden diferir entre los dos modos de obtención de imágenes. Por ejemplo, el tamaño de punto focal puede aumentarse para cada exposición a tomosíntesis, o durante una exploración completa, y reducirse para modos, tales como de mamografía, que requieren una resolución aumentada y no se ven afectados por el movimiento de fuente de rayos X. Los tubos de rayos X pueden por tanto configurarse basándose en un modo de obtención de imágenes.

Haciendo referencia ahora a la figura 7, ahora se describirá un procedimiento 500 de usar un tubo de rayos X de la presente invención en un sistema que soporta la obtención de imágenes en 2D y 3D. En la realización a modo de ejemplo, el sistema de tomosíntesis realiza exploración desde $-7,5$ grados hasta $+7,5$ grados. Se toma una mamografía tras la exploración por tomosíntesis. En la etapa 510, el brazo (*gantry*) de una máquina de tomosíntesis se sitúa en una ubicación de $-7,5$ grados y se inicia el barrido de tomosíntesis. En la etapa 512, el tubo de rayos X alcanza una posición de obtención de imágenes inicial, y en la etapa 514, se activa el tubo de rayos X. En una realización, cada exposición dura menos de 60 ms. Durante la exposición, el brazo continúa moviéndose hacia la

posición de +7,5 grados, y el controlador de movimiento de punto focal de tubo de rayos X establece el punto focal a una posición de inicio en el ánodo que se calcula previamente basándose en la técnica de rayos X y velocidad de exploración de brazo de la exploración por tomosíntesis pretendida, mueve el punto focal estático en la dirección opuesta (en este ejemplo, exploración por tomosíntesis en sentido horario).

5 En la etapa 516, cuando se completa la exposición y el punto focal alcanza al mismo tiempo la posición de detención calculada previamente, el tubo de rayos X se apaga y el punto focal estático vuelve a centrarse dentro del tubo de rayos X. En la etapa 518 se determina si se ha alcanzado el punto de extremo de la exploración en sentido horario (brazo en la posición de +7,5 grados). Si no, se repiten las etapas de 512-516 hasta que se obtienen todas las imágenes de proyección de tomosíntesis. En la etapa 520, se hace retornar el brazo a una posición de cero grado y se optimiza el punto focal para obtener imágenes de mamografía. Si el tamaño de punto focal se ha aumentado para obtener imágenes por tomosíntesis, se reduce al intervalo que proporciona la resolución de mamografía deseada. En la etapa 522, se obtiene la imagen en 2D y se completa el procedimiento. Debe observarse que el texto anterior describió un sistema por el cual "se enciende" o "se apaga" el tubo de rayos X. Sin embargo, debe observarse que la presente invención no está limitada a un sistema de este tipo. De hecho, muchos sistemas tienen tubos de rayos X que están continuamente encendidos durante la exploración, con la captura de imagen controlándose por la captura de los rayos X en el detector en tiempos de "tiempo de exposición" seleccionados durante la exploración. En tales casos puede apreciarse que el movimiento de punto focal se sincroniza con los tiempos de inicio de exposición y de fin de exposición, independientemente de si el tubo de rayos X está encendido o apagado de manera cíclica, o está continuamente encendido.

25 Por consiguiente, se ha mostrado y descrito un sistema, un método y un procedimiento de la presente invención mediante los cuales se mejora la claridad de imagen de tomosíntesis mediante la gestión estática o dinámica de la posición y tamaño de punto focal durante una exposición a rayos X. Debe observarse que aunque la descripción se centró en el uso de un sistema de tomosíntesis para obtención de imágenes de mama, los tubos de rayos X de la presente invención no están limitados para su uso a ninguna modalidad de obtención de imágenes particular. Más bien, se prevé que los tubos de rayos X de la presente invención pueden tener utilidad en cualquier sistema que obtiene imágenes al tiempo que una fuente de rayos X está en movimiento. Por ejemplo, sistemas de tomografía computarizada (CT) experimentan una borrosidad del punto focal. El tubo de rayos X modificado de la presente invención puede usarse ventajosamente con sistemas de CT para reducir la borrosidad de FS, haciendo que la función de transferencia de modulación (FTM) en un campo de vista sea isotrópica. En un sistema de CT de mama, un beneficio de una mejora de este tipo será que la FTM en el borde de la mama será tan buena como la de en el centro de la mama en el plano horizontal. Los ejemplos y las realizaciones específicos anteriores son ilustrativos, y pueden introducirse muchas variaciones en estos ejemplos y realizaciones sin apartarse del espíritu de la divulgación o del alcance de las reivindicaciones adjuntas. Por ejemplo, los elementos y/o las características de diferentes realizaciones ilustrativas pueden combinarse entre sí y/o sustituirse unos por otros dentro del alcance de esta divulgación y reivindicaciones adjuntas.

40 Diversas realizaciones de la invención incluyen un tubo de rayos X dispuesto para moverse durante un periodo de exposición. El tubo de rayos X incluye un cátodo para proporcionar un flujo de electrones, un ánodo que comprende un blanco para recibir el flujo de electrones, el ánodo para generar un flujo de fotones, una pieza de focalización que focaliza el flujo de electrones en el ánodo durante el periodo de exposición, un orificio para hacer pasar el flujo de fotones hacia fuera del tubo de rayos X, en el que el cátodo, el ánodo y el orificio definen juntos un punto focal estático del tubo de rayos X, y un controlador acoplado a al menos uno del ánodo, el cátodo y la pieza de focalización para modificar una característica del punto focal estático durante el periodo de exposición realizando al menos uno de modificar un tamaño o una ubicación de punto focal estático en relación con un movimiento del tubo de rayos X.

