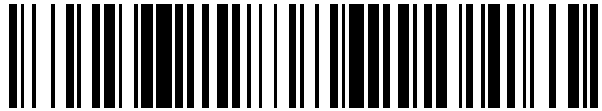


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 735 356**

51 Int. Cl.:

G06T 11/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **06.06.2014 PCT/GB2014/000217**

87 Fecha y número de publicación internacional: **11.12.2014 WO14195669**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.06.2014 E 14736913 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.04.2019 EP 3005298**

54 Título: **Un método de reconstrucción de un objeto a partir de vistas de proyección**

30 Prioridad:

**06.06.2013 NZ 61159213
06.06.2013 NZ 61158413
26.09.2013 NZ 61594513**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
18.12.2019

73 Titular/es:

**VOLPARA HEALTH TECHNOLOGIES LIMITED
(100.0%)
Miler Dean Limited, Level 5, 203 - 209 Willis Street
Wellington 6142, NZ**

72 Inventor/es:

**HIGHNAM, RALPH y
BRADY, JOHN MICHAEL**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 735 356 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

Un método de reconstrucción de un objeto a partir de vistas de proyección

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere a un método de reconstrucción de un objeto a partir de proyecciones, más particularmente a una reconstrucción cuantitativa de un objeto a partir de vistas de proyección del objeto. Por ejemplo, reconstrucción cuantitativa de una imagen de una mama humana a partir de vistas de proyección generadas por tomosíntesis digital de mama (TDM), tomografía computarizada (TC) o mamografía estándar, y uso de la reconstrucción para identificar las regiones más densas.

Antecedentes

10 Se ha establecido que el diagnóstico temprano de cáncer de mama mejora significativamente el pronóstico al permitir una terapia eficaz y al evitar la propagación metastásica de la enfermedad. Con este fin, en muchos países se ha introducido la detección selectiva del cáncer de mama, principalmente en mujeres posmenopáusicas. Actualmente, dicha detección selectiva se basa predominantemente en la mamografía.

15 El uso de la mamografía en mujeres posmenopáusicas se basa en la observación de que la menopausia inicia un proceso complejo, conocido como involución, por el cual el tejido denso se convierte gradualmente en grasa. La expresión "tejido denso" describe el tejido fibroglandular (glandular y conectivo) en la mama. La densidad volumétrica de la mama se define como el volumen de tejido fibroglandular dividido por el volumen de la mama. El tejido denso atenúa los rayos X en mayor medida que la grasa, que es relativamente transparente.

20 Dado que los tumores y las microcalcificaciones (a menudo un signo precanceroso) también son radiológicamente densos, a menudo son relativamente fáciles de detectar en la mama de pacientes cuyas mamas son principalmente grasas. De hecho, se ha demostrado que la posibilidad de detectar tumores y microcalcificaciones en una paciente con una mama grasa es alta, a veces hasta del 98%. Por lo tanto, se sabe que la mamografía estándar es eficaz para su uso en la detección selectiva de mamas grasas, ya que la falta de tejido denso no oculta los cánceres y, en consecuencia, hay menos posibilidades de que los tejidos se proyecten unos sobre otros dando la apariencia de un tumor a partir de la superposición resultante.

25 La tomosíntesis es una forma de mamografía cercana a 3D y, por lo tanto, las imágenes de tomosíntesis no se ven tan comprometidas por la proyección de tejidos superpuestos. Sin embargo, los cánceres aún se pueden ocultar en un tejido denso en una "rebanada" individual, la reconstrucción puede desdibujar la densidad entre rebanadas. En consecuencia, la tomosíntesis no es ideal para mamas muy densas, y algunos estudios realizados para demostrar la eficacia de la tomosíntesis para detectar microcalcificaciones no han sido concluyentes.

30 La probabilidad de detectar tumores y microcalcificaciones en una paciente con una mama densa es de alrededor del 50%, por lo que la evaluación de las mamografías incluye cada vez más la estimación y la consideración de la densidad mamaria de una paciente. Si la densidad de la mama está por encima de un valor determinado, la paciente se puede beneficiar de técnicas de imagen adicionales, como ecografía, IRM o TDM para ayudar a la detección temprana de tumores. Alternativa o adicionalmente, el médico puede optar por examinar las radiografías con más detalle: por ejemplo, ventana y nivelación de las áreas de la mama que tienen tejido denso de manera diferente a aquellas áreas que son grasas, o estudiando cuidadosamente los cambios de tejido denso a lo largo del tiempo.

35 Existen varias razones por las cuales el tejido mamario puede ser denso: por ejemplo, una paciente puede no haber entrado a la menopausia (se ha demostrado que la mamografía no es tan eficaz clínicamente en mujeres más jóvenes o premenopáusicas); la mama puede no involucionar en grasa por alguna razón; la mujer podría estar tomando medicamentos de reemplazo hormonal (o similares); o simplemente podría haber perdido peso. La información sobre el cambio a lo largo del tiempo es clínicamente importante: se ha informado, por ejemplo, de que las mujeres cuya densidad mamaria no disminuye con la edad tienen más riesgo de desarrollar cáncer de mama.

40 No es rentable ni práctico que todas las pacientes se sometan a una técnica de obtención de imágenes adicional a la mamografía, no solo debido al costo inherente de dicha técnica extensa de obtención de imágenes, sino también debido a la cantidad de falsos positivos probablemente generados y, con determinadas técnicas de imagen adicionales, el riesgo asociado con la radiación extra.

45 Saskia van Engeland, Peter R. Snoeren, Henkjan en "Volumetric Breast Density Estimation From Full-Field Digital Mammograms", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING. Vol. 25. nº X de marzo de 2006, páginas 273-282, presentan un método para estimar el volumen de tejido mamario denso a partir de mamografías obtenidas con mamografía digital de campo completo (MDCC). El grosor del mapeo de tejido denso a un píxel se determina utilizando un modelo físico de obtención de imágenes. Este modelo se basa en la suposición de que la mama está compuesta por dos tipos de tejido, grasa y parénquima. Los coeficientes de atenuación lineal efectiva de estos tejidos se derivan de datos empíricos en función de la tensión del tubo (kVp), el material del ánodo, la nitración y el grosor de la mama comprimida. Y el documento US 2005/135664 se refiere en general a métodos y aparatos para la reconstrucción de volúmenes de tomosíntesis (creando una imagen volumétrica a partir de proyecciones) y más particularmente a

métodos y aparatos para reconstruir volúmenes a partir de imágenes de proyección de tomosíntesis de modo que las intensidades en el volumen reconstruido correspondan cuantitativamente a una serie de clases de materiales seleccionadas.

- 5 Por lo tanto, la existencia de un método cuantitativo de transmodalidad objetivo y reproducible para evaluar la densidad mamaria se está convirtiendo en un requisito previo para la obtención de imágenes adicionales con el fin de asegurar que solo las mujeres que necesitan imágenes adicionales sean sometidas al mismo, debido al riesgo de enmascaramiento de tejido denso, o un mayor riesgo de desarrollar cáncer.

