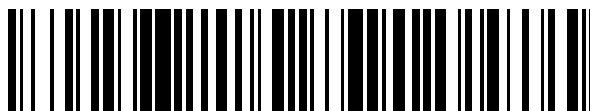


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 947 391**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/00** (2006.01)

**A61B 6/02** (2006.01)

**G06T 7/00** (2007.01)

**A61B 5/00** (2006.01)

**G06T 11/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.11.2006 E 19182295 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.05.2023 EP 3569152**

54 Título: **Tratamiento y visualización de imágenes en mamografía digital**

30 Prioridad:

**10.11.2005 US 271050**

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

**08.08.2023**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**GKANATSIOS, NIKOLAOS A.;  
NIKLASON, LOREN;  
SHAW, IAN;  
RUTH, CHRISTOPHER;  
SMITH, ANDREW P. y  
STEIN, JAY A.**

74 Agente/Representante:

**MARTÍN DE LA CUESTA, Alicia María**

**ES 2 947 391 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

Tratamiento y visualización de imágenes en mamografía digital

5 **Antecedentes y sumario**

La mamografía se ha usado durante mucho tiempo para detectar el cáncer de mama y otras anomalías. Tradicionalmente, las mamografías se formaban en película de rayos X, pero más recientemente se han introducido imágenes digitales de pantalla plana que adquieren una mamografía en forma digital y, por tanto, facilitan el análisis y el almacenamiento. Además, recientemente se ha propuesto la tomosíntesis de rayos X de la mama, tal como se comenta en las solicitudes presentadas previamente identificadas antes, y se han llevado a cabo pruebas clínicas. El documento US2004252871A1 da a conocer el uso de marcadores de CAD en una imagen de mamografía. El cesionario de esta memoria descriptiva de patente, Hologic, Inc., ha demostrado un sistema de mamografía/tomosíntesis multimodo fusionado que toma uno o ambos tipos de imágenes, y o bien mientras la mama permanece inmovilizada o bien en diferentes compresiones de la mama.

La tomosíntesis, tal como se usa en los sistemas y métodos dados a conocer en esta memoria descriptiva de patente, normalmente implica adquirir una pluralidad de imágenes de proyección de tomosíntesis Tp en ángulos respectivos con respecto a la mama, y reconstruir a partir de las mismas una pluralidad de imágenes reconstruidas de tomosíntesis Tr representativas de cortes de mama. Son deseables técnicas de visualización adecuadas para que la presentación de imágenes de Tp y/o Tr sea más eficaz y eficiente para su revisión por parte de los profesionales sanitarios. Cuando se adquieren imágenes de proyección de tomosíntesis Tp junto con mamografías 2D convencionales Mp, son deseables métodos de visualización mejorados que faciliten la visualización de ambos tipos de imágenes. También son deseables enfoques de visualización eficaces cuando las imágenes de tomosíntesis Tp o Tr que se adquieren en un momento necesitan compararse con mamografías Mp o con imágenes de tomosíntesis Tp o Tr adquiridas en un momento diferente. Otro problema de visualización se refiere a los métodos de detección asistida por ordenador (CAD) que usan el análisis informático de imágenes para identificar ubicaciones y posiblemente otras características de anomalías sospechosas. Actualmente, las marcas de CAD se colocan en las imágenes de mamografía Mp, pero puede ser útil colocarlas en la ubicación apropiada en las imágenes Tr o Tp. A la inversa, puede ser deseable obtener marcas de CAD procesando imágenes Tp y/o Tr, y colocarlas en ubicaciones apropiadas en imágenes Mp. En este caso, la notación Mp se refiere a una mamografía convencional, que es una imagen de proyección bidimensional de una mama; el término Mp abarca tanto una imagen digital adquirida por un detector de pantalla plana u otro dispositivo de obtención de imágenes como la imagen después del procesamiento convencional para prepararla para que la visualice un profesional de sanitario o para almacenarla, por ejemplo, en el sistema PACS de un hospital u otra institución. Tp se refiere a una imagen que es bidimensional de manera similar pero se toma en un ángulo de tomosíntesis respectivo entre la mama y el origen de los rayos X de obtención de imágenes (normalmente el punto focal de un tubo de rayos X), y también abarca la imagen tal como se adquiere, así como la imagen después de procesarse para su visualización o para algún otro uso. Tr se refiere a una imagen que se reconstruye a partir de imágenes Tp, por ejemplo de la manera descrita en dichas solicitudes de patente presentadas anteriormente, y representa un corte de la mama tal como aparecería en una imagen de proyección de rayos X de ese corte, y también abarca información suficiente para describir tal imagen de corte. Las imágenes Mp, Tp y Tr normalmente están en formato digital antes de visualizarse y se definen mediante información que identifica las propiedades de cada píxel en una matriz bidimensional de píxeles. Los valores de píxel normalmente se refieren a respuestas medidas o estimadas o calculadas respectivas a rayos X de volúmenes correspondientes en la mama.

Otra cuestión más se refiere a los grandes requisitos de almacenamiento de las imágenes de tomosíntesis Tp y/o Tr. Debido a que los conjuntos de datos reconstruidos para imágenes Tr son grandes, en algunas circunstancias puede ser mejor almacenar proyecciones Tp no reconstruidas, que requieren menos almacenamiento. De este modo, pueden reducirse los tiempos de transmisión al dispositivo de almacenamiento y desde el dispositivo de almacenamiento a la estación de trabajo de visualización. Las imágenes Tp en este caso pueden reconstruirse para dar imágenes Tr justo antes de verlas. Además, puede ser deseable que las imágenes vistas en una estación de trabajo sean iguales o al menos comparables a las imágenes vistas en una estación de trabajo diferente, o iguales o al menos comparables a las imágenes vistas previamente del mismo conjunto de datos, incluso si ha cambiado el software y/o el hardware de la estación de trabajo o de adquisición, o el sistema de adquisición.

Otra cuestión más se refiere al tiempo de procesamiento requerido para reconstruir imágenes de tomosíntesis Tr. Debido a los tiempos de reconstrucción relativamente largos, un enfoque posible es realizar reconstrucciones en una consola de adquisición y enviar las imágenes ya reconstruidas a estaciones de trabajo de visualización. Esto puede permitir un mayor rendimiento de lectura si hay varios sistemas de adquisición que envían todos ellos imágenes a una o más estaciones de trabajo de visualización. El sistema puede diseñarse de modo que pueda manejar M consolas de adquisición enviando sus imágenes a todas las N estaciones de trabajo de visualización.

La invención se define por las reivindicaciones adjuntas.

En un ejemplo no limitativo dado a conocer en esta memoria descriptiva, la adquisición y visualización de imágenes

de rayos X comienza con la adquisición de datos de imágenes de mamografía de rayos X representativos de imágenes de mamografía de proyección Mp de mamas de pacientes y datos de imágenes de tomosíntesis de rayos X representativos de imágenes de proyección Tp tomadas en diferentes ángulos de al menos una fuente de rayos X de obtención de imágenes en relación con las mamas de pacientes (por ejemplo, diferentes ángulos del punto focal en un tubo de rayos X en relación con una mama inmovilizado). Esta adquisición puede realizarse por una sola unidad, usando un solo tubo de rayos X y un solo generador de imágenes digital de pantalla plana o algún otro dispositivo de obtención de imágenes, configurado para adquirir selectivamente uno o ambos de datos de imágenes de mamografía y tomosíntesis, en la misma compresión de mama de una paciente o en diferentes compresiones. El sistema y el método dados a conocer usan al menos un subconjunto de las imágenes Tp adquiridas para formar imágenes de tomosíntesis reconstruidas Tr representativas de cortes de las mamas que tienen orientaciones y grosores seleccionados. El sistema y el método pueden visualizar además al menos una subcombinación seleccionada de las imágenes Mp, Tr y Tp, preferiblemente para ver de manera simultánea y preferiblemente mientras se muestran, en o cerca de las imágenes visualizadas, símbolos de marcaje respectivos que las identifican como imágenes Mp, Tr o Tp.