50 El tubo de rayos X puede moverse en una primera dirección durante el periodo de exposición y el controlador puede mover el punto focal estático en una segunda dirección opuesta a la primera dirección, durante el periodo de exposición de manera que un punto focal efectivo permanece relativamente fijo en un espacio con respecto a la mama y/o el detector durante el periodo de exposición para reducir la borrosidad de imagen. El tamaño de punto focal estático puede aumentarse para reducir el periodo de exposición y la borrosidad de imagen resultante.

55 Según otro aspecto de la invención, un método para adquirir una imagen de rayos X usando un tubo de rayos X que se mueve en una primera dirección durante un periodo de exposición incluye la etapa de mover un punto focal del tubo de rayos X en una segunda dirección opuesta a la primera dirección durante el periodo de exposición para reducir un tamaño de punto focal efectivo durante el periodo de exposición.

60 Según un aspecto adicional de la invención, un método para adquirir una imagen de rayos X mediante un sistema de obtención de imágenes capaz de funcionar en dos modos, incluyendo el método la etapa de variar el tamaño de un punto focal de un tubo de rayos X en respuesta a un modo de funcionamiento del sistema de obtención de imágenes. El método puede incluir la etapa de variar el tamaño del punto focal aumentando el tamaño del punto focal en modos de obtención de imágenes en los que se obtienen imágenes usando un tubo de rayos X que se mueve durante un periodo de exposición. Además, la etapa de variar el tamaño del punto focal puede disminuir el tamaño del punto focal en modos de obtención de imágenes en los que se adquieren imágenes usando un tubo de

rayos X que permanece en una posición fija con respecto a la mama y/o el detector durante el periodo de exposición.

- 5 Las realizaciones preferidas anteriores se han presentado como ilustración de ejemplos y no pretenden ser exhaustivas o limitar las invenciones reivindicadas a los ejemplos específicos. Esos ejemplos pretenden describir principios que los expertos en la técnica pueden usar para poner en práctica las invenciones reivindicadas, usando variaciones y modificaciones de los ejemplos dados a conocer que son aptos para un entorno particular. Se pretende que el alcance de la invención se defina por las reivindicaciones adjuntas y sus equivalentes.

REIVINDICACIONES

1. Sistema (100) de tomosíntesis de mama, que comprende un tubo (110) de rayos X, un detector (160) y paletas (130, 135) de compresión, en el que el tubo (110) de rayos X está dispuesto para moverse durante un periodo de exposición que comprende:

un cátodo (112) para proporcionar un flujo de electrones;

un ánodo (114) que comprende un blanco para recibir el flujo de electrones y generar un flujo de fotones en respuesta al mismo;

una pieza de focalización que focaliza el flujo de electrones en el ánodo durante el periodo de exposición;

un orificio (120) para hacer pasar el flujo de fotones hacia fuera del tubo de rayos X, en el que el cátodo, el ánodo y el orificio definen juntos un punto (127) focal estático del tubo de rayos X; y

un controlador acoplado a al menos uno del ánodo, el cátodo y la pieza de focalización

en el que, en un primer modo operacional, el tubo de rayos X se mueve en una primera dirección durante un periodo de exposición,

en el que el controlador está dispuesto, en un primer modo operacional, para mover el punto (127) focal estático dentro del tubo de rayos X en una segunda dirección, opuesta a la primera dirección y generalmente sincronizada con el movimiento direccional del tubo de rayos X, de modo que parece que un punto focal efectivo resultante se fija en un espacio, en relación con uno de la mama y/o el detector, en una posición durante toda la duración de la exposición.
2. Sistema de tomosíntesis de mama según la reivindicación 1, en el que el controlador está dispuesto para seleccionar un tamaño de punto focal basándose en la densidad de mama.
3. Sistema de tomosíntesis de mama según la reivindicación 1, en el que el controlador está dispuesto para variar el tamaño de punto focal según un periodo de exposición, en el que puntos focales más grandes tienen periodos de exposición más pequeños.
4. Sistema de tomosíntesis de mama según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que está dispuesto para soportar capacidades de obtención de imágenes tanto bidimensionales (2D) como tridimensionales (3D) para proporcionar una combinación de capacidades de obtención de imágenes de mamografía y tomosíntesis.
5. Sistema de tomosíntesis de mama según la reivindicación 4, en el que el controlador está dispuesto, en un modo de adquisición de imagen bidimensional, para disminuir, en comparación con el primer modo operacional, el tamaño del punto focal estático para proporcionar imágenes ampliadas o mamografías convencionales .
6. Sistema de tomosíntesis de mama según la reivindicación 4 ó 5, en el que el controlador está dispuesto para hacer funcionar el tubo de rayos X para proporcionar un tamaño de punto focal pequeño de 0,1 x 0,1 mm² y un tamaño de punto focal grande de 0,3 x 0,3 mm² para obtener imágenes de mama bidimensionales y un tamaño de punto focal extragrande de 0,5 x 0,5 mm² o 0,6 x 0,3 mm² para obtener imágenes tridimensionales en el modo de pulso.
7. Método para adquirir una imagen de rayos X de tomosíntesis de mama usando un sistema de tomosíntesis de mama que comprende un detector (160), paletas (130, 135) de compresión y un tubo (110) de rayos X que comprende un cátodo (112) para proporcionar un flujo de electrones; un ánodo (114) que comprende un blanco para recibir el flujo de electrones y generar un flujo de fotones en respuesta al mismo; una pieza de focalización que focaliza el flujo de electrones en el ánodo durante el periodo de exposición; un orificio (120) para hacer pasar el flujo de fotones hacia fuera del tubo de rayos X, en el que el cátodo, el ánodo y el orificio definen juntos un punto (127) focal estático del tubo de rayos X; y en el que el tubo de rayos X comprende además un controlador acoplado a al menos uno del ánodo, el cátodo y la pieza de focalización, incluyendo el método las etapas de:

mover el tubo de rayos X en una primera dirección mientras que el punto focal estático se mueve bajo el control del controlador dentro del tubo de rayos X en una segunda dirección opuesta a la primera dirección y sincronizada generalmente con el movimiento direccional del tubo de rayos X, de modo que parece que un punto focal efectivo resultante se fija en un espacio, en relación con uno de la mama y/o el detector, en una posición durante toda la duración de la exposición.

