

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 019 532**

51 Int. Cl.:

A61B 6/02 (2006.01)

A61B 6/00 (2014.01)

A61B 8/08 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.09.2022** **PCT/US2022/076831**

87 Fecha y número de publicación internacional: **30.03.2023** **WO23049782**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.09.2022** **E 22794000 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.01.2025** **EP 4404844**

54 Título: **Calibración de ganancia de tomosíntesis y corrección de imagen**

30 Prioridad:

23.09.2021 US 202163247503 P

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

20.05.2025

73 Titular/es:

**HOLOGIC, INC. (100.00%)
250 Campus Drive
Marlborough, MA 01752, US**

72 Inventor/es:

REN, BAORUI

74 Agente/Representante:

MARTÍN DE LA CUESTA, Alicia María

ES 3 019 532 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

Calibración de ganancia de tomosíntesis y corrección de imagen

Antecedentes

El cáncer de mama y otras lesiones de mama siguen siendo una amenaza significativa para la salud de las mujeres. La mamografía de rayos X y la tomosíntesis de mama son las herramientas usadas más ampliamente para la detección, el cribado y diagnóstico tempranos. La tomosíntesis de mama es una técnica que permite a los médicos ver múltiples imágenes de la mama en lugar de una única imagen disponible a partir de una mamografía convencional.

Por ejemplo, la mamografía convencional proporciona a los médicos una única imagen bidimensional (2D) para evaluar la mama. Sin embargo, esto puede ser limitativo debido a las capas solapantes de tejido, lo que puede producir resultados poco claros, falsas alarmas o puede conducir al médico a pasar por alto un crecimiento canceroso. Por el contrario, en lugar de tomar una imagen de la mama de arriba abajo y de lado a lado como lo hace la mamografía convencional, la tomosíntesis digital de mama sigue la curvatura de la mama y toma varias imágenes de la mama a medida que se mueve. Las imágenes se recopilan entonces en una imagen tridimensional (3D) clara y nítida que permite a los médicos evaluar mejor la mama de la paciente. El documento US2008093545A1 da a conocer un dispositivo de rayos X que usa una transformada de Fourier para obtener componentes de alta frecuencia y baja frecuencia de un mapa de ganancia.

Sumario

Las realizaciones de la divulgación se refieren a métodos y sistemas de tomosíntesis para calibración de ganancia y corrección de imagen de mama en asociación con métodos de tomosíntesis de mama.

En un primer aspecto, se da a conocer un método para la calibración de ganancia en una pluralidad de parámetros de formación de imágenes para un barrido de tomosíntesis. El método incluye: realizar uno o más barridos de tomosíntesis para adquirir una pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis, estando asociada cada una de la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis con uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes; generar una imagen de rayos X de dosis alta promediando la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis; generar un mapa de ganancia de dosis alta asociado con la imagen de rayos X de dosis alta; generar una pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja, estando asociado cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja con una de la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis asociadas con uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes; descomponer cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja en una pluralidad de niveles de componentes; extraer componentes de baja resolución de la pluralidad de niveles de componentes para cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja; y para cada uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes, combinar el mapa de ganancia de dosis alta con cada una de las componentes de baja resolución de los mapas de ganancia de dosis baja para generar un mapa de ganancia final para cada uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes.

En un segundo aspecto, se da a conocer un sistema de tomosíntesis para calibración de ganancia en una pluralidad de ángulos de proyección. El sistema incluye: una unidad de adquisición de imagen que comprende una fuente de rayos X y un receptor de imagen de rayos X, en el que la unidad de adquisición de imagen adquiere imágenes de rayos X de proyección de un objeto en la pluralidad de ángulos de proyección; un procesador; una memoria que incluye instrucciones que, cuando se ejecutan por el procesador, hacen que el procesador: realice uno o más barridos de tomosíntesis para adquirir una pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis, estando asociada cada una de la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis con uno de la pluralidad de ángulos de proyección; genere una imagen de rayos X de dosis alta promediando la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis; genere un mapa de ganancia de dosis alta asociado con la imagen de rayos X de dosis alta; descomponga el mapa de ganancia de dosis alta en una primera pluralidad de niveles de componente; extraiga una componente de alta resolución de la primera pluralidad de niveles de componente; genere una pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja, estando asociado cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja con una de la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis asociadas con uno de la pluralidad de ángulos de proyección; descomponga cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja en una segunda pluralidad de niveles de componentes; extraiga componentes de baja resolución de cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja, en el que las componentes de baja resolución comprenden un mapa de ángulo; y para cada uno de la pluralidad de ángulos de proyección, combine la componente de alta resolución del mapa de ganancia de dosis alta con cada una de las componentes de baja resolución de los mapas de ganancia de dosis baja para generar un mapa de ganancia final para cada uno de la pluralidad de ángulos de proyección.

En un tercer aspecto, se da a conocer un método para la calibración de ganancia en una pluralidad de ángulos de

proyección para un barrido de tomosíntesis. El método incluye: realizar uno o más barridos de tomosíntesis para adquirir una pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis, estando asociada cada una de la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis con uno de la pluralidad de ángulos de proyección; generar una imagen de rayos X de dosis alta promediando la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis; generar un mapa de ganancia de dosis alta asociado con la imagen de rayos X de dosis alta; descomponer el mapa de ganancia de dosis alta en una primera pluralidad de niveles de componentes; extraer una componente de alta resolución de la primera pluralidad de niveles de componentes; generar una pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja, estando asociado cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja con una de la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis asociadas con uno de la pluralidad de ángulos de proyección; descomponer cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja en una segunda pluralidad de niveles de componentes; extraer componentes de baja resolución de cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja, en el que las componentes de baja resolución comprenden un mapa de ángulo; y para cada uno de la pluralidad de ángulos de proyección, combinar la componente de alta resolución con cada una de las componentes de baja resolución para generar un mapa de ganancia final para cada uno de la pluralidad de ángulos de proyección.

Breve descripción de los dibujos

Los siguientes dibujos son ilustrativos de realizaciones particulares de la presente divulgación y, por tanto, no limitan el alcance de la presente divulgación. Los dibujos no están a escala y están destinados a su uso junto con las explicaciones en la siguiente descripción detallada. A continuación en el presente documento se describirán realizaciones de la presente divulgación junto con los dibujos adjuntos, en los que números similares indican elementos similares.

La figura 1A es una vista esquemática de un sistema de formación de imágenes a modo de ejemplo.

La figura 1B es una vista en perspectiva del sistema de formación de imágenes de la figura 1A.

La figura 2 ilustra una configuración de ejemplo de un motor de corrección de imagen del sistema de la figura 1A.

La figura 3 ilustra una representación esquemática de ejemplo de las componentes de un mapa de ganancia. En algunos ejemplos, un mapa de ganancia consiste en contribuciones de diferentes fuentes en un sistema.

La figura 4 ilustra una representación esquemática de ejemplo de descomposición de un mapa de ganancia en componentes multiescala.

La figura 5 ilustra un método de ejemplo para calibración de ganancia en una pluralidad de ángulos de proyección para un barrido de tomosíntesis.

La figura 6 ilustra un método de ejemplo para la corrección de imagen para compensar los desplazamientos de ganancia en un proceso de tomosíntesis.

La figura 7 representa un ejemplo de un entorno operativo adecuado en el que pueden implementarse uno o más de los presentes ejemplos.

La figura 8 representa un ejemplo de una red en la que pueden hacerse funcionar los diversos sistemas y métodos dados a conocer en el presente documento.

Descripción detallada

Se describirán con detalle diversas realizaciones con referencia a los dibujos, en los que los números de referencia similares representan partes y conjuntos similares en las diversas vistas. La referencia a diversas realizaciones no limita el alcance de las reivindicaciones adjuntas a la misma. Adicionalmente, no se pretende que ningún ejemplo expuesto en esta memoria descriptiva sea limitativo y expone meramente algunas de las muchas realizaciones posibles para las reivindicaciones adjuntas.

La tomosíntesis digital es un proceso "tridimensional" en el que se adquieren varias vistas de proyección bidimensionales en ángulos diferentes respectivos pero a menores dosis de rayos X en comparación con una mamografía convencional, y se reconstruyen en vistas de corte de tomosíntesis que pueden estar a lo largo de cualquier plano deseado en la mama y pueden representar cualquier grosor de tejido mamario. Por tanto, el conjunto de imágenes de tomosíntesis reconstruidas combinadas representa todo el grosor de la mama, en una pila de imágenes bidimensionales. Para la tomosíntesis, la mama se inmoviliza o comprime en la misma o menor medida que en la mamografía convencional.

Cuando se usan receptores de formación de imágenes de rayos X de panel plano digital en la adquisición de imagen de tomosíntesis, uno de los requisitos prácticos es proporcionar calibración de ganancia. El receptor de formación de

imágenes puede comprender una matriz bidimensional de millones de píxeles de formación de imágenes, y puede haber diferencias inherentes en la respuesta de diferentes píxeles de formación de imágenes a los rayos X incidentes. Cuando todos los píxeles de formación de imágenes reciben la misma exposición a rayos X, idealmente cada uno debe proporcionar la misma señal de salida eléctrica (valor de píxel).

Sin embargo, en la práctica esto puede no ser el caso y normalmente hay diferencias entre los valores de píxel que proporcionan diferentes píxeles de formación de imágenes cuando se exponen a la misma entrada de rayos X. Además, la intensidad de rayos X incidente a través de la superficie del detector normalmente no es uniforme; por ejemplo, debido al "efecto de talón" la intensidad de rayos X disminuye a lo largo de la dirección desde la pared torácica hasta el pezón. Para corregir las diferencias en los valores de píxel en respuesta a la exposición uniforme a rayos X, y para corregir la distribución no uniforme de la intensidad de los rayos X a través del área de superficie del detector de formación de imágenes de rayos X, se emplean diversas técnicas de calibración de ganancia y corrección de imagen.

Normalmente, en las pruebas o mantenimiento de un sistema de mamografía de rayos X convencional, el dispositivo de formación de imágenes de panel plano se expone a un campo de rayos X a través de un modelo que simula la mama de una paciente y tiene un grosor generalmente uniforme y está compuesto por un material uniforme, se registran las diferencias entre los valores de píxel, y se genera un mapa de corrección de ganancia que tiene en cuenta tales diferencias. Esto puede realizarse periódicamente durante la vida útil del receptor de rayos X de panel plano. El mapa de ganancia se almacena en el sistema de formación de imágenes y, cuando se toman imágenes de rayos X de la mama de una paciente durante los procedimientos de formación de imágenes reales, el software en el sistema corrige los valores de píxel adquiridos según el mapa de ganancia para acercarlos a los valores de píxel que se habrían producido si todos los píxeles de formación de imágenes tuvieran la misma respuesta a la exposición uniforme a la energía de rayos X.

Para la mamografía convencional, normalmente se adquiere un mapa de ganancia para cada modo de visualización o modo de filtro de rayos X. Por tanto, la calibración de ganancia puede usarse para compensar las diferencias de sensibilidad entre píxeles de detector e intensidad de campo de rayos X no uniforme dada una relación física particular entre la fuente de rayos X y el detector de formación de imágenes.

Sin embargo, la formación de imágenes por tomosíntesis se caracteriza por un número mucho mayor de cambios en el ángulo de proyección de la fuente de rayos X durante la exposición a rayos X, una exposición a rayos X mucho menor de la mama en uno cualquiera de los ángulos de proyección, y otras diferencias significativas con respecto a la formación de imágenes por mamografía convencional. Como resultado, no puede esperarse que los mapas de ganancia típicos de la mamografía convencional funcionen bien en la adquisición de imagen y en la corrección de imagen por tomosíntesis, particularmente si los ángulos de proyección de tomosíntesis pueden cambiar dependiendo del protocolo de formación de imágenes o decisiones o preferencias del profesional sanitario (por ejemplo, un técnico de formación de imágenes) a cargo.

Una solución para la corrección de ganancia de imágenes obtenidas durante el proceso de tomosíntesis incluye obtener imágenes de mapa de ganancia en cada ángulo de visión para hacer que las imágenes con corrección de ganancia sean planas en todos los ángulos. Sin embargo, los métodos de tomosíntesis pueden incluir obtener imágenes en 15 o a veces incluso 60 ángulos individuales. En tal caso, se requiere un mapa de ganancia para cada uno de estos ángulos con el fin de realizar la corrección de ganancia apropiada. Cada mapa de ganancia requiere exposiciones a altas dosis de rayos X para mantener buenas estadísticas de fotones para reducir el ruido de imagen, lo que hace que la calibración de ganancia sea un procedimiento de carga de tubo muy alta. Por tanto, existe la necesidad de un método de creación de mapas de ganancia mejor y más eficiente.

