

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 744 203**

51 Int. Cl.:

A61B 6/03

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.11.2006** **E 15181798 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.06.2019** **EP 2974663**

54 Título: **Tratamiento y representación 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:

24.02.2020

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 2 744 203 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 representación de imágenes en mamografía digital

La presente memoria descriptiva de patente concierne a mamografía de rayos x y tomosíntesis, y más específicamente a las técnicas y al equipo para obtener, procesar, almacenar y representar mamogramas, imágenes
5 de proyección por tomosíntesis e imágenes reconstruidas por tomosíntesis.

Antecedentes y sumario

Durante mucho tiempo la mamografía se ha utilizado para detectar el cáncer de mama y otras anomalías. Tradicionalmente, los mamogramas se formaron sobre una película de rayos x, pero últimamente se han introducido imágenes digitales de panel plano que obtienen un mamograma en forma digital y, de esta manera, facilitan el
10 análisis y el almacenamiento. Además, la tomosíntesis de rayos x de la mama ha sido propuesta recientemente, como se discute en las solicitudes presentadas con anterioridad que se identifican más arriba, y se ha llevado a cabo la prueba clínica. El cesionario de esta memoria descriptiva de patente, Hologic Inc., ha hecho una demostración de un sistema de mamografía / tomosíntesis multimodal, fusionado, que toma cualquiera o ambos tipos de imágenes, y, o bien la mama permanece inmobilizada, o en diferentes compresiones de la mama.

15 La tomosíntesis, como se utiliza en los sistemas y en los procedimientos que se divulgan en esta memoria descriptiva de patente implica, típicamente, la obtención de una pluralidad de imágenes Tp de proyección por tomosíntesis en los respectivos ángulos con relación a la mama, y la reconstrucción a partir de ahí de una pluralidad de imágenes Tr reconstruidas por tomosíntesis, representativas de los cortes de la mama. Las técnicas de representación adecuadas son convenientes para realizar la presentación de imágenes Tp y/o Tr de forma más
20 efectiva y eficaz para su revisión por parte de los profesionales de la salud. Cuando las imágenes Tp de proyección por tomosíntesis se obtienen junto con los mamogramas Mp 2D convencionales, son convenientes los procedimientos de representación mejorados que facilitan la representación de ambos tipos de imágenes. Los enfoques de representación eficaces también son convenientes cuando las imágenes Tp o Tr por tomosíntesis, que se obtienen en cierto momento, se deben comparar con los mamogramas Mp o con las imágenes Tp o Tr por
25 tomosíntesis que se obtuvieron en un momento diferente. Otra cuestión de representación se refiere a los procedimientos de detección asistida por computadora (CAD) que utilizan los análisis por computadora de las imágenes para identificar las ubicaciones, y posiblemente otras características de las anomalías que se sospechan. Las marcas CAD se colocan, actualmente, sobre las imágenes Mp del mamograma, pero pueden ser útiles para colocarlas en la ubicación apropiada sobre las imágenes Tr o Tp. Por el contrario, puede ser conveniente obtener las
30 marcas CAD mediante el procesamiento de las imágenes Tp y/o Tr, y colocarlas en las ubicaciones apropiadas sobre las imágenes Mp. Aquí la anotación Mp se refiere a un mamograma convencional, el cual es una imagen de proyección bidimensional de una mama; el término MP abarca tanto una imagen digital que se obtiene mediante un detector de panel plano u otro dispositivo de generación de imágenes, como la imagen después de un procesamiento convencional que se prepara para su visualización por parte de un profesional de la salud o para su
35 almacenamiento, por ej., en el sistema PACS de un hospital u otra institución. La anotación Tp se refiere a una imagen que es asimismo bidimensional, pero se toma en un ángulo respectivo de la tomosíntesis entre la mama y el origen de los rayos x de la generación de imágenes (típicamente la mancha focal de un tubo de rayos x), y además, abarca la imagen según se obtuvo, como así también la imagen después de ser procesada para visualización o para algún otro uso. La anotación Tr se refiere a una imagen que se reconstruye a partir de las imágenes Tp, por ejemplo
40 en la manera que se describe en dichas solicitudes de patentes presentadas anteriormente, y representa un corte de la mama de la forma en que aparecería en una imagen de rayos x de proyección de ese corte, y además, abarca suficiente información como para describir dicha imagen del corte. Las imágenes Mp, Tp y Tr están en forma digital antes de ser representadas, y se definen mediante la información que identifica las propiedades de cada píxel en una matriz bidimensional de píxeles. Los valores de los píxeles se refieren, típicamente, a las respectivas
45 respuestas, medidas o estimadas o computadas, a los rayos x de los volúmenes correspondientes en la mama.

Otra cuestión se refiere a los requisitos de almacenamiento amplio de las imágenes Tp y/o Tr por tomosíntesis. Dado que los conjuntos de datos reconstruidos para las imágenes Tr son grandes, puede ser mejor, en algunas circunstancias, almacenar las proyecciones no reconstruidas, las cuales requieren menos almacenamiento. De este modo, los tiempos de transmisión al dispositivo de almacenamiento, y desde el dispositivo de almacenamiento a la
50 estación de trabajo de visualización, se pueden reducir. Las imágenes Tp, en este caso, se pueden reconstruir a las imágenes Tr justo antes de ser representadas. Además, puede ser conveniente que las imágenes que se ven en una estación de trabajo sean las mismas, o, al menos, comparables con las imágenes que se ven en una estación de trabajo diferente, o sean las mismas, o al menos, comparables con las imágenes que se vieron previamente del mismo conjunto de datos, incluso si el software y/o el hardware de adquisición o de la estación de trabajo, o del
55 sistema de adquisición, haya cambiado.

Otra cuestión más se refiere al tiempo de procesamiento necesario para reconstruir las imágenes Tr por tomosíntesis. Debido a los tiempos de reconstrucción relativamente largos, un posible enfoque consiste en realizar

reconstrucciones en una consola de adquisición, y enviar las imágenes ya reconstruidas hacia las estaciones de trabajo de visualización. Esto puede permitir una mayor producción de lectura si hay varios sistemas de adquisición que están todos produciendo imágenes a una o más estaciones de trabajo de visualización. El sistema puede ser diseñado de modo que pueda manejar las consolas de adquisición M enviando sus imágenes a todas las N
5 estaciones de trabajo de visualización.

En un ejemplo no limitante que se divulga en esta memoria descriptiva de la patente, la obtención y representación de las imágenes de rayos x comienza con la adquisición de los datos de la imagen de la mamografía de rayos x representativos de las de las imágenes Mp de la mamografía de proyección de las mamas de las pacientes, y los datos de la imagen por tomosíntesis de rayos x representativos de las imágenes Tp de proyección que se tomaron
10 en diferentes ángulos de, al menos, una fuente de generación de imágenes de rayos x con relación a las mamas de las pacientes (por ej., diferentes ángulos de la mancha focal en un tubo de rayos x relativo a una mama inmobilizada). Esta obtención se puede realizar mediante una única unidad, a través del uso de un tubo de rayos x simple y un generador de imágenes digital de panel plano simple o algún otro dispositivo de generación de imágenes, que esté configurado para adquirir uno o ambos de los datos de la imagen de la tomografía o de la
15 tomosíntesis, en la misma compresión de la mama de una paciente o en diferentes compresiones. El sistema y el procedimiento que se divulgan utilizan, al menos, un subconjunto de las imágenes Tp adquiridas para formar las imágenes Tr de la tomosíntesis reconstruidas que son representativas de los cortes de las mamas que tienen orientaciones y espesores seleccionados. El sistema y el procedimiento también pueden representar, al menos, una sub-combinación seleccionada de las imágenes Mp, Tr y Tp, preferiblemente para la visualización concurrente y,
20 preferiblemente, mientras se muestra, en o cerca de las imágenes representadas, con respecto a los símbolos de marcado que las identifica como imágenes Mp, Tr o Tp.