8. Método según la reivindicación 7, en el que mientras que el tubo de rayos X se mueve en la primera dirección, el tamaño del punto focal estático aumenta simultáneamente y se reduce el tiempo de exposición.

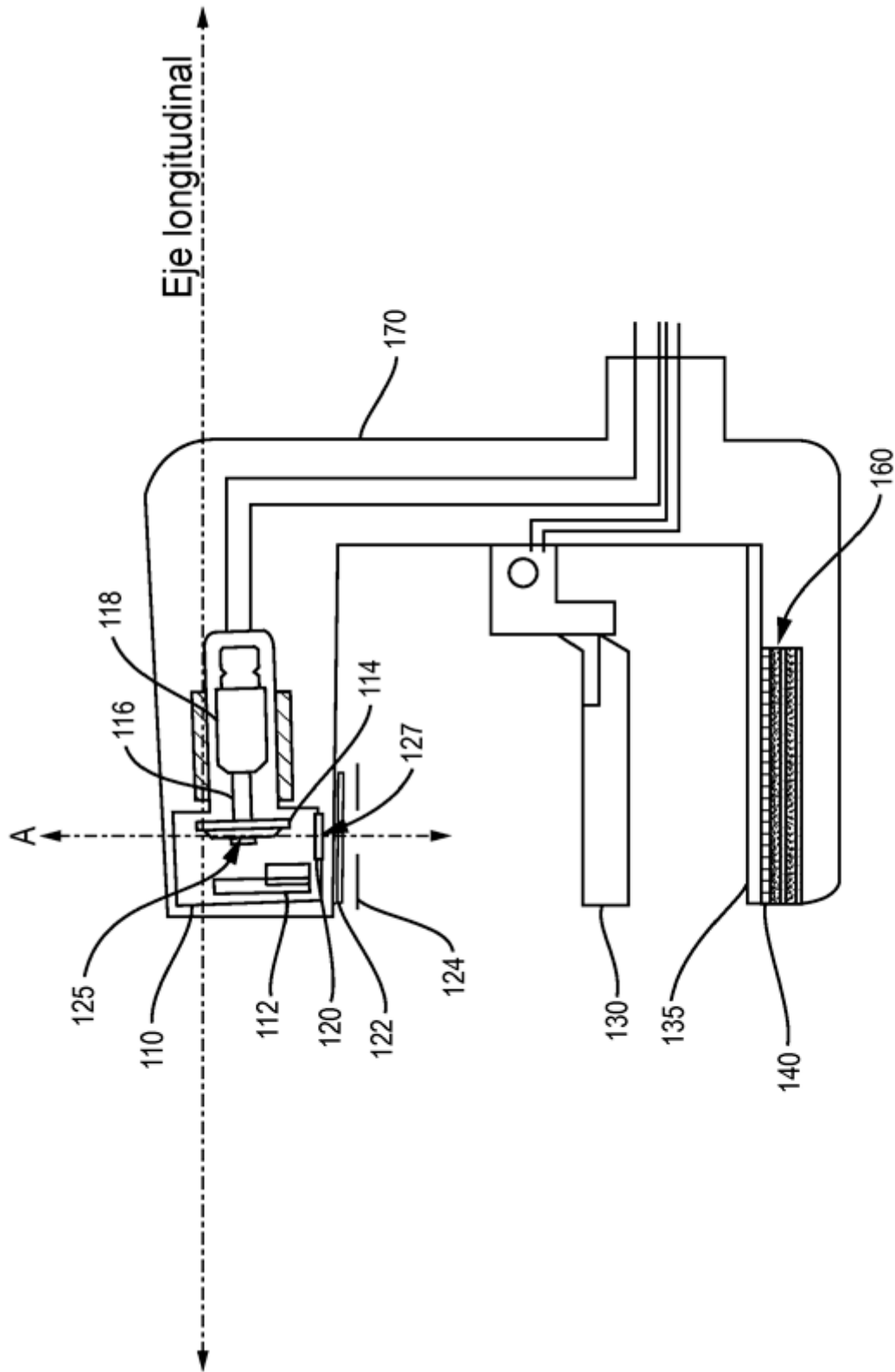


FIG. 1

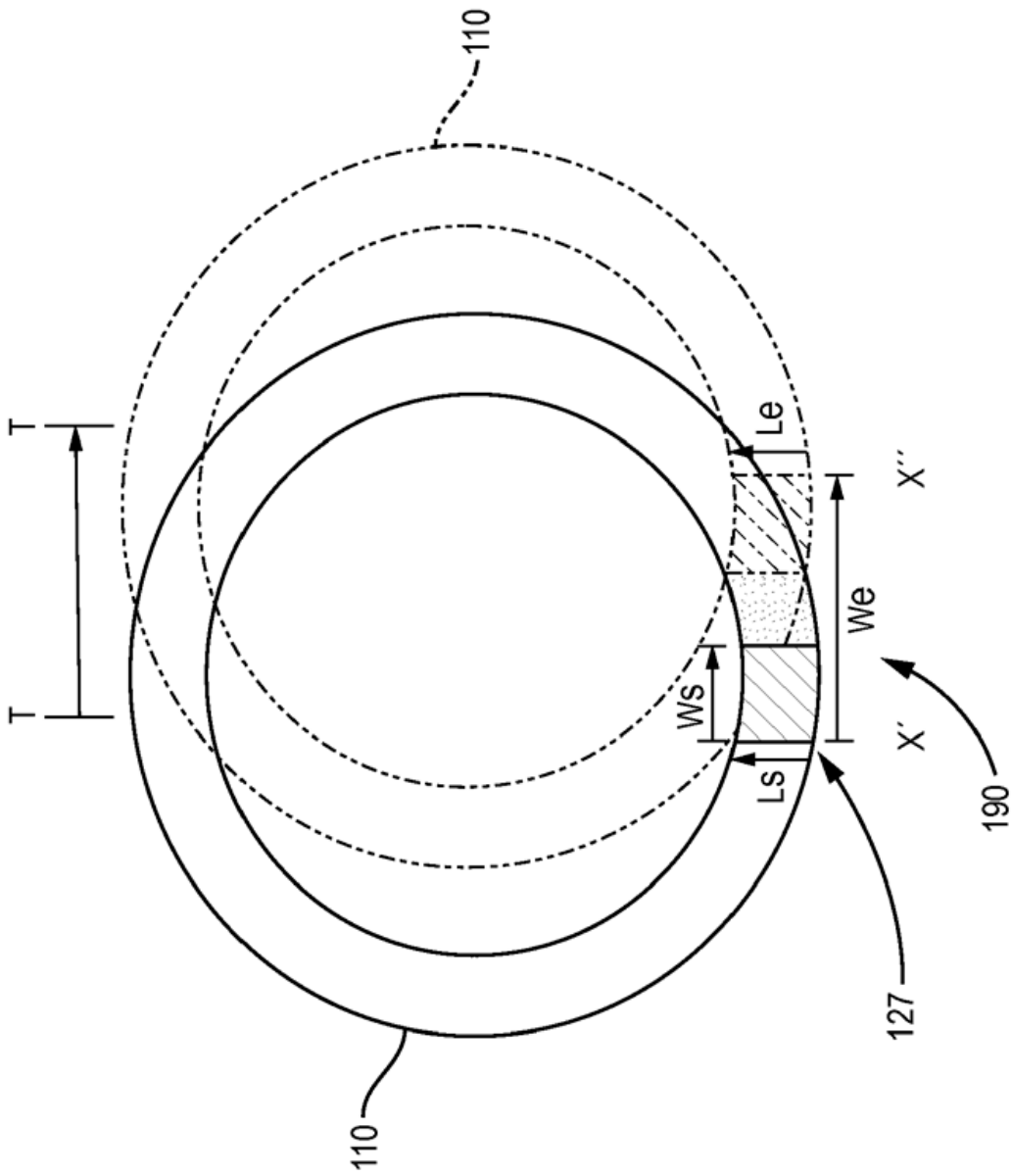


FIG. 2
(TÉCNICA ANTERIOR)

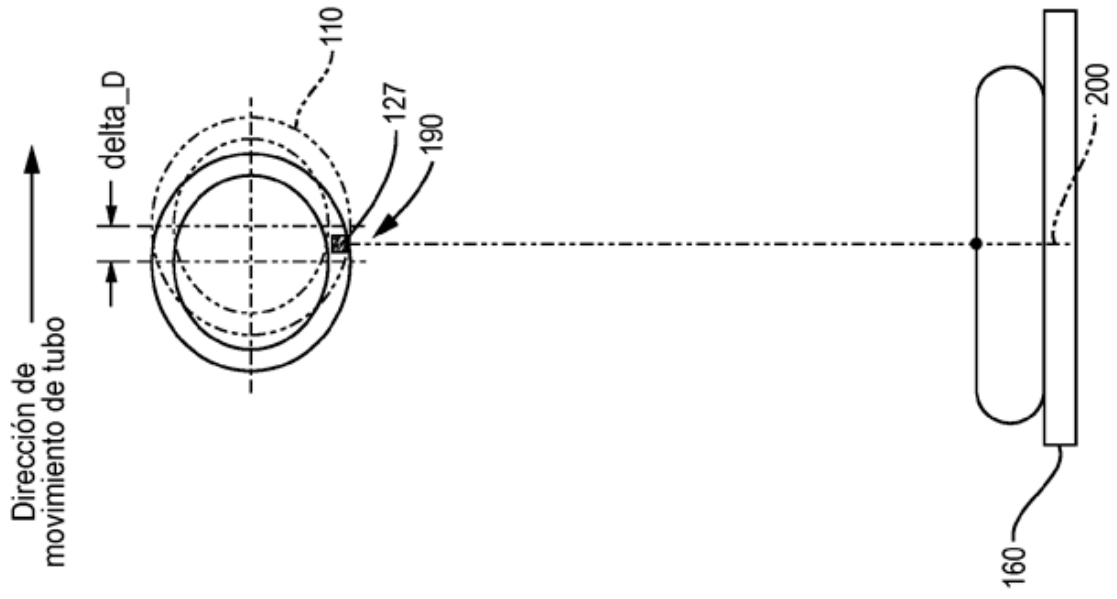


FIG. 3A
(TÉCNICA ANTERIOR)