La creación de mapas de ganancia consiste en contribuciones de diferentes fuentes en un sistema, por ejemplo, efecto de variación píxel a píxel de detector, efecto de talón de tubo, efecto de ángulo de visión, filtro, rejilla antidispersión, pico de kilovoltaje (KVp), grosor de modelo, etc. Entre las diferentes componentes de un mapa de ganancia final, las variaciones píxel a píxel de detector son la tarea que requiere más dosis y requieren exposiciones a dosis altas para medirlas de manera fiable. Otras componentes del mapa de ganancia final portan información de baja frecuencia y no requieren exposiciones a dosis altas para las mediciones.

Puede realizarse una descomposición multiescala para analizar mapas de ganancia en diferentes escalas y capas. Por ejemplo, un mapa de ganancia puede ser el producto de mapas de componentes de alta resolución y baja resolución.

Normalmente, las imágenes detalladas de alta resolución pueden parecer planas y pueden no contener ninguna información sobre la inclinación de la imagen relacionada con factores como el efecto de talón y el efecto del ángulo de visión. Las capas de alta resolución pueden contener principalmente información de variación píxel a píxel de detector. Por otro lado, las imágenes residuales de baja resolución pueden mostrar claramente efecto de talón, efecto de ángulo de visión y otros factores de baja frecuencia. Las imágenes residuales de baja resolución pueden obtenerse usando exposiciones a dosis bajas. Las capas de baja resolución pueden contener efecto de talón de tubo, efecto de ángulo de visión, efecto de filtro, efecto de rejilla antidispersión, efecto de KVp, y efecto de grosor de

modelo.

Los mapas de componentes de un mapa de ganancia de tomosíntesis en dos ángulos diferentes pueden normalmente parecer idénticos excepto por el mapa de ángulo. Dicho de otro modo, los mapas de componentes asociados con los efectos de variación píxel a píxel de detector, efecto de talón de tubo, filtro, rejilla antidispersión, KVp y grosor de modelo son casi idénticos en diferentes ángulos. La principal diferencia entre los mapas de ganancia de tomosíntesis en dos ángulos diferentes es el mapa de ángulo.

El sistema y el método dados a conocer pueden combinar todas las componentes distintas del mapa de ángulo entre sí y tratarlo como un mapa de referencia común. El mapa de referencia común puede combinarse entonces con cada mapa de ángulo asociado con cada uno de los ángulos del proceso de tomosíntesis. Por tanto, el sistema y el método dados a conocer ayudan a evitar exposiciones a altas dosis de rayos X en cada ángulo de visión mientras que todavía mantienen buenas estadísticas de fotones para reducir el ruido de imagen.

La figura 1A es una vista esquemática de un sistema 100 de formación de imágenes a modo de ejemplo y la figura 1B es una vista en perspectiva del sistema 100 de formación de imágenes. Haciendo referencia simultáneamente a las figuras 1A y 1B, no todos los elementos descritos a continuación se representan en ambas figuras. El sistema 100 de formación de imágenes inmoviliza la mama 102 de una paciente para la formación de imágenes por rayos X (o bien una o bien ambas de mamografía, tomosíntesis, u otras modalidades de formación de imágenes) a través de una unidad 104 de inmovilización por compresión de mama que incluye una plataforma 106 de soporte de mama estática y una paleta 108 móvil. En la técnica se conocen diferentes paletas, cada una con diferentes propósitos. Ciertos ejemplos de paletas también se describen en el presente documento para dar contexto. La plataforma 106 de soporte de mama y la paleta 108 tienen, cada una, una superficie 110 y 112 de compresión, respectivamente, que se mueven una hacia la otra para comprimir, inmovilizar, estabilizar, o mantener y sujetar de otro modo la mama 102 durante los procedimientos de formación de imágenes. En sistemas conocidos, la superficie 110, 112 de compresión está al descubierto para entrar en contacto directamente con la mama 102. O bien una o bien ambas de estas superficies 110, 112 de compresión pueden ser de plástico rígido, un plástico flexible, una espuma elástica, una malla o pantalla, etcétera. La plataforma 106 también aloja un receptor 116 de imagen y, opcionalmente, un mecanismo 118 de inclinación y, opcionalmente, una rejilla antidispersión (no representada, pero dispuesta por encima del receptor 116 de imagen). La unidad 104 de inmovilización está en una trayectoria de un haz 120 de formación de imágenes que emana de la fuente 122 de rayos X, de tal manera que el haz 120 incide sobre el receptor 116 de imagen.

La unidad 104 de inmovilización está soportada sobre un primer brazo 124 de soporte a través de un brazo 134 de compresión, que está configurado para elevarse y hacerse descender a lo largo del brazo 124 de soporte. La fuente 122 de rayos X está soportada sobre un segundo brazo de soporte, también denominado cabezal 126 de tubo. Para la mamografía, los brazos 124 y 126 de soporte pueden rotar como una unidad alrededor de un eje 128 entre diferentes orientaciones de formación de imágenes tales como CC y MLO, de modo que el sistema 100 puede tomar una imagen de proyección de mamografía en cada orientación. En funcionamiento, el receptor 116 de imagen permanece en su lugar con respecto a la plataforma 106 mientras se toma una imagen. La unidad 104 de inmovilización libera la mama 102 para el movimiento de los brazos 124, 126 hasta una orientación de formación de imágenes diferente. Para la tomosíntesis, el brazo 124 de soporte permanece en su lugar, estando la mama 102 inmovilizada y permaneciendo en su lugar, mientras que al menos el segundo brazo 126 de soporte hace rotar la fuente 122 de rayos X con respecto a la unidad 104 de inmovilización y la mama 102 comprimida alrededor del eje 128. El sistema 100 toma una pluralidad de imágenes de proyección de tomosíntesis de la mama 102 en ángulos respectivos del haz 120 con relación a la mama 102.

Simultánea y opcionalmente, el receptor 116 de imagen puede inclinarse con relación a la plataforma 106 de soporte de mama y en sincronización con la rotación del segundo brazo 126 de soporte. La inclinación puede ser a través del mismo ángulo que la rotación de la fuente 122 de rayos X, pero también puede ser a través de un ángulo diferente seleccionado de tal manera que el haz 120 permanezca sustancialmente en la misma posición en el receptor 116 de imagen para cada una de la pluralidad de imágenes. La inclinación puede ser alrededor de un eje 130, que puede estar, pero no necesariamente, en el plano de imagen del receptor 116 de imagen. El mecanismo 118 de inclinación que está acoplado al receptor 116 de imagen puede accionar el receptor 116 de imagen en un movimiento de inclinación. Para la formación de imágenes de tomosíntesis y/o la formación de imágenes de TC, la plataforma 106 de soporte de mama puede ser horizontal o puede estar formando un ángulo con respecto a la horizontal, por ejemplo, en una orientación similar a la de la formación de imágenes MLO convencional en la mamografía. El sistema 100 puede ser únicamente un sistema de mamografía, un sistema de TC, o únicamente un sistema de tomosíntesis, otras modalidades tales como ultrasonidos, o un sistema "combinado" que puede realizar múltiples formas de formación de imágenes. El cesionario del presente documento ha ofrecido un ejemplo de un sistema con el nombre comercial Selenia Dimensions.

Cuando se hace funcionar el sistema, el receptor 116 de imagen produce información de formación de imágenes en respuesta a la iluminación por el haz 120 de formación de imágenes, y la suministra a un procesador 132 de imágenes para procesar y generar imágenes de rayos X de mama.

Una unidad 138 de estación de trabajo y control de sistema que incluye software controla el funcionamiento del sistema e interacciona con el operador para recibir órdenes y suministrar información que incluye imágenes de rayos procesadas. La unidad 138 de estación de trabajo y control de sistema puede incluir un motor de corrección de imagen que puede configurarse para generar mapas de corrección de ganancia y obtener imágenes de rayos X de mama correctas basándose en los mapas de corrección de ganancia generados. La configuración del motor de corrección de imagen se describe con mayor detalle en relación con la figura 2.

El sistema 100 de formación de imágenes incluye una montura o base 140 de suelo para soportar el sistema 100 de formación de imágenes sobre un suelo. Un pórtico 142 se extiende hacia arriba desde la montura 140 de suelo y soporta de manera rotatoria tanto el cabezal 208 de tubo como un brazo 210 de soporte. El cabezal 126 de tubo y el brazo 124 de soporte están configurados para rotar de manera discreta entre sí y también pueden elevarse y hacerse descender a lo largo de una cara 144 del pórtico 142 para adaptarse a pacientes de diferentes alturas. La fuente 122 de rayos X está dispuesta dentro del cabezal 208 de tubo. Juntos, el cabezal 126 de tubo y el brazo 124 de soporte pueden denominarse brazo 144 en C.

En el sistema 100 de formación de imágenes están dispuestas varias interfaces y pantallas de visualización. Estas incluyen una pantalla 146 de visualización de pie, una interfaz 148 de pórtico, una interfaz 150 de brazo de soporte, y una interfaz 152 de brazo de compresión. En general, las diversas interfaces 148, 150, y 152 pueden incluir uno o más botones táctiles, mandos, interruptores, así como una o más pantallas de visualización, incluyendo pantallas táctiles capacitivas con interfaces gráficas de usuario (GUI) para permitir la interacción del usuario con y el control del sistema 100 de formación de imágenes. En general, la pantalla 146 de visualización de pie es principalmente una pantalla de visualización, aunque podría utilizarse una pantalla táctil capacitiva si se requiere o desea.

La figura 2 ilustra una configuración 200 de ejemplo de un motor 202 de corrección de imagen del sistema de la figura 1A. Por ejemplo, el motor 202 de corrección de imagen puede configurarse dentro de la estación 138 de trabajo del sistema 100 de formación de imágenes. Como tal, la descripción de la figura 2 se refiere a los componentes representados en las figuras 1A y 1B y se numeran en consecuencia. El motor 202 de corrección de imagen puede configurarse para incluir un módulo 204 de adquisición de imagen, un módulo 206 de generación de imagen de dosis alta y un módulo 208 de generación de mapa de ganancia. También son posibles otros tipos de módulos.

El módulo 204 de adquisición de imagen puede configurarse para hacer que el sistema 100 de formación de imágenes adquiera imágenes de rayos X de un modelo o de la mama de una paciente en una pluralidad de parámetros de formación de imágenes según se requiera para un proceso de tomosíntesis. Aunque la configuración 200 de ejemplo se describe en gran medida en asociación con la calibración de ganancia en parámetros de formación de imágenes que incluyen principalmente el ángulo de proyección, también pueden usarse otros tipos de parámetros de formación de imágenes en los métodos para la calibración de ganancia. Por ejemplo, el parámetro de formación de imágenes puede ser uno de: kVp, tipo de material de filtro, grosor de mama, y posición de rejilla. También son posibles otros tipos de parámetros de formación de imágenes.

El módulo 204 de adquisición de imagen puede hacer que el sistema 100 de formación de imágenes realice la adquisición de datos de tomosíntesis en una pluralidad de ángulos de proyección. En algunos sistemas 100, el receptor 116 de imagen puede moverse con relación a la unidad 104 de inmovilización durante la adquisición de datos de tomosíntesis. En otros sistemas, el receptor 115 de imagen puede moverse de manera diferente o no moverse en absoluto. Normalmente, el movimiento puede estar motorizado. El movimiento de la fuente 122 de rayos X puede ser continuo o la fuente de rayos X puede detener y emitir rayos X de formación de imágenes en un ángulo de proyección antes de moverse hasta otro ángulo de proyección. El receptor 116 de imagen puede proporcionar datos de imagen de proyección en forma de una matriz de valores de píxel relacionados con la energía de rayos X incidente.

En el caso de una secuencia de calibración, puede garantizarse un modelo de calibración en la unidad 104 de inmovilización, en una posición similar a la de la mama de una paciente cuando se toman rayos X de la mama de una paciente. El módulo 204 de adquisición de imagen puede hacer que el sistema de formación de imágenes realice la adquisición de datos de tomosíntesis asociada con el modelo en una pluralidad de ángulos de proyección.

Para adquirir imágenes de proyección de la paciente, la mama de la paciente puede sujetarse en la unidad 104 de inmovilización. El módulo 204 de adquisición de imagen puede hacer entonces que el sistema 100 de formación de imágenes realice la adquisición de datos de tomosíntesis asociada con la mama de la paciente en una pluralidad de ángulos de proyección.

El módulo 206 de generación de imagen de dosis alta puede configurarse para generar una imagen de rayos X de dosis alta a partir de la pluralidad de imágenes de proyección de rayos X de tomosíntesis del modelo que se adquirieron por el módulo 204 de adquisición de imagen en la pluralidad de ángulos de proyección. La imagen de rayos X de dosis alta generada puede usarse por el módulo 208 de generación de mapa de ganancia para generar un mapa de corrección de ganancia.