El procedimiento y el sistema, además, pueden generar, o de otro modo, obtener marcas de detección asistida por computadora (CAD) para las anomalías que se sospechan en dichas imágenes Mp, y pueden representar dichas marcas en las correspondientes ubicaciones sobre las imágenes Tr vinculadas, por ej., mediante la orientación, con
25 las respectivas imágenes Mp. Además de la información de ubicación, las macas CAD pueden proporcionar información con respecto, por ejemplo, al tipo de anomalía que se sospecha y/o a un nivel de confianza de que las marcas apuntan a un anomalía real. Las marcas CAD que se generan, inicialmente, a partir de, o de otro modo, están relacionadas con algunas de las imágenes Tr, Tp o Mp se pueden representar en las imágenes a partir de las cuales no fueron generadas o con las cuales no están, inicialmente, vinculadas, en las ubicaciones
30 correspondientes, o al menos relacionadas. Las imágenes Tp se pueden almacenar junto con la información de la versión que indica, al menos, una de una configuración de adquisición que se utiliza para adquirirlas y una configuración de reconstrucción que se utiliza para reconstruir las imágenes Tr a partir de dichas imágenes Tp, para permitir, de este modo, una reconstrucción posterior de las imágenes Tr que corresponden a las que se reconstruyeron originalmente. De forma alternativa, o además, las imágenes Tp se pueden almacenar junto con la
35 información de la versión relacionada con el momento en que fueron obtenidas, y se pueden reconstruir más tarde en las imágenes Tr mediante el uso de una configuración de reconstrucción que corresponde a la información de la versión. Se puede proporcionar una configuración de reconstrucción que tenga, al menos, dos versiones diferentes de software de reconstrucción, de modo que las imágenes Tr se pueden reconstruir mediante el uso de una versión del software de reconstrucción que corresponde a la información de la versión de las imágenes Tp o de las
40 imágenes Tr anteriores. Las imágenes Tr se pueden reconstruir a partir de únicamente un subconjunto de las imágenes Tp adquiridas, lo cual en un caso extremo indica la reconstrucción de una imagen Tp única para dar un equivalente de la imagen Tp. Las imágenes Tr representativas de, al menos, dos cortes de mama que difieren en el espesor se pueden formar, por ejemplo, mediante el uso de procedimientos de MIP (proyección de intensidad máxima) o un procedimiento sumador que puede o no utilizar diferente ponderación de los datos de los píxeles
45 acumulados. La representación puede ser alternada entre las imágenes Tr representativas de los cortes de mama que tienen diferentes espesores, en donde los cortes pueden o no superponerse en el espacio. A través del procesamiento por computadora, el volumen de una lesión se puede computar y representar a partir de la información contenida en las imágenes Mp, Tr y/o Tp. La representación, además, puede mostrar de manera concurrente las imágenes Tr reconstruidas a partir de una adquisición actual de las imágenes Tp y, al menos, una
50 imagen Mp que se obtuvo a partir de una adquisición anterior que involucra una compresión de mama diferente. Además, la representación concurrente puede ser en el mismo monitor o en un monitor diferente, 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 en cambio o además, puede incluir imágenes 3D que se forman a partir de algunos o todos los datos de rayos x adquiridos, los datos de imagen y/o de las imágenes Mp, Tr y/o Tp. La información que indica el estado de la
55 carga de las imágenes Tr para su representación se puede mostrar como parte de la representación. Diferentes imágenes se pueden representar en diferentes tamaños de píxeles o campos de visión o, de forma alternativa, pueden ser ecualizadas selectivamente por tamaño de píxel o campo de visión mediante los tipos de interpolación o extrapolación seleccionados, por ejemplo, mediante la conversión ascendente a un tamaño de píxel más pequeño y, de este modo, un conteo de píxeles convertidos más alto o mediante la conversión descendente a un tamaño de
60 píxel más grande y, de este modo, un conteo de píxeles más bajo.

La representación de las imágenes Mp o Tr pueden incluir la representación de las indicaciones no numéricas de los respectivos niveles de imágenes Tr representadas con relación a las imágenes Mp, por ejemplo, en la forma de líneas transversales sobre una barra relacionada con las imágenes Mp, en donde la barra puede relacionarse con el espesor de la mama comprimida, y/o las indicaciones no numéricas de los espesores respectivos de los cortes de mama representados por las imágenes Tr representadas, por ejemplo, en la forma de barras transversales del espesor respectivo sobre una barra relacionada con las imágenes Mp. En cambio, o además, las indicaciones numéricas pueden ser proporcionadas y representadas a partir de la posición de una imagen Tr del corte con relación a una imagen de mama en una imagen Mp, y/o el espesor del corte. Las imágenes Mp y Tr se pueden mostrar superpuestas una sobre otra, y se puede permitir la alternancia para cambiar la imagen que está visible en el momento. Además, se pueden proporcionar otros efectos de representación de imagen, como por ej., sin limitación, fundido/difuminado y la combinación de dos o más imágenes en la ponderación respectiva, como se utiliza normalmente en la pos-producción de imágenes de televisión y en el software de procesamiento de imágenes conocido como por ej., Photoshop de Adobe. Las imágenes Tr se pueden representar en modo cinematográfico, con un control selectivo sobre la velocidad del cambio de una imagen a otra y/o el orden de las imágenes para su representación con respecto a un orden en el cual fueron reconstruidas. Al menos, dos conjuntos de imágenes Tr, por ej., las imágenes Tr reconstruidas a partir de diferentes adquisiciones de imágenes Tp, se pueden mostrar de manera concurrente y desplazar en sincronismo. Una selección de modos de representación inicial o predeterminada se puede proporcionar con relación al orden, a la velocidad, al espesor del corte y/u otros parámetros de representación de imágenes, y se puede permitir la selección del usuario entre esos modos. La información con respecto a la adquisición de datos, al almacenamiento, a la reconstrucción y/u otros parámetros se puede representar de manera selectiva. Las imágenes Tr se pueden imprimir en un formato NxM (donde N y M son enteros positivos), y se puede permitir la impresión de las imágenes que se representaron de manera concurrente sobre uno o más monitores en formato WISIWIG. La compresión de las imágenes Mp, Tp y/o Tr y/o de los datos de la imagen se puede llevar a cabo, de manera selectiva, antes del almacenamiento. La compresión puede ser sin pérdida, o puede ser propensa a la pérdida hasta un grado seleccionado. La reconstrucción de las imágenes Tr se puede llevar a cabo, de manera selectiva, a partir de las imágenes Tp comprimidas. Se pueden proporcionar controles de ventana/nivel para, al menos, las imágenes que se seleccionan a partir de las que se representan, y los controles pueden ser establecidos por parte del usuario, o de forma automática, para controlar el ancho de la ventana y/o el nivel de la ventana de solo una imagen, o solo las imágenes seleccionadas o todas las imágenes representadas. Las regiones de la imagen se pueden aumentar para su representación, y los controles de ventana/nivel se pueden aplicar, de forma automática, a las regiones aumentadas. Las imágenes Tr, o Tp, o ambas imágenes Tr y Tp, se pueden almacenar en el almacenamiento PACS. Las imágenes Tp se pueden adquirir mediante el uso de isotretización más densa en una dirección de movimiento relativo entre la fuente de generación de imágenes de rayos x y una mama durante la obtención de la imagen. De forma alternativa, dicha discretización se puede realizar después de que se obtienen las imágenes Tp, para reducir, de este modo, el almacenamiento y posteriores requisitos de procesamiento. Las imágenes Mp y Tp se pueden obtener de la misma mama de una paciente mientras que la mama permanece inmovilizada bajo compresión que puede permanecer igual o cambiar entre la obtención de imágenes Mp y las imágenes Tp. Los datos de la imagen para las imágenes Tp que se obtienen en dos o más unidades de adquisición se pueden suministrar y reconstruir en imágenes Tr en una única unidad de reconstrucción, de los cuales una o más unidades de representación de datos pueden adquirir imágenes Tr para su representación, o los datos de la imagen para las imágenes Tp se pueden almacenar como tal y solo se pueden reconstruir en imágenes Tr inmediatamente antes de su representación.

Un enfoque de representación adicional o alternativo utiliza las imágenes Tp y/o Tr en la representación estereoscópica. Por ejemplo, cuando cualquiera de las dos imágenes Tp que se tomaron en diferentes ángulos a la mama se representan de manera concurrente y se ven de modo que cada una es vista por un ojo diferente del observador, se representa la información de profundidad. De manera similar, cuando cualquiera de las dos imágenes Tr se reconstruyen de modo que los planos de sus imágenes están en ángulo uno con otro, también se puede percibir información de profundidad.

El documento US 2005/113681 A2 divulga una primera representación que es igual o similar a una representación para una vista de mamograma CC convencional de dos mamas, y una segunda representación para una vista MLO convencional, y una tercera representación próxima a dicha primera representación que puede mostrar cualquiera de uno o más tipos de imágenes tomosintéticas que se reconstruyeron a partir de los datos de la imagen que se tomó en las diferentes posiciones de la generación de imágenes, y puede representar una o más vistas de proyección que se tomaron de los cortes gruesos que simulan las vistas de proyección de la mama derecha que se tomó en el mismo ángulo o en un ángulo similar como la vista en la primera representación, con los cortes que tienen espesores efectivos seleccionados por el usuario.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es un diagrama de bloques que ilustra el flujo de datos a través de un sistema donde la reconstrucción de las imágenes Tr del corte por tomosíntesis ocurre después (o, de forma alternativa, antes) del almacenamiento de

las imágenes Tp de proyección por tomosíntesis.

La figura 2 es un diagrama de bloques que ilustra el flujo de datos donde la reconstrucción de las imágenes Tr ocurre antes del almacenamiento.

La figura 3 ilustra un ejemplo donde cuatro unidades que obtienen imágenes Tp alimentan una única unidad que
5 reconstruye las imágenes Tr.

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

La figura 5 ilustra un ejemplo de la representación de las imágenes Tr (o Tp) y las imágenes Mp del mamograma en áreas separadas de una única pantalla o en diferentes pantallas.

10 La figura 6 ilustra un ejemplo donde una imagen Mp y una imagen Tr se pueden mostrar en la misma o sustancialmente en la misma área en una pantalla, con un ejemplo de una indicación no numérica de un espesor y posición en la mama de un corte de mama representado por una imagen Tr.

La figura 7 ilustra una representación concurrente de imágenes Tr y Mp, en áreas separadas en una pantalla, o como imágenes combinadas.

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

La figura 9 ilustra la representación estereoscópica de las imágenes Tp.

La figura 10 ilustra la representación estereoscópica de las imágenes Tr.

La figura 11 es un diagrama de bloques que ilustra elementos importantes de un sistema de mamografía /
20 tomosíntesis.

Descripción detallada de las realizaciones preferentes

Al describir las realizaciones preferentes que se ilustran en los dibujos, se emplea la terminología específica a los fines de aportar claridad. No obstante, la divulgación de esta memoria descriptiva de la patente no está destinada a ser limitada a la terminología específica que se seleccionó.