El método y el sistema pueden además generar u obtener de otro modo marcas de detección asistida por ordenador (CAD) para anomalías sospechosas en dichas imágenes Mp, y pueden visualizar dichas marcas en ubicaciones correspondientes en imágenes Tr asociadas, por ejemplo, mediante orientación, con imágenes Mp respectivas. Además de la información de ubicación, las marcas de CAD pueden proporcionar información sobre, por ejemplo, el tipo de anomalía sospechada y/o un nivel de confianza de que las marcas apuntan a una anomalía real. Las marcas CAD que se generan inicialmente a partir de algunas de las imágenes Tr, Tp o Mp o que están relacionadas con algunas de ellas pueden visualizarse en imágenes a partir de las cuales no se generaron o con las que no se asociaron inicialmente, en ubicaciones correspondientes o al menos relacionadas. Las imágenes Tp pueden almacenarse junto con información de versión indicativa de al menos una configuración de adquisición usada para adquirirlas y una configuración de reconstrucción usada para reconstruir imágenes Tr a partir de dichas imágenes Tp, para así permitir la reconstrucción posterior de imágenes Tr que coincidan con las reconstruidas originalmente. Alternativamente, o además, las imágenes Tp pueden almacenarse junto con la información de versión relacionada con el momento en que se adquirieron y pueden reconstruirse posteriormente para dar imágenes Tr usando una configuración de reconstrucción que coincida con la información de versión. Puede proporcionarse una configuración de reconstrucción que tenga al menos dos versiones diferentes de software de reconstrucción, de modo que las imágenes Tr puedan reconstruirse usando una versión del software de reconstrucción que coincida con la información de versión de las imágenes Tp o imágenes Tr anteriores. Las imágenes Tr pueden reconstruirse a partir de sólo un subconjunto de las imágenes Tp adquiridas, lo que en un caso extremo significa la reconstrucción a partir de una sola imagen Tp para producir un equivalente de la imagen Tp. Pueden formarse imágenes Tr representativas de al menos dos cortes de mama que difieren en grosor, por ejemplo, usando métodos de MIP (proyección de máxima intensidad) o un método de suma que puede o no usar una ponderación diferente de los datos de píxeles sumados. La visualización puede alternarse entre imágenes Tr representativas de cortes de mama que tienen diferentes grosores, en los que los cortes pueden superponerse o no en el espacio. A través del procesamiento informático, puede calcularse el volumen de una lesión y visualizarse a partir de la información contenida en las imágenes Mp, Tr y/o Tp. La visualización puede mostrar además simultáneamente imágenes Tr reconstruidas a partir de una adquisición actual de imágenes Tp y al menos una imagen Mp obtenida a partir de una adquisición anterior que implique una compresión de mama diferente. Además, la visualización simultánea puede estar en el mismo o monitores diferentes, y puede incluir al menos imágenes Mp y Tr, o al menos imágenes Mp y Tp, o al menos imágenes Tr y Tp, o los tres tipos de imágenes, y puede incluir en cambio o adicionalmente imágenes 3D formadas a partir de algunos o todos los datos de rayos X adquiridos, datos de imágenes y/o imágenes Mp, Tr y/o Tp. Como parte de la visualización puede mostrarse información indicativa del estado de carga de imágenes Tr para visualización. Pueden visualizarse diferentes imágenes en diferentes tamaños de píxel o campos de visión o, alternativamente, pueden ecualizarse selectivamente por tamaño de píxel o campo de visión mediante tipos seleccionados de interpolación o extrapolación, por ejemplo, mediante conversión ascendente a un tamaño de píxel más pequeño y, por tanto, un recuento de píxeles convertidos más alto, o mediante conversión descendente a un tamaño de píxel más grande y, por tanto, un recuento de píxeles más bajo.

La visualización de imágenes Mp o Tr puede incluir la visualización de indicaciones no numéricas de los niveles respectivos de las imágenes Tr visualizadas en relación con las imágenes Mp, por ejemplo, en forma de líneas transversales en una barra relacionada con las imágenes Mp visualizadas, en las que la altura de la barra puede relacionarse con el grosor de la mama comprimida, y/o indicaciones no numéricas de los grosores respectivos de los cortes de la mama representados por imágenes Tr visualizadas, por ejemplo, en forma de barras transversales de grosor respectivo en una barra relacionada con imágenes Mp. En cambio, o además, pueden proporcionarse y visualizarse indicaciones numéricas de la posición de una imagen de corte Tr en relación con una mama de la que se ha obtenido una imagen Mp, y/o el grosor del corte. Las imágenes Mp y Tr pueden mostrarse superpuestas entre sí, y pueden alternarse para cambiar entre la imagen que está visible en ese momento. Además, pueden proporcionarse otros efectos de visualización de imágenes, tales como, sin limitación, aparición/desaparición gradual y combinación de dos o más imágenes con la ponderación respectiva, tal como se usa comúnmente en la postproducción de imágenes de televisión y en el software de procesamiento de imágenes conocido tal como Photoshop de Adobe. Las imágenes Tr pueden visualizarse en modo cine, con control selectivo sobre la velocidad de cambio de una imagen a otra y/o el orden de las imágenes para visualizar en relación con el orden en que se

reconstruyeron. Al menos dos conjuntos de imágenes Tr, por ejemplo, imágenes Tr reconstruidas a partir de diferentes adquisiciones de imágenes Tp, pueden mostrarse simultáneamente y desplazarse en sincronismo. Puede proporcionarse una selección de modos de visualización iniciales o por defecto en relación con el orden, la velocidad, el grosor de corte y/u otros parámetros de visualización de imágenes, y puede permitirse la selección por parte del usuario entre esos modos. Puede mostrarse selectivamente información relativa a la adquisición, el almacenamiento, la reconstrucción y/u otros parámetros de los datos de imagen. Las imágenes Tr pueden imprimirse en formato NxM (donde N y M son números enteros positivos), y puede permitirse la impresión de imágenes visualizadas simultáneamente en uno o más monitores en formato WISIWIG. La compresión de imágenes Mp, Tp y/o Tr y/o de datos de imágenes puede llevarse a cabo selectivamente antes del almacenamiento. La compresión puede ser sin pérdidas o puede tener pérdidas en un grado seleccionado. La reconstrucción de imágenes Tr puede llevarse a cabo selectivamente a partir de imágenes Tp comprimidas. Pueden proporcionarse controles de ventana/nivel para al menos las imágenes seleccionadas de las imágenes visualizadas, y los controles pueden configurarse por el usuario, o automáticamente, para controlar la anchura de ventana y/o el nivel de ventana de solo una, o solo las seleccionadas, o todas las imágenes visualizadas. Las regiones de imagen pueden ampliarse para su visualización y los controles de ventana/nivel pueden aplicarse automáticamente a las regiones ampliadas. Las imágenes Tr, Tp o ambas, Tr y Tp, pueden almacenarse en el almacenamiento de PACS. Las imágenes Tp pueden adquirirse usando una agrupación más gruesa en una dirección de movimiento relativo entre la fuente de rayos X de obtención de imágenes y una mama durante la adquisición de imágenes. Alternativamente, tal agrupación puede realizarse después de que se adquieran las imágenes Tp, para reducir así los requisitos de almacenamiento y procesamiento adicional. Las imágenes Mp y Tp pueden adquirirse de la misma mama de una paciente mientras la mama permanece inmóvilizada bajo compresión que puede permanecer igual o cambiar entre la adquisición de imágenes Mp e imágenes Tp. Los datos de imagen para imágenes Tp adquiridas en dos o más unidades de adquisición pueden suministrarse a y reconstruirse para dar imágenes Tr en una sola unidad de reconstrucción, desde la cual una o más unidades de visualización de datos pueden adquirir imágenes Tr para visualización, o los datos de imagen para imágenes Tp pueden almacenarse como tal y solo reconstruirse para dar imágenes Tr inmediatamente antes de la visualización de las mismas.

Un enfoque de visualización adicional o alternativo usa las imágenes Tp y/o Tr en visualización estereoscópica. Por ejemplo, cuando dos imágenes Tp cualesquiera tomadas en diferentes ángulos con respecto a la mama se visualizan simultáneamente y se ven de tal manera que cada una es vista por un ojo diferente del observador, se visualiza información de profundidad. De manera similar, cuando se reconstruyen dos imágenes Tr cualquiera de manera que sus planos de imagen formen un ángulo entre sí, también puede percibirse información de profundidad.

### Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es un diagrama de bloques que ilustra el flujo de datos a través de un sistema en el que se produce la reconstrucción de imágenes de corte de tomosíntesis Tr después (o, alternativamente, antes) del almacenamiento de las imágenes de proyección de tomosíntesis Tp adquiridas.

La figura 2 es un diagrama de bloques que ilustra el flujo de datos en el que se produce la reconstrucción de imágenes Tr antes del almacenamiento.

La figura 3 ilustra un ejemplo en el que cuatro unidades que adquieren imágenes Tp alimentan una sola unidad que reconstruye imágenes Tr.

La figura 4 ilustra un ejemplo en el que cada una de las cuatro unidades que adquieren imágenes Tp tiene su propia unidad para reconstruir imágenes Tr.

La figura 5 ilustra un ejemplo de visualización de imágenes Tr (o Tp) e imágenes de mamografía Mp en zonas independientes de una sola pantalla o en diferentes pantallas.

La figura 6 ilustra un ejemplo en el que una imagen Mp y una imagen Tr pueden mostrarse en la misma o sustancialmente en la misma zona en una pantalla, con un ejemplo de una indicación no numérica del grosor y la posición en la mama de un corte de mama representado por una imagen Tr.

La figura 7 ilustra una visualización simultánea de imágenes Tr y Mp, en zonas independientes en una pantalla o como imágenes combinadas.

La figura 8 ilustra una visualización de imágenes Mp/Tr con marcas de CAD y una indicación no numérica de imágenes Tr en las que existen marcas de CAD.

La figura 9 ilustra una visualización estereoscópica de imágenes Tp.

La figura 10 ilustra una visualización estereoscópica de imágenes Tr.

La figura 11 es un diagrama de bloques que ilustra los elementos principales de un sistema de

mamografía/tomosíntesis.

### Descripción detallada de las realizaciones preferidas

5 En la descripción de las realizaciones preferidas ilustradas en los dibujos, se emplea terminología específica por motivos de claridad. Sin embargo, la divulgación de esta memoria descriptiva no pretende limitarse a la terminología específica así seleccionada y debe entenderse que cada elemento específico incluye todos los equivalentes técnicos que funcionan de manera similar.