Compendio de la invención

- 10 Según un primer aspecto de la invención existe un método de reconstrucción cuantitativa de una mama humana con un grosor (H) predeterminado, que comprende los pasos consistentes en: usar una fuente de rayos X para obtener una pluralidad de vistas de proyección de la mama, estando cada vista desplazada en un ángulo θ (que puede variar o ser constante entre las vistas), utilizando un punto de referencia en una vista de proyección de referencia para obtener un valor de referencia ($Pfat_0$) para una vista de proyección de referencia; estimar un grosor total (Z) entre un pixel (x) y la fuente de rayos X para cada una de las otras vistas de proyección utilizando una ecuación de estimación de grosor total; estimar un valor de referencia ($Pfat_j$) para cada una de las otras vistas de proyección (Ij) utilizando una ecuación de estimación del valor de referencia, utilizando el valor de referencia ($Pfat_0$) estimado para cada vista con el fin de obtener un volumen respectivo de tejido fibroglandular (V_j) para la vista de proyección; ajustar el valor de referencia ($Pfat_j$) estimado para cada vista de proyección, de modo que la diferencia entre un volumen (V_j) y (V_0) esté dentro de un intervalo predeterminado; y utilizar una ecuación de diferencia volumétrica para determinar el volumen de tejido fibroglandular en la mama humana con una precisión preseleccionada.

En este contexto, un subíndice "j" se refiere a la vista de proyección Ij. Cuando j es "0", la vista de proyección a la que se hace referencia es la vista de proyección de referencia. Para "Pfat0" el subíndice j es "0", por lo tanto, Pfat0 se refiere al valor de esta variable para la vista de proyección de referencia. De manera similar, "Vo" se refiere al valor de esta variable para la vista de proyección de referencia.

- 25 Las vistas de proyección son imágenes bidimensionales de la mama. Se toman vistas de proyección mirando a través de la mama. Por ejemplo, se puede tomar una vista de proyección mediante la proyección de rayos X a través de la mama sobre una película de rayos X. Las vistas de proyección se pueden crear mediante análisis computarizado de resonancias magnéticas y tomografías computarizadas y las unidades de rayos X convencionales y de tomosíntesis más modernas.

- 30 Según un aspecto de la invención existe un método de reconstrucción cuantitativa de una imagen de una mama humana con un grosor (H) predeterminado, que comprende los pasos consistentes en:

usar una fuente de rayos X para obtener una pluralidad de vistas de proyección de la mama estando cada vista desplazada con respecto otra vista en un ángulo theta (θ),

- 35 utilizar un algoritmo de estimación de inclinación para averiguar la inclinación a través de la mama y, por lo tanto, la variación en el grosor de la mama debido a las proyecciones y la paleta,

estimar un valor de referencia ($Pfat_j$) para cada una de las otras vistas de proyección Ij usando una ecuación de estimación del valor de referencia,

usar el valor de referencia ($Pfat_j$) estimado para cada vista con el fin de obtener un volumen respectivo de tejido fibroglandular (V_j) para la vista de proyección,

- 40 ajustar el valor de referencia ($Pfat_j$) estimado para cada vista de proyección para así determinar el volumen de tejido fibroglandular en la mama humana con una precisión preseleccionada.

Preferiblemente, la mama se comprime para disminuir el grosor a través de la mama desde la pared torácica hacia el pezón mediante una paleta inclinada en un ángulo de inclinación de paleta correspondiente a la disminución del grosor a lo largo de la longitud.

- 45 Preferiblemente, la mama se comprime con una paleta inclinada hasta un grosor reducido mediante una paleta para que aparezca en una imagen formada a partir de una vista de proyección que disminuye de grosor a través de la mama en un ángulo de inclinación de paleta, correspondiendo el nivel de disminución a través de la mama al ángulo theta.

- 50 Preferiblemente, la mama se comprime mediante una paleta y después aparece como si estuviera inclinada en un ángulo de inclinación de paleta a través de la mama en las otras proyecciones debido al ángulo de proyección diferente, theta.

Preferiblemente, a partir de cada vista de proyección se forma una imagen compuesta por píxeles que representan un nivel de atenuación de los rayos X que pasan a través de la mama desde la fuente de rayos X.

Preferiblemente, el algoritmo de estimación de inclinación comprende los pasos consistentes en usar una regresión para ajustar un primer plano a la atenuación de rayos X correspondiente a todos los píxeles en la parte de la mama comprimida por la paleta, y obtener un "ángulo de inclinación total" a partir de la pendiente del plano.

- 5 Preferiblemente, el método también comprende los pasos consistentes en: confirmar que "el ángulo de inclinación total" está dentro de un intervalo preseleccionado, y tomar el "ángulo de inclinación total" como el ángulo de inclinación de paleta si una fracción preseleccionada de puntos preseleccionados en la primera línea de plano está dentro de una distancia preseleccionada del primer plano.

Preferiblemente, el método también comprende los pasos consistentes en

- 10 utilizar una regresión para ajustar un segundo plano a la atenuación de rayos X correspondiente a los píxeles en la parte de la mama comprimida por la paleta que tiene menos de un porcentaje preseleccionado de grasa,

y obtener un "ángulo de inclinación grasa" correspondiente al ángulo de inclinación de paleta a partir de la pendiente del segundo plano, y

tomar el "ángulo de inclinación grasa" como el ángulo de inclinación de paleta,

- 15 si la fracción preseleccionada de los puntos en el primer plano no está dentro de la distancia preseleccionada de la primera línea de regresión y una fracción preseleccionada de puntos preseleccionados en la segunda línea de regresión está dentro de una distancia preseleccionada de la segunda línea de regresión.

Preferiblemente, si la fracción preseleccionada de puntos preseleccionados en el segundo plano no está dentro de una distancia preseleccionada de la segunda línea de regresión, se toma un ángulo por defecto como el ángulo de inclinación de paleta.

- 20 Preferiblemente, la ecuación de diferencia volumétrica es la diferencia entre el volumen de tejido fibroglandular de la vista de proyección estándar y cualquiera de los volúmenes V_j de cualquier otra vista de proyección.

Según otro aspecto de la invención hay un dispositivo dispuesto para reconstruir cuantitativamente una imagen de una mama humana de grosor (H) predeterminado que comprende:

- 25 un aparato para obtener una pluralidad de vistas de proyección de una mama humana desplazando una fuente de rayos X en un ángulo θ con respecto a la mama,

un dispositivo para implementar un algoritmo de estimación de inclinación para averiguar la inclinación a través de la mama y, por lo tanto, la variación en el grosor de la mama,

un dispositivo para estimar un valor de referencia (P_{fatj}) para cada una de las otras vistas de proyección I_j utilizando una ecuación de estimación del valor de referencia,

- 30 un dispositivo para usar el valor de referencia (P_{fatj}) estimado para cada vista con el fin de obtener un volumen respectivo de tejido fibroglandular (V_j) para la vista de proyección,

ajustando el valor de referencia (P_{fatj}) estimado para cada vista de proyección mediante el uso de una ecuación de diferencia volumétrica,

- 35 un dispositivo para determinar así el volumen de tejido fibroglandular en la mama humana con una precisión preseleccionada.

Preferiblemente, el método para obtener un ángulo de inclinación en el que, si la fracción preseleccionada de puntos preseleccionados en la segunda línea de regresión no está dentro de una distancia preseleccionada de la segunda línea de regresión, se toma un ángulo por defecto como el ángulo de inclinación de paleta.

- 40 La presente invención se refiere a la reconstrucción cuantitativa robusta de un objeto a partir de vistas de proyección del objeto. Por ejemplo, la reconstrucción cuantitativa de la mama humana a partir de vistas de proyección generadas por TDM, TC o mamografía estándar, y a partir de esta reconstrucción la identificación de las regiones más densas y de la siguiente modalidad de obtención de imágenes óptima.

Se realiza una reconstrucción cuantitativa en 3D para identificar la región o regiones de mayor densidad y sus ubicaciones 3D dentro de la mama. A partir de dicha reconstrucción, se pueden tomar decisiones óptimas de obtención de imágenes.