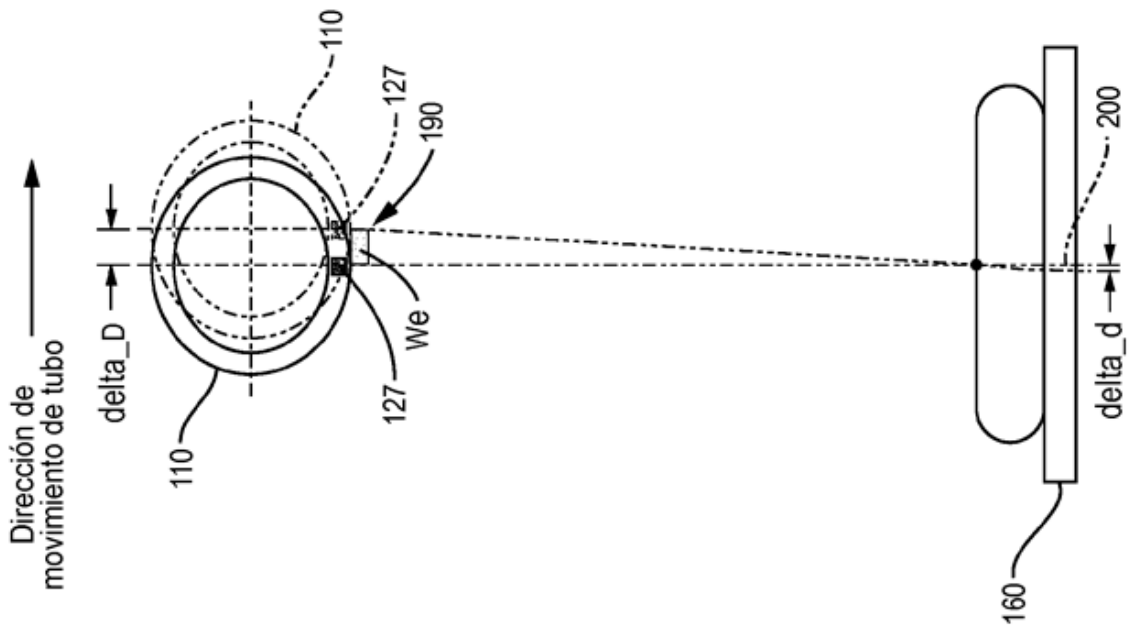


FIG. 3B

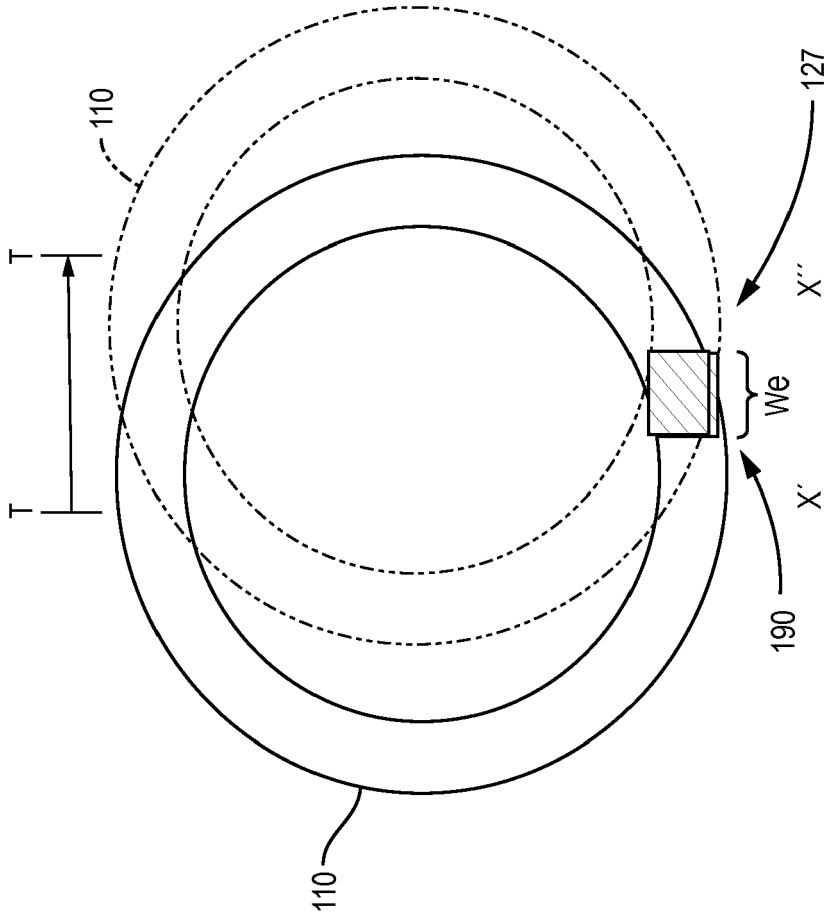


FIG. 4A

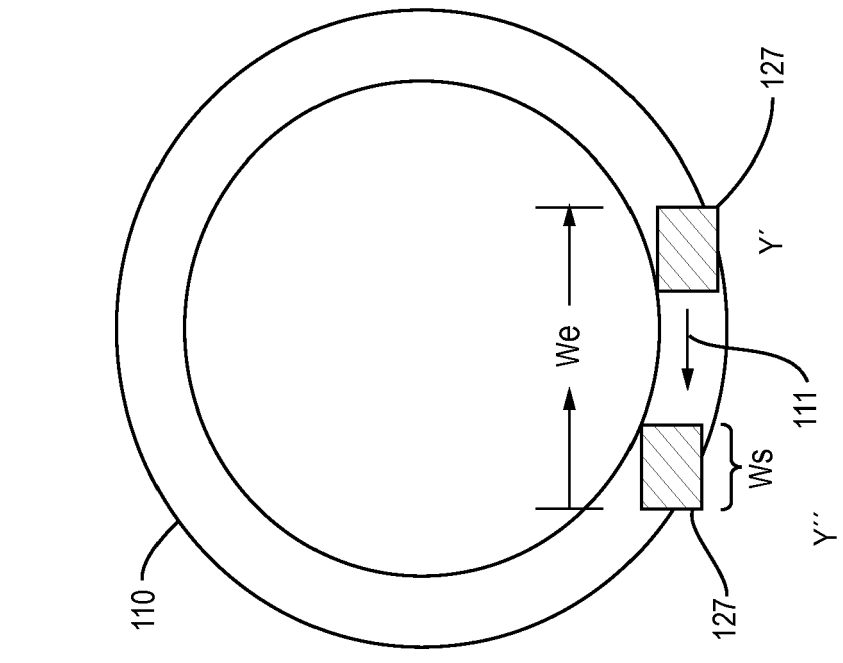