10 La figura 1 ilustra el flujo de datos en un ejemplo de un sistema dado a conocer en esta memoria descriptiva. Un sistema 1 de adquisición de datos de imágenes adquiere datos de imágenes de tomosíntesis y/o mamografía para imágenes Tp y/o Mp de las mamas de pacientes, y puede adoptar la forma y usar los métodos de adquisición de cualquiera de los sistemas dados a conocer en dichas solicitudes de patente presentadas anteriormente. Después de la adquisición, los datos que describen las imágenes de proyección Tp se envían al dispositivo 2 de almacenamiento, que puede incluir un almacenamiento de sistema de archivo y comunicación de imágenes (PACS), por ejemplo, del tipo usado comúnmente en hospitales y otros centros sanitarios, preferiblemente un PACS compatible con DICOM.

15 Cuando se necesitan imágenes para la pantalla 4, los datos para las imágenes Mp y/o Tp se envían, desde el sistema 1 de adquisición o desde el dispositivo 2 de almacenamiento, a un sistema 3 informático configurado como motor de reconstrucción que puede realizar la reconstrucción por tomosíntesis para dar imágenes Tr que representan cortes de mama de grosor seleccionado y en orientaciones seleccionadas, tal como se da a conocer en dichas solicitudes de patente presentadas anteriormente. Las imágenes de corte reconstruidas Tr se envían luego a un sistema 4 de visualización para que puedan verse. Si el motor 3 de reconstrucción está conectado a la pantalla 4 a través de un enlace rápido, entonces pueden transmitirse grandes conjuntos de datos rápidamente.

20 Con el tiempo, es probable que haya mejoras en los sistemas de adquisición y en los sistemas de visualización, lo que puede dar como resultado actualizaciones de hardware y software y cambios en los algoritmos de reconstrucción. Esto puede crear problemas al ver imágenes tomadas anteriormente. Puede ser importante poder recuperar del almacenamiento y reconstruir una imagen que se vea idéntica (o al menos comparable) a la forma en que se veía cuando se reconstruyó y visualizó en el pasado. Considérese el ejemplo en el que una mejora en los algoritmos de reconstrucción mejora la calidad de la imagen para permitir la detección de una lesión cancerosa en una imagen donde no era visible usando una versión anterior del algoritmo de reconstrucción y las normas asistenciales existentes entonces. Aunque podría ser útil ver imágenes más antiguas procesadas con los algoritmos más nuevos, también puede ser importante permitir que vuelvan a visualizarse las imágenes tal como se vieron durante un diagnóstico original. Una forma de lograr esto según la divulgación en esta memoria descriptiva de patente es poner un número de versión o alguna otra información en los datos para imágenes Tp, que identifique las versiones de software y/o hardware de la adquisición de datos de imágenes y/o el sistema de reconstrucción de imágenes Tr en el momento de la adquisición. Durante la reconstrucción en un momento posterior, el motor de reconstrucción lee este número de versión u otra información similar y reconstruye usando el algoritmo apropiado.

Por tanto, las actualizaciones del sistema pueden mantener una biblioteca de algoritmos y/o hardware más antiguos para poder reconstruir utilizando la técnica adecuada.

45 En la figura 2 se ilustra un diseño alternativo. En este ejemplo, las reconstrucciones en la unidad 3 se producen cerca de o en la estación 1 de adquisición, y son las reconstrucciones Tr las que se envían al sistema 2 de almacenamiento y a los dispositivos 4 de visualización. Una ventaja de la configuración de la figura 2 está en el modo en que maneja las actualizaciones de adquisición: si una nueva versión de hardware/software tiene un algoritmo de reconstrucción modificado, entonces todas las imágenes Tr reconstruidas a partir de los datos de imágenes Tp tomadas después de la actualización reflejarán automáticamente este nuevo algoritmo, y las imágenes Tr reconstruidas a partir de datos de imágenes Tp tomadas antes de la actualización se habrán reconstruido con la versión anterior y se almacenarán correctamente como tales. Las imágenes almacenadas en un PACS serán las mismas que vio el radiólogo u otro profesional sanitario durante el diagnóstico u otra revisión inicial. Otra ventaja del sistema de la figura 2 es la reducida carga de reconstrucción del sistema en comparación con el sistema de la figura 1, donde el motor de reconstrucción está justo antes de la visualización. Si hay múltiples sistemas de adquisición, por ejemplo, cuatro sistemas, que están enviando todos ellos imágenes a la pantalla, entonces el motor de reconstrucción de la figura 1 necesitará reconstruir imágenes a una velocidad 4 veces superior a la de un motor de reconstrucción en un sistema que sólo tiene un sistema de adquisición, para el mismo rendimiento total de pacientes.

60 En la figura 3 se ilustra un ejemplo de un sistema de cuatro estaciones de adquisición que usa el diseño de la figura 1. En la figura 4 se ilustra un ejemplo de un sistema de cuatro estaciones de adquisición que usa el diseño de la figura 2, y este sistema puede reconstruir más imágenes en una cantidad de tiempo dada debido al mayor número de motores de reconstrucción.

65 La cuestión de qué diseño de sistema supondrá una mayor carga para el almacenamiento en PACS de una

institución dependerá de los tamaños de las proyecciones Tp sin procesar y de las imágenes reconstruidas Tr. En general, si las proyecciones Tp sin procesar son más pequeñas que las imágenes reconstruidas Tr, podría ser deseable guardar en PACS los datos sin procesar o procesados de manera preliminar para las imágenes Tp y reconstruir las imágenes Tr finales según demanda para visualización u otro uso. En todos los casos, puede ser deseable mantener ambos tamaños lo más pequeños posible.

Un modo de reducir el tamaño de un conjunto de datos original para una imagen Tp es agrupar los datos Tp de proyección en un tamaño de píxel tan grande como sea práctico sin reducir la eficacia clínica de las imágenes Tp o Tr finales. Puede ser particularmente útil agrupar los datos de píxeles de manera asimétrica, con un compartimento más grueso en la dirección del movimiento de una fuente de rayos X de obtención de imágenes en relación con la mama de la que están obteniéndose imágenes y un compartimento más fino en la dirección ortogonal, tal como se describe en al menos una de dichas solicitudes de patente presentadas anteriormente. La agrupación puede realizarse como parte del proceso de adquisición de datos de rayos X, en el transcurso de la lectura de datos de medición de un generador de imágenes digital de pantalla plana. Alternativamente, puede realizarse después de la adquisición de datos inicial. La compresión de las proyecciones usando algoritmos de compresión sin pérdida o con pérdida también puede servir para reducir el tamaño de imagen. Hay diferentes modos de reducir el tamaño de los conjuntos de datos reconstruidos para imágenes Tr, y esto puede ser particularmente importante si las reconstrucciones se guardan en PACS y si se transmiten a través del hospital u otra red de instalaciones. La compresión de datos es un modo de reducir el tamaño del conjunto de datos. Otro modo es hacer que los tamaños de píxel reconstruidos sean tan grandes como sea práctico en consonancia con la tarea de obtención de imágenes clínicas. Se cree que, como un ejemplo no limitativo, un tamaño de píxel de 140 micrómetros x 140 micrómetros para los cortes reconstruidos es razonable para muchos, si no para la mayoría, de los propósitos de visualización. El sistema de visualización puede interpolar o extrapolar a un tamaño de píxel más fino para la visualización, y esto puede ser útil cuando se desea confirmar el tamaño de píxel de otra imagen, como una mamografía digital tomada con una resolución más fina que 140 micrómetros. También es más rápido reconstruir para dar un tamaño de píxel más grueso y luego realizar una interpolación o extrapolación de visualización a un tamaño de píxel más fino, y hacerlo de este modo puede no afectar a la eficacia clínica siempre que el tamaño de píxel reconstruido sea adecuadamente fino.

El mismo sistema de adquisición de tomosíntesis puede ser capaz de adquirir o bien mamografías Mp o bien imágenes de tomosíntesis Tp (reconstruidas para dar imágenes de tomosíntesis Tr), o ambas, tal como se describe en dichas solicitudes presentadas anteriormente. Por tanto, un sistema de visualización preferiblemente debería poder visualizar imágenes tanto Mp como Tr (y/o Tp) de forma concurrente o secuencial. La adquisición de tomosíntesis puede adquirir imágenes de mamografías y tomosíntesis Tp en una sola compresión, tal como se describe en dichas solicitudes presentadas anteriormente. En tal caso, debido a que la geometría de la mama no cambia esencialmente entre los dos tipos de imágenes, una ubicación en una imagen Mp o Tr puede relacionarse con la misma ubicación de mama en la otra imagen. Si existe la geometría correlativa, los dos tipos de imágenes pueden superponerse uno encima del otro, y el usuario puede alternar entre qué tipo de imagen es visible en un momento dado. Por tanto, en general, la pantalla puede mostrar simultánea o secuencialmente imágenes de mamografías y tomosíntesis Tr (y/o Tp) a partir de los estudios actuales y anteriores.

Son deseables métodos para identificar qué imagen corresponde a qué tipo de imagen en visualizaciones de imágenes Mp, Tr y/o Tp. En la figura 5 se ilustra un ejemplo de tal método. Se usa un icono para identificar un tipo de imagen. En este ejemplo no limitativo, el símbolo M en la imagen a la izquierda indica que se trata de una mamografía. El símbolo T en la imagen a la derecha indica que se trata de una imagen de corte de tomosíntesis Tr. De manera similar, puede usarse un símbolo Tp (no mostrado) para indicar que la imagen visualizada es una imagen de proyección de tomosíntesis Tp, y el símbolo 3D (tampoco mostrado) puede usarse para indicar que una imagen en la pantalla es una imagen 3D. Pueden usarse otros símbolos que sirvan para un propósito similar en lugar de, o además, de los identificados anteriormente.