- 45 La reconstrucción cuantitativa utiliza puntos de referencia de al menos una vista que se interpola para otras vistas, junto con medios para reconocer la forma 3D del objeto. En una realización a modo de ejemplo de un método según la presente invención para la reconstrucción cuantitativa de un objeto, se encuentra un punto de referencia de toda o casi toda la grasa en una vista de proyección de referencia. El valor de referencia P_{fat} representa el valor de pixel de una columna de tejido casi completamente graso en una mama de grosor H.
- 50

El punto de referencia encontrado en la vista de proyección de referencia se ajusta a través de un algoritmo de optimización.

5 En la realización a modo de ejemplo, el algoritmo de optimización es específico para otras vistas de proyección. El algoritmo de optimización también es específico para la forma 3D de cualquier objeto particular de interés. El algoritmo de optimización ajusta el punto de referencia P_{fat} para que proporcione coherencia volumétrica en múltiples vistas.

Se realiza una reconstrucción cuantitativa completa en 3D para identificar la región o regiones de mayor densidad. Una ventaja adicional de la presente invención consiste en que el valor de referencia de grasa para cada proyección toma en consideración los cambios en el grosor de la mama debidos a la inclinación de la paleta de compresión.

10 A partir de dicha reconstrucción se pueden tomar decisiones óptimas de obtención de imágenes. Si el punto de referencia no es adecuado, puede haber problemas de calidad con el proceso de obtención de imágenes. Por lo tanto, una ventaja de la presente invención consiste en que genera métricas de control de calidad.

Breve descripción de las figuras

La Figura 1 muestra una serie de imágenes tomadas en diferentes ángulos alrededor de la mama;

la Figura 2 muestra la variación del grosor de la mama para un ángulo determinado;

15 la Figura 3 muestra un conjunto de imágenes "Para Presentación" tomadas de la misma mama a lo largo del tiempo, donde los algoritmos de procesamiento de la técnica anterior dan una indicación previa de cambio en la densidad;

la Figura 4 muestra un conjunto de mapas de densidad en escala de grises generados mediante la presente invención, donde la visualización estandarizada hace que el cambio en el tiempo sea visualmente evaluable; y

20 la Figura 5 muestra un diagrama de flujo de una estratificación a modo de ejemplo de identificación de reconstrucción de la región más densa y de la modalidad de obtención de imágenes óptima para la identificación de reconstrucción de las regiones más densas.

Descripción detallada de realizaciones preferidas de la invención

25 La Figura 1 muestra una mama apoyada contra un detector. El detector detecta rayos X proyectados o pasados a través del mismo que se originan a partir de una fuente de rayos X. En el detector se forma una imagen de vista de proyección mediante los rayos X que pasan a través de la mama.

30 Con el aparato mostrado en la Figura 1 se pueden formar múltiples imágenes de vista de proyección en el detector. Al desplazar el detector en un arco alrededor del punto de giro, se forman diferentes vistas de proyección de la mama como imágenes en el detector. El detector se puede desplazar en los ángulos theta moviendo el detector a lo largo del arco. La vista de proyección estándar o de referencia se forma en el detector cuando la fuente de rayos X está directamente encima de la mama.

La Figura 2 muestra un primer plano del ángulo de desplazamiento de la fuente de rayos X. Idealmente, el punto de giro para el ángulo theta está en la mama, justo por encima del detector.

35 Una realización ilustrativa se refiere a la reconstrucción de vistas de TDM. Una variable $h_{int}(x,v)$ indica el grosor en milímetros de tejido denso entre el píxel x (en coordenadas definidas por el sensor de imagen) y la fuente de rayos X. Una variable l_j indica la dirección de la vista (es decir, la orientación del haz de rayos X central con respecto a la superficie de la placa de compresión de la mama).

40 A partir de vistas de proyección de un objeto se construye un mapa fiable de la densidad del objeto. El valor de la densidad en cada punto del mapa es un valor relativo a la densidad en un punto de referencia cubierto por tejido mamario del grosor de la mama comprimida. En particular, en cada vista de proyección TDM se ubica un punto de referencia discreto, teniendo en cuenta el cambio de grosor de la mama debido al ángulo de proyección.

45 Los medios automatizados para construir un mapa fiable de densidad funcionan bien cuando se encuentra un buen punto de referencia de toda la grasa. En algunos casos no se puede encontrar un buen punto de referencia. Las razones por las que no se puede encontrar un buen punto de referencia consisten en una compresión deficiente de la mama, en que la mama es extremadamente densa, o en que un punto de referencia se encuentra en el interior de una mama demasiado alejado del borde de la mama, o en que la variación del grosor de la mama en una imagen es demasiado grande.

50 En la realización ilustrativa relacionada con la reconstrucción de vistas de TDM, en una vista de proyección de referencia se encuentra un punto de referencia con valor P_{fat0} . Como se ha señalado anteriormente, un valor de referencia P_{fat} representa el valor de píxel de una columna de tejido casi completamente graso en una mama de grosor H . El grosor H se registra en la cabecera de imagen de Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM).

Cada proyección de tomosíntesis (TDM) emplea (normalmente) el mismo espectro de tubos de rayos X. El tiempo de exposición de cada proyección TDM varía según el (los) tejido(s) detectado(s), para que haya una relación señal/ruido suficiente para cada exposición. Otras unidades de tomosíntesis (TDM) pueden aplicar esquemas diferentes, pero la filosofía general sigue siendo la misma.

5 Por ejemplo, en vistas proyectadas:

$$\text{EC 1} : \{I_j : 0 \leq j \leq n\}$$

donde vista $j = 0$ es la proyección central y, en este ejemplo, la misma se usa como la proyección de referencia, pero esto no ha de ser necesariamente así.

10 Cada vista de proyección de tomosíntesis se indica con un número entero j . En cada vista de proyección de tomosíntesis I_j , hay un píxel (x) . Para cada vista de proyección, I_j , el grosor de la mama entre el píxel (x) y la fuente de rayos X se indica con $Z_j(x)$.

La exposición a los rayos X para cada vista de proyección I_j se indica con E_j . Generalmente se mide en mAs. La exposición a los rayos X para la vista de proyección central se indica con E_0 .

15 Para cada vista de proyección I_j distinta de la vista de proyección central, se estima un valor de referencia P_{fatj} según una ecuación de estimación del valor de referencia dada por la siguiente ecuación 2.

$$\text{EC 2} : P_{fatj} \approx P_{fat0} * (E_j/E_0) * e^{(H-Z_j(x))*\mu_{fat}}$$

Se ha de tener en cuenta que, para resolver la ecuación 2, en primer lugar se estima el grosor $Z_j(x)$ con una ecuación de estimación de grosor dada por la siguiente ecuación 3 (se podrían usar ecuaciones similares):

$$\text{EC 3} : Z_j-H = H((1/\cos \theta_j - 1) - H((1-\cos \theta_j)/\cos \theta_j))$$

20 Alternativamente, también se podría aplicar una estimación de ángulo de inclinación para calcular la diferencia de grosor en la mama, no para calcular la inclinación, sino para calcular la variación de grosor según el ángulo de visión.

25 El ángulo θ es un ángulo de desplazamiento entre cada una de las vistas de proyección, como se muestra en las Figuras 2 y 3. Normalmente, este ángulo es el mismo entre todas las vistas. Por lo tanto, el ángulo θ suele ser constante, pero puede variar según el fabricante, no obstante a menudo es pequeño, por debajo de 1 grado. De este modo, los valores P_{fat} no cambian significativamente en aquellas unidades de tomosíntesis en las que hay un intervalo pequeño de ángulos. De hecho, son predecibles. Si el ángulo aumenta, las aproximaciones deben mejorarse; no obstante todavía se debería poder predecir P_{fatj} , aunque ajustando la longitud del trayecto en cada vista I_j por píxel.