En un ejemplo no limitativo, el sistema 100 de formación de imágenes puede configurarse para realizar la formación de imágenes por tomosíntesis de un modelo en 15 ángulos de proyección. El sistema 100 de formación de imágenes que realiza la formación de imágenes por tomosíntesis generará 15 imágenes de rayos X del modelo. Sin embargo, cada una de las 15 imágenes puede parecer "con ruido" ya que el número de fotones por píxel es relativamente bajo debido a la naturaleza de dosis baja de las exploraciones. Por ejemplo, en una exploración de tomosíntesis "tridimensional" que usa 32 kV, 120 mAs en 15 proyecciones, la exposición a rayos X para cada vista es de 8 mAs y el número de fotones para cada píxel en una matriz de píxeles de detector de 0,07 mm x 0,07 mm puede ser sólo de aproximadamente 2000 fotones. Esto puede hacer que las imágenes de rayos X resultantes aparezcan con ruido. El mapa de ganancia resultante de las imágenes con ruido puede incluir errores debidos a los bajos números de fotones.

Una solución al problema descrito anteriormente relacionado con imágenes con ruido puede resolverse repitiendo las exploraciones varias veces. Si las exploraciones por tomosíntesis que usan 32 kV y 120 mAs se repitiesen 5 veces y se usara un promedio de vista de tres vecinos, el número de fotones para cada píxel en el mapa de ganancia en cada ángulo de visión puede ser de 30k fotones (2000 x 3 x 5). Sin embargo, tal solución requeriría 5 exploraciones por tomosíntesis, lo que lleva una cantidad considerable de tiempo y afecta negativamente a la vida del tubo de rayos X.

El módulo 206 de generación de imagen de dosis alta dado a conocer proporciona una solución para adquirir una imagen de dosis alta usando sólo una exploración por tomosíntesis usando todas las imágenes de dosis baja juntas para crear una nueva imagen de dosis alta. El módulo 206 de generación de imagen de dosis alta puede combinar y promediar imágenes de cada uno de los ángulos de proyección de una única exploración por tomosíntesis para crear una imagen de dosis alta que no incluya el ruido observado en las imágenes de dosis baja.

Para una exploración por tomosíntesis que incluye 15 ángulos de proyección, donde el número de fotones por píxel por ángulo es de 2000, puede crearse una nueva imagen de dosis alta combinando y promediando las 15 imágenes. La imagen de dosis alta recién creada tendría un número de fotones por píxel de 30k fotones (2000 x 15). Por tanto, el módulo 206 de generación de imagen de dosis alta puede producir una imagen de dosis alta que puede usarse para generar un mapa de ganancia que minimiza el ruido provocado debido al bajo recuento de fotones.

El módulo 208 de generación de mapa de ganancia está configurado para crear un mapa de corrección de ganancia que puede usarse para obtener imágenes de mama de paciente correctas. Por ejemplo, la pluralidad de imágenes de proyección de rayos X del modelo adquiridas por el módulo 204 de adquisición de imagen y la imagen de dosis alta asociada generada por el módulo 206 de generación de imagen de dosis alta pueden usarse para generar un mapa de corrección de ganancia.

Aunque un mapa de ganancia de dosis alta derivado de la imagen de dosis alta generada combinando la pluralidad de imágenes de dosis baja adquiridas en la pluralidad de ángulos de proyección por el módulo 206 de generación de imagen de dosis alta puede tener menos ruido, cualquier corrección de ganancia realizada usando el mapa de ganancia de dosis alta puede parecer inclinada o en forma de copa. Dicho de otro modo, cualquier imagen que se someta a corrección de ganancia por el mapa de ganancia de dosis alta puede no parecer plana ya que el mapa de ganancia de dosis alta no incluye la información de ángulo corregida.

Aunque cada uno de los mapas de ganancia de dosis baja derivados de las imágenes de dosis baja, cada uno adquirido en cada uno de la pluralidad de ángulos de proyección por el módulo 204 de adquisición de imagen, puede parecer plano debido a la información de ángulo correcta y precisa, cualquier corrección de ganancia realizada usando los mapas de ganancia de dosis baja puede parecer con ruido debido al bajo recuento de fotones de la imagen.

El uso de una combinación del mapa de ganancia de dosis alta y mapas de ganancia de dosis baja para generar un mapa de ganancia final puede dar como resultado una imagen con corrección de ganancia que tanto tiene menos ruido como es plana. En un ejemplo, el módulo 208 de generación de mapa de ganancia puede configurarse para generar un mapa de ganancia de dosis baja a partir de cada una de las imágenes de dosis baja correspondientes a cada uno de los ángulos de proyección de la exploración por tomosíntesis. En otro ejemplo, el módulo 208 de generación de mapa de ganancia puede configurarse para generar un mapa de ganancia de dosis alta a partir de la imagen de dosis alta que se generó combinando la pluralidad de imágenes de dosis baja, tal como se describió anteriormente en relación con el módulo 206 de generación de imagen de dosis alta. El mapa de ganancia final puede generarse entonces combinando componentes del mapa de ganancia de dosis alta con componentes de los mapas de ganancia de dosis baja.

El proceso de descomponer el mapa de ganancia de dosis alta y los mapas de ganancia de dosis baja en niveles de componentes y combinar la componente de alta resolución del mapa de ganancia de dosis alta con las componentes de baja resolución de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja se describe con más detalle en relación con las figuras 3-5.

El módulo 210 de corrección de imagen puede configurarse para recibir las imágenes de rayos X de la mama de una

paciente en cada uno de la pluralidad de ángulos de proyección desde el módulo 204 de adquisición de imagen y someter a corrección de ganancia las imágenes de rayos X recibidas de la mama de la paciente usando el mapa de ganancia final procedente del módulo 208 de generación de mapa de ganancia.

Para adquirir imágenes de proyección de la paciente, se retira el modelo y se sujeta la mama de una paciente a la unidad 104 de inmovilización. El módulo 204 de adquisición de imagen se configura entonces para examinar con rayos X la mama de la paciente usando secuencias de formación de imágenes de tomosíntesis. Por ejemplo, la secuencia de formación de imágenes de tomosíntesis de la mama de una paciente genera imágenes de rayos X de proyección tomadas en una pluralidad de ángulos de proyección.

El módulo 210 de corrección de imagen recibe las imágenes de rayos X de proyección de la mama de la paciente tomadas en una pluralidad de ángulos de proyección y el mapa de ganancia final procedente del módulo 208 de generación de mapa de ganancia. Para cada uno de los ángulos de proyección, el módulo 210 de corrección de imagen puede usar entonces el mapa de ganancia final para realizar ajustes en los valores de ganancia asociados con cada píxel de las imágenes de rayos X de proyección para crear un conjunto de imágenes de rayos X de proyección con corrección de ganancia.

Un mapa de ganancia consiste en contribuciones de diferentes fuentes en un sistema. Por ejemplo, el mapa 302 de ganancia puede ser un producto de componentes individuales que incluyen el mapa 304 de variación píxel a píxel de detector, el mapa 306 de filtro, el mapa 308 de ángulo de visión, el mapa 310 de kV, el mapa 312 de rejilla y el mapa 314 de grosor. En otros ejemplos, el mapa 302 de ganancia puede ser un producto de más, menos o diferentes componentes individuales.

Un mapa de detector puede contener sólo las variaciones de ganancia píxel a píxel de detector. Cuando los haces de rayos X con intensidad espacialmente uniforme irradian el detector de rayos X de panel plano, la imagen de rayos X sin procesar puede no parecer uniforme en los recuentos de señales entre todos los píxeles. Dado que la potencia de conversión de rayos X a señal eléctrica no es exactamente la misma entre diferentes píxeles, cada píxel genera señales eléctricas que pueden ser diferentes a otros píxeles en el detector. Dicho de otro modo, la ganancia de detector en cada píxel puede ser diferente. Por ejemplo, el mapa de la inversa de la ganancia de detector en cada píxel puede denominarse mapa de ganancia de detector o mapa de detector. Cuando el mapa de detector se multiplica por la imagen sin procesar, los recuentos de señales en la nueva imagen pueden volverse idénticos y se anulan todas las variaciones de ganancia píxel a píxel de detector.

La intensidad de haz del tubo de rayos X puede no tener una distribución espacial uniforme sobre la superficie del detector, lo que se denomina efecto de talón. El efecto de talón puede verse afectado por algunos factores, incluyendo, kVp, filtro, grosor, y rejilla. Los factores que afectan al efecto de talón finalmente también afectan al mapa de ganancia del sistema. Idealmente, un mapa de ganancia perfecto compensa los efectos de talón con los que contribuyen los factores que incluyen, pero no se limitan a, kVp, filtro, grosor, y rejilla. Por tanto, un mapa de ganancia puede incluir componentes relacionadas con cada uno de estos factores, y el mapa de ganancia puede descomponerse en un producto de componentes que están relacionadas con cada uno de estos factores.

Por ejemplo, un filtro de rayos X de diferentes materiales y grosores puede modificar el perfil de señal de rayos X de manera diferente. Un mapa de ganancia del sistema medido con un filtro de rodio de 0,05 mm de grosor puede ser diferente del mapa de ganancia medido con un filtro de aluminio de 0,7 mm. El kVp del tubo de rayos X también puede afectar al efecto de talón. Por ejemplo, la intensidad de rayos X a lo largo de la dirección de la pared torácica al pezón disminuye más rápidamente a bajos kVp que a altos kVp. Para aplanar perfectamente las imágenes de rayos X tomadas a diferentes kVp, es mejor usar un mapa de ganancia tomado a ese kVp. El grosor del modelo, y la presencia de una rejilla antidispersión de rayos X, también puede modificar el perfil de intensidad del haz de rayos X en el detector que afecta al mapa de ganancia del sistema.

Entre las componentes 304-314 individuales, las variaciones 304 de ganancia píxel a píxel de detector pueden ser la tarea que requiere más dosis. La componente de ganancia píxel a píxel de detector es una componente de alta resolución que requiere exposiciones a dosis altas para medir de manera fiable. Otros componentes 306-314 individuales pueden incluir sólo componentes de baja resolución y, por tanto, no requieren exposiciones a dosis altas para medir. Más bien, las componentes 306-314 individuales pueden medirse de manera fiable usando exposiciones a dosis bajas.

El mapa 302 de ganancia en cada uno de la pluralidad de ángulos de proyección puede descomponerse en una pluralidad de componentes, incluyendo componentes de alta resolución y componentes de baja resolución. Sin embargo, la pluralidad de mapas de ganancia, cada uno correspondiente a un ángulo de proyección, comparten componentes comunes.

Entre las componentes 304-314 individuales descritas, el mapa 304 de variación píxel a píxel de detector, el mapa 306 de filtro, el mapa 310 de kV, el mapa 312 de rejilla, y el mapa 314 de grosor tienen una variación muy mínima en los diferentes ángulos de proyección. Sólo el ángulo 308 de visión incluye variaciones significativas basadas en el ángulo de proyección. Como resultado, en algunos ejemplos, el mapa 304 de variación píxel a píxel de detector, el

mapa 306 de filtro, el mapa 310 de kV, el mapa 312 de rejilla y el mapa 314 de grosor pueden extraerse una vez y compartirse entre los diferentes mapas de ganancia. Sin embargo, dado que el mapa 308 de ángulo de visión varía a medida que cambia el ángulo de proyección, el mapa 308 de ángulo de visión puede extraerse para cada uno de los ángulos de proyección.

El mapa de ganancia final puede incluir, por tanto, un producto de mapa de referencia independiente del ángulo compartido de manera común, que incluye el mapa 304 de variación píxel a píxel de detector, el mapa 306 de filtro, el mapa 310 de kV, el mapa 312 de rejilla y el mapa 314 de grosor, y el mapa 308 de ángulo de visión. Al reutilizar componentes de mapa de ganancia que son comunes entre los diferentes ángulos de proyección, pueden evitarse múltiples exposiciones a dosis altas para medir mapas de ganancia en cada proyección. El proceso de extracción de componentes de dosis alta y dosis baja de un mapa de ganancia se describe adicionalmente en relación con la figura 4.

Una implementación comercial deseable puede incluir un mapa de referencia común que incluye componentes de alta y baja resolución con la excepción del mapa de ángulo, pero en otras implementaciones, el mapa de referencia común puede incluir una combinación de componentes de alta y baja resolución con la excepción de uno de: el mapa de filtro, el mapa de kV, el mapa de rejilla y el mapa de grosor.