FIG. 4B

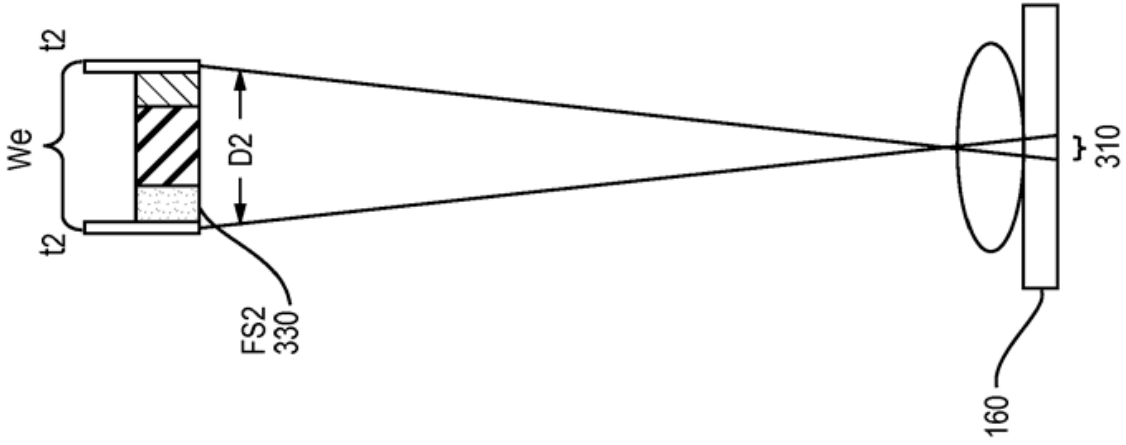


FIG. 5B

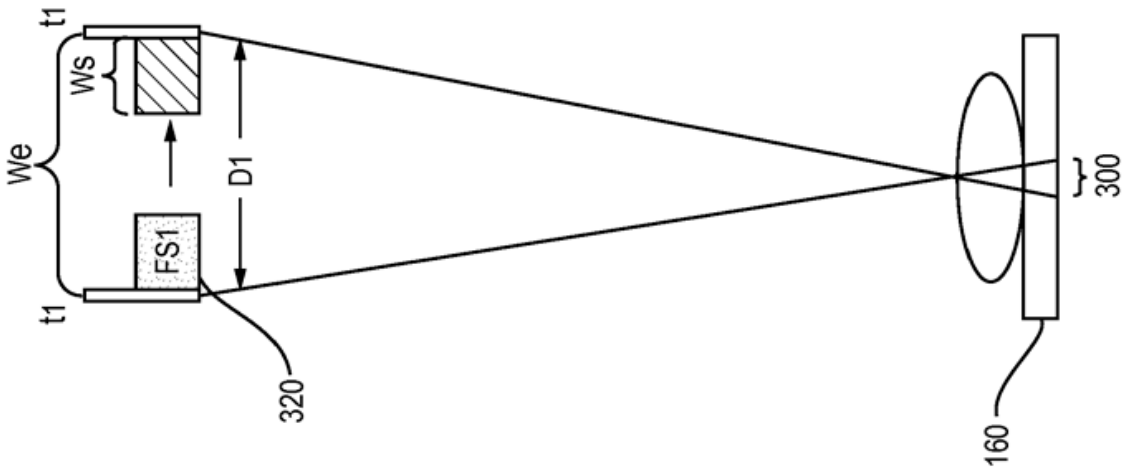


FIG. 5A
(TÉCNICA ANTERIOR)