En esta ecuación, μ_{fat} es el coeficiente de atenuación lineal apropiado para la energía efectiva del espectro de rayos X. Por lo tanto, para la exposición más alta se espera este cambio en el valor de píxel.

30 Por lo general, P_{fatj} es diferente de P_{fat0} debido a la disminución (o el aumento) de la cantidad de grasa, a causa de la diferente vista de proyección I_j . El valor de P_{fatj} es el nuevo nivel de referencia de grasa que ha de ser utilizado para la vista de proyección I_j . Si una unidad de tomosíntesis también ajusta el objetivo y el filtro de rayos X, se acomoda ajustando el coeficiente de atenuación lineal μ_{fat} arriba indicado utilizando modelos adecuados.

35 Cuando los valores para P_{fat} de la proyección central son deficientes, el valor P_{fat} se ajusta para obtener volúmenes de tejido fibroglandular coherentes en todas las vistas.

40 Cada vista, más el valor de P_{fat} modificado, conducirá a un volumen asociado de tejido denso de la mama, es decir, V_j . Evidentemente, el volumen V_j debe ser revisado (asumiendo que en cada vista se ve toda la mama y solo la misma mama). El volumen de tejido mamario denso es el mismo, independientemente de la vista de proyección, por lo que el volumen V_j determinado a partir de cada vista de proyección debe ser el mismo, tal como se indica en la Ecuación 4, o al menos aproximadamente.

$$\text{EC 4} : V_0 = V_j, 0 \leq j \leq n$$

En la ecuación 4, V_0 es el volumen de tejido denso de la mama según la determinación mediante la vista de proyección de referencia 0, y V_j es el volumen de tejido denso de la mama según la determinación mediante la vista de proyección j .

45 El hecho de que, según la Ecuación 4, el volumen de tejido denso sea en realidad el mismo para cada vista de proyección, j , se usa para ajustar el valor de referencia P_{fat} inicialmente estimado.

Los pasos para ajustar el valor de referencia P_{fat} estimado con el fin de asegurar la exactitud de la estimación consisten en (i) inicializar el valor de P_{fat} utilizando la proyección y adaptación centrales indicadas más arriba en la Ecuación 1

y; (ii) ajustar el valor de P_{fat} en un algoritmo de descenso numérico de modo que la diferencia entre cualquier volumen V_j y V_0 esté dentro de un intervalo predeterminado según una ecuación de diferencia volumétrica dada por la siguiente ecuación 5.

$$EC\ 5 : |V_0 - V_j(P_{fat_j})| \approx 0$$

5 En la ecuación 5, la variable $V_j(P_{fat_j})$ es el volumen de tejido denso de la mama según se determina a partir de la vista de proyección j , y primero se estima según los pasos (i) y (ii) y después se ajusta aún más para que la ecuación 5 sea verdadera.

10 La parte “aproximadamente cero” de la ecuación 5 es reemplazable por “menos que un valor de intervalo preseleccionado”. Por lo tanto, la precisión del volumen del tejido denso se ajusta para que esté dentro de un intervalo preseleccionado.

También se pueden utilizar versiones modificadas de la ecuación 5. Por ejemplo, la ecuación 5 podría ser la suma de todas las diferencias entre el volumen de vista de proyección estándar y cada uno de los otros volúmenes de vista de proyección. La ecuación 5 también podría modificarse de modo que fuera el cuadrado de la diferencia, y así sucesivamente. El volumen de mama también podría ser utilizado para la optimización.

15 El uso de múltiples vistas de la misma mama también permite una mejora adicional del volumen de tejido denso de la mama. Esto se logra estimando el grosor de la mama para obtener el mismo volumen de tejido mamario denso para cada proyección de modo similar al arriba indicado, y construyendo mejores modelos de borde de mama.

La referencia, P_{fat} se optimiza aún más para la precisión mediante el uso de métricas de confianza. De este modo, la confianza de un determinado conjunto de valores P_{fat} se optimiza mediante el uso de consenso.

20 Durante la obtención de imágenes de la mama con rayos X, la mama se comprime mediante paletas de compresión. Dicha compresión iguala el grosor del tejido mamario y aumenta la calidad de la imagen al reducir el grosor del tejido en el que han de penetrar los fotones de rayos X, disminuir la cantidad de radiación dispersada (la dispersión degrada la calidad de la imagen), reducir la dosis de radiación requerida y mantener la mama quieta (evitando el desenfoque por movimiento).

25 Otra ventaja de la presente invención consiste en que comprende métricas cualitativas relacionadas con la oblicuidad de la paleta de compresión. La presente invención proporciona medios para corregir la variación del grosor de la mama desde la pared torácica hasta el borde de la mama. La presente invención proporciona medios para corregir los errores resultantes en la estimación de la densidad mamaria volumétrica causados por la oblicuidad de la paleta de compresión.

30 Algunas paletas de compresión se inclinan durante la compresión para favorecer la comodidad del paciente y producir mejores imágenes de diagnóstico. La inclinación del ángulo de la paleta de compresión conduce a una variación del grosor de la mama desde la pared torácica hasta el borde de la mama, en algunos casos hasta 2 cm. Dicha inclinación de la paleta ha sido reconocida como un problema en la estimación de la densidad mamaria volumétrica, ya que incluso pequeñas fluctuaciones de la altura de la mama conducen a grandes variaciones en la densidad mamaria estimada. Por lo tanto, las paletas oblicuas corren el riesgo de invalidar muchos de los modelos que se utilizan actualmente para la cuantificación de la densidad mamaria. Además, la mala correlación entre las vistas de la mama, o a lo largo del tiempo, podría indicar que la oblicuidad es el factor erróneo y, por lo tanto, una importante métrica de control de calidad. Se trata de uno de los pasos inventivos en esta patente que estiman la oblicuidad de la imagen para obtener una mejor vista 3D del objeto cuya imagen se está adquiriendo.

35 Según un ejemplo ilustrativo, el ángulo de inclinación de la oblicuidad de la paleta de compresión se estima en todos los píxeles en el “mama interna”. La “mama interna” es la parte de la parte de la mama comprimida por la paleta. Una estimación del perfil de la “mama interna” se resume utilizando un “modelo de semicírculo”. Un primer plano de regresión se ajusta a través de todos los píxeles en la mama interna usando mínimos cuadrados ordinarios y la pendiente del primer plano de regresión se usa para obtener el ángulo de inclinación.

45 La fiabilidad del ángulo de inclinación se verifica después según los siguientes pasos:

1/ El ángulo de inclinación obtenido se verifica para confirmar que el ángulo de inclinación se encuentra dentro de un intervalo razonable.

2/ Se cuenta el porcentaje de píxeles con una distancia de menos de un número pequeño al primer plano. El porcentaje se utiliza para determinar si el primer plano es una buena representación de los valores de píxel.

50 Si se cumplen 1/ 2/, este “ángulo de inclinación total” se toma como el ángulo de oblicuidad de la paleta de compresión.

Si no se cumplen 1/ 2/, entonces el ángulo de inclinación de la oblicuidad de la paleta de compresión se puede estimar a través de píxeles grasos en la mama interna. Los píxeles grasos en la mama interna se determinan por medio del

grosor de tejido denso (o mapa de densidad). Todos los píxeles que tienen menos de un porcentaje de densidad determinado (según el mapa de densidad) se clasifican como píxeles grasos. El ángulo de inclinación se estima ajustando un segundo plano de regresión a través de píxeles grasos en la mama interna. El segundo plano de regresión se ajusta utilizando mínimos cuadrados ordinarios. La pendiente del segundo plano se utiliza para obtener el ángulo de inclinación. La fiabilidad del ángulo de inclinación obtenido se determina según los siguientes pasos:

3) El ángulo de inclinación obtenido se verifica para confirmar que se encuentra dentro de un intervalo razonable.