La figura 4 ilustra una representación esquemática de ejemplo de descomposición de un mapa de ganancia en componentes multiescala.

Tal como se describe en relación con la figura 3, un mapa de ganancia puede verse como un producto de mapas de componentes de alta resolución y baja resolución. Puede realizarse un proceso de descomposición multiescala en una imagen para descomponer la imagen en una imagen detallada y una imagen residual. El proceso de descomposición multiescala puede repetirse varias veces en la imagen residual resultante para extraer adicionalmente las componentes de alta resolución de la imagen. En cada nivel, se extraen las componentes de alta resolución para formar la imagen detallada y las componentes restantes de la imagen se usan como la imagen residual a partir de la cual se realiza el siguiente nivel de descomposición.

Después de varios niveles de descomposición, la resolución de la imagen se vuelve adecuadamente baja y no hay necesidad de realizar ninguna descomposición más. Las imágenes detalladas que se extraen en los pocos primeros niveles de descomposición son más sensibles a las componentes de dosis alta tales como la variación de ganancia píxel a píxel de detector y menos sensibles a las componentes de dosis baja tales como kV, filtro, ángulo, rejilla y grosor. Por ejemplo, las imágenes detalladas que incluyen las componentes de alta resolución pueden usarse para generar un mapa de ganancia de dosis alta que incluye los datos de variación píxel a píxel de detector. Las imágenes residuales de los pocos últimos niveles de descomposición son menos sensibles a la dosis e incluyen datos referentes a las componentes de baja resolución, tales como kV, filtro, ángulo, rejilla y grosor. Por ejemplo, las imágenes residuales que incluyen las componentes de baja resolución pueden usarse para generar un mapa de ganancia de baja resolución que incluye los datos de filtro, datos de ángulo de visión, datos de kV, datos de rejilla y datos de grosor.

Una imagen 402 original puede incluir una imagen de proyección de rayos X de un modelo en uno de la pluralidad de ángulos de proyección. La imagen 402 original puede descomponerse en una imagen 404 detallada y una imagen 406 residual. El proceso de descomposición puede realizarse usando un proceso de descomposición piramidal multiescala, un proceso de descomposición de ondículas, un proceso de descomposición de FFT. También son posibles otros tipos de procesos de descomposición.

La imagen 402 original puede descomponerse en una imagen 404 detallada de primer nivel y una imagen 406 residual de primer nivel en un primer nivel o nivel 1 del proceso de descomposición. El proceso puede repetirse descomponiendo la imagen 406 residual de primer nivel en una imagen 408 detallada de segundo nivel y una imagen 410 residual de segundo nivel para el nivel 2 del proceso de descomposición. El proceso de descomposición puede continuar a medida que la imagen 410 residual del segundo nivel se descompone en una imagen 412 detallada de tercer nivel y una imagen 414 residual de tercer nivel, la imagen 414 residual de tercer nivel se descompone en una imagen 416 detallada de cuarto nivel y una imagen 418 residual de cuarto nivel y la imagen 418 residual de cuarto nivel se descompone en una imagen 420 detallada de quinto nivel y una imagen 422 residual de quinto nivel.

El proceso de descomposición puede continuar hasta que la imagen ya no pueda descomponerse o hasta que se haya logrado un número suficiente de ciclos de descomposición para extraer las componentes de alta resolución y baja resolución. Por ejemplo, el proceso de descomposición puede continuar hasta que se generan una imagen 424 detallada de nivel N-ésimo y una imagen 426 residual N-ésima.

Las imágenes de proyección de rayos X de dosis baja del modelo adquiridas en la pluralidad de ángulos de proyección por el módulo 204 de adquisición de imagen (descrito anteriormente en relación con la figura 2) se descomponen en múltiples niveles. La imagen residual de los pocos últimos niveles de descomposición incluye componentes de baja resolución que pueden extraerse para su uso en la generación de un mapa de ganancia final

tal como se describe en relación con la generación 208 de mapa de ganancia de la figura 2.

El nivel de la imagen residual descompuesta a partir de la cual se genera un mapa de ganancia de dosis baja y se extraen componentes de baja resolución puede seleccionarse basándose en una evaluación de si se ha filtrado suficiente de la componente de alta resolución de la imagen residual y si la imagen residual incluye suficiente resolución para extraer las componentes de baja resolución. El nivel más deseable puede ser del tercer nivel al sexto nivel o el último nivel de descomposición. El nivel exacto de descomposición del que se extraen las componentes de baja resolución puede diferir de imagen a imagen y entre procesos de tomosíntesis.

La imagen de proyección de rayos X de dosis alta que se construye combinando la pluralidad de imágenes de proyección de rayos X de dosis baja del modelo por el módulo 204 de adquisición de imagen, se descompone en múltiples niveles. Las imágenes detalladas de los pocos primeros niveles de descomposición incluyen componentes de alta resolución que pueden extraerse para su uso en la generación de un mapa de ganancia final tal como se describe en relación con la generación 208 de mapa de ganancia de la figura 2.

En algunos ejemplos, las componentes de alta resolución pueden extraerse de un mapa de ganancia generado a partir de la imagen 404 detallada de primer nivel. En otros ejemplos, las componentes de alta resolución pueden extraerse de un mapa de ganancia generado a partir de una imagen detallada de otro nivel distinto del primer nivel. El nivel ideal puede seleccionarse basándose en el nivel que proporciona las mejores componentes de alta resolución.

La figura 5 ilustra un método 500 de ejemplo para calibración de ganancia en una pluralidad de ángulos de proyección para un barrido de tomosíntesis.

El método 500 comienza con la operación 502. En la operación 502, se usa el sistema 100 de formación de imágenes para realizar uno o más barridos de tomosíntesis para adquirir una pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis de un modelo. La pluralidad de imágenes adquiridas son imágenes de proyección de rayos X de dosis baja.

El módulo 204 de adquisición de imagen del motor 202 de corrección de imagen puede usarse para configurar la adquisición de la pluralidad de imágenes por el sistema 100 de formación de imágenes. Un modelo de calibración puede estar compuesto por un material uniforme con un grosor sustancialmente uniforme para simular una mama comprimida de una paciente. El modelo puede sujetarse en la unidad 104 de inmovilización del sistema 100 de formación de imágenes, en una posición similar a la de la mama de una paciente cuando se toman rayos X de la mama de una paciente. Para obtener mapas de ganancia, el sistema 100 se hace funcionar en un modo de tomosíntesis y se toma una imagen de proyección de rayos X del modelo en cada uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes. En algunos ejemplos, los parámetros de formación de imágenes pueden incluir ángulos de proyección. En otros ejemplos, los parámetros de formación de imágenes pueden incluir kVp, tipo de material de filtro, grosor de mama, o posición de rejilla. También son posibles otros tipos de parámetros de formación de imágenes. Cada imagen de rayos X de proyección está representada por valores de píxel relacionados con los rayos X recibidos en posiciones de píxel respectivas de una matriz de píxeles de formación de imágenes en el receptor 116.

La operación 504 incluye generar una imagen de rayos X de dosis alta. El módulo 206 de generación de imagen de dosis alta del motor 202 de corrección de imagen puede generar la imagen de rayos X de dosis alta combinando y promediando la pluralidad de imágenes de proyección de rayos X de dosis baja que se adquirieron en la operación 502. Tal como se describe adicionalmente en relación con la figura 2, la combinación y el promediado de las imágenes de dosis baja da como resultado una imagen de dosis alta que reduce el ruido provocado debido a los bajos recuentos de fotones.

La operación 506 incluye generar un mapa de ganancia de dosis alta a partir de la imagen de rayos X de dosis alta generada en la operación 504. Por ejemplo, generar un mapa de ganancia de dosis alta puede incluir determinar un recuento de señales medio para una matriz de píxeles asociados con la imagen de rayos X de dosis alta. Además de determinar un recuento de señales medio, la generación de un mapa de ganancia de dosis alta incluye determinar un recuento de señales sin procesar para cada uno de los píxeles de la matriz de píxeles asociados con la imagen de rayos X de dosis alta.

El mapa de ganancia puede generarse calculando el coeficiente de corrección de ganancia para cada uno de los píxeles en la matriz de píxeles asociados con la imagen de rayos X de dosis alta y ensamblando el coeficiente de corrección de ganancia para cada uno de los píxeles en la matriz de píxeles en el mapa de ganancia de dosis alta. En algunos ejemplos, el coeficiente de corrección de ganancia puede ser un producto del recuento de señales medio y la inversa del recuento de señales sin procesar para un píxel particular. En otros ejemplos, los coeficientes de corrección de ganancia pueden calcularse de una manera diferente.

La operación 508 incluye extraer componentes de alta resolución del mapa de ganancia de dosis alta que se generó en la operación 506. El módulo 208 de generación de mapa de ganancia del motor 202 de corrección de imagen

puede usar el proceso de descomposición descrito en relación con la figura 2 para descomponer un mapa de ganancia de dosis alta generado en la operación 506 en múltiples niveles de componentes y extraer las componentes de alta resolución de la imagen detallada del primer o uno de los pocos primeros niveles del proceso de descomposición. En algunos ejemplos, la componente de alta resolución sólo puede incluir los datos de variación píxel a píxel de detector. En otros ejemplos, el mapa de ganancia de dosis alta también puede incluir otros tipos de datos de alta resolución y baja resolución.

Las componentes de alta resolución pueden no extraerse de un mapa de ganancia de dosis alta generado a partir de la imagen de proyección de dosis alta en absoluto y puede omitirse la operación 508. El propio mapa de ganancia de dosis alta puede usarse en lugar de extraer componentes individuales del mapa de ganancia. Cuando la componente de alta resolución del mapa de ganancia de dosis alta en el ejemplo dado a conocer consiste solamente o en su mayoría en los datos de variación píxel a píxel de detector, la etapa de extraer las componentes de alta resolución del mapa de ganancia de dosis alta puede ser innecesaria y el propio mapa de ganancia de dosis alta puede usarse en el cálculo del mapa de ganancia final. Como tal, puede que no sea necesario extraer el mapa de ganancia de dosis alta y puede omitirse la operación 508 y puede realizarse la operación 510 al completarse la operación 506.

La operación 510 incluye generar una pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja, donde cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja está asociado con una de la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección correspondientes a uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes. El módulo 208 de generación de mapa de ganancia del motor 202 de corrección de imagen puede generar un mapa de ganancia para cada uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes de la exploración por tomografía basándose en la imagen de proyección de rayos X correspondiente adquirida para ese parámetro de formación de imágenes de la operación 502.

El proceso de generación de un mapa de ganancia de dosis baja puede ser el mismo o similar al proceso usado en la generación del mapa de ganancia de dosis alta en la operación 506. Una diferencia en el proceso puede ser que se genera el mapa de ganancia a partir de una imagen de proyección de rayos X de dosis baja adquirida en la operación 502 en lugar de la imagen de proyección de dosis alta generada en la operación 504.

La operación 512 incluye extraer componentes de baja resolución de cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja generados en la operación 510. El módulo 208 de generación de mapa de ganancia del motor 202 de corrección de imagen puede usar el proceso de descomposición descrito en relación con la figura 2 para descomponer un mapa de ganancia de dosis baja generado en la operación 510 en múltiples niveles de componentes y extraer las componentes de baja resolución de la imagen detallada del último o uno de los pocos últimos niveles del proceso de descomposición.

Las componentes de baja resolución pueden incluir datos de filtro, datos de ángulo de visión, datos de kV, datos de rejilla y datos de grosor. El mapa de ganancia de dosis baja también puede incluir otros tipos de datos de baja resolución.

En la mayoría de los casos, las componentes de alta resolución del mapa de ganancia de dosis baja no se usan en absoluto en ninguna etapa de generación de mapa de ganancia final, ya que sólo las componentes de baja resolución del mapa de ganancia de dosis baja se incluyen y se combinan con el mapa de ganancia de dosis alta o sus componentes de alta resolución. Por tanto, el proceso de descomposición para ganancia de dosis baja se simplifica frecuentemente en cuanto a omitir un proceso de descomposición completo para convertir el mapa de ganancia de dosis baja en cada una de sus componentes de nivel de alta y baja resolución, e ir directamente a la imagen de componente residual de baja resolución de nivel N-ésimo. En tales casos, puede seleccionarse un algoritmo de procesamiento más eficiente que el proceso de deposición multiescala completo para realizar el cálculo. Por ejemplo, puede usarse un método de agrupamiento de píxeles de 2x2, 4x4, 8x8, (etcétera) para derivar la componente de baja resolución del mapa de ganancia de dosis baja.