25 La figura 1 ilustra el flujo de datos en un ejemplo de un sistema que se divulga en esta memoria descriptiva de la patente. Un sistema de adquisición de datos de imagen 1 adquiere datos de la imagen por tomosíntesis y/o mamografía para las imágenes Tp y/o Mp de las mamas de las pacientes, y puede tomar la forma de, y utilizar los procedimientos de adquisición de cualquiera de los sistemas que se divulgan en dichas solicitudes de patentes que se presentaron anteriormente. Después de la adquisición, los datos que describen las imágenes Tp de proyección
30 se envían al dispositivo de almacenamiento 2, el cual puede incluir el almacenamiento en un Sistema de Comunicación y Archivado de Imágenes (PACS), por ejemplo del tipo que se utiliza normalmente en hospitales y otras instalaciones para el cuidado de la salud, preferiblemente un PACS que se ajusta al estándar DICOM.

Cuando las imágenes son necesarias para su representación 4, los datos para las imágenes Mp y/o Tp se envían desde, o bien el sistema de adquisición 1, o desde el dispositivo de almacenamiento 2, hacia un sistema por
35 computadora 3 que está configurado como una máquina de reconstrucción que puede realizar la reconstrucción de la tomosíntesis en imágenes Tr que representan los cortes de la mama del espesor seleccionado y en las orientaciones seleccionadas, según se divulga en dichas solicitudes de patentes presentadas anteriormente. Las imágenes Tr del corte reconstruido se envían, posteriormente, a sistema de representación 4, de modo que pueden ser vistas. Si la máquina de reconstrucción 3 se conecta al sistema de representación 4 mediante un vínculo de alta
40 velocidad, entonces los conjuntos de datos grandes se pueden transmitir rápidamente.

Con el tiempo, probablemente habrá mejoras en los sistemas de adquisición y en los sistemas de representación, lo que puede dar lugar a actualizaciones de hardware y software y cambios en los algoritmos de reconstrucción. Esto puede crear problemas en la representación de las imágenes que se tomaron anteriormente. Puede ser importante poder retirar del almacenamiento y reconstruir una imagen que se vea idéntica (o que sea al menos comparable) a
45 la forma en que se veía cuando se reconstruyó y se representó en el pasado. Se debe considerar el ejemplo donde una mejora en los algoritmos de reconstrucción mejora la calidad de la imagen, a fin de permitir la detección de una lesión cancerosa en una imagen donde no fue visible mediante el uso de una versión anterior del algoritmo de reconstrucción y el entonces tratamiento de referencia existente. Mientras que podría ser útil para ver las imágenes anteriores que se procesaron con los algoritmos más nuevos, también puede ser importante permitir la nueva
50 representación de las imágenes en la forma en que se vieron durante un diagnóstico original. Una forma de lograr esto, de acuerdo con la divulgación en esta memoria descriptiva de la patente, es poner un número de versión o alguna otra información en los datos para las imágenes Tp, el cual identifica las versiones de software y/o hardware del sistema de adquisición de datos de la imagen y/o el sistema de reconstrucción de imágenes Tr, en el momento

de la adquisición. Durante la reconstrucción en un momento posterior, la máquina de reconstrucción lee este número de versión u otra información similar y la reconstruye mediante el uso del algoritmo apropiado.

De este modo, las actualizaciones del sistema pueden mantener una biblioteca de los algoritmos y/o del hardware anterior para poder reconstruir mediante el uso de la técnica apropiada.

- 5 Un diseño alternativo se ilustra en la figura 2. En este ejemplo, las reconstrucciones en la unidad 3 ocurren cerca o en la estación de adquisición 1 y son las reconstrucciones Tr las que se envían al sistema de almacenamiento 2 y a los sistemas de representación 4. Una ventaja de la configuración de la figura 2 es la forma en que se manejan las actualizaciones de la 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 la imagen Tp que se tomaron después de la actualización, reflejarán este nuevo algoritmo, y las imágenes Tr reconstruidas a partir de los datos de la imagen Tp que se tomaron antes de la actualización, habrán sido reconstruidas con la versión anterior y almacenadas de manera apropiada como tales. Las imágenes que están almacenadas en un PACS serán las mismas que fueron vistas por el radiólogo u otro profesional de la salud durante el diagnóstico u otra revisión inicial. Otra ventaja del sistema de la figura 2 es la carga de reconstrucción del sistema reducida en comparación con el sistema en la figura 1, donde la máquina de reconstrucción está justo antes de la representación. Si hay múltiples sistemas de adquisición, por ejemplo cuatro sistemas, que están todos generando imágenes para la representación, entonces la máquina de reconstrucción en la figura 1 deberá reconstruir imágenes en 4 veces la velocidad de la máquina de reconstrucción en un sistema que tiene solo un sistema de adquisición, para el mismo caudal total de pacientes.
- 10
- 15
- 20 Un ejemplo de dicho sistema de estación de cuatro adquisiciones mediante el uso del diseño de la figura 1 se ilustra en la figura 3. Un ejemplo de un sistema de estación de cuatro adquisiciones mediante el diseño de la figura 2 se ilustra en la figura 4, y este sistema puede reconstruir más imágenes en una cantidad de tiempo dada a causa del aumento del número de máquinas de reconstrucción.

La pregunta acerca de qué diseño de sistema pondrá una mayor carga sobre el almacenamiento PACS de una institución dependerá de los tamaños de las proyecciones Tp sin procesar y de las imágenes Tr reconstruidas. En general, si las proyecciones Tp sin procesar son más pequeñas que las imágenes Tr reconstruidas, podría ser conveniente guardar en el PACS los datos sin procesar o que se procesaron preliminarmente para las imágenes Tp, y reconstruir las imágenes Tr finales a pedido para su representación u otro uso. En todos los casos puede ser conveniente mantener ambos tamaños tan pequeños como sea posible.

- 25 Una forma de reducir el tamaño de un conjunto de datos originales para una imagen Tp es discretizar los datos Tp de proyección a un tamaño de píxel tan grande como sea práctico sin reducir la eficacia clínica de las imágenes Tp o Tr finales. En particular, puede ser útil discretizar los datos de los píxeles de forma asimétrica, con una discretización más ordinaria en la dirección del movimiento de una fuente de los rayos x de generación de imágenes con relación a la mama de la que se está generando la imagen, y una discretización más fina en la dirección ortogonal, como se describe, al menos, en una de dichas solicitudes de patentes que se presentaron anteriormente. La discretización puede hacerse como parte del proceso de adquisición de datos de rayos x, en el curso de la lectura de los datos de medición desde un generador digital de panel plano. De forma alternativa, puede hacerse después de la adquisición de datos inicial. La compresión de las proyecciones, mediante el uso de los algoritmos de compresión sin pérdida o propensos a la pérdida, también puede ser útil para reducir el tamaño de la imagen. Hay diferentes formas de
- 30
- 35
- 40
- 45
- 50
- reducir el tamaño de los conjuntos de datos reconstruidos para las imágenes Tr, y esto puede ser importante, en particular, si las reconstrucciones se guardan en el PACS, y si se transmiten a través de la red del hospital u otra instalación. La compresión de datos es una forma de reducir el tamaño de un conjunto de datos. Otra forma es hacer los tamaños de los píxeles reconstruidos tan grandes como prácticos consistente con la tarea de generación de imágenes clínicas. Se cree que, como un ejemplo no limitante, un tamaño de píxel de 140 micrones x 140 micrones para los cortes reconstruidos es razonable para muchos sino para la mayoría de los propósitos de representación. El sistema de representación puede interpolar o extrapolar hasta un tamaño de píxel más fino para su representación, y esto puede ser útil cuando se desea confirmar el tamaño del píxel de otra imagen, como por ej., un mamograma digital que se tomó a una resolución más fina que 140 micrones. Además es más rápido reconstruir un tamaño de píxel más ordinario y después realizar la interpolación o extrapolación de la representación a un tamaño de píxel más fino, y al hacer esto puede no afectar la eficacia clínica en la medida en que el tamaño de píxel reconstruido sea lo adecuadamente fino.

El mismo sistema de adquisición por tomosíntesis puede tener la capacidad de adquirir, o bien mamogramas Mp, o imágenes Tp por tomosíntesis (reconstruidas en imágenes Tr por tomosíntesis), o ambas, como se describe en dichas solicitudes presentadas anteriormente. De este modo, un sistema de representación debe tener la capacidad, preferiblemente, de representar ambas imágenes Mp y Tr (y/o Tp) de manera concurrente o secuencial. La adquisición por tomosíntesis puede adquirir mamogramas e imágenes Tp por tomosíntesis en una única compresión, como se describe en dichas solicitudes presentadas anteriormente. En este caso, dado que la geometría de la mama está esencialmente inalterada entre los dos tipos de imágenes, una ubicación en una imagen

Mp o Tr puede estar relacionada con la misma ubicación de la mama en la otra imagen. Si existe la geometría correlativa, los dos tipos de imágenes pueden superponerse una encima de otra, y el usuario puede seleccionar el tipo de imagen que puede verse en un momento dado. De este modo, en general, la representación puede mostrar, de manera simultánea o secuencial, los mamogramas y las imágenes Tr por tomosíntesis (y/o Tp) a partir de los estudios actuales y anteriores.

Son deseables los procedimientos para identificar qué imagen corresponde a qué tipo de imagen en representaciones de imágenes Mp, Tr y/o Tp. Un ejemplo de dicho procedimiento se ilustra en la figura 5. Un ícono se utiliza para identificar un tipo de imagen. En este ejemplo no limitante, el símbolo M sobre la imagen izquierda indica que es un mamograma. El símbolo T sobre la imagen derecha indica que es una imagen Tr del corte por tomosíntesis. De manera similar, se puede utilizar un símbolo Tp (que no se muestra) para indicar que la imagen representada es una imagen Tp de proyección por tomosíntesis, y el símbolo 3D (que tampoco se muestra) se puede utilizar para indicar que una imagen sobre la pantalla es una imagen 3D. Otros símbolos que tienen el mismo propósito se pueden utilizar en cambio de, o además de los que se identificaron anteriormente.