El sistema descrito como ejemplo no limitativo en esta memoria descriptiva puede recibir y visualizar selectivamente las imágenes de proyección de tomosíntesis Tp, las imágenes de reconstrucción de tomosíntesis Tr y/o las imágenes de mamografía Mp. Puede recibir imágenes almacenadas sin comprimir, comprimidas sin pérdidas y comprimidas con pérdidas. También puede incluir algoritmos para descomprimir imágenes enviadas en formato comprimido. El sistema tiene software para realizar la reconstrucción de datos de imágenes de tomosíntesis para imágenes Tp para dar imágenes Tr. Además, puede incluir software para generar imágenes de visualización en 3D a partir de las imágenes reconstruidas de tomosíntesis Tr usando métodos conocidos convencionales tales como MIP (proyección de máxima intensidad), algoritmos de suma y/o suma ponderada.

Haciendo referencia a la imagen de tomosíntesis Tr visualizada a la derecha de la figura 5, una barra deslizante indica la altura del corte visualizado, en este ejemplo por encima de la plataforma de mama, aunque la altura podría estar relacionada en cambio con otras referencias. En este caso, la altura es de aproximadamente 5 cm. La altura de un corte Tr que se visualiza puede cambiarse usando una interfaz informática convencional, tal como un teclado, un ratón, una rueda de ratón o una bola de seguimiento. Cuando cambia la altura, la barra deslizante se actualiza moviéndose hacia arriba o hacia abajo para reflejar con precisión el corte visualizado. Otro método de visualización es un método de superposición, en el que la mamografía Mp y la(s) imagen(es) de corte tomográfica(s) Tr se apilan

una encima de otra. Esto se ilustra en la figura 6. El símbolo TM en este ejemplo no limitativo significa que la visualización es una superposición de al menos una imagen de tomosíntesis Tr más una imagen de mamografía Mp. La imagen visible, es decir, el tipo de imagen en la parte superior, puede cambiarse fácilmente de Tr a Mp y viceversa, tal como alternando entre uno y otro lado usando un teclado u otro dispositivo de interfaz. El tipo de imagen que es visible puede identificarse cambiando los símbolos, tales como negrita o subrayado, en la parte superior. Por ejemplo, si la imagen Tr estuviera arriba, el símbolo podría ser TM, mientras que si la imagen Mp estuviera arriba, el símbolo podría ser TM. Tal como se indicó anteriormente, la imagen superior puede hacerse parcialmente transparente y pueden usarse otras técnicas, tales como la transición de una imagen a otra. La figura 6 ilustra además otro método de visualización. Además de la altura de corte de una imagen Tr, el grosor del corte puede ajustarse y mostrarse, preferiblemente de forma no numérica. Alternativamente, la altura y/o el grosor del corte visualizado pueden mostrarse en formato numérico. Normalmente, los cortes de mama representados por imágenes Tr son delgados, del orden de 0,5-3 mm, y no mostrarán objetos que se alejen del corte dado. Si se desea observar objetos vistos desde un corte más grueso, pueden realizarse reconstrucciones para generar imágenes Tr de cortes más gruesos sintetizados, tales como 5, 10, 15 o 20 mm o más, o pueden combinarse dos o más imágenes Tr en una imagen Tr individual que representa un corte más grueso. La combinación puede ser con una ponderación igual o diferente de las imágenes Tr originales.

El control de la imagen de corte Tr que debe visualizarse puede manejarse de varias maneras diferentes. El usuario puede hacer clic o arrastrar la barra deslizante a la altura de corte deseada y la visualización seguirá. Alternativamente, la altura podría seleccionarse usando comandos de teclado, ruedas de ratón o bolas de seguimiento, u otras herramientas informáticas de selección de este tipo. La imagen de corte Tr puede reproducirse en modo cine, pudiendo el usuario controlar la velocidad y la dirección. Las imágenes de proyección de tomosíntesis Tp también se pueden visualizar en modo cine.

Además, si se muestran simultáneamente dos o más conjuntos de imágenes de tomosíntesis, por ejemplo, imágenes Tr de la misma mama tomadas en momentos diferentes, o imágenes Tr de las dos mamas tomadas al mismo tiempo, estos dos conjuntos de imágenes pueden visualizarse simultáneamente en modo cine. Las visualizaciones en modo cine pueden sincronizarse, de modo que si estos dos conjuntos de datos representan la misma mama, la visualización en modo cine de ambos recorrerá cada conjunto de datos de mama a la misma velocidad.

La visualización de la imagen de corte Tr tiene, además de la visualización de la altura de corte, un método gráfico para visualizar el grosor de corte correspondiente. La anchura de la barra transversal mostrada en la figura 6 ilustra el grosor de corte.

Estas imágenes Tr para cortes más gruesos pueden derivarse de varias formas. Una forma es sumar un número de imágenes Tr de cortes más delgados adyacentes. Otra es calcular una proyección de intensidad máxima a través de los cortes adyacentes. Todavía otra forma de cambiar el grosor de corte es reconstruir el conjunto de datos usando un subconjunto de las proyecciones Tp. Si se usan menos proyecciones, esto equivale a una adquisición en un ángulo más superficial y, en consecuencia, las imágenes Tr reconstruidas tienen una mayor profundidad de campo y, por tanto, representan cortes más gruesos. Por ejemplo, si solo se usa una proyección para reconstruir, esto representa una adquisición de tomosíntesis por encima de 0 grados de escaneo angular y la profundidad de campo es infinita, es decir, las reconstrucciones son 2D, como en una imagen Mp de la misma mama.

En el caso más general, las pantallas de visualización contendrán una mezcla de imágenes de mamografía Mp, tomosíntesis Tr y/o Tp, y combinación (Mp + Tp/Tr). Un ejemplo de esto se ilustra en la figura 7. Muestra un examen de 4 vistas que se compara con un examen anterior de 4 vistas, donde las diferentes vistas de diferentes mamas son Mp, Tr/Tp o visualizaciones de combinación. El software permite la selección de uno o más planos de imagen, para usar en el procesamiento de imágenes, o para cambiar la ventana/nivel o para cambiar la altura de corte, etc. Los planos de imagen seleccionados se indican de alguna manera; en este ejemplo no limitativo, el plano seleccionado se perfila con una línea de puntos. Estos conjuntos de imágenes pueden estar en un monitor, o en múltiples monitores u otras pantallas.

Cuando se visualiza más de una imagen, es conveniente que todas las imágenes se visualicen con la misma separación entre píxeles, usando un método conocido de interpolación o extrapolación aplicado a las imágenes digitales. Esto facilita la comparación de imágenes. Como ejemplo, si la mamografía anterior se adquirió en un sistema que usaba una separación entre píxeles de 100 micrómetros, pero la mamografía actual se adquirió en un sistema que usaba una separación entre píxeles de 70 micrómetros, la visualización mapeará las imágenes para que las separaciones entre píxeles sean idénticas. Esta separación entre píxeles también se aplica a las imágenes Mp y Tr/Tp. En una realización preferida, las imágenes Mp y Tr/Tp se visualizan con el mismo tamaño de píxel. Esto es especialmente útil al realizar una visualización de imágenes superpuestas, con las imágenes Mp y Tr/Tp una encima de la otra. Por tanto, un objeto en una imagen Tr aparecerá en el mismo lugar que en la imagen Mp correspondiente. Si las dos imágenes no tienen el mismo tamaño de píxel, alternar entre ellas puede mostrar un cambio molesto debido a la diferencia en el tamaño de píxel. Hacer coincidir las separaciones entre píxeles para todas las imágenes en la visualización es solo una posibilidad. También puede incluirse una capacidad para cambiar las separaciones entre píxeles de cualquier imagen o conjunto de imágenes, tal como ocurriría cuando se ampliara

en una región de una mama.

Puede ampliarse cualquiera de las imágenes en la visualización. En particular, en un modo de visualización de superposición combinada, la zona ampliada ampliará las imágenes de corte tanto Mp como Tr a medida que se alternan. Dicho de otro modo, independientemente de qué tipo de imagen se visualice, se ampliará. La ventana/el nivel puede aplicarse de manera independiente o conjunta a cualquier combinación de imágenes en la visualización. En particular, para las imágenes Tr, la ventana/el nivel puede aplicarse sólo a la única imagen de corte Tr mostrada, o a todas las imágenes de corte Tr. Si hay una región ampliada de una imagen, la ventana/el nivel puede aplicarse selectivamente solo a la región ampliada o a toda la imagen.

Una mama comprimida con frecuencia tiene un grosor de unos 50 mm, y si la separación de los cortes reconstruidos es de 1 mm, entonces el examen consistirá en 50 cortes. El tiempo que lleva cargar este estudio en la pantalla puede ser significativo. Debido a esto, puede ser útil que la pantalla indique el estado de la pantalla si la imagen está cargándose actualmente. Esto puede adoptar la forma de un mensaje tal como "carga de imagen" o un ícono que indique lo mismo, o información que proporcione más detalles sobre el estado de carga tales como, sin limitación, el tiempo restante para la visualización completa.

La secuencia de visualización de imágenes Tr puede controlarse para seleccionar o bien la primera imagen de corte Tr, o bien la última o bien la intermedia, o alguna otra imagen de corte Tr, como el corte inicial que va a visualizarse. Este control también define el grosor de corte inicial que va a visualizarse.