La operación 514 incluye combinar la componente de alta resolución del mapa de ganancia de dosis alta con cada una de la pluralidad de componentes de baja resolución extraídas de cada uno de los mapas de ganancia de dosis baja para generar un mapa de ganancia final para cada uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes. El módulo 208 de generación de mapa de ganancia del motor 202 de corrección de imagen puede generar un mapa de ganancia final combinando el mapa de ganancia de dosis alta o la componente de alta resolución del mapa de ganancia de dosis alta con las componentes de baja resolución del mapa de ganancia de dosis baja adquiridas y generadas en las operaciones 502-512.

Tal como se describe adicionalmente en relación con la figura 3, el mapa de ganancia de dosis alta o la componente de alta resolución del mapa de ganancia de dosis alta comprende las variaciones píxel a píxel de detector. Normalmente, cuando el parámetro de formación de imágenes incluye el ángulo de proyección, las variaciones píxel a píxel de detector no cambian en diferentes ángulos de proyección. La mayoría de las componentes de baja resolución de los mapas de ganancia de dosis baja tampoco cambian en diferentes ángulos de proyección excepto por la componente de ángulo.

Las componentes de alta resolución y las componentes de baja resolución que no cambian entre los diferentes parámetros de formación de imágenes pueden extraerse y se genera un mapa de ganancia de referencia común. La componente o componentes restantes del mapa de ganancia de dosis baja que difieren entre cada uno de los parámetros de formación de imágenes pueden combinarse entonces por separado con el mapa de ganancia de referencia común en cada uno de los parámetros de formación de imágenes para generar un mapa de ganancia final en cada uno de los parámetros de formación de imágenes. En algunos ejemplos, la componente dependiente del parámetro de formación de imágenes puede ser el mapa de ángulo de visión. En otros ejemplos, la componente dependiente del parámetro de formación de imágenes puede ser el mapa de filtro, el mapa de kV, el mapa de rejilla o el mapa de grosor. También son posibles otras opciones.

La figura 6 ilustra un método 600 de ejemplo para la corrección de imagen para compensar los desplazamientos de ganancia en un proceso de tomosíntesis.

El método 600 comienza con la operación 602. En la operación 602, se usa el sistema 100 de formación de imágenes para realizar uno o más barridos de tomosíntesis para adquirir una pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis de un modelo, tal como se describe en relación con la operación 502 de la figura 5.

En la operación 604, se genera un mapa de ganancia para cada uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes a partir de las imágenes de proyección de rayos X del modelo que se adquirieron en la operación 602. El proceso para normalizar la salida de detector de imagen entre diferentes píxeles se denomina "corrección de ganancia". El mapa de ganancia es un mapa de coeficientes de corrección de ganancia asociados con cada píxel en la matriz de píxeles de formación de imágenes del receptor 116 de imagen. El proceso de generación del mapa de ganancia se describe con mayor detalle en relación con las figuras 2-5.

En la operación 606, se almacena el mapa de ganancia generado de la operación 604. En algunos ejemplos, el mapa de ganancia generado puede almacenarse en el propio sistema 100 de formación de imágenes. En otros ejemplos, el mapa de ganancia generado puede almacenarse en una ubicación remota accesible a través de una red y puede recuperarse según se requiera.

Aunque los sistemas y métodos dados a conocer describen la generación de mapas de ganancia y procesos de corrección de imagen con respecto a un modelo de calibración, debe observarse que pueden usarse diferentes tipos de modelos de calibración para simular diferentes protocolos de formación de imágenes de mama y puede generarse y almacenarse una pluralidad de mapas de ganancia asociados con una pluralidad de protocolos de formación de imágenes de mama. El conjunto apropiado de mapas de ganancia puede recuperarse automáticamente y usarse tras la selección de un protocolo de formación de imágenes de mama por tomosíntesis.

En la operación 608, se adquieren imágenes de rayos X de tomosíntesis de la mama de una paciente en cada uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes. Para adquirir imágenes de proyección de la paciente, puede retirarse el modelo, y puede sujetarse la mama de una paciente en la unidad 104 de inmovilización, se irradia con rayos X usando secuencias de formación de imágenes de tomosíntesis. En un ejemplo donde el parámetro de formación de imágenes son los ángulos de proyección, la secuencia de formación de imágenes de tomosíntesis de la mama de una paciente puede generar imágenes de rayos X de proyección tomadas en una pluralidad de ángulos de proyección que pueden ser o no iguales en cuanto a número y valores de ángulo que los ángulos de proyección usados en la adquisición de imágenes del modelo.

En la operación 610, las imágenes de rayos X de la mama de la paciente se someten a corrección de ganancia usando el mapa de ganancia almacenado de la operación 606. La unidad 138 de estación de trabajo y control de sistema del sistema 100 de formación de imágenes puede comprender un equipo de procesamiento que recibe desde el receptor 116 de imagen, las imágenes de proyección del modelo y las imágenes de proyección de la mama de la paciente de las operaciones 602 y 608. La unidad 138 de estación de trabajo puede llevar a cabo entonces procesos de corrección de ganancia en las imágenes de mama usando los mapas de ganancia que se generaron y almacenaron en las operaciones 604 y 606.

La unidad 138 de estación de trabajo también puede provocar la visualización de las imágenes con corrección de ganancia resultantes, el almacenamiento de las imágenes y otra información, proporcionando control de sistema para controlar aspectos de las imágenes con corrección de ganancia. La unidad 138 de estación de trabajo también puede usarse para identificar anomalías sospechosas o seleccionar otras características, preparar o controlar imágenes para su visualización, preparar imágenes para almacenamiento tal como almacenamiento compatible con DICOM, proporcionar una interfaz para un técnico de rayos X u otro profesional sanitario, y proporcionar otras funciones de control asociadas con las imágenes.

La figura 7 ilustra un ejemplo de un entorno 700 operativo adecuado en el que pueden implementarse uno o más de los presentes ejemplos. Este entorno operativo puede incorporarse directamente en los sistemas de visualización dados a conocer en el presente documento, o puede incorporarse en un sistema informático discreto de, pero usado para controlar los sistemas de formación de imágenes de mama descritos en el presente documento, tal como el

sistema informático puede ser, por ejemplo, la estación de trabajo representada en la figura 1A. Este es sólo un ejemplo de un entorno operativo adecuado y no pretende sugerir ninguna limitación en cuanto al alcance de uso o funcionalidad. Otros sistemas informáticos, entornos y/o configuraciones bien conocidos que pueden ser adecuados para su uso incluyen, pero no se limitan a, sistemas de formación de imágenes, ordenadores personales, ordenadores servidores, dispositivos de mano o portátiles, sistemas con multiprocesadores, sistemas con microprocesadores, electrónica de consumo programable tal como teléfonos inteligentes, PC de red, miniordenadores, ordenadores centrales, tabletas, entornos informáticos distribuidos que incluyen cualquiera de los sistemas o dispositivos anteriores, y similares.

En su configuración más básica, el entorno 700 operativo incluye normalmente al menos una unidad 702 de procesamiento y una memoria 704. Dependiendo de la configuración exacta y el tipo de dispositivo informático, la memoria 704, que almacena, entre otras cosas, instrucciones 706 (para leerse de sensores o dispositivos de almacenamiento de datos, o realizar otros métodos dados a conocer en el presente documento) puede ser volátil 708 (tal como RAM), no volátil 710 (tal como ROM, memoria flash, etc.), o alguna combinación de las dos. Las instrucciones 706 pueden incluir instrucciones de motor de corrección de imagen que, cuando se ejecutan por la unidad 702 de procesamiento, hacen que la unidad 702 de procesamiento haga que el motor 202 de corrección de imagen realice las operaciones descritas adicionalmente en relación con la figura 2. Esta configuración más básica se ilustra en la figura 7 por la línea 712 discontinua. Además, el entorno 700 también puede incluir dispositivos de almacenamiento (extraíbles, 714 y/o no extraíbles, 716) que incluyen, pero no se limitan a, cintas o discos magnéticos u ópticos. De manera similar, el entorno 700 también puede tener dispositivo(s) 720 de entrada, tales como pantallas táctiles, teclado, ratón, lápiz, entrada de voz, etc., y/o dispositivo(s) 722 de salida, tales como un elemento de visualización, altavoces, impresora, etc. También se incluyen en el entorno una o más conexiones 718 de comunicación, tales como LAN, WAN, punto a punto, Bluetooth, RF, etc.

El entorno 700 operativo incluye normalmente al menos alguna forma de medio legible por ordenador. Los medios legibles por ordenador pueden ser cualquier medio disponible al que pueda accederse mediante la unidad 702 de procesamiento u otros dispositivos que tengan el entorno operativo. A modo de ejemplo, y no de limitación, los medios legibles por ordenador pueden incluir medios de almacenamiento informáticos y medios de comunicación. Los medios de almacenamiento informáticos incluyen medios volátiles y no volátiles, extraíbles y no extraíbles implementados en cualquier método o tecnología para el almacenamiento de información, tal como instrucciones legibles por ordenador, estructuras de datos, módulos de programa u otros datos. Los medios de almacenamiento informáticos incluyen, RAM, ROM, EEPROM, memoria flash u otra tecnología de memoria, CD-ROM, discos versátiles digitales (DVD) u otro almacenamiento óptico, casetes magnéticos, cinta magnética, almacenamiento en disco magnético u otros dispositivos de almacenamiento magnético, almacenamiento en estado sólido, o cualquier otro medio tangible que pueda usarse para almacenar la información deseada. Los medios de comunicación incorporan instrucciones legibles por ordenador, estructuras de datos, módulos de programa, u otros datos en una señal de datos modulada tal como una onda portadora u otro mecanismo de transporte e incluye cualquier medio de suministro de información. El término "señal de datos modulada" significa una señal que tiene una o más de sus características establecidas o cambiadas de tal manera que codifiquen información en la señal. A modo de ejemplo, y no de limitación, los medios de comunicación incluyen medios cableados tales como una red cableada o conexión cableada directa, y medios inalámbricos tales como acústicos, de RF, infrarrojos y otros medios inalámbricos. Las combinaciones de cualquiera de los anteriores también deben incluirse dentro del alcance de los medios legibles por ordenador. Un dispositivo legible por ordenador es un dispositivo de hardware que incorpora medios de almacenamiento informáticos.

El entorno 700 operativo puede ser un único ordenador que opera en un entorno en red usando conexiones lógicas a uno o más ordenadores remotos. El ordenador remoto puede ser un ordenador personal, un servidor, un encaminador, un PC de red, un dispositivo homólogo u otro nodo de red común, y normalmente incluye muchos o todos los elementos descritos anteriormente, así como otros no mencionados de ese modo. Las conexiones lógicas pueden incluir cualquier método soportado por medios de comunicaciones disponibles. Tales entornos de red son comunes en oficinas, redes informáticas en toda la empresa, intranets e Internet.

En algunas realizaciones, las componentes descritos en el presente documento incluyen tales módulos o instrucciones ejecutables por el sistema 700 informático que pueden almacenarse en un medio de almacenamiento informático y otros medios tangibles y transmitirse en medios de comunicación. Los medios de almacenamiento informáticos incluyen medios volátiles y no volátiles, extraíbles y no extraíbles implementados en cualquier método o tecnología para el almacenamiento de información, tal como instrucciones legibles por ordenador, estructuras de datos, módulos de programa, u otros datos. Las combinaciones de cualquiera de los anteriores también deben incluirse dentro del alcance de los medios legibles. En algunas realizaciones, el sistema 700 informático forma parte de una red que almacena datos en medios de almacenamiento remotos para su uso por el sistema 700 informático.

La figura 8 es una realización de una red 800 en la que pueden hacerse funcionar los diversos sistemas y métodos dados a conocer en el presente documento. En realizaciones, un dispositivo cliente, tal como el dispositivo 802 cliente, puede comunicarse con uno o más servidores, tales como los servidores 804 y 806, a través de una red 800. En realizaciones, un dispositivo cliente puede ser un sistema de formación de imágenes autónomo (por ejemplo, el sistema 100 de formación de imágenes representado en la figura 1A) que incluye toda la funcionalidad descrita en el

presente documento. El dispositivo cliente también puede incluir o incorporar un ordenador portátil, un ordenador personal, un teléfono inteligente, un PDA, un ultraportátil o cualquier otro tipo de dispositivo informático, tal como el dispositivo informático en la figura 7. En ejemplos, un dispositivo cliente de este tipo puede estar conectado a un sistema de formación de imágenes. En realizaciones, los servidores 804 y 806 también pueden ser cualquier tipo de dispositivo informático, tal como el dispositivo informático ilustrado en la figura 7. La red 800 puede ser cualquier tipo de red capaz de facilitar las comunicaciones entre el dispositivo cliente y uno o más servidores 804 y 806. Por ejemplo, los datos de imagen de superficie y los datos de imagen internos pueden adquirirse localmente a través de los sistemas de formación de imágenes y comunicarse a otro(s) dispositivo(s) informático(s) para procesamiento adicional, tal como una estación de trabajo de adquisición de imagen o un servicio basado en la nube. Ejemplos de tales redes incluyen, pero no se limitan a, LAN, WAN, redes celulares y/o Internet.