4) Se cuenta el porcentaje de píxeles con una distancia de menos de un número pequeño al segundo plano. El porcentaje se utiliza para determinar si el segundo plano es una buena representación de los valores de píxel.

Si se cumplen 3 y 4, este "ángulo de inclinación graso" se toma como el ángulo de inclinación de la oblicuidad de la paleta de compresión.

Si no se cumplen 3 y 4, se asume un ángulo de inclinación "por defecto". Este ángulo por defecto está "codificado de forma fija" según la máquina y/o el fabricante.

Según el algoritmo arriba descrito se proporciona un ángulo. Este ángulo se utiliza para corregir la imagen. La imagen puede ser corregida por ejemplo:

5) restando/sumando el equivalente de una cuña grasa de/a la imagen completa mediante la resta/suma del equivalente de una cuña grasa de/a la mama, con lo que se calcula para cada píxel dentro de la mama cuánto cambiaría su altura si se revierte la oblicuidad de la paleta. El cambio de altura se asigna entonces a un cambio en el valor de intensidad. De este modo se asume que la cantidad extra/menor de tejido consiste en grasa pura.

Además se podría calcular un "nuevo" grosor de mama de la mama corregida. Es decir, en la "mama no corregida", la paleta está inclinada y, por lo tanto, el grosor de la mama no es uniforme en la mama comprimida; en la "mama corregida", la inclinación se revierte y, por lo tanto, la paleta de compresión es paralela al detector). Luego se calcula la densidad volumétrica de la mama.

El ángulo de oblicuidad de la paleta de compresión debe ser relativamente coherente entre las mamas, las vistas de proyección y el paso del tiempo, y también debe ser coherente entre los operadores y los sistemas de rayos X (suponiendo que se usen paletas similares).

Según la presente invención, una segmentación regional de las áreas más densas complementa los mapas de densidad mediante los cuales se identifican regiones de interés definidas y coherentes. Este mapeo (y por lo tanto la segmentación) se logra mapeando un grosor de tejido denso en cada píxel a un color (que podría ser igualmente una escala de grises). Dicha correlación es coherente entre las imágenes y entre las mamas, de modo que proporciona una referencia comparativa fiable entre las imágenes de cualquier modalidad, ya que el mapeo es representativo de los atributos físicos de la mama; no del proceso de obtención de imágenes. Por ejemplo, el rojo podría usarse para resaltar regiones de mayor densidad y, por lo tanto, de mayor interés clínico.

Como alternativa a la visualización de mapas de manipulación se pueden utilizar mapas de superposición de ubicación en sistemas CAD, donde se extrae información relevante derivada de los mapas de densidad y se muestra como una superposición, por ejemplo las regiones de alta densidad se rodean con un círculo. El informe DICOM CAD SR se puede usar para identificar áreas sospechosas y luego aquellas estaciones de trabajo con capacidad DICOM CAD SR podrían desactivar regiones de alta densidad.

Dos variantes útiles de mapas de superposición de ubicación son:

1) alta densidad absoluta, definida como

$$EC 6 : h_{denso} > X$$

para señalar el tamaño intrínseco de un tumor, si hubiera uno presente; y

2) alta densidad relativa, definida como

$$EC 7 : h_{denso}/H > Y$$

para señalar regiones que son densas en relación con el tamaño de la mama comprimida, es decir, que tendrían el mismo valor Y para mujeres con mamas grandes y mujeres con mamas pequeñas.

Alternativamente, es bien sabido que los tumores se pueden demarcar examinando las líneas de igual intensidad, que representan la densidad del tejido, en una imagen, especialmente donde el gradiente de las mismas cambia rápidamente. En ciertos casos, es posible que el mapa de contorno deba ajustarse utilizando un método de

interpolación adecuado, como un contorno activo o un conjunto de niveles. El resultado de este procesamiento es una curva que demarca el tumor (en el interior) con respecto al entorno normal (en el exterior). También se sabe que la forma de la curva resultante puede transmitir información clínicamente útil, como espículas, o proporcionar evidencia de que la curva rodea una masa benigna.

- 5 Junto con la visualización de las regiones de interés, la presente invención también muestra por escrito métricas cuantitativas de interés para el clínico, como la densidad máxima y mínima en la región, el volumen de tejido fibroglandular y una descripción estadística general.

10 Cuando se estima la densidad mamaria volumétrica, también se puede calcular, y por lo tanto optimizar, la dosis de radiación específica del paciente. Según la densidad volumétrica de la mama, las estimaciones de dosis de radiación específicas del paciente requieren el uso de numerosos factores físicos. Por lo tanto, las desviaciones en su consistencia entre la izquierda y la derecha y entre diferentes vistas de la mama y el tiempo extra indican posibles problemas de calidad.

Además de estas características de alto nivel, durante el procesamiento se miden otras numerosas características de nivel inferior, pudiendo ser investigadas y notificadas todas ellas con fines de control de calidad. Por ejemplo:

- 15
- La paleta de compresión se inclina según la fuerza aplicada a la misma, se puede estimar el ángulo de esa paleta y mantener el ángulo coherente entre las mamas, entre las vistas y a lo largo del tiempo. El ángulo también debe ser coherente entre las personas que realizan las mamografías y los propios sistemas de rayos X (suponiendo que se utilicen paletas similares).
- 20
- La presión aplicada a la mama (que es la fuerza sobre el área de contacto) también debe ser coherente entre las mamas, las vistas y a lo largo del tiempo, y entre los operadores y los sistemas de rayos X, cualquier desviación en esa coherencia es motivo de preocupación.
 - El ángulo del músculo pectoral se puede detectar y notificar para imágenes MLO notablemente coherentes entre mamas, a lo largo del tiempo y entre operadores y sistemas de rayos X.
- 25
- El número de “valores atípicos” (por lo cual, para las cuatro imágenes estándar de la mama, uno resulta muy alto) puede indicar una compresión deficiente de la mama.
 - La cantidad de imágenes por estudio indica la cantidad de repeticiones realizadas.

Además de las medidas de coherencia se pueden realizar determinadas comprobaciones de validez estándar, por ejemplo, la fuerza de compresión dentro de los límites y el grosor comprimido de la mama dentro de los límites.

30 La métrica de densidad tiene ciertas excepciones: a veces, tanto las imágenes de la izquierda como las de la derecha tienen una compresión deficiente, por lo tanto, las densidades respectivas serían demasiado altas en ambos casos, pero seguirían siendo similares. Alternativamente, una mama puede haber sufrido un cáncer o haber sido sometida a cirugía, aunque estos casos no deberían afectar a las métricas generales de un sitio que muchas veces tendrá más resultados normales que anormales cuando se considera a un nivel agregado.

35 La comparación de mapas de densidad temporal también proporciona métricas de control de calidad, si los mapas se han generado de manera sólida. Se toman imágenes temporales de la mama cada pocos años y una manera útil de mirarlas es mediante una reconstrucción cuantitativa para luego presentar los cambios de un modo adecuado; esto podría ayudar a los cambios debidos a medicamentos como Tamoxifeno (Marca Registrada), por ejemplo. Mostrar las mamografías de presentación generadas por el fabricante a lo largo del tiempo no es fiable, ya que el (los) algoritmo(s) de procesamiento de imágenes del fabricante exceden los cambios visuales significativos (véase, por ejemplo, la

40 Figura 3, y véanse después los mapas de densidad para la misma mujer mostrados en la Figura 4).

Los pasos críticos para mostrar el cambio a lo largo del tiempo son: registro; generación de mapas de densidad; y el uso de “películas” temporales de esos objetos para usar el fenómeno phi en la visión humana (el fenómeno phi está sintonizado para descartar los cambios lentos en el fondo y al mismo tiempo detectar eficazmente pequeños movimientos aparentes, correspondiendo dichos movimientos aparentes a desplazamientos, cambios de tamaño de una estructura, o cambios sustanciales en la intensidad de la imagen).