Habitualmente se usan algoritmos de CAD para analizar mamografías. La CAD también puede aplicarse a imágenes Tr y/o Tr. Puede ser útil visualizar marcas CAD que se derivan de las imágenes Tr/Trp o están asociadas con ellas, en las ubicaciones apropiadas de las imágenes Mp. Por ejemplo, cuando se muestra una imagen de corte Tr que contiene una o más marcas de CAD, la ubicación x,y de la marca de CAD en la imagen de corte Tr se usa para calcular la ubicación x,y correspondiente en la imagen Mp que representa la misma ubicación de mama. Entonces puede colocarse la marca en una o ambas imágenes Mp y Tr en las mismas ubicaciones. De manera similar, puede ser útil visualizar marcas de CAD que se derivan de o están asociadas de otro modo con las imágenes Mp en las ubicaciones apropiadas de las imágenes de corte Tr. Por ejemplo, la ubicación x,y de la marca de CAD en Mp se usa para calcular la ubicación x,y correspondiente en la imagen del corte Tr que representa la misma ubicación de mama, y la marca se coloca en el corte Tr.

En la figura 8 se ilustra un método de visualización de información de CAD. Se indican las ubicaciones de corte donde hay marcas de CAD. En este ejemplo, se indican mediante el uso de flechas situadas en las alturas de corte donde se encuentran las marcas. En este ejemplo no limitativo, había marcas de CAD a alturas de 1 y 3 cm, y el corte visualizado actualmente está a 5 cm.

Otro método de visualización para usar con imágenes Tr que tienen datos de CAD de Tr es restringir la visualización de imágenes de corte Tr que no tienen marcas de CAD en ellas. Por ejemplo, si sólo las imágenes 10 y 20 de corte Tr tuvieran marcas de CAD, sólo se visualizarían esas dos imágenes de corte. Esto permite acelerar la revisión de imágenes, ya que puede haber 50 o más cortes Tr que es necesario visualizar. La visualización de la imagen podría saltar de una imagen de corte Tr marcada por CAD a otra rápidamente. También puede haber un método de anulación para que puedan revisarse todas las imágenes de corte Tr, si se desea.

Además de la visualización de información de CAD, la unidad puede visualizar información de adquisición y demográfica del paciente relevante para la adquisición y reconstrucción de imágenes Tp/Tr.

También existen diferentes métodos para imprimir imágenes Tr/Trp. Debido a que hay muchas imágenes de corte Tr, puede que no sea deseable imprimir cada imagen de corte individual. En este caso, el sistema puede soportar la impresión de las imágenes Tr en un formato de diseño de película NxM. Además, puede permitirse la impresión en un formato de captura de pantalla WYSIWYG (lo que ves es lo que obtienes).

Un método común para revisar imágenes digitales de mamografía y tomosíntesis Mp, Tp y Tr es usar uno o más monitores y mirar las imágenes en un modo esencialmente monoscópico: la misma imagen se ve por ambos ojos de la persona que mira. Los investigadores han propuesto el uso de sistemas de visualización estereoscópica, mediante los cuales se presentan diferentes imágenes a los ojos izquierdo y derecho. Este método de visualización se conoce como estereoscópico y puede ofrecer señales de distancia o profundidad de manera similar a lo que normalmente ven los ojos humanos en tareas de visión regulares. La visualización estereoscópica ofrece beneficios potenciales en la visualización de imágenes radiológicas, porque las relaciones espaciales relativas entre objetos en el cuerpo pueden ser más evidentes. Uno de estos sistemas estereoscópicos, para su uso en pantallas médicas, se propone en la patente estadounidense n.º 6.031.565 concedida el 29 de febrero de 2000 e implica tomar dos imágenes radiográficas de un cuerpo desde diferentes ángulos. La visualización estereográfica de estas dos imágenes proporciona información de profundidad.

Las imágenes de tomosíntesis ofrecen nuevas oportunidades para una visualización estereoscópica mejorada, al menos en parte, porque proporciona un conjunto de datos más rico que sólo un par estereoscópico para visualizar,

proporciona muchas combinaciones posibles de pares de imágenes y permite desplazarse a través de diferentes conjuntos de imágenes visualizadas.

En la figura 9 se ilustra un método de visualización que usa pares de imágenes del conjunto de datos de proyección tomográfica  $T_p$ . Dos pares cualesquiera de proyecciones  $T_p$  pueden proporcionar visualización estereoscópica, y visualizando dinámicamente conjuntos de estos pares de proyecciones, se obtendrá tanto una vista estereoscópica como una que se mueve dinámicamente alrededor del cuerpo del que se obtuvieron imágenes. Por ejemplo, considérese que se tomaron 8 proyecciones  $T_p$  como parte de una adquisición de tomosíntesis:  $T_p[1]$ ,  $T_p[2]$ , ... $T_p[21]$ . El primer par que se visualizará estereoscópicamente podría ser  $T_p[1]$  y  $T_p[3]$ , el segundo par  $T_p[2]$  y  $T_p[4]$ , el tercer par  $T_p[3]$  y  $T_p[5]$  y así sucesivamente hasta  $T_p[6]$  y  $T_p[8]$ . Alternativamente, los pares pueden ser pares adyacentes tales como  $T_p[1]$  y  $T_p[2]$  o separados por tres proyecciones  $T_p[1]$  y  $T_p[4]$ , etc. La separación óptima entre las dos proyecciones en el par estereoscópico visualizado depende de la geometría de obtención de imágenes y de la separación angular entre proyecciones sucesivas  $T_p[i]$  y  $T_p[i+1]$ . Se sabe que sólo determinadas diferencias angulares entre los pares estereoscópicos proporcionan una buena visualización estereoscópica a los seres humanos, y la selección de los pares apropiados de imágenes  $T_p$  para un ajuste de adquisición particular puede determinarse mediante experimentación conveniente.

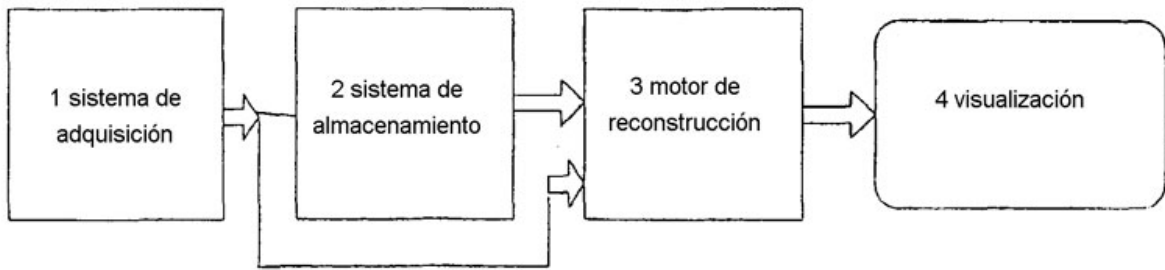
Otro método de visualización usa una variante del conjunto de datos  $T_r$  reconstruido y se ilustra en la figura 10. En esta realización, se reconstruyen dos conjuntos de datos diferentes  $T_r'$  y  $T_r''$ , ambos reconstruidos a partir de algunas o todas las proyecciones originales de  $T_p$ . Cuando se realiza la reconstrucción, se elige la geometría de reconstrucción y es posible reconstruir estos dos conjuntos de datos dando lugar a imágenes  $T_r$  que difieren en su visión del cuerpo por una separación angular seleccionada, por ejemplo, de algunos grados, imitando así la visión aparente del cuerpo que el ojo humano vería, si tuviera visión de rayos X. Cada conjunto de datos  $T_r'$  y  $T_r''$  consta de conjuntos de cortes transversales. Si se visualiza, usando el elemento de visualización estereoscópico, el mismo corte de  $T_r'$  y  $T_r''$ , uno en el ojo izquierdo y el otro en el ojo derecho, se obtendría una perspectiva estereoscópica de ese corte. Podrían visualizarse diferentes pares de cortes en sucesión en profundidad en la mama para obtener una visión estereoscópica dinámica a través del cuerpo. Tal como se observa en la figura 9, un objeto 3000 se reconstruye con cortes transversales  $T_r'$  y  $T_r''$  perpendiculares a dos ejes 3001 y 3002 diferentes. Los pares de cortes que se visualizan en el ojo izquierdo y el derecho son  $T_r'[i]$  (3003) y  $T_r''[i]$  (3004). El ángulo entre 3001 y 3002 es tal que la visualización de los pares  $T_r'$  y  $T_r''$  da una visualización estereoscópica. A diferencia de la propuesta en dicha patente 6.031.565, la figura 9 ilustra una vista estereoscópica de un corte transversal delgado a través del cuerpo y un desplazamiento a través de tales secciones, mientras que la patente propone visualizar pares estereoscópicos de radiografías de proyección a través de todo el cuerpo.