En realizaciones, los diversos sistemas y métodos dados a conocer en el presente documento pueden realizarse por uno o más dispositivos servidores. Por ejemplo, en una realización, puede emplearse un único servidor, tal como el servidor 804, para realizar los sistemas y métodos dados a conocer en el presente documento, tales como los métodos para la formación de imágenes analizados en el presente documento. El dispositivo 802 cliente puede interactuar con el servidor 804 a través de la red 800. En realizaciones adicionales, el dispositivo 802 cliente también puede realizar la funcionalidad dada a conocer en el presente documento, tal como exploración y procesamiento de imágenes, que luego puede proporcionarse a los servidores 804 y/u 806.

Esta divulgación describió algunos ejemplos de la presente tecnología con referencia a los dibujos adjuntos, en los que sólo se muestran algunos de los posibles ejemplos. Sin embargo, pueden realizarse otros aspectos de muchas formas diferentes y no deben interpretarse como limitados a los ejemplos expuestos en el presente documento. Más bien, estos ejemplos se proporcionaron de modo que esta divulgación fuera exhaustiva y completa y transmitiera completamente el alcance de los posibles ejemplos a los expertos en la técnica.

Aunque en el presente documento se han descrito ejemplos específicos, el alcance de la tecnología no se limita a esos ejemplos específicos. Un experto en la técnica reconocerá otros ejemplos o mejoras que están dentro del alcance de la presente tecnología. Por tanto, la estructura, acciones, o medios específicos se dan a conocer sólo como ejemplos ilustrativos. Los ejemplos según la tecnología también pueden combinar elementos o componentes de los que se dan a conocer en general, pero no se ejemplifican expresamente en combinación, a menos que se indique lo contrario en el presente documento. El alcance de la tecnología está definido por las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Método para calibración de ganancia en una pluralidad de parámetros de formación de imágenes para un barrido de tomosíntesis, comprendiendo el método:
5 realizar (502, 602) uno o más barridos de tomosíntesis para adquirir una pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis, estando asociada cada una de la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis con uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes;
10 generar (504) una imagen de rayos X de dosis alta promediando la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis;
generar (506) un mapa de ganancia de dosis alta asociado con la imagen de rayos X de dosis alta;
15 generar (510) una pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja, estando asociado cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja con una de la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis asociadas con uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes;
20 descomponer cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja en una pluralidad de niveles de componentes;
extraer (512) componentes de baja resolución de la pluralidad de niveles de componentes para cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja; y
25 para cada uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes, combinar (514) el mapa de ganancia de dosis alta con cada una de las componentes de baja resolución de los mapas de ganancia de dosis baja para generar un mapa de ganancia final para cada uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes.
- 30 2. Método según la reivindicación 1, que comprende además:
almacenar el mapa de ganancia final para cada uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes;
35 adquirir imágenes de rayos X de tomosíntesis de la mama de una paciente en cada uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes; y
someter a corrección de ganancia las imágenes de rayos X de tomosíntesis de la mama de la paciente usando el mapa de ganancia final almacenado para cada uno de la pluralidad de parámetros de formación de imágenes para producir imágenes de mama con corrección de ganancia.
40
3. Método según cualquiera de las reivindicaciones 1-2, en el que los parámetros de formación de imágenes incluyen uno de: ángulo de proyección, kVp, tipo de material de filtro, grosor de mama y posición de rejilla.
- 45 4. Método según cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en el que se realizan el uno o más barridos de tomosíntesis mediante una unidad de adquisición de imagen que comprende una fuente de rayos X y un receptor de imagen de rayos X, en el que la unidad de adquisición de imagen adquiere imágenes de rayos X de proyección de un objeto en la pluralidad de parámetros de formación de imágenes.
- 50 5. Método según cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en el que generar el mapa de ganancia de dosis alta comprende:
determinar un recuento de señales medio para una matriz de píxeles asociados con la imagen de rayos X de dosis alta;
55 determinar un recuento de señales sin procesar para cada uno de los píxeles de la matriz de píxeles asociados con la imagen de rayos X de dosis alta;
60 calcular el coeficiente de corrección de ganancia para cada uno de los píxeles en la matriz de píxeles asociados con la imagen de rayos X de dosis alta, en el que el coeficiente de corrección de ganancia es un producto del recuento de señales medio y la inversa del recuento de señales sin procesar para el píxel particular; y
65 ensamblar el coeficiente de corrección de ganancia para cada uno de los píxeles en la matriz de píxeles en el mapa de ganancia de dosis alta.

6. Método según cualquiera de las reivindicaciones 1-5, en el que descomponer cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja incluye descomponer en una pluralidad de niveles de resolución, en el que cada nivel de la pluralidad de niveles de resolución incluye una imagen detallada y una imagen residual, preferiblemente en el que descomponer cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja se realiza usando un proceso de descomposición multiescala, más preferiblemente en el que extraer las componentes de baja resolución incluye extraer componentes de baja resolución de la imagen residual de un último nivel de la pluralidad de niveles de resolución.
7. Método según cualquiera de las reivindicaciones 1-6, en el que el mapa de ganancia de dosis alta comprende datos de variación de ganancia píxel a píxel de detector de rayos X.
8. Método según cualquiera de las reivindicaciones 1-7, en el que las componentes de baja resolución comprenden uno de: datos de ángulo, datos de kV, datos de filtro, datos de rejilla, y datos de grosor.
9. Sistema (100) de formación de imágenes de tomosíntesis para calibración de ganancia en una pluralidad de ángulos de proyección, comprendiendo el sistema:

una unidad (204) de adquisición de imagen que comprende una fuente (122) de rayos X y un receptor (116) de imagen de rayos X, en el que la unidad de adquisición de imagen adquiere imágenes de rayos X de proyección de un objeto en la pluralidad de ángulos de proyección;

un procesador;

una memoria que incluye instrucciones que, cuando se ejecutan por el procesador, hacen que el

- realice (502, 602) uno o más barridos de tomosíntesis para adquirir una pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis, estando asociada cada una de la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis con uno de la pluralidad de ángulos de proyección;

- genere (504) una imagen de rayos X de dosis alta promediando la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis;

- genere (506) un mapa de ganancia de dosis alta asociado con la imagen de rayos X de dosis alta;

- descomponga el mapa de ganancia de dosis alta en una primera pluralidad de niveles de componentes;

- extraiga (508) una componente de alta resolución de la primera pluralidad de niveles de componentes;

- genere (510) una pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja, estando asociado cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja con una de la pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis asociadas con uno de la pluralidad de ángulos de proyección;

- descomponga cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja en una segunda pluralidad de niveles de componentes;

- extraiga (512) componentes de baja resolución de cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja, en el que las componentes de baja resolución comprenden un mapa de ángulo; y

- para cada uno de la pluralidad de ángulos de proyección, combine (514) la componente de alta resolución del mapa de ganancia de dosis alta con cada una de las componentes de baja resolución de los mapas de ganancia de dosis baja para generar un mapa de ganancia final para cada uno de la pluralidad de ángulos de proyección.
10. Sistema según la reivindicación 9, en el que las instrucciones, cuando se ejecutan por el procesador, hacen además que el procesador:

almacene el mapa de ganancia final para cada uno de la pluralidad de ángulos de proyección;

adquiera imágenes de rayos X de tomosíntesis de la mama de una paciente en cada uno de la pluralidad de

ángulos de proyección; y

someta a corrección de ganancia las imágenes de rayos X de tomosíntesis de la mama de la paciente usando el mapa de ganancia final almacenado para cada uno de la pluralidad de ángulos de proyección para producir imágenes de mama con corrección de ganancia.

11. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 9-10, en el que se realizan el uno o más barridos de tomosíntesis para adquirir una pluralidad de imágenes de rayos X de proyección de tomosíntesis de un modelo.

12. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 9-11, en el que las instrucciones, cuando se ejecutan por el procesador para generar el mapa de ganancia de dosis alta, hacen que el procesador:

determine un recuento de señales medio para una matriz de píxeles asociada con la imagen de rayos X de dosis alta;

determine un recuento de señales sin procesar para cada uno de los píxeles de la matriz de píxeles asociados con la imagen de rayos X de dosis alta;

calcule el coeficiente de corrección de ganancia para cada uno de los píxeles en la matriz de píxeles asociados con la imagen de rayos X de dosis alta, en el que el coeficiente de corrección de ganancia es un producto del recuento de señales medio y la inversa del recuento de señales sin procesar para el píxel particular; y

ensamble el coeficiente de corrección de ganancia para cada uno de los píxeles de la matriz de píxeles en el mapa de ganancia de dosis alta.

13. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 9-12, en el que descomponer el mapa de ganancia de dosis alta y descomponer cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja incluye descomponer en una pluralidad de niveles de resolución, en el que cada nivel de la pluralidad de niveles de resolución incluye una imagen detallada y una imagen residual, preferiblemente en el que descomponer el mapa de ganancia de dosis alta y descomponer cada uno de la pluralidad de mapas de ganancia de dosis baja se realizan usando un proceso de descomposición multiescala, más preferiblemente en el que la extracción de la componente de alta resolución incluye extraer una componente de alta resolución de la imagen detallada de un nivel por encima de un último nivel de la pluralidad de niveles de resolución y extraer las componentes de baja resolución incluye extraer componentes de baja resolución de la imagen residual de un último nivel de la pluralidad de niveles de resolución.

14. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 9-13, en el que la componente de alta resolución comprende datos de variación de ganancia píxel a píxel de detector de rayos X.

15. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 9-14, en el que las componentes de baja resolución comprenden además uno de un dato de ángulo, un dato de kV, un dato de filtro, un dato de rejilla, y un dato de grosor.