El sistema que se describe como un ejemplo no limitante en esta memoria descriptiva de la patente tiene la capacidad de recibir y representar, de forma selectiva, las imágenes Tp de proyección por tomosíntesis, las imágenes Tr de reconstrucción por tomosíntesis y/o las imágenes Mp del mamograma. Puede recibir las imágenes almacenadas sin comprimir, las que se comprimieron sin pérdida y las que se comprimieron propensas a la pérdida. Además, puede incluir algoritmos para descomprimir las imágenes que se envían en formato comprimido. El sistema tiene software para realizar la reconstrucción de los datos de la imagen por tomosíntesis de las imágenes Tp en imágenes Tr. Además, puede incluir software para generar imágenes de representación 3D a partir de las imágenes Tr reconstruidas por tomosíntesis mediante el uso de procedimientos estándares conocidos como por ej., MIP (proyección de intensidad máxima), sumador, y/o algoritmos de acumulación ponderada.

Con referencia a la imagen Tr por tomosíntesis que se representa a la derecha de la figura 5, una barra deslizante indica la altura del corte representado, en este ejemplo por encima de la plataforma de la mama, si bien la altura podría estar relacionada con otras referencias en su lugar. En este caso la altura es aproximadamente 5 cm. La altura de un corte Tr que se representa se puede cambiar mediante el uso de una interfaz de computadora estándar, como por ej., un teclado o un mouse, la rueda del mouse o la bola de seguimiento. Cuando la altura cambia, la barra deslizante se actualiza al moverse hacia arriba o hacia abajo para reflejar con precisión el corte representado. Otro procedimiento de representación es un procedimiento superpuesto, donde las imágenes Mp del mamograma y las imágenes Tr del corte tomográfico se apilan una sobre la parte superior de la otra. Esto se ilustra en la figura 6. El símbolo TM en este ejemplo no limitante significa que la representación es una superposición de, al menos, una imagen Tr por tomosíntesis más una imagen Mp del mamograma. La imagen visible, es decir el tipo de imagen sobre la parte superior, se puede cambiar de Tr a Mp y viceversa, con facilidad, como por ej., alternando hacia atrás y hacia adelante mediante el uso de un teclado u otro dispositivo de interfaz. El tipo de imagen que está visible se puede identificar al cambiar los símbolos como por ej., poniendo en negrita o subrayando el superior. Por ejemplo, si la imagen Tr estuviera en la parte superior, el símbolo podría ser **TM**, mientras que si la imagen Mp estuviera en la parte superior el símbolo podría ser **TM**. Como se observó anteriormente, la imagen de la parte superior se puede generar en parte transparente, y se pueden utilizar otras técnicas como por ej., el difuminado de una imagen en la otra. Además, la figura 6 ilustra otro procedimiento de representación. Además de la altura del corte de una imagen Tr, el espesor del corte se puede ajustar y representar, preferiblemente de manera no numérica. De forma alternativa, la altura y/o el espesor del corte representado se pueden representar en un formato numérico. Típicamente, los cortes de la mama representados por las imágenes Tr son delgados, en el orden de 0,5-3 mm, y no mostrarán objetos que están lejos del corte dado. Si es conveniente representar los objetos que se ven desde un corte más grueso, se pueden realizar reconstrucciones para generar imágenes Tr de cortes más gruesos sintetizados, como por ej., 5, 10, 15 o 20 mm o más, o dos o más imágenes Tr se pueden combinar en una única imagen Tr que representa un corte más grueso. La combinación puede ser con la misma o diferente ponderación de las imágenes Tr originales.

El control de la imagen del corte Tr que debe ser representado puede ser manejado en un número de diferentes formas. El usuario puede hacer clic o arrastrar la barra hasta la altura del corte deseado, y la representación continuaría. De manera alternativa, la altura podría ser seleccionada mediante el uso de los comandos del teclado, las ruedas del mouse o las bolas de seguimiento, u otra herramienta de selección por computadora de este tipo. La imagen del corte Tr puede ser reproducida en modo cinematográfico, con la velocidad y la dirección controlable por el usuario. Las imágenes Tp de proyección por tomosíntesis se pueden representar, además, en modo cinematográfico.

Además, si dos o más conjuntos de imágenes por tomosíntesis se representan de manera concurrente, por ejemplo, las imágenes Tr de la misma mama que se tomaron en diferentes tiempos, las imágenes Tr de las dos mamas que se tomaron al mismo tiempo, estos dos conjuntos de imágenes se pueden representar, de manera simultánea, en el modo cinematográfico. Las representaciones en modo cinematográfico se pueden sincronizar, de modo que si estos dos conjuntos de datos representan la misma mama, la representación en modo cinematográfico de ambos

atravesará cada uno de los conjuntos de datos de la mama a la misma velocidad.

La representación de la imagen Tr del corte tiene, además de la representación de la altura del corte, un procedimiento gráfico para representar el correspondiente espesor del corte. El ancho de la barra transversal que se muestra en la figura 6 ilustra el espesor del corte.

- 5 Estas imágenes Tr para los cortes más gruesos pueden derivar en varias formas. Una forma es sumar un número de imágenes del corte Tr más delgado adyacentes. Otra forma es calcular una proyección de intensidad máxima a través de los cortes adyacentes. Incluso otra forma para cambiar el espesor del corte es reconstruir el conjunto de datos mediante el uso de un subconjunto de proyecciones Tp. Si se utilizan menos proyecciones, esto es equivalente a una adquisición sobre un ángulo menos profundo y, en consecuencia, las imágenes Tr reconstruidas
- 10 tienen una profundidad de campo mayor y representan cortes más gruesos. Por ejemplo, si solo una proyección se utiliza para reconstruir, esto representa una adquisición por tomosíntesis sobre un barrido angular de 0 grado 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 representación contendrán una mezcla de imágenes del mamograma Mp, imágenes Tr y/o Tp por tomosíntesis e imágenes de combinación (Mp + Tp/Tr). Un ejemplo de esto se ilustra en la figura 7. Se muestra un examen de 4 vistas que se compara con un examen de 4 vistas anterior, donde diferentes vistas de diferentes mamas son, o bien representaciones Mp, Tr/Tp, o de combinación. El software permite la selección de uno o más planos de la imagen para su uso en el procesamiento de la imagen, o para cambiar la ventana/el nivel o para cambiar la altura del corte, etc. Los planos de la imagen seleccionados se indican de alguna
- 15 manera; en este ejemplo no limitante el plano seleccionado se perfila con una línea de puntos. Estos conjuntos de imágenes pueden ser sobre un monitor, o sobre múltiples monitores u otras pantallas.

- Cuando se representa más de una imagen, es conveniente que todas las imágenes estén representadas en el mismo espaciado de píxeles, mediante el uso de un procedimiento de interpolación o extrapolación conocido que se aplica a las imágenes digitales. Esto facilita la comparación de la imagen. A modo de ejemplo, si el mamograma anterior se obtuvo en un sistema que utiliza un espaciado de píxeles de 100 micrones, pero el mamograma actual se obtuvo en un sistema que utiliza un espaciado de píxeles de 70 micrones, la representación trazará las imágenes de modo que los espaciados de los píxeles sean idénticos. Este espaciado de los píxeles es además cierto para las imágenes Mp y Tr/Tp. En una realización preferente, las imágenes Mp y Tr/Tp se representan en el mismo tamaño de píxeles. Esto es especialmente útil para realizar la representación de la imagen superpuesta, con las imágenes
- 25 Mp y Tr/Tp sobre la parte superior una de otra. De este modo, aparecerá un objeto en una imagen Tr en el mismo lugar que en la imagen Mp correspondiente. Si las dos imágenes no están en el mismo tamaño de píxeles, la alternancia entre ellas puede mostrar un cambio de distracción debido a la diferencia en el tamaño del píxel. El apareamiento de los espaciados de píxeles para todas las imágenes en la pantalla es solo una posibilidad. Además puede incluir la capacidad de cambiar los espaciados de los píxeles de cualquier imagen o conjuntos de imágenes,
- 30 como lo que ocurriría si se hace zoom sobre una región de una mama.

- La ampliación se puede realizar sobre cualquiera de las imágenes en la pantalla. En particular, en un modo de representación de superposición de grupo, el área aumentada generará el aumento tanto de las imágenes del corte MP como del corte Tr a medida que son alternadas. En otras palabras, no importa qué tipo de imagen se representa, esta se aumentará. La ventana / el nivel se puede aplicar, de manera independiente o conjunta, a cualquier
- 40 combinación de imágenes en la pantalla. En particular, para las imágenes Tr, se puede aplicar la ventana / el nivel a solo la única imagen del corte Tr representada, o a todas las imágenes del corte Tr. Si hay una región aumentada de una imagen, la ventana / el nivel se puede aplicar, de forma selectiva, solo a la región aumentada o a la imagen completa.

- Una mama comprimida tiene, con frecuencia, aproximadamente 50 mm de espesor, y si la separación del corte reconstruido es 1 mm, entonces el examen consistirá en 50 cortes. El tiempo que lleva cargar este estudio en la pantalla podría ser significativo. Debido a esto, puede ser útil que la representación indique el estado de la representación si la imagen está siendo cargada actualmente. Esto puede tomar la forma de un mensaje como por ej., «carga de imagen» o un ícono que indica lo mismo, o información que proporciona más detalle con respecto al estado de la carga como por ej., sin limitación, el tiempo que resta para la representación completa.
- 45

- 50 La secuencia de representar las imágenes Tr se puede controlar para seleccionar, o bien la primera, la última o la del medio, o alguna otra imagen del corte Tr, como el corte inicial para representar. Este control define, además, el espesor del corte de partida para representar.