La figura 11 ilustra un sistema general de mamografía/tomografía en el que pueden implementarse los ejemplos preferidos pero no limitativos comentados anteriormente. La figura ilustra en forma de diagrama de bloques una unidad 100 de adquisición de datos de rayos X que incluye una fuente 110 de rayos X que obtiene imágenes de una mama 112 soportada sobre una plataforma 114 de mama. Un generador 116 de imágenes de rayos X, tal como un generador de imágenes de rayos X de pantalla plana disponible comercialmente a través del cesionario de esta memoria descriptiva de patente genera datos de imagen de proyección que pueden ser una mamografía  $M_p$  o una imagen de proyección de tomosíntesis  $T_p$ . La fuente 110 de rayos X está montada para moverse alrededor de la plataforma 114 de mama, de modo que las imágenes  $T_p$  puedan tomarse en diferentes ángulos. El generador 116 de imágenes de rayos X puede ser estacionario o también puede moverse en relación con la plataforma 114 de mama, preferiblemente en sincronismo con el movimiento de la fuente 110 de rayos X. Los elementos 110 y 116 se comunican con el control 118 de adquisición de datos de rayos X que controla las operaciones de una manera conocida de dichas memorias descriptivas de patente presentadas anteriormente. Los datos de imágenes de rayos X del generador 116 de imágenes se entregan a la unidad 120 de procesamiento y reconstrucción de imágenes, donde los datos se procesan tal como se conoce a partir de dicha solicitud de patente presentada anteriormente para dar datos de imágenes  $T_p$  y  $T_r$ , se almacenan posiblemente y se preparan para su visualización en la unidad 122 de visualización de imágenes, tal como se da a conocer en las diversas realizaciones descritas anteriormente.

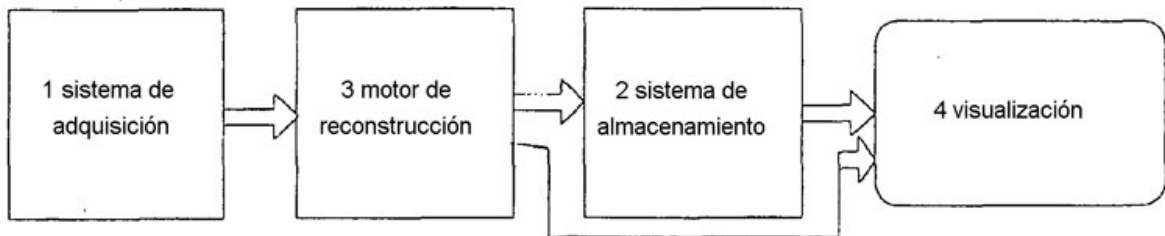
Los ejemplos descritos anteriormente son solo ilustrativos y otros ejemplos también se engloban dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas. También debe quedar claro que, tal como se indicó anteriormente, las técnicas de procesamiento de imágenes y métodos de visualización conocidos, tales como la posproducción de imágenes de televisión y la manipulación de imágenes mediante software como Photoshop de Adobe, pueden usarse para implementar detalles de los procesos descritos anteriormente. Las realizaciones específicas anteriores son ilustrativas, y pueden introducirse muchas variaciones en estas realizaciones sin apartarse 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 entre sí dentro del alcance de esta divulgación.

**REIVINDICACIONES**

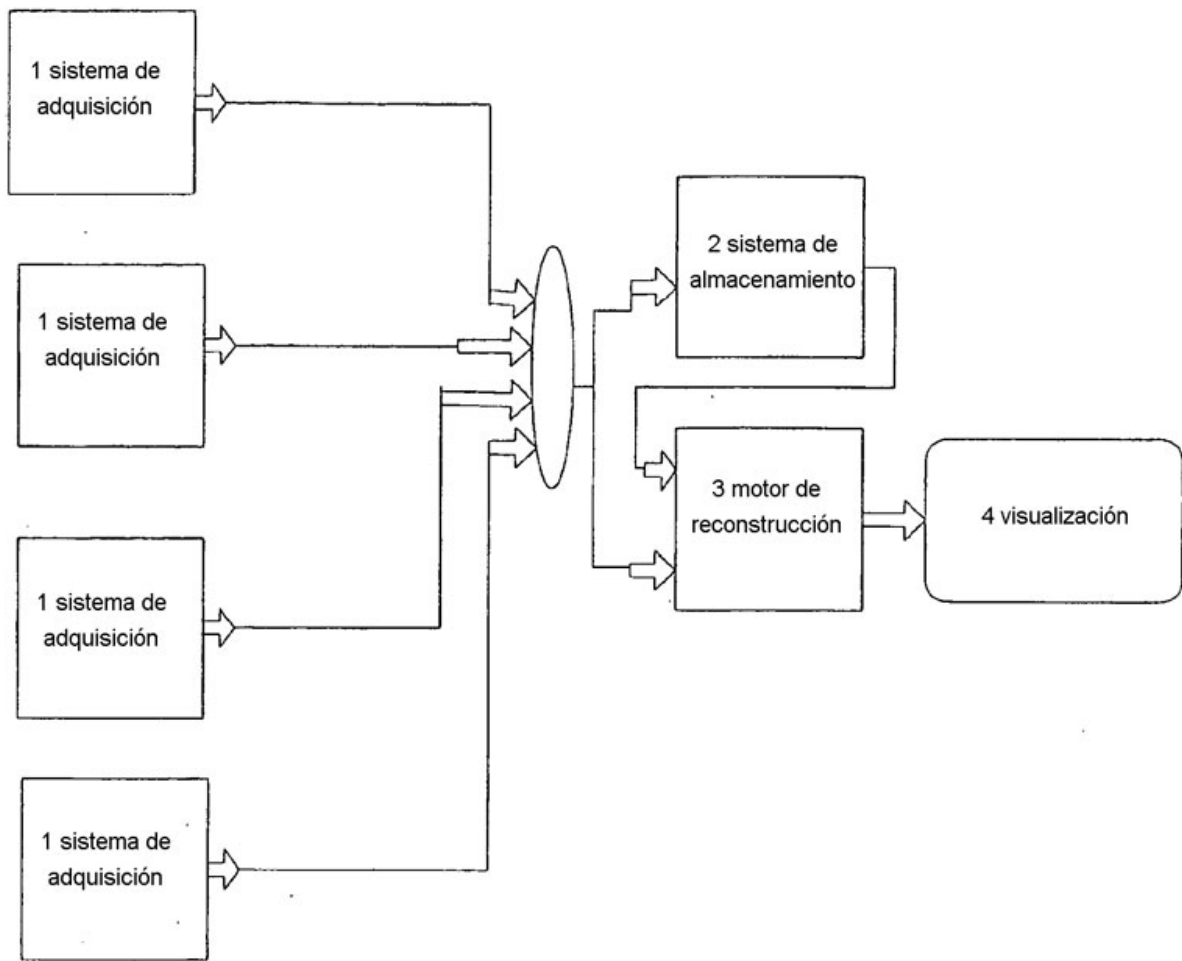
1. Método que comprende:
  - 5 - adquirir datos de imágenes de tomosíntesis de rayos X representativos de imágenes de proyección (Tp) tomadas en diferentes ángulos de un origen de rayos X de obtención de imágenes en relación con una mama comprimida de una paciente;
  - 10 - reconstruir a partir de al menos un subconjunto de los datos de tomosíntesis de rayos X adquiridos datos de imágenes de tomosíntesis reconstruidos representativos de imágenes de corte (Tr) en el que las imágenes de corte (Tr) representan imágenes de cortes de la mama que tienen orientaciones y grosores seleccionados;
  - 15 - adquirir datos de imágenes de mamografía de rayos X representativos de una imagen de mamografía de proyección (Mp) de la mama de la paciente;
  - visualizar simultáneamente al menos la imagen de mamografía de proyección (Mp) y una de las imágenes de corte (Tr);
  - 20 - incluir indicaciones no numéricas que indiquen al menos:
    - el nivel respectivo de la imagen de corte visualizada (Tr) en relación con el grosor de la mama comprimida;
    - 25 alturas de imágenes de corte (Tr) en las que existen marcas de CAD, en el que las marcas de CAD son indicativas de anomalías sospechosas como resultado del análisis informático.
2. Método según la reivindicación 1, que comprende además la etapa de visualizar simultáneamente una o más imágenes de proyección (Tp).
- 30 3. Método según la reivindicación 2, en el que la imagen de mamografía de proyección (Mp), la una o más imágenes de proyección (Tp) y la imagen de corte visualizada (Tr) se identifican con símbolos de marcaje.
4. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el grosor de la mama comprimida se indica usando una barra y una línea transversal como indicadores no numéricos, y en el que la altura de la barra está relacionada con el grosor de la mama comprimida.
- 35 5. Método según la reivindicación 4, en el que el grosor de la línea transversal representa un grosor de corte de mama respectivo de la imagen de corte visualizada (Tr).
- 40 6. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que las alturas respectivas de las imágenes de corte (Tr) en las que existen marcas de CAD se indican usando flechas como indicadores no numéricos.