45

Un proceso de mapeo/registro de imágenes de cada conjunto de imágenes puede comprender cuatro etapas:

- 50
1. Detección de límites mamarios: La detección de límites se basa en la máscara de segmentación en esta etapa. Los píxeles de límite detectados se utilizarán para detectar y extraer puntos de referencia (etapa 2); y se utilizan como puntos de característica en el registro de imágenes basado en características (etapa 3). Se detectará el límite en cada imagen del par de imágenes.
 2. Detección de puntos de referencia: Los puntos de referencia comprenden el centro de la mama, el punto de la axila, el punto de la costilla y el pezón. El centro de la mama se puede encontrar a través del centro de masa en escala de grises de todos los píxeles de la mama o a través de medios de umbral para extraer tejidos densos y ubicar el centro de masa de los tejidos densos. Las ubicaciones del punto de la

axila, el punto de la costilla y el pezón se ubican después a través de un nuevo algoritmo sólido (descrito más adelante) y los puntos de referencia respectivos se utilizan para el registro de imágenes basado en características.

- 5 3. Registro de imágenes basado en características: Se utiliza para el mapeo inicial entre dos imágenes. Tanto los puntos de referencia como los píxeles de límite se utilizan para el mapeo. Todos los puntos de referencia tienen correspondencias conocidas, mientras que las correspondencias entre dos conjuntos de píxeles de límite se configuran dinámicamente utilizando el algoritmo del Punto Más Cercano Iterativo (ICP).
- 10 4. Registro de imágenes basado en píxeles: para un mapeo fino del límite y la textura en la mama. Se aplica un conjunto especial de pesos de suavizado para asegurarse de que las texturas se conservan.

Al registrar los límites de la mama y los puntos de referencia en el conjunto de imágenes, las texturas internas de la mama se transforman en ubicaciones similares en las imágenes. Las texturas se conservan y se presentan a los radiólogos en un formato multimedia de múltiples marcos.

15 De manera similar, se puede construir un algoritmo de flujo óptico adecuado para controlar y evaluar movimientos aparentes correspondientes a desplazamientos, cambios de tamaño de una estructura o cambios sustanciales en la intensidad de la imagen y, por lo tanto, detectar cambios a lo largo del tiempo en la mama de una mujer. Dicha información puede identificar:

- a una mujer cuya densidad mamaria no disminuye al mismo ritmo que la de sus iguales y, por lo tanto, que podría correr más riesgo de desarrollar cáncer de mama;
- 20 • a una mujer cuyas imágenes muestran un aumento en la densidad mamaria en una parte específica de la mama (especialmente en el cuadrante superior externo) y que, por lo tanto, necesita que esa región se investigue cuidadosamente;
- a una mujer que está tomando un tratamiento farmacológico de quimioterapia preventiva y que por lo general sufre efectos secundarios (está comprobado que si la densidad de las mamas no disminuye mientras la mujer está tomando el medicamento, es probable que el medicamento no esté proporcionando ningún beneficio para la mujer);
- 25 • a una mujer con un objeto “sospechoso” cuando dicho objeto parece haber aumentado de tamaño o haberse vuelto más denso a lo largo del tiempo entre exploraciones y, por lo tanto, merece una investigación adicional.

30 Una comparación temporal que parece no funcionar podría indicar problemas de control de calidad, a menos que la comparación se realice en imágenes generadas de manera sólida. La presente invención ofrece esta característica y, por supuesto, la comparación temporal se puede hacer cada vez más en 3D.

35 La solidez de la reconstrucción del mapa de densidad desde diferentes vistas también permitiría una reconstrucción mejor y más cuantitativa en TDM. Sin embargo, se ha demostrado que la intensidad de la imagen registrada (la energía impartida al detector de rayos X) confunde información clínicamente importante sobre la densidad de la mama con información específica de la obtención de imágenes que clínicamente no tiene importancia, por ejemplo, la tensión del tubo. Por lo tanto, es evidente que la reconstrucción 3D del conjunto de vistas TDM se basaría mejor en un mapa de densidad de cada proyección, y en una representación 3D de la mama que muestre regiones de interés y su ubicación.

Una vez en formato 3D, se puede transmitir lo siguiente:

- 40 • densidad de objetos en la mama y si los objetos son tejidos discretos o superpuestos;
- densidad de regiones para definir qué áreas de la mama necesitan una investigación especial, particularmente relevante en mamas muy densas que aparecen totalmente blancas en la mamografía pero que realmente contienen importantes diferencias de contraste;
- posición espacial de regiones, por ejemplo, proximidad a la piel, pared torácica, etc.
- 45 • si existe alguna diferencia en la mama izquierda o derecha y, por lo tanto, la modalidad de imagen y/o el tratamiento posterior más adecuados.

En resumen, las métricas de calidad y la posterior estratificación resultante de la construcción cuantitativa descrita en la presente memoria permiten resultados personalizados más sensibles/receptivos al riesgo de la siguiente manera:

- 50 • Cuando se ve que se está formando tejido denso en una región determinada, esa región se puede marcar para que el radiólogo realice una inspección más cercana en la radiografía inicialmente antes de obtener más imágenes según el análisis que se presenta más abajo.

- Cuando el tejido denso prevalece en toda la mama, entonces es recomendable que haya más lectores para los procedimientos de detección selectiva.
- 5 • Cuando el sistema de estratificación automático determina que el tejido denso está cerca del borde de la mama, el médico puede juzgar que la ecografía es apropiada, y bien ecografía focalizada, bien ecografía de toda la mama en función de la amplitud de un volumen al que pertenece el tejido denso.
- Cuando el sistema de estratificación automatizado determina que el tejido denso está presente en una imagen, pero se determina que presenta una resolución al menos parcial en otra imagen, el médico puede elegir la tomosíntesis para la resolución del tejido superpuesto.
- 10 • Cuando el tejido denso aparece denso en ciertas áreas regionales de los mapas de densidad pseudo-3D y 3D, el médico puede decidir realizar ventana y nivelación en esa parte específica de la radiografía, optar por ver los mapas de densidad directamente y/o elegir investigar cambios a lo largo del tiempo mediante la visualización de mapas de densidad registrados secuenciales.
- 15 • Cuando se sabe que el paciente está tomando determinados medicamentos, por ejemplo Tamoxifeno (Marca Comercial), podría ser que la visualización de mapas de densidad registrados secuenciales sea el próximo paso correcto para intentar detectar cambios en la densidad a nivel global y regional. Dicha comparación permite entonces tomar decisiones sobre la eficacia del medicamento y, por lo tanto, decisiones sobre tratamientos adicionales, o no.
- 20 • Cuando el tejido denso aparece uniformemente denso tanto en los mapas de densidad pseudo-3D como en los mapas de densidad 3D, o si el sistema automatizado determina que el tejido denso se encuentra más profundo en la mama, entonces el médico podría juzgar la IRM como la técnica más adecuada.