- Los algoritmos CAD se utilizan normalmente para analizar los mamogramas. Los CAD se pueden aplicar, además, a las imágenes Tr y/o Tp. Puede ser útil representar las marcas CAD que derivan de, o están vinculadas, de otro modo, con las imágenes Tr/Tp, en las ubicaciones apropiadas sobre la imágenes Mp. Por ejemplo, cuando se representa una imagen del corte Tr que contiene una o más marcas CAD, la ubicación x,y de la marca CAD sobre la imagen del corte Tr se utiliza para computar la correspondiente ubicación x,y sobre la imagen Mp que representa la
- 55

misma ubicación de la mama. La marca se puede colocar sobre una o ambas imágenes Mp y Tr en las mismas ubicaciones. De manera similar, puede ser útil representar las marcas CAD que derivan de, o están vinculadas, de otro modo, con las imágenes Mp, en las ubicaciones apropiadas sobre la imágenes del corte Tr. Por ejemplo, la ubicación x,y de la marca CAD Mp se utiliza para computar la ubicación x,y correspondiente sobre la imagen del corte Tr que representa la misma ubicación de la mama, y la marca se coloca sobre el corte Tr.

Un procedimiento de representación de la información CAD se ilustra en la figura 8. Se indican las ubicaciones del corte donde hay marcas CAD. En este ejemplo, estas se indican a través del uso de flechas que están posicionadas en las alturas del corte donde están las marcas. En este ejemplo no limitante, habría marcas CAD en las alturas de 1 y 3 cm, el corte que se representa actualmente está a 5 cm.

Otro procedimiento de representación para utilizar con las imágenes Tr que tienen datos CAD de Tr consiste en restringir la representación de las imágenes del corte Tr que no tienen marcas CAD sobre ellas. Por ejemplo, si solo las imágenes del corte Tr 10 y 20 tuvieran marcas CAD, entonces solo se representarían esas dos imágenes del corte. Esto permite acelerar la revisión de la imagen porque puede haber 50 o más cortes Tr que deben ser representados. La representación de la imagen podría saltar de una imagen Tr del corte marcada con CAD a otra, rápidamente. Además puede haber un procedimiento de invalidación de modo que todas las imágenes Tr del corte podrían haber sido revisadas si se deseara.

Además de la representación de la información CAD, la unidad puede representar la información demográfica y de adquisición del paciente correspondiente a la adquisición y reconstrucción de las imágenes Tp/Tr.

Además hay diferentes procedimientos de impresión de las imágenes Tr/Tp. Dado que hay muchas imágenes Tr del corte, puede no ser conveniente imprimir cada imagen individual del corte. En este caso, el sistema puede soportar la impresión de las imágenes Tr en un formato de diseño de película NxM. Además, se puede permitir la impresión en un formato de captura de pantalla WYSIWYG (Lo que usted ve es lo que usted obtiene).

Un procedimiento común para revisar las imágenes Mp, Tp y Tr de la mamografía digital y de la tomosíntesis es mediante el uso de uno o más monitores, y mirando las imágenes en un modo esencialmente monoscópico, la misma imagen se visualiza por medio de ambos ojos del espectador. Los investigadores han propuesto el uso de sistemas de presentación visual en estéreo, mediante el cual se presentan diferentes imágenes para los ojos izquierdo y derecho. Este procedimiento de presentación visual es conocido como estereoscópico, y puede ofrecer señales de distancia o profundidad de manera similar a las que normalmente son vistas por la vista humana en tareas regulares de visión. La representación estereoscópica ofrece beneficios potenciales en la representación de imágenes radiológicas, porque las relaciones espaciales relativas entre los objetos en el cuerpo podrían ser más evidentes. Un sistema estereoscópico de este tipo, para su uso en visualizaciones médicas, se propone en la Patente Estadounidense No. 6.031.565 emitida el 29 de febrero de 2000, e implica tomar dos imágenes estereoscópicas de un cuerpo desde ángulos diferentes. La representación estereoscópica de estas dos imágenes proporciona información de profundidad.

Las imágenes por tomosíntesis ofrecen nuevas oportunidades para la representación estereoscópica mejorada, al menos en parte porque proporciona un conjunto de datos más rico que tan solo un par estéreo a ser representado, aporta muchas posibles combinaciones de pares de imágenes, y proporciona el desplazamiento a través de diferentes conjuntos de imágenes representadas.

Un procedimiento de representación que utiliza pares de imágenes a partir del conjunto de datos de proyección tomográfica Tp se ilustra en la figura 9. Cualquiera de los dos pares de proyecciones Tp puede proporcionar representación en estéreo, y al representar los conjuntos de estos pares de proyecciones de forma dinámica, se obtendrá tanto una vista estereoscópica como una que se mueve dinámicamente alrededor del cuerpo del cual se generó la imagen. Por ejemplo, se toma en consideración que 8 proyecciones Tp se tomaron como parte de una adquisición por tomosíntesis: Tp[1], Tp[2], ...Tp[21]. El primer par a ser representado en estéreo podría ser Tp[1] y Tp[3], el segundo par Tp[2] y Tp[4], el tercer par Tp[3] y Tp[5] y así hasta Tp[6] y Tp[8]. De forma alternativa, los pares podrían ser pares adyacentes como por ej., Tp[1] y Tp[2] o separados por tres proyecciones Tp[1] y Tp[4], etc. El espaciado óptimo entre las dos proyecciones en el par en estéreo representado depende de la geometría de la generación de imágenes y la separación angular entre las sucesivas proyecciones Tp[i] y Tp[i+1]. Se sabe que solo ciertas diferencias angulares entre los pares en estéreo dan una buena representación en estéreo para los seres humanos, y la selección de los pares de imágenes Tp apropiadas para un escenario de adquisición particular se puede determinar a través de la experimentación conveniente.

Otro procedimiento de representación utiliza una variante del conjunto de datos Tr reconstruido y se ilustra en la figura 10. En esta realización, se reconstruyen dos conjuntos de datos diferentes Tr' y Tr'', ambos se reconstruyen a partir de algunos o todas las proyecciones Tp originales. Cuando se lleva a cabo la reconstrucción, se elige la geometría de reconstrucción y es posible reconstruir estos dos conjuntos de datos en imágenes Tr que difieren en su visión del cuerpo mediante una separación angular seleccionada, por ej., unos pocos grados, lo que imita de este modo la evidente visión del cuerpo que el ojo humano vería si tuviera visión de rayos x. Cada conjunto de datos Tr' y

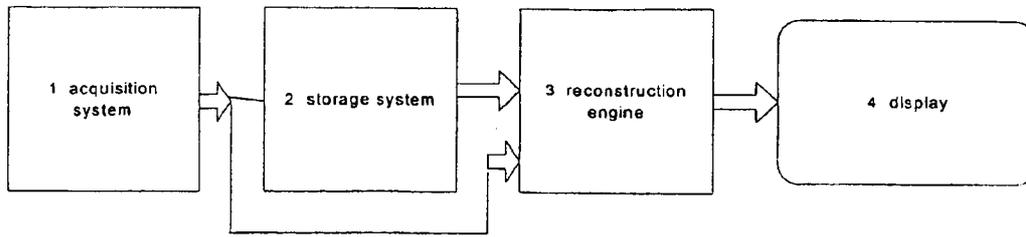
Tr'' consiste en conjuntos de cortes transversales. Si se visualiza, mediante el uso de un visor estéreo, el mismo corte de Tr' y Tr'', uno en el ojo izquierdo y el otro en el ojo derecho, se obtendría una perspectiva en estéreo de ese corte. Se podrían representar diferentes pares de cortes en sucesión de profundidad en la mama para obtener una visión en estéreo dinámica a través del cuerpo. Como se ve en la figura 9, un objeto 3000 se reconstruye con los
 5 cortes transversales Tr' y Tr'' perpendiculares a los dos ejes diferentes 3001 y 3002. Los pares de cortes que se representan para el ojo izquierdo y el ojo derecho son Tr'[i] (3003) y Tr''[i] (3004). El ángulo entre 3001 y 3002 es tal que la representación de los pares Tr' y Tr'' da una representación estereoscópica. A diferencia de la propuesta en dicha patente 6.031.565, la figura 9 ilustra una representación en estéreo de un corte transversal delgado a través del cuerpo, y un segundo desplazamiento a través de dichas secciones, mientras que la patente propone la
 10 representación de los pares de radiografías de proyección en estéreo a través de todo el cuerpo.

La figura 11 ilustra un sistema general de mamografía / tomografía en el cual se pueden implementar los ejemplos preferidos, pero no limitantes que se discutieron anteriormente. La figura ilustra en forma de diagrama de bloques una unidad 100 de adquisición de datos de rayos x que incluye una fuente de rayos x 110 que genera una imagen de una mama 112 que está soportada sobre una plataforma de la mama 114. Un generador de imágenes de rayos x
 15 116 como por ej., un generador de imágenes de rayos x plano, que está disponible en el comercio, del cesionario de esta memoria descriptiva de la patente, genera datos de la imagen de proyección que puede ser una imagen del mamograma Mp o una imagen Tp de proyección por tomosíntesis. La fuente de rayos x 110 está montada para moverse alrededor de la plataforma de la mama 114 de modo que las imágenes Tp se pueden tomar en diferentes ángulos. El generador de imágenes de rayos x 116 puede ser fijo o se puede mover con relación a la plataforma de
 20 la mama 114, preferiblemente en sincronismo con el movimiento de la fuente de rayos x 110. Los elementos 110 y 116 se comunican con el control de adquisición de datos de rayos x 119 que controla las operaciones de una manera conocida a partir de dichas memorias descriptivas de las patentes presentadas con anterioridad. Los datos de la imagen de rayos x desde un generador de imágenes 116 se entregan para procesamiento, y la unidad de reconstrucción de imágenes 120, donde se procesan los datos, como se sabe a partir de dicha solicitud de patente
 25 presentada anteriormente, en datos de imágenes Tp y Tr, se almacenan posiblemente y se preparan para su representación en la unidad de representación de la imagen 122, como se divulga en las diversas realizaciones que se describieron anteriormente.