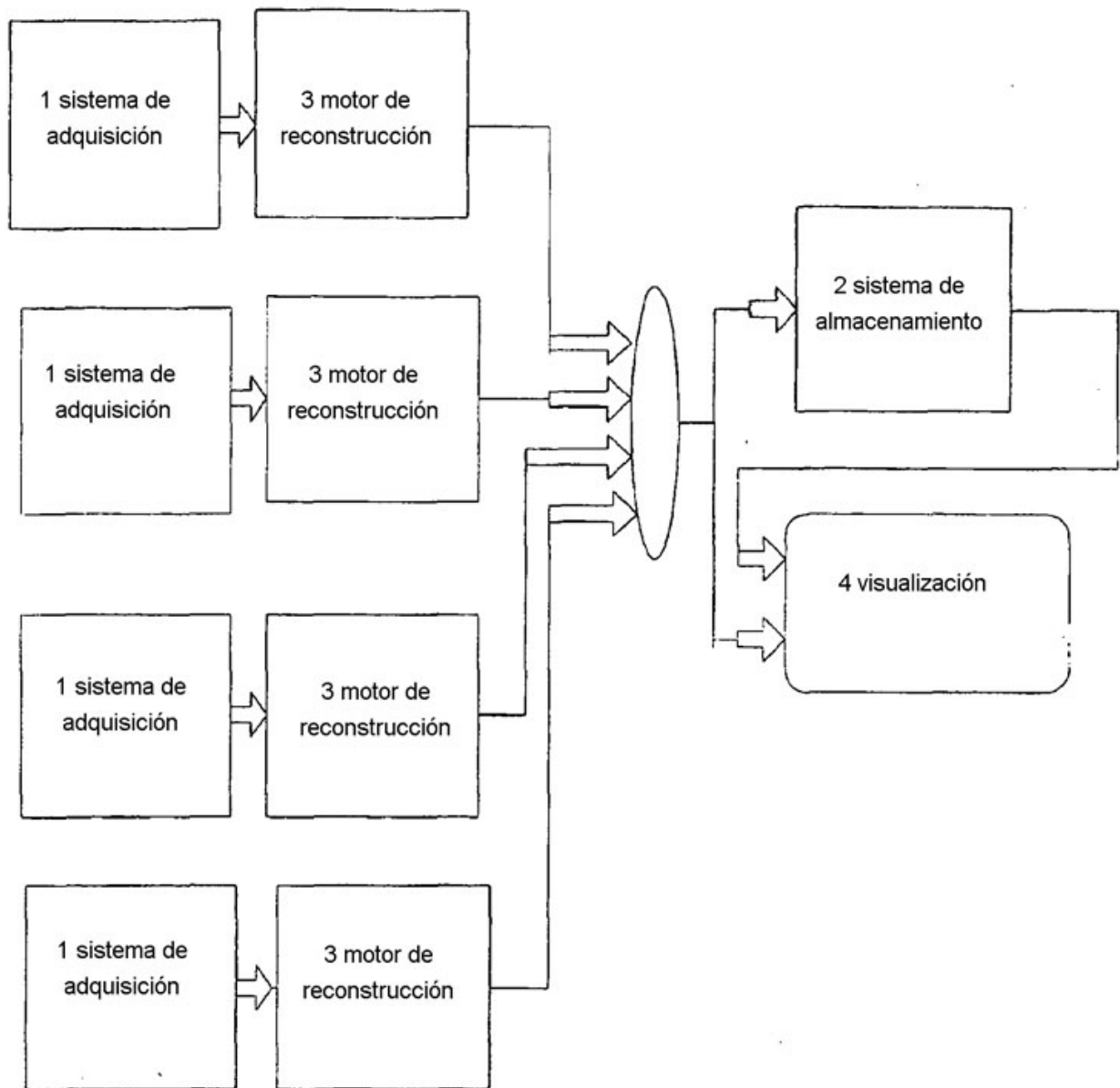
**Figura 1. Flujo de datos a través de un sistema donde se producen reconstrucciones después del sistema de almacenamiento.**



**Figura 2. Flujo de datos a través de un sistema donde se producen reconstrucciones antes del sistema de almacenamiento.**



**Figura 3. Disposición de sistema para cuatro pórticos de adquisición que alimentan un único sistema de reconstrucción**



**Figura 4. Disposición de sistema para cuatro pódicos de adquisición, cada uno de ellos con su propio sistema de reconstrucción**

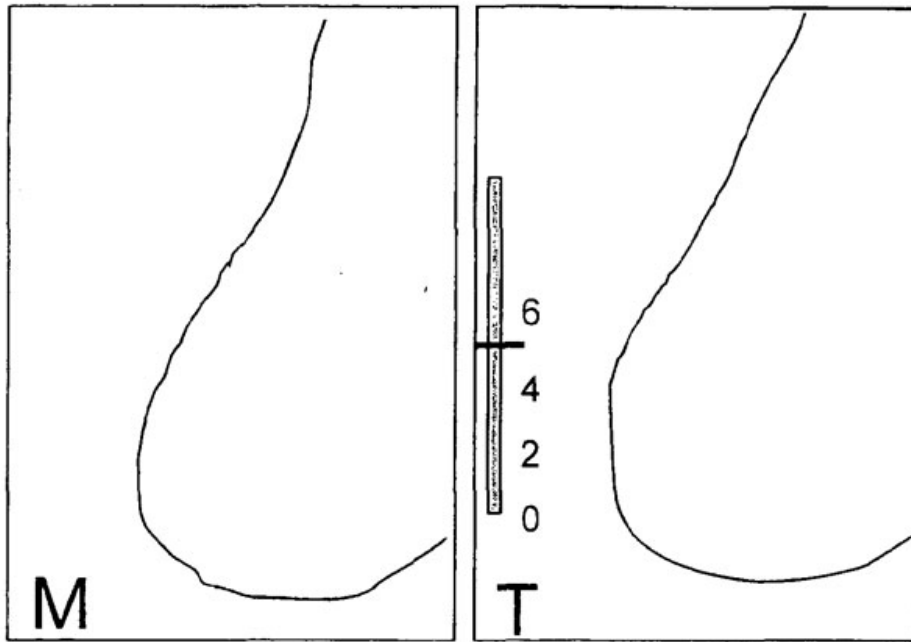


Figura 5. Visualización de imagen de tomosíntesis independiente de imagen convencional