Una ventaja de la presente invención consiste en que su reconstrucción cuantitativa sólida de una imagen de la mama humana a partir de vistas de proyección multimodalidad, mediante el uso de un punto de referencia o puntos de referencia de al menos una vista que se interpolan para otras vistas, comprende métricas de calidad relacionadas con procedimientos óptimos de detección, diagnóstico e intervención subsiguientes y, por lo tanto, permite la estratificación de pacientes sensibles de la población y/o medios automatizados en los que basarse para estratificar a un paciente.

REIVINDICACIONES

1. Un método de reconstrucción cuantitativa de una imagen de una mama humana con un grosor (H) predeterminado, que comprende los pasos consistentes en:
 - 5 usar una fuente de rayos X para obtener una pluralidad de vistas de proyección de la mama humana, donde cada una de las vistas de proyección está desplazada con respecto a otra de las vistas de proyección en un ángulo (θ);
 - formar una imagen compuesta por píxeles de cada vista de proyección, representando los píxeles un nivel de atenuación de los rayos X que pasan a través de la mama desde la fuente de rayos X;
 - 10 utilizar un punto de referencia en una vista de proyección de referencia para obtener un valor de referencia (P_{fato}) para la vista de proyección de referencia,
 - estimar un píxel para obtener el grosor (Z_j) del tejido mamario entre un píxel (x) y la fuente de rayos X para cada una de las otras vistas de proyección utilizando una ecuación de estimación de grosor total;
 - 15 comprimir la mama para disminuir el grosor de la mama desde la pared torácica hasta el pezón mediante una paleta inclinada en un ángulo de inclinación de paleta correspondiente a la disminución del grosor a lo largo de la longitud;
 - utilizar un algoritmo de estimación de inclinación para averiguar el ángulo de inclinación de paleta en la mama y, por lo tanto, la variación en el grosor (Z_j) del tejido mamario debido a las vistas de proyección y la paleta, en donde el algoritmo de estimación de inclinación comprende los pasos consistentes en: utilizar una regresión para ajustar un primer plano a la atenuación de rayos X correspondiente a todos los píxeles en una primera parte de la mama comprimida por la paleta y obtener un ángulo de inclinación total de la pendiente del primer plano, y tomar el ángulo de inclinación total como el ángulo de inclinación de paleta si una fracción preseleccionada de los píxeles en la primera parte está dentro de una distancia preseleccionada del primer plano;
 - 20 caracterizado por
 - 25 utilizar una regresión para ajustar un segundo plano a la atenuación de rayos X correspondiente a los píxeles en una segunda parte de la mama comprimida por la paleta que tiene menos de un porcentaje preseleccionado de grasa y obtener un ángulo de inclinación graso a partir de la pendiente del segundo plano, y tomar el ángulo de inclinación graso como el ángulo de inclinación de paleta si una fracción preseleccionada de los píxeles en la segunda parte está dentro de una distancia preseleccionada del segundo plano;
 - 30 estimar un valor de referencia (P_{fatj}) para cada una de las otras vistas de proyección I_j utilizando una ecuación de estimación del valor de referencia que es una función del valor de referencia (P_{fato}), y grosor (Z_j) del tejido mamario;
 - utilizar el valor de referencia (P_{fatj}) estimado para cada vista de proyección I_j para obtener un volumen respectivo de tejido fibroglandular (V_j) para la vista de proyección; y
 - 35 ajustar el valor de referencia (P_{fatj}) estimado para cada vista de proyección utilizando una ecuación de diferencia volumétrica para determinar el volumen de tejido fibroglandular en la mama humana con una precisión preseleccionada.
2. Un método según la reivindicación 1, en el que la mama se comprime mediante una paleta inclinada hasta un grosor reducido mediante una paleta para que aparezca en una imagen formada a partir de una vista de proyección para disminuir el grosor a través de la mama en un ángulo de inclinación de paleta, correspondiendo el nivel de disminución a través de la mama al ángulo θ .
3. Un método según la reivindicación 1, en el que la mama se comprime mediante una paleta y después aparece como si estuviera inclinada en un ángulo de inclinación de paleta a través de la mama en las otras proyecciones debido al ángulo de proyección θ diferente.
4. Un método de reconstrucción cuantitativa según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la ecuación de diferencia volumétrica consiste en la diferencia entre el volumen de tejido fibroglandular de la vista de proyección estándar y cualquiera de los volúmenes V_j de cualquier otra vista de proyección.
5. Un dispositivo dispuesto para reconstruir cuantitativamente una imagen de una mama humana con un grosor (H) predeterminado, que comprende:
 - 50 un aparato para obtener una pluralidad de vistas de proyección de la mama humana desplazando una fuente de rayos X en un ángulo theta (θ) con respecto a la mama; un dispositivo para formar una imagen compuesta

por píxeles de cada vista de proyección, representando los píxeles un nivel de atenuación de los rayos X que pasan a través de la mama desde la fuente de rayos X;

un dispositivo que utiliza un punto de referencia en una vista de proyección de referencia para obtener un valor de referencia (P_{fat0}) para la vista de proyección de referencia;

5 un dispositivo para estimar un píxel para obtener el grosor (Z_j) del tejido mamario entre un píxel (x) y la fuente de rayos X para cada una de las otras vistas de proyección utilizando una ecuación de estimación del grosor total;

10 un dispositivo para comprimir la mama con el fin de disminuir su grosor a través de la mama desde la pared torácica hacia el pezón mediante una paleta inclinada en un ángulo de inclinación de paleta correspondiente a la disminución del grosor a lo largo de la longitud;

un dispositivo para implementar un algoritmo de estimación de inclinación para averiguar la inclinación a través de la mama y, por lo tanto, la variación en el grosor Z_j de la mama debido a las vistas de proyección y la paleta;

15 un dispositivo para usar una regresión para ajustar un primer plano a la atenuación de rayos X correspondiente a todos los píxeles en una primera parte de la mama comprimida por la paleta y obtener un ángulo de inclinación total a partir de la pendiente del primer plano, y tomar el ángulo de inclinación total como el ángulo de inclinación de paleta si una fracción preseleccionada de los píxeles en la primera parte está dentro de una distancia preseleccionada del primer plano;

caracterizado por

20 un dispositivo para usar una regresión para ajustar un segundo plano a la atenuación de rayos X correspondiente a los píxeles en una segunda parte de la mama comprimida por la paleta que tiene menos de un porcentaje preseleccionado de grasa y obtener un ángulo de inclinación graso a partir de la pendiente del segundo plano, y tomar el ángulo de inclinación graso como el ángulo de inclinación de paleta si una fracción preseleccionada de los píxeles en la segunda parte está dentro de una distancia preseleccionada del

25 segundo plano; un dispositivo para estimar un valor de referencia (P_{fatj}) para cada una de las otras vistas de proyección I_j utilizando una ecuación de estimación del valor de referencia que es una función del valor de referencia (P_{fato}) y el grosor (Z_j) del tejido mamario; un dispositivo para utilizar el valor de referencia (P_{fatj}) estimado para cada vista con el fin de obtener un volumen respectivo de tejido fibroglandular (V_j) para la vista de proyección, y un dispositivo para ajustar el valor de referencia (P_{fatj}) estimado para cada vista de proyección usando una ecuación de diferencia volumétrica,

30 un dispositivo para determinar así el volumen de tejido fibroglandular en la mama humana con una precisión preseleccionada.