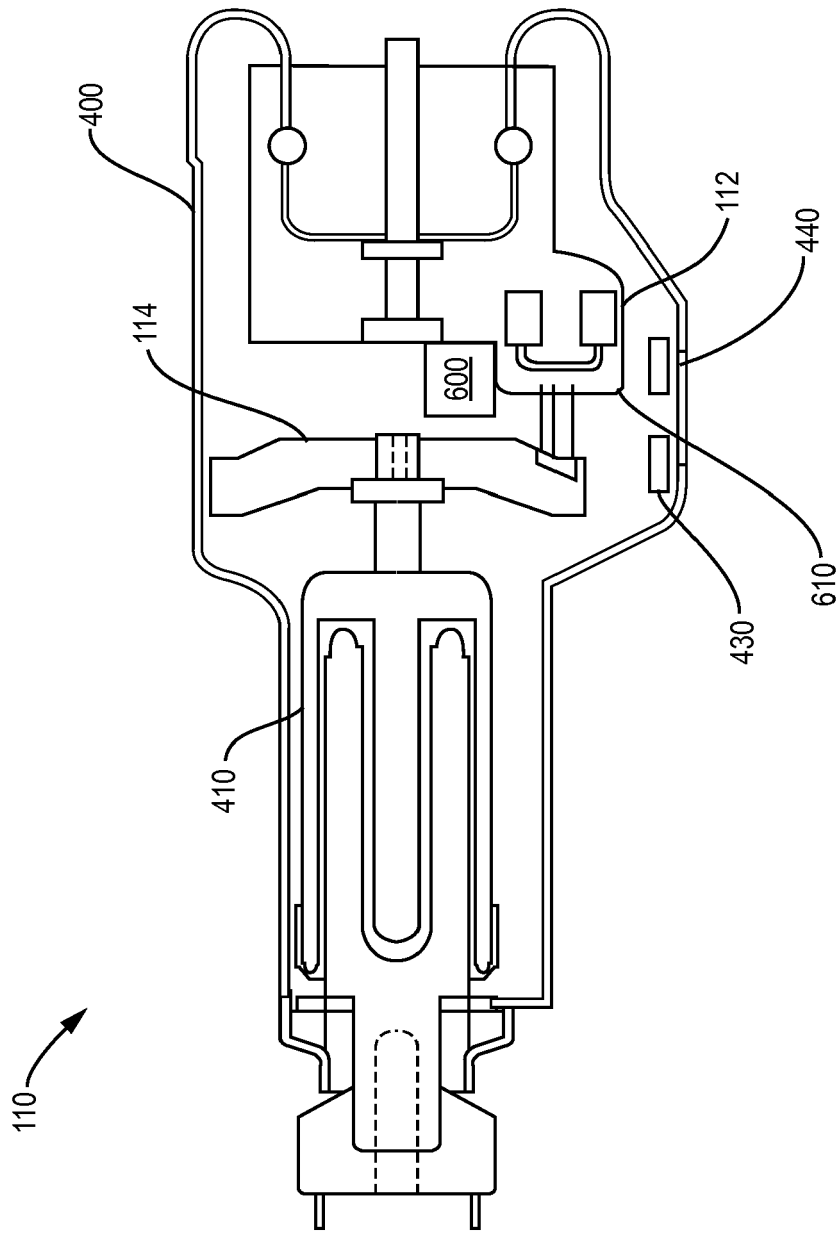


FIG. 6

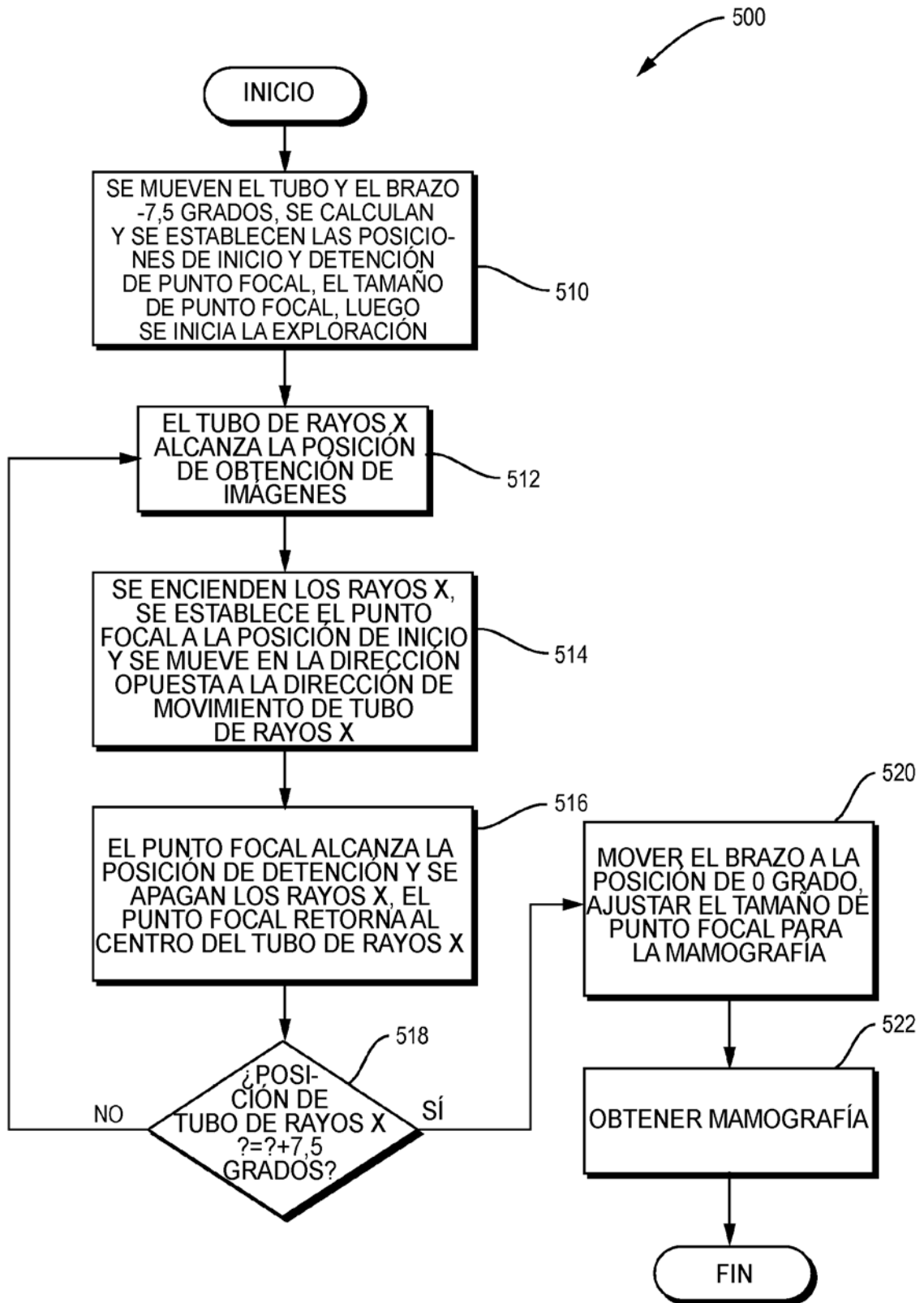


FIG. 7

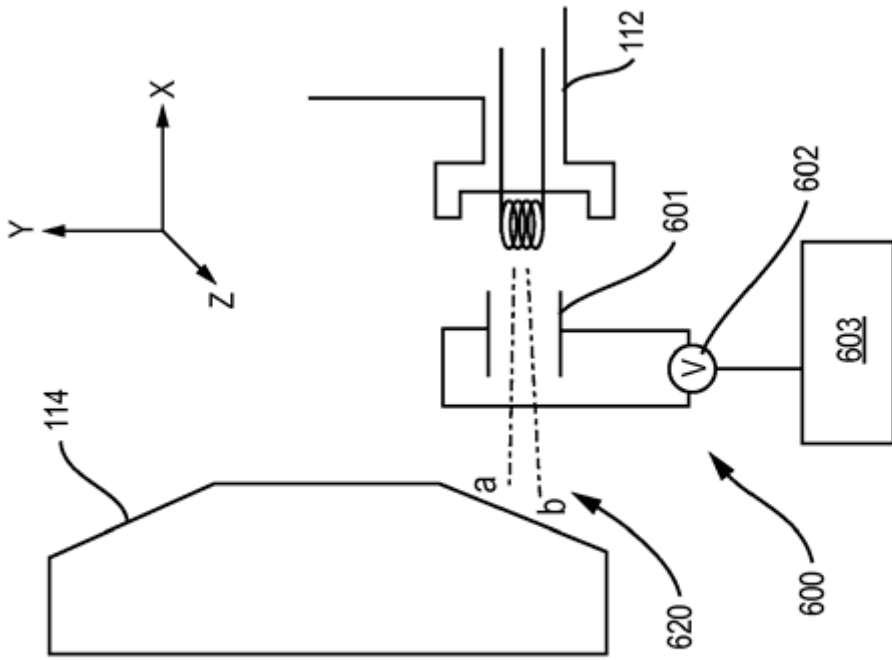


FIG. 8B