Los ejemplos que se describieron anteriormente son solo ilustrativos y otros ejemplos están dentro del alcance de las cláusulas adjuntas. Además, debe quedar claro, como se observó anteriormente, que se pueden utilizar técnicas
 30 de procesamiento de imágenes y procedimientos de representación conocidos, como por ej., pos-producción de imágenes de TV y manipulación de imágenes por software como por ej., Photoshop de Adobe, a fin de implementar los detalles de los procedimientos que se describieron anteriormente. Las realizaciones específicas anteriores son ilustrativas, y se pueden introducir muchas variantes sobre estas realizaciones.

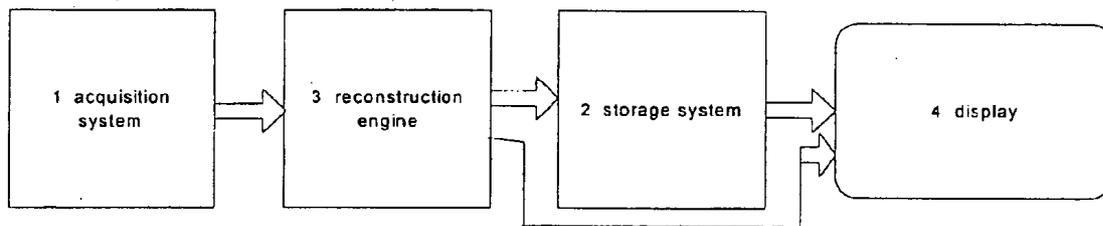
REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento de adquisición y representación de imágenes de rayos x que comprende:
- adquirir datos de una imagen de mamografía de rayos x (Mp) representativos de las imágenes de la mamografía de proyección de mamas de pacientes, y datos de una imagen por tomosíntesis de rayos x (Tp) representativos de las imágenes de proyección que se tomaron en diferentes ángulos de un origen de generación de imágenes de rayos x con relación a las mamas de las pacientes, a partir de una unidad de adquisición (1) configurada para adquirir, de manera selectiva, dichos datos de las imágenes (Mp, Tp) de la mamografía y de la tomosíntesis;
 - reconstruir, al menos, un subconjunto de los datos de la imagen (Tp) por tomosíntesis de rayos x adquiridos, en datos de imagen (Tr) por tomosíntesis reconstruidos representativos de las imágenes de los cortes de las mamas que tienen orientaciones y espesores seleccionados; y
 - representar, de manera concurrente, una sub-combinación seleccionada de datos de la imagen (Mp) de la mamografía de rayos x y datos de la imagen (Tr) por tomosíntesis reconstruidas como imágenes de la mamografía de rayos x y de la tomosíntesis reconstruidas, respectivamente, para la visualización concurrente, mientras se identifican las imágenes representadas como imagen de mamografía de rayos x y la imagen de tomosíntesis reconstruida mediante los símbolos de marcado respectivos en o cerca de las imágenes representadas,
- en el que el procedimiento comprende además:
- representar, de manera concurrente, al menos, la imagen de la mamografía de rayos x y la imagen de tomosíntesis reconstruida, una geometría correlativa existente entre los dos tipos de imágenes, y proporcionar como símbolo de marcado sobre la pantalla una indicación no numérica tanto de un nivel como del espesor de la imagen por tomosíntesis reconstruida representada, en la cual la indicación no numérica es una barra que está vinculada con una altura de los datos de la imagen por tomosíntesis y el espesor de dicha barra ilustra el espesor de los datos de la imagen por tomosíntesis.
2. Un procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la indicación no numérica es una barra deslizante, en el que la barra deslizante comprende una indicación de una altura del corte Tr representado y la altura puede ser cambiada por parte del usuario mediante el uso de una interfaz de computadora.
3. Un procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la indicación no numérica es una barra deslizante, en el que el usuario puede clicar o arrastrar la barra deslizante hacia la altura del corte deseada, y la representación de la imagen continúa.
4. Un procedimiento de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicha imagen de la mamografía de rayos x y dicha imagen por tomosíntesis se muestran superpuestas una con otra, y el procedimiento proporciona, además, fundido/difuminado o la combinación de dos o más imágenes en una ponderación respectiva.
5. Un procedimiento de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1, 2 y 3, en el que la indicación no numérica es una barra deslizante, en el que al menos algunas de las imágenes Tr se representan en modo cinematográfico.
6. Un procedimiento de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que incluye representar, de manera selectiva, un área aumentada de una imagen Mp e información representativa del nivel y el espesor de, al menos, una imagen Tr representada en asociación con esta.
7. Un procedimiento de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que las imágenes Mp y Tr se obtienen de la misma mama de una paciente en la misma compresión de la mama.
8. Un procedimiento de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que las imágenes Mp y Tp se obtienen de la misma mama de la paciente, pero se obtienen en diferentes momentos y a diferentes compresiones de la mama.



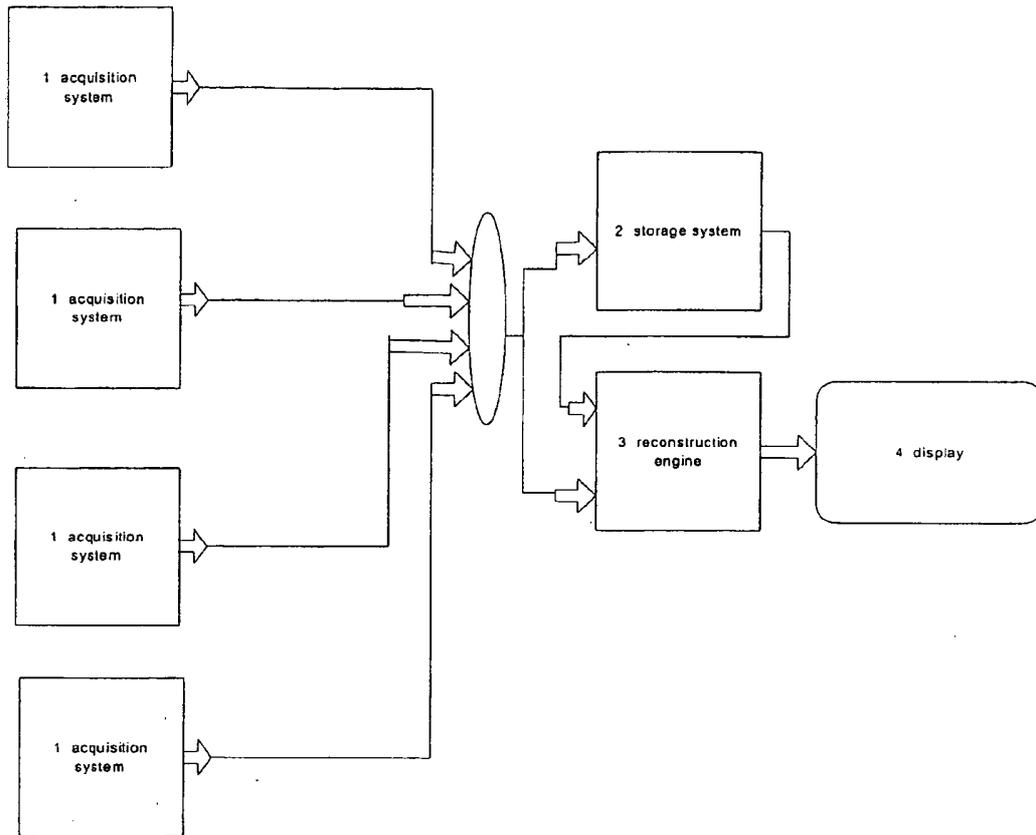
- 1. sistema de adquisición
- 2. sistema de almacenamiento
- 3. máquina de reconstrucción
- 4. pantalla