Figura 1

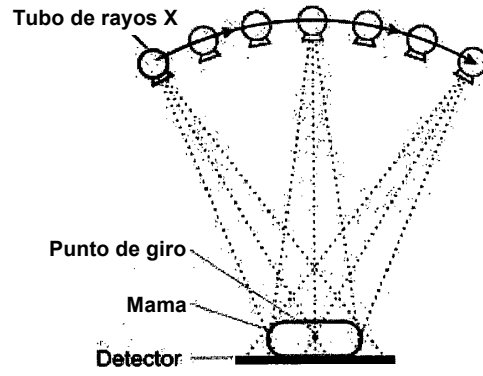


Figura 2

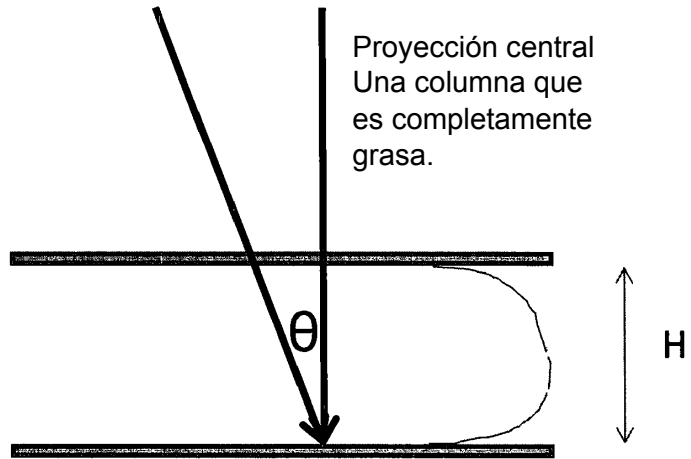


Figura 3

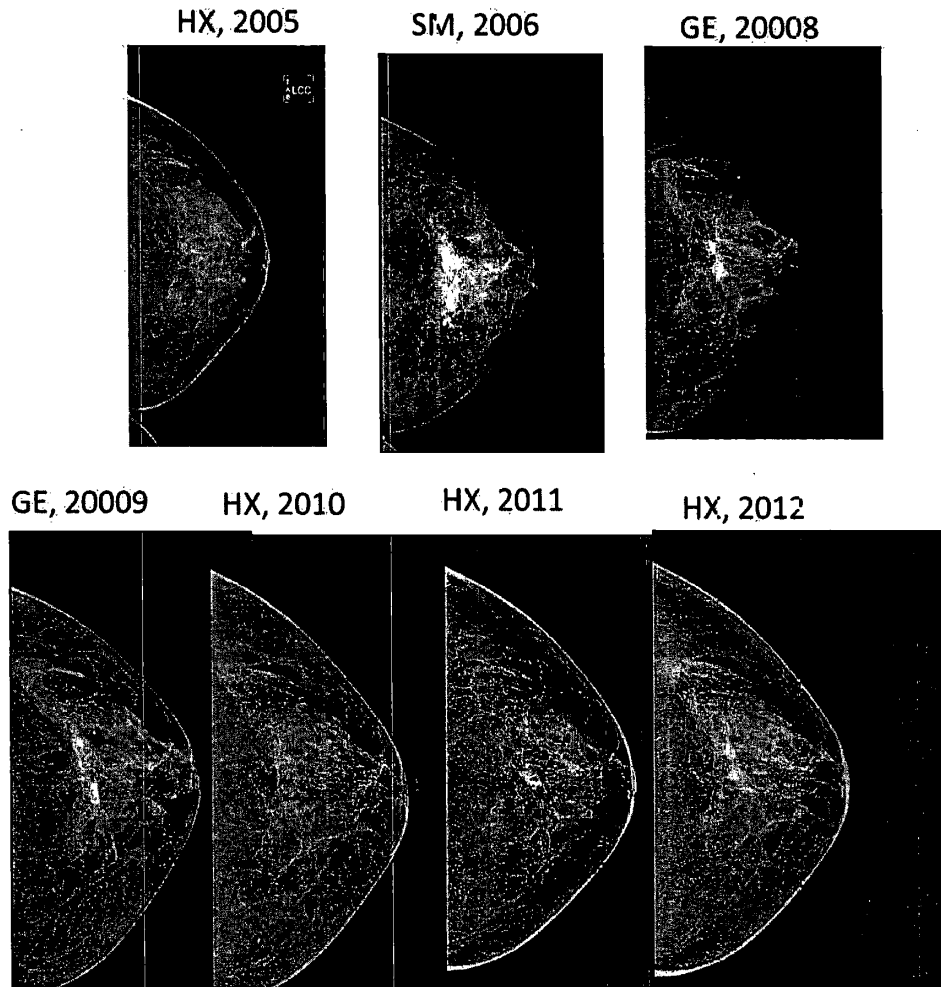


Figura 4

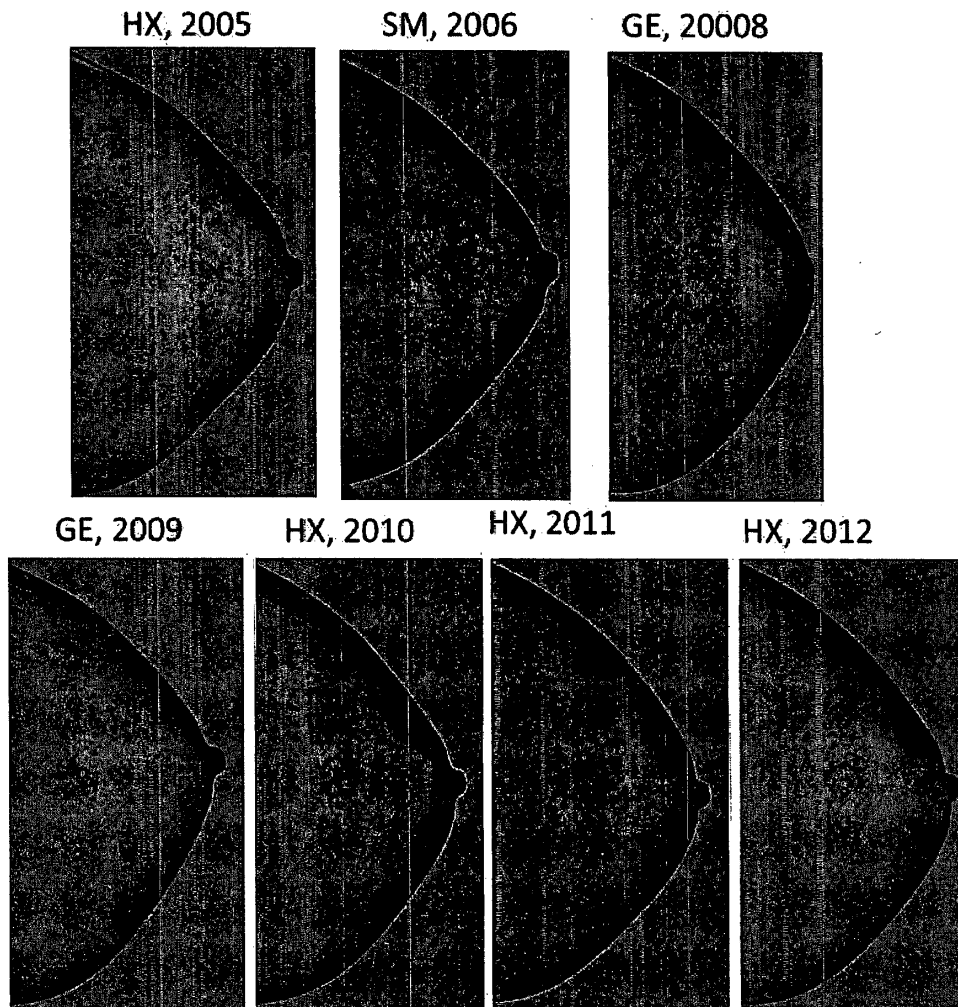


Figura 5