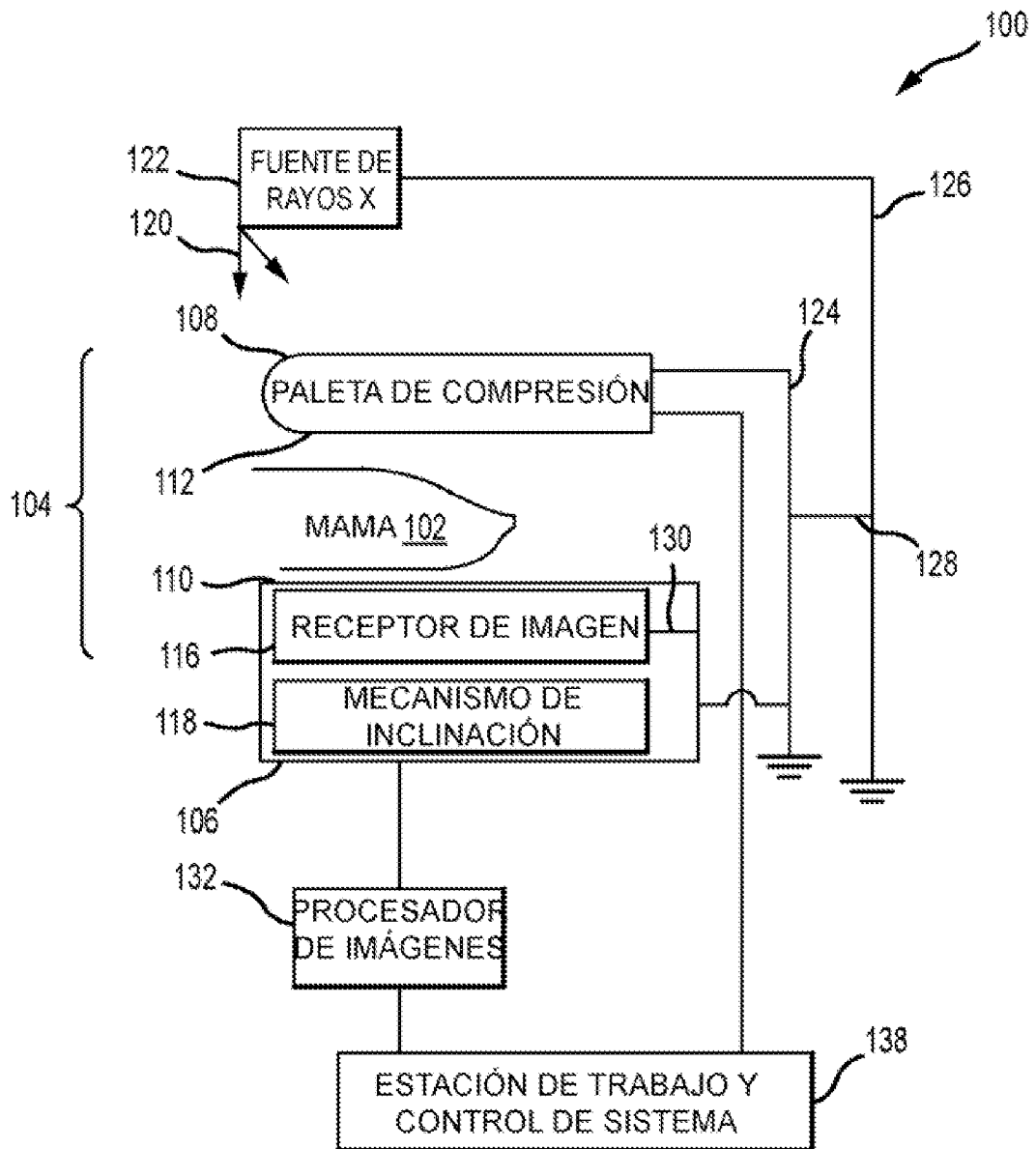


FIG.1A

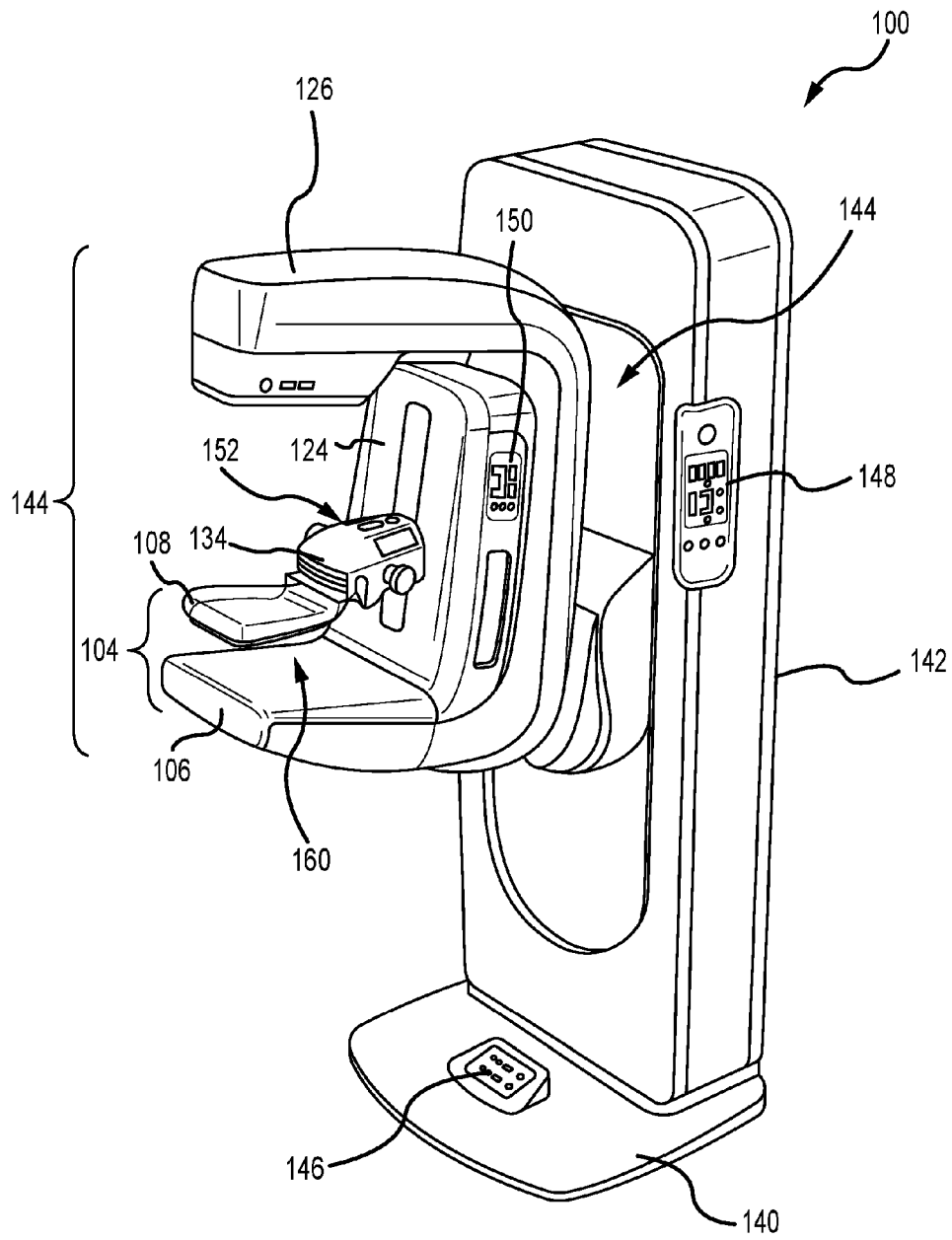


FIG.1B

200
↘

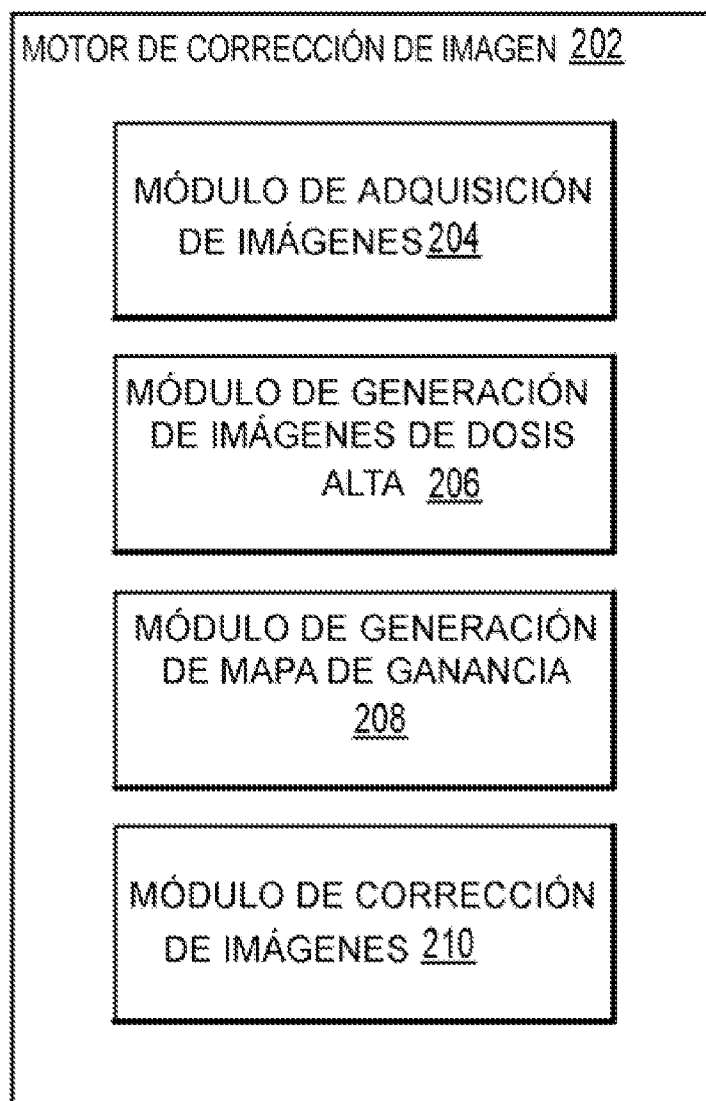


FIG.2



FIG.3

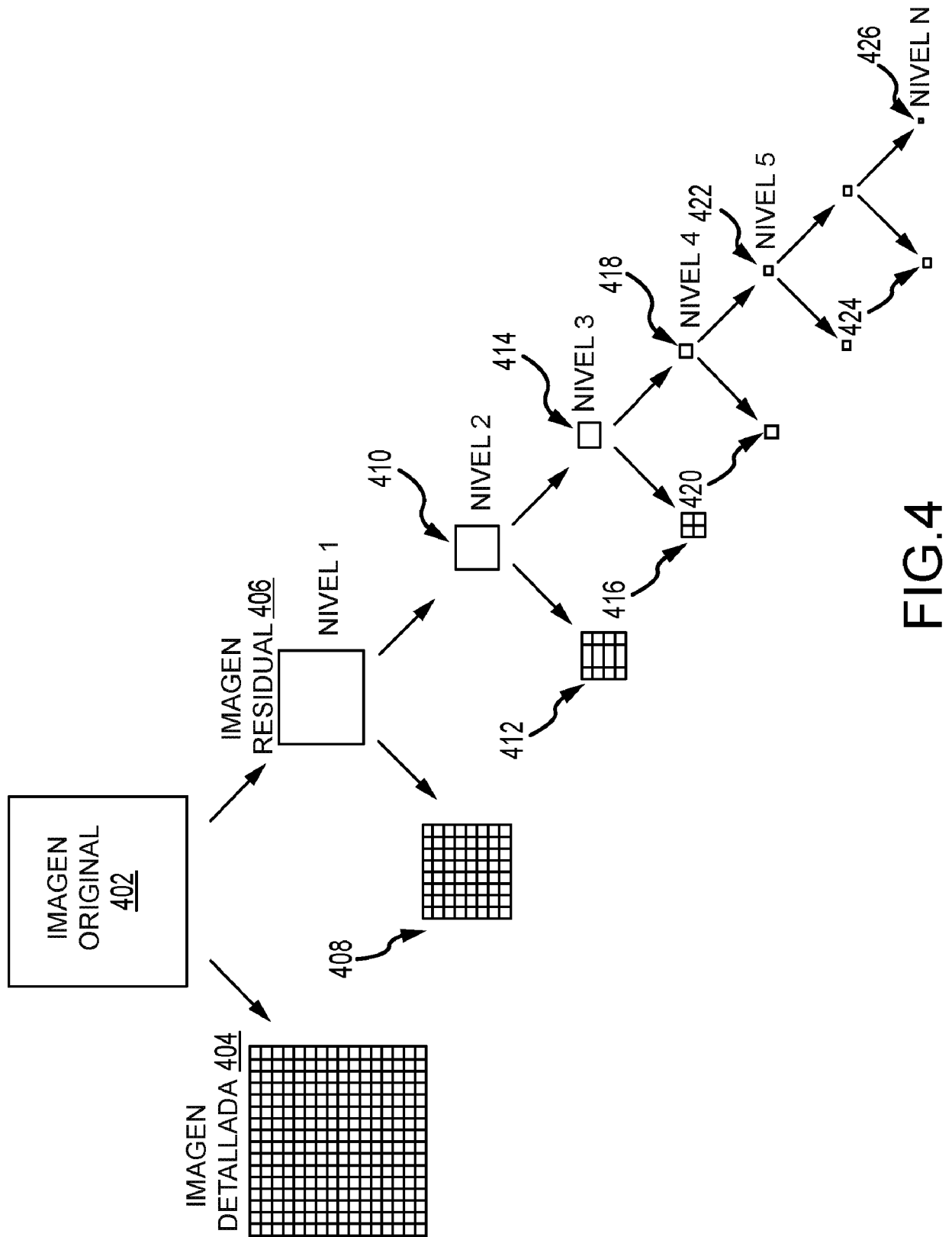