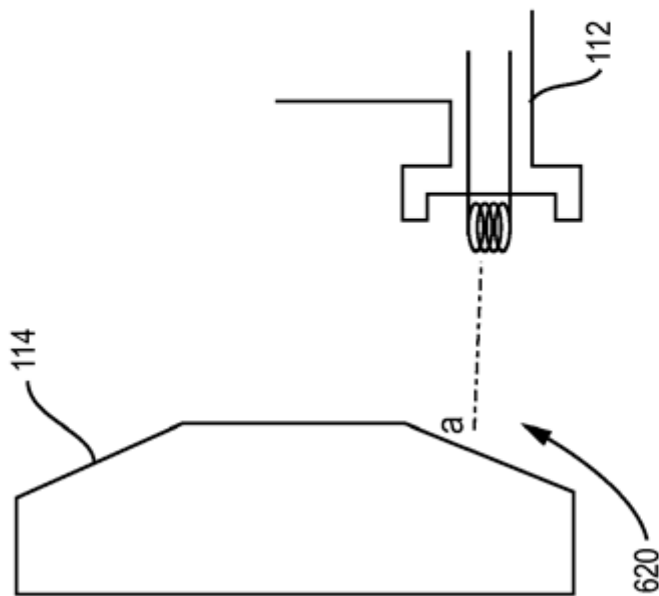


FIG. 8A
(TÉCNICA ANTERIOR)

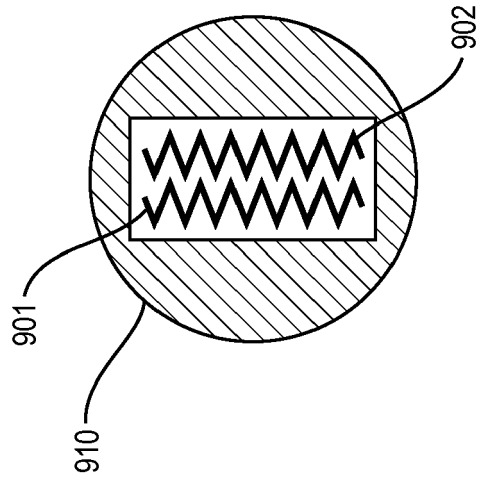


FIG. 9B

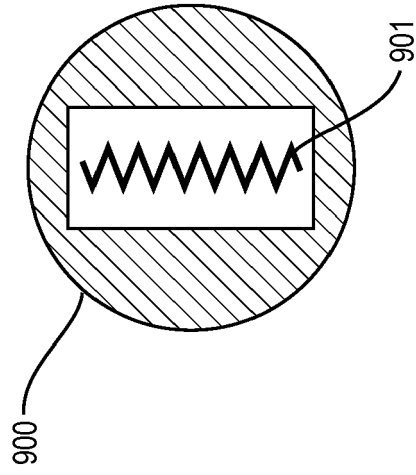


FIG. 9A