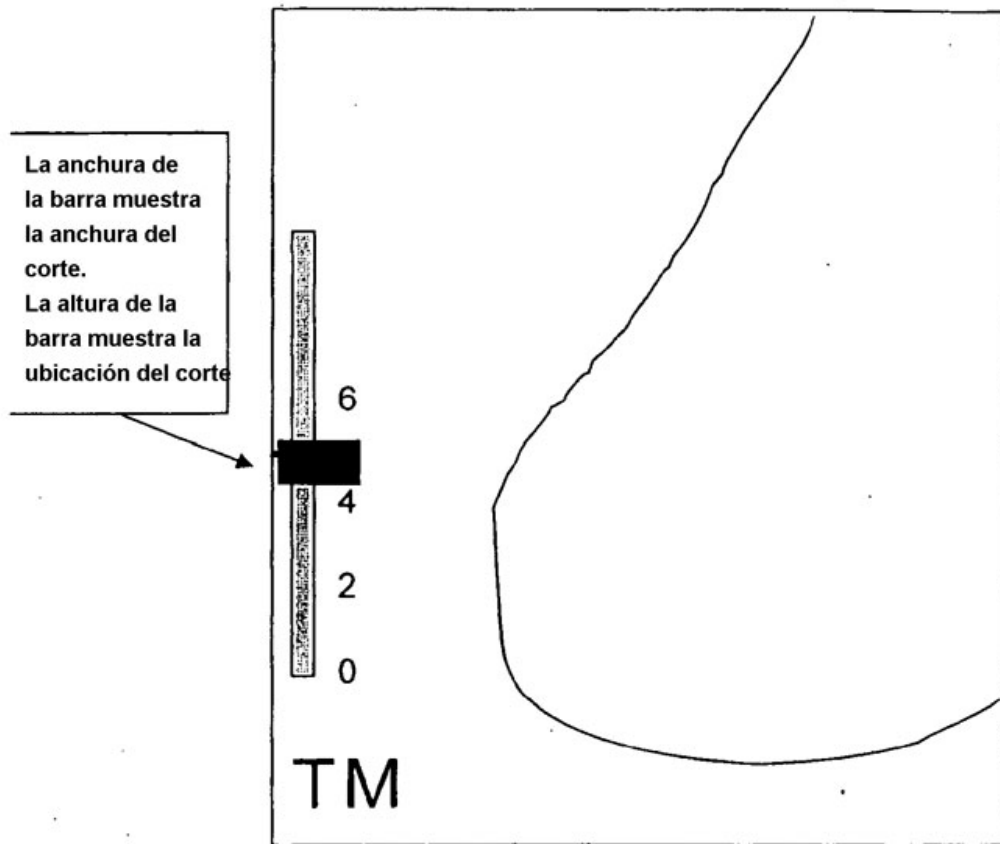


Figura 6. Visualización de visión individual para procedimiento de combinación

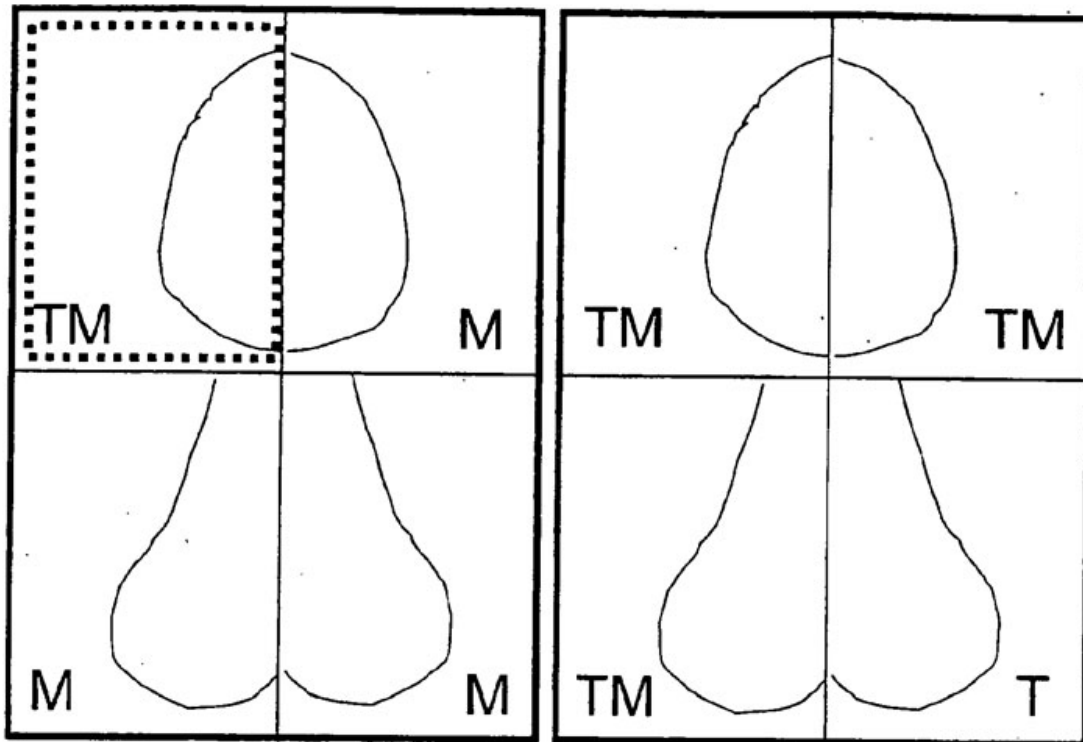


Figura 7. Visualización que muestra la revisión simultánea de mamografías, imágenes de tomosíntesis e imágenes de combinación de mamografía+tomosíntesis

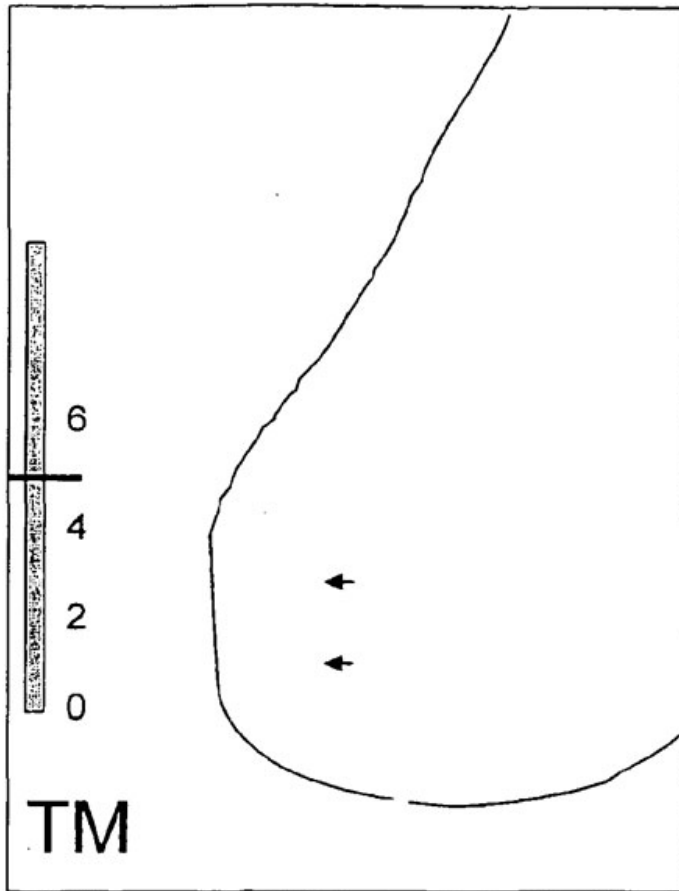


Figura 8. Visualización de imágenes de tomosíntesis/mamografía que muestran ubicaciones de marcas de CAD, mostradas mediante flechas, en ubicaciones de 1 y 3 cm

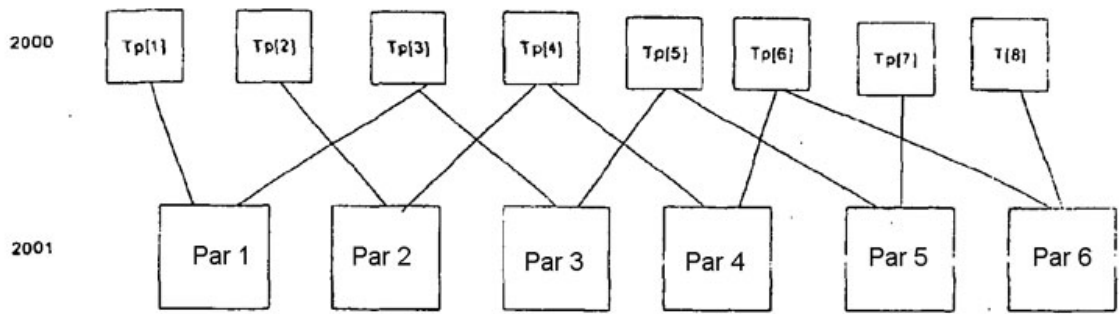


Figura 9. Seis pares estereoscópicos 2001 vistos secuencialmente a partir de las 8 proyecciones de Tp 2000

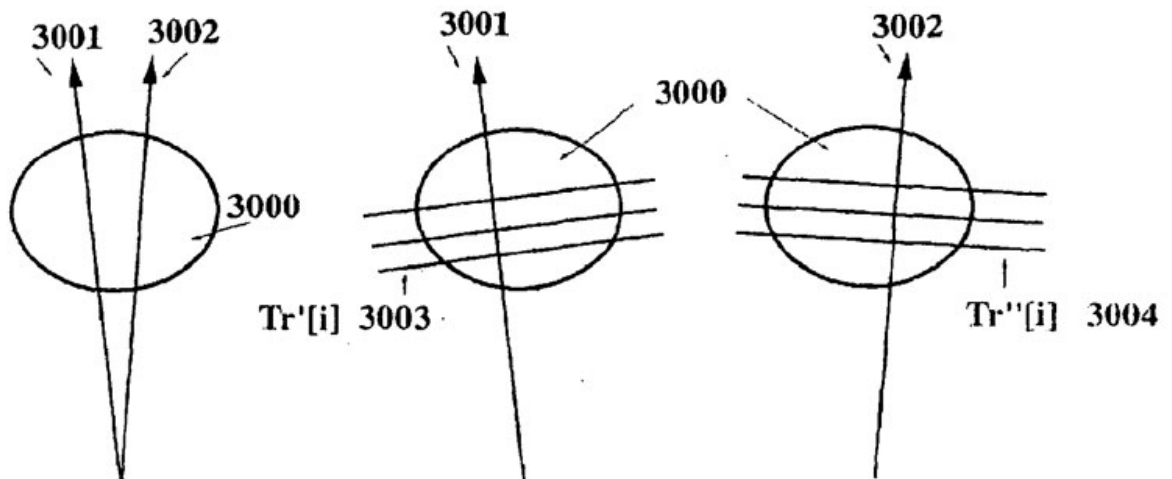


Figura 10. Pares estereoscópicos  $Tr'[i]$  y  $Tr''[i]$  (3003 y 3004) derivados de reconstrucciones del objeto 3000 desde dos ángulos 3001 y 3002 diferentes

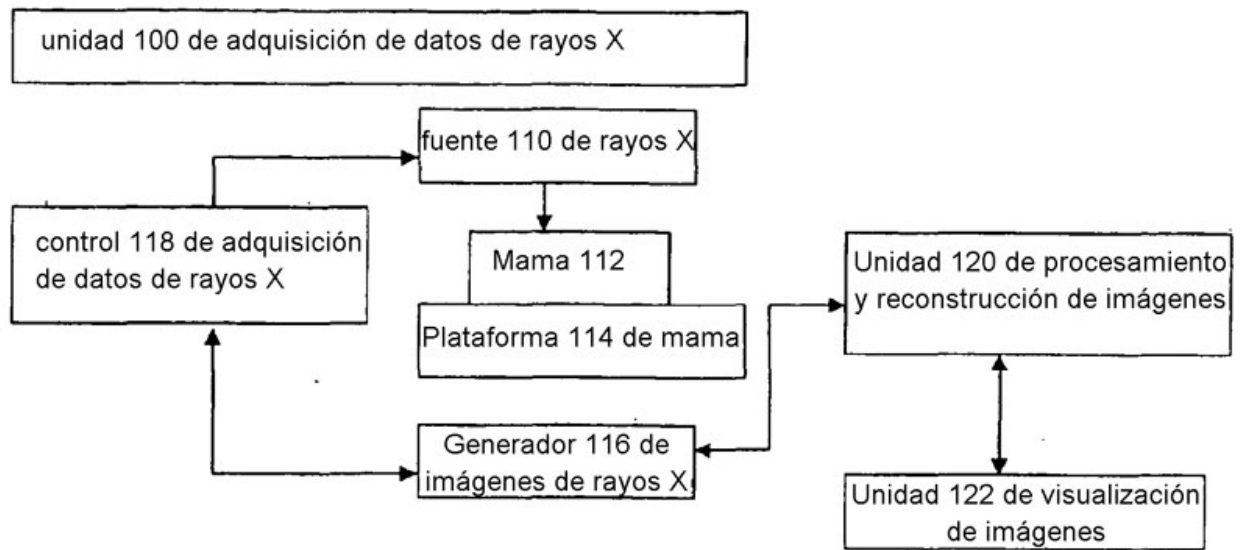


Fig. 11