FIG.4

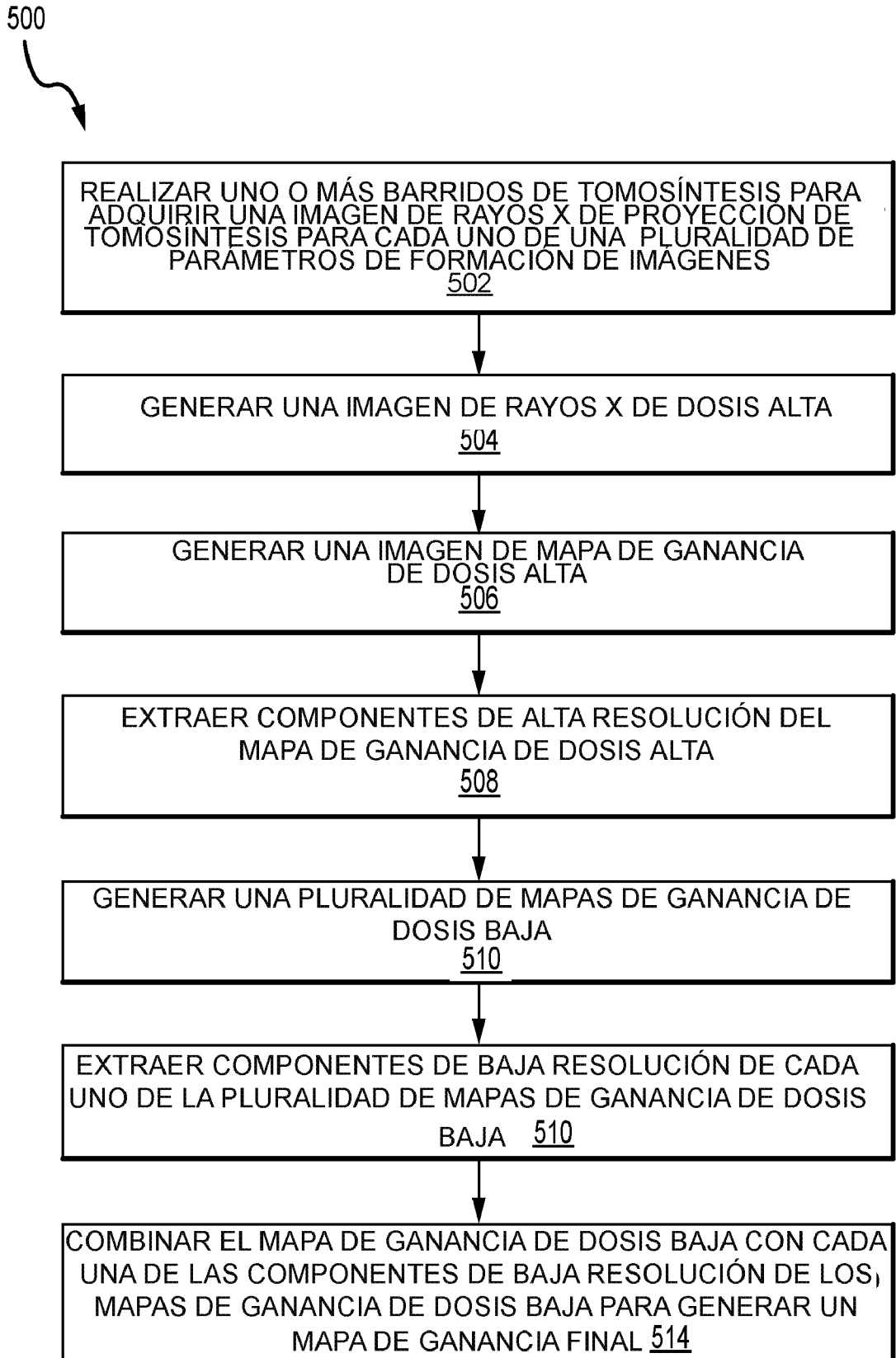


FIG.5

600

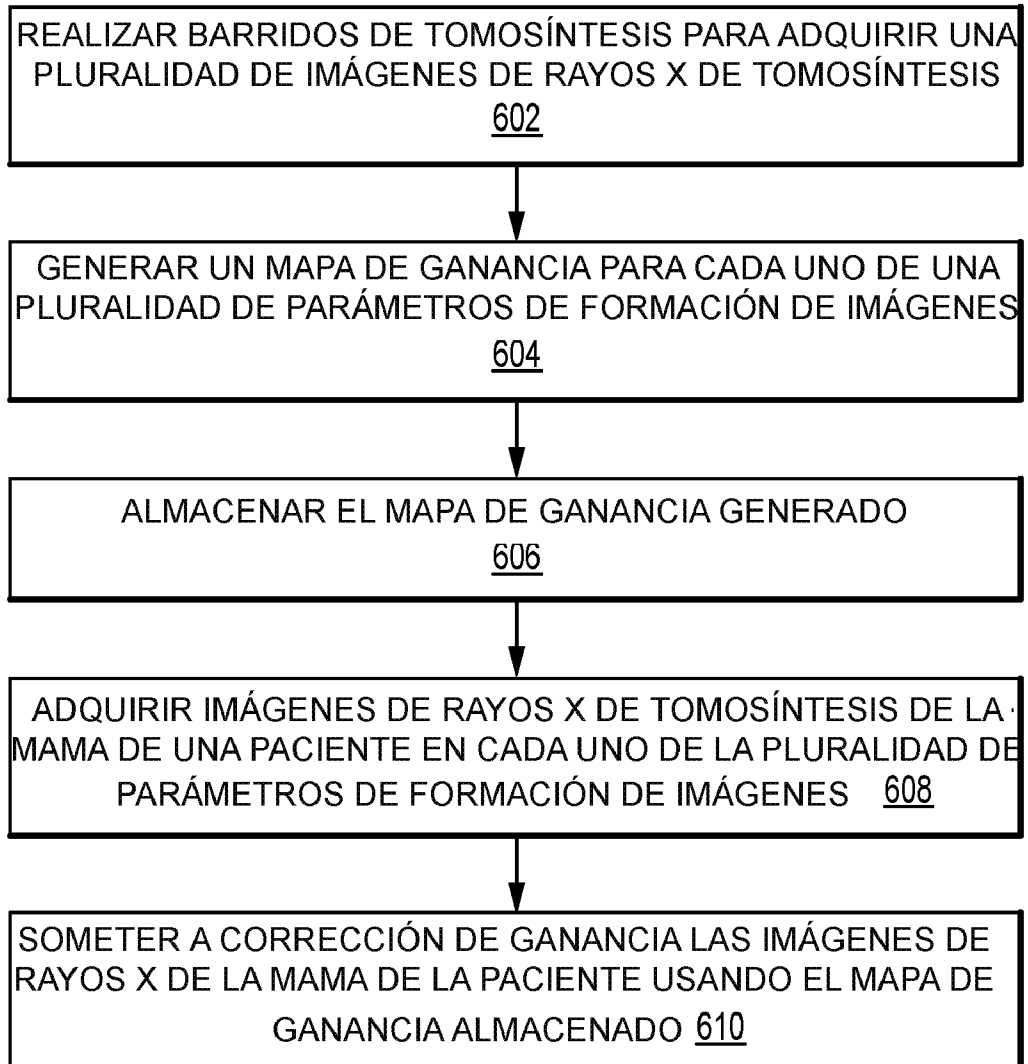


FIG.6

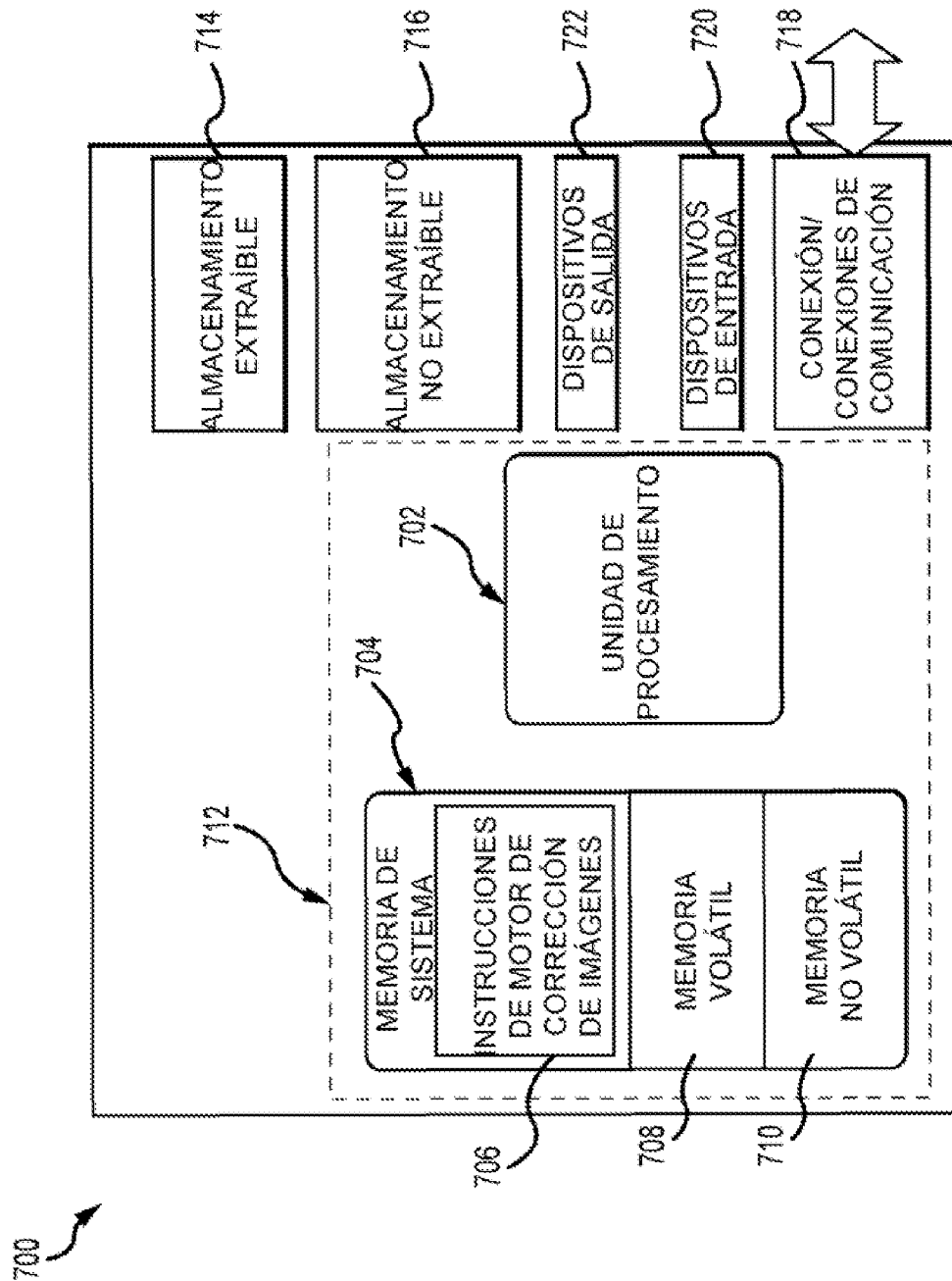


FIG.7

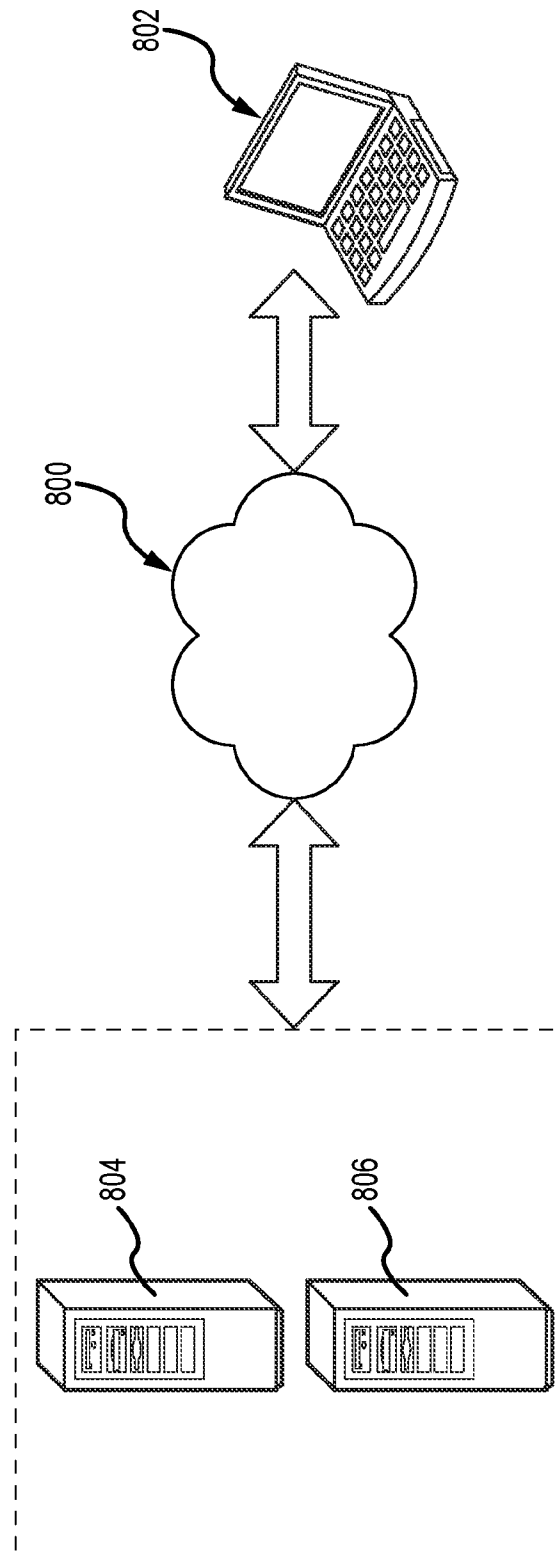


FIG.8