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



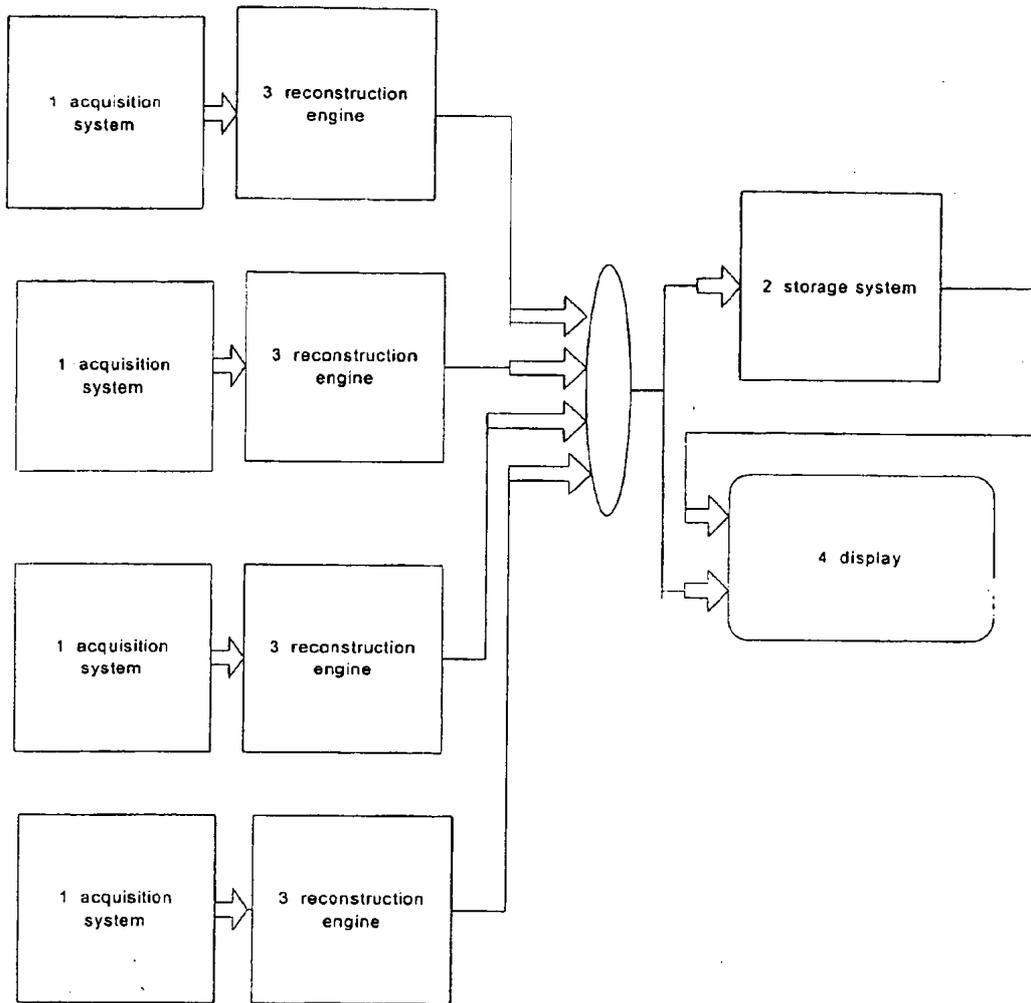
- 1. sistema de adquisición
- 3. máquina de reconstrucción
- 2. sistema de almacenamiento
- 4. pantalla

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



1. sistema de adquisición
2. sistema de almacenamiento
3. máquina de reconstrucción
4. pantalla

Figura 3. Disposición del sistema para cuatro puentes de adquisición que alimentan un único sistema de reconstrucción.



- 1. sistema de adquisición
- 2. sistema de almacenamiento
- 3. máquina de reconstrucción
- 4. pantalla

Figura 4. Disposición del sistema para cuatro puentes de adquisición, cada uno con su propio sistema de reconstrucción.

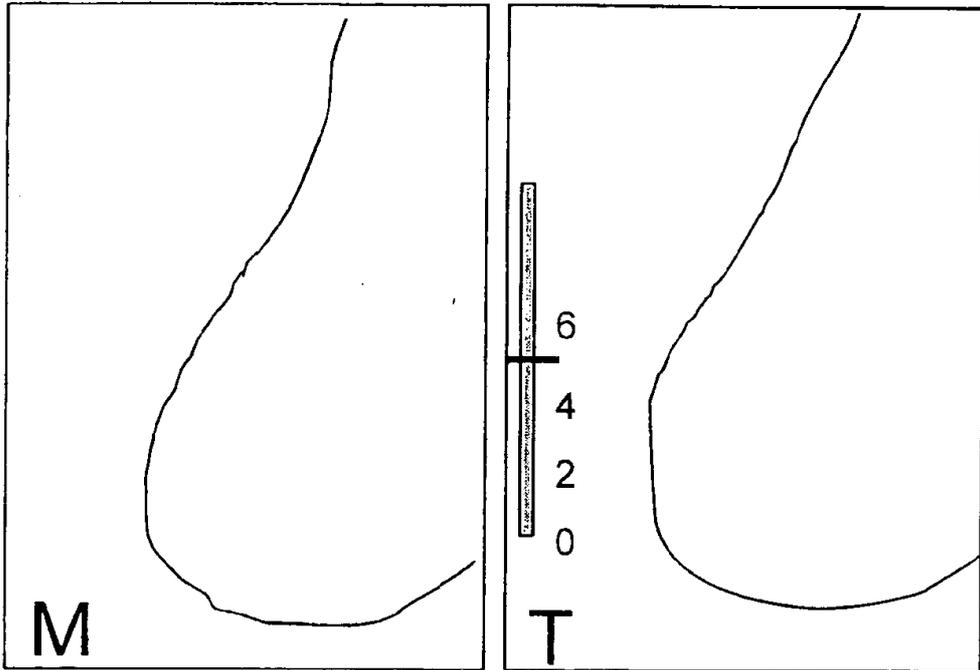
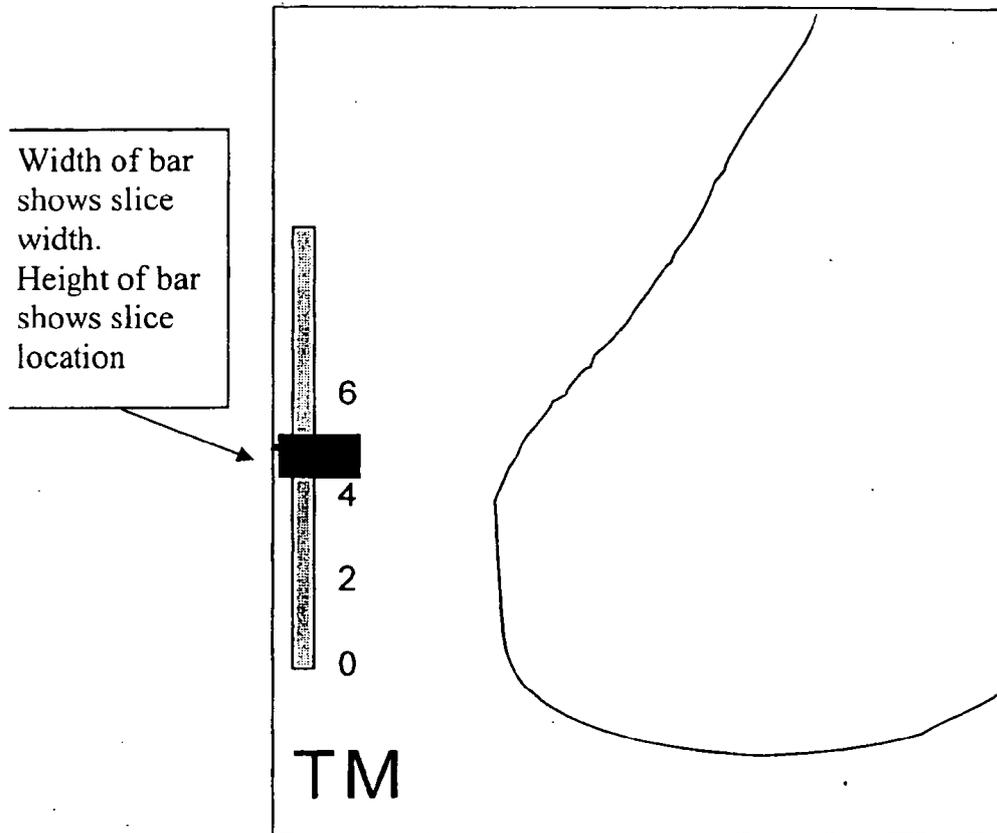


Figura 5. Representación de la imagen por tomosíntesis separada de la imagen convencional.



El ancho de la barra muestra el ancho del corte. La altura de la barra muestra la ubicación del corte.

Figura 6. Representación de una única vista para el procedimiento de combinación.

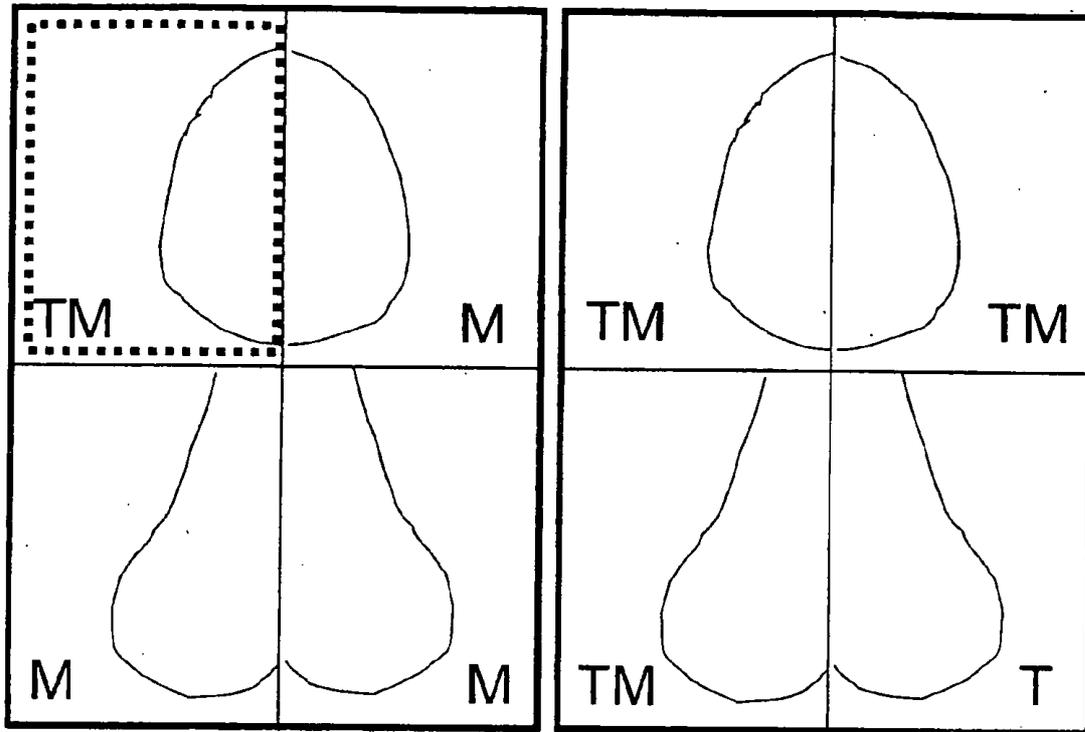


Figura 7. Representación que muestra la revisión simultánea de imágenes de mamogramas, imágenes por tomosíntesis y las imágenes de combinación de mamograma + tomosíntesis.

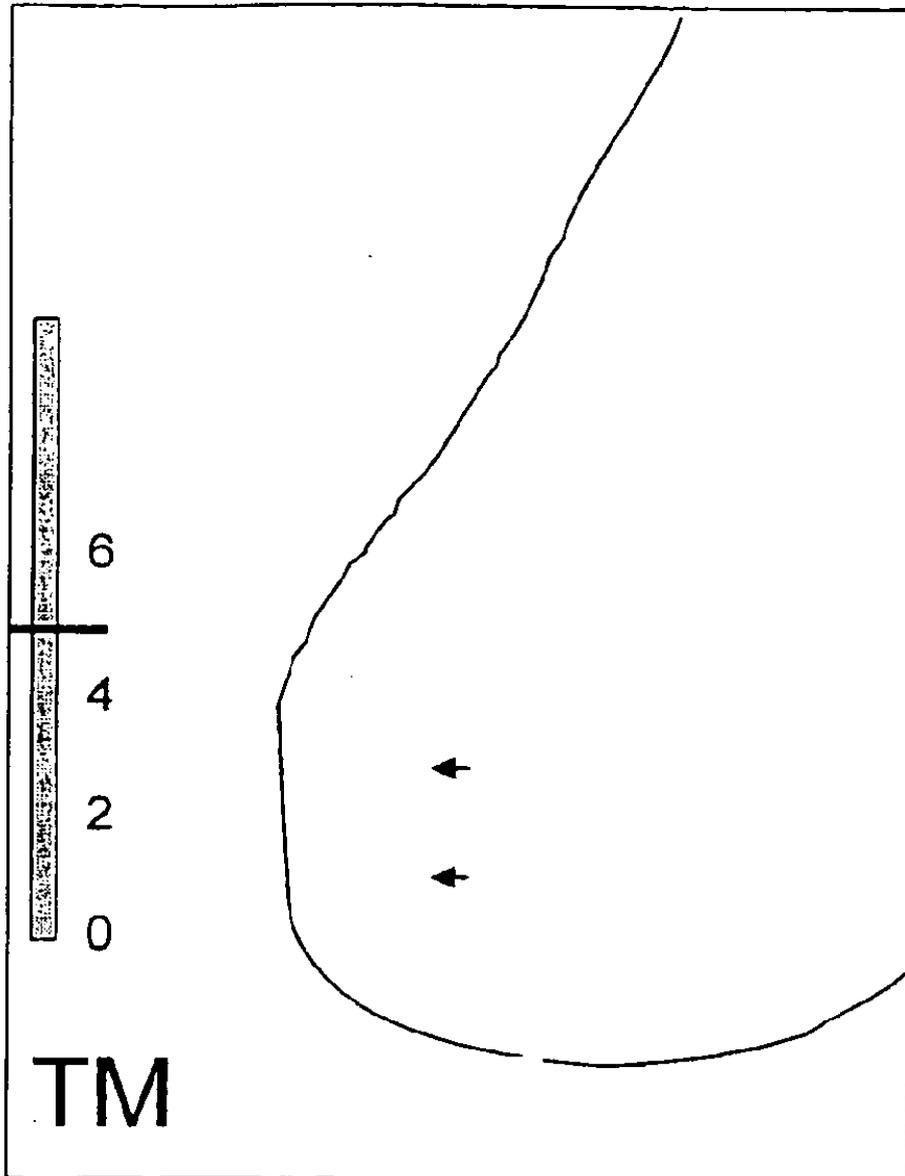


Figura 8. Representación de imágenes por tomosíntesis / mamograma que muestran las ubicaciones de la marca CAD, que se muestra mediante flechas, en las ubicaciones de 1 y 3 cm.

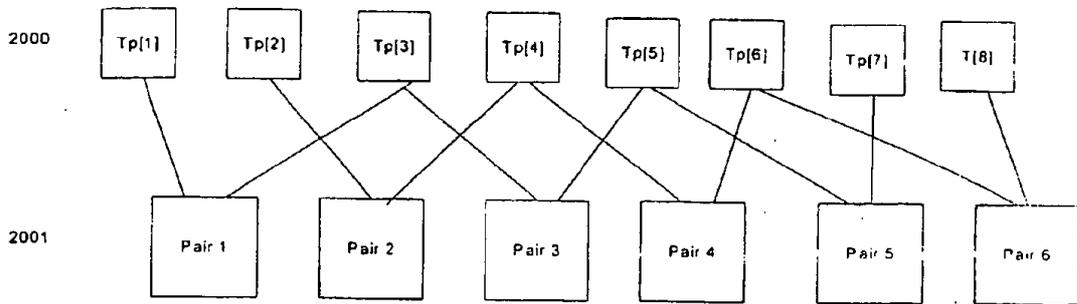


Figura 9. Seis pares en estéreo 2001 que se visualizan de manera secuencial desde las ocho proyecciones Tp 2000

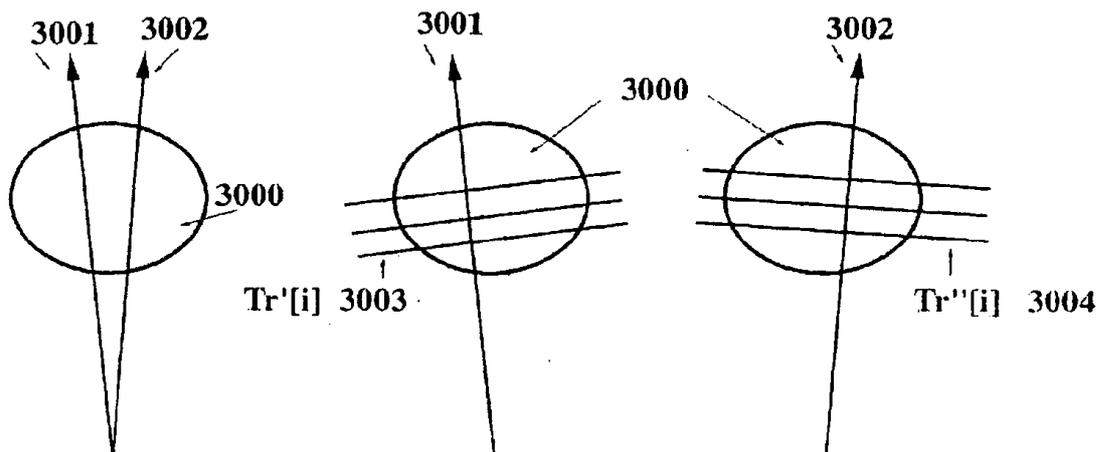


Figura 10. Pares en estéreo $Tr'[i]$ y $Tr''[i]$ (3003 y 3004) que derivan de las reconstrucciones del objeto 3000 desde dos ángulos diferentes 3001 y 3002.

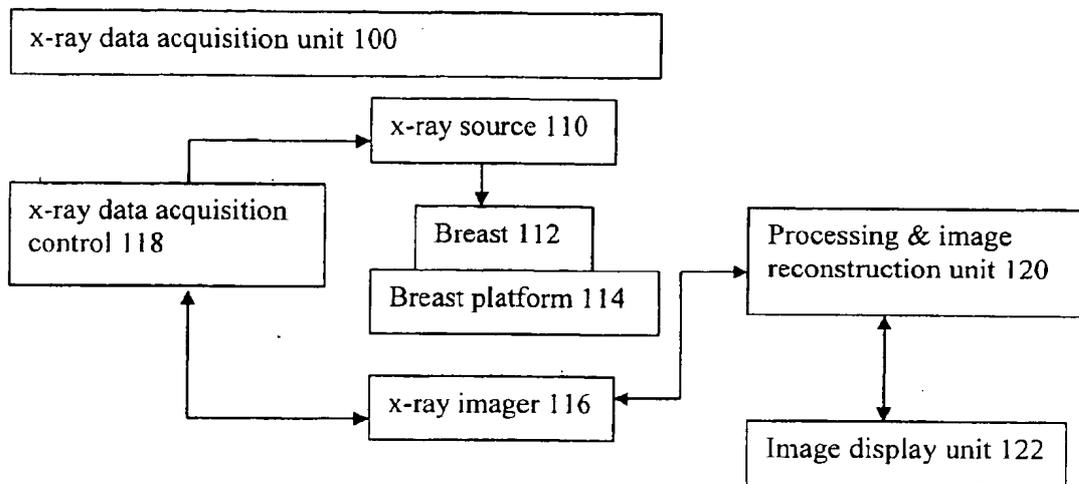


Figura 11

- 100 unidad de adquisición de datos de rayos x
- 110 fuente de rayos x
- 112 mama
- 114 plataforma de la mama
- 116 generador de imágenes de rayos x
- 118 control de adquisición de datos de rayos x
- 120 unidad de procesamiento y reconstrucción de la imagen
- 122 unidad de representación de la imagen