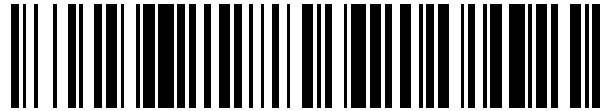


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 706 542**

51 Int. Cl.:

G06T 7/38

(2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.07.2005 PCT/US2005/024257**

87 Fecha y número de publicación internacional: **16.02.2006 WO06017172**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.07.2005 E 05764489 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.10.2018 EP 1779289**

54 Título: **Sistema de diagnóstico para mamografía multimodal**

30 Prioridad:

09.07.2004 US 586669 P

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

29.03.2019

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**SURI, JASJIT S.;
JANER, ROMAN;
GUO, YUJUN y
ELBAKRI, IDRIS A.**

74 Agente/Representante:

MARTÍN DE LA CUESTA, Alicia María

ES 2 706 542 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

Sistema de diagnóstico para mamografía multimodal

5 **CAMPO**

Las formas de realización de la presente invención se refieren generalmente a sistemas de diagnóstico para mamografías multimodales, y más específicamente a obtención de imágenes en 3 dimensiones usando una primera modalidad y obtención de imágenes en menos de 3 dimensiones usando una segunda modalidad.

10

ANTECEDENTES

En el campo de la imagen médica, existen varias modalidades disponibles, tales como la imagen por resonancia magnética (IRM) y la tomografía computarizada (TC). La fusión (es decir, el uso combinado) de múltiples modalidades de imagen se ha empleado durante la última década y aún se encuentra en su etapa inicial. La fusión de RM y TC fue la primera, debido en parte a la naturaleza digital de estas modalidades. Debido a que los enfoques convencionales hacia la fusión de la RM y la TC suelen utilizar todo el volumen de la mama para el procesamiento, los algoritmos combinados asociados son intensivos computacionalmente. Como tales, los enfoques de fusión convencionales a menudo no son prácticos en la cirugía guiada por imágenes y en las aplicaciones de obtención de imágenes de mama en tiempo real.

La **Figura 1** y la **Figura 2** muestran un ejemplo de un enfoque convencional de las modalidades de imágenes médicas combinadas, según lo divulgado por General Electric Company. El sistema genera cortes volumétricos de rayos X 3D utilizando el principio de tomosíntesis 3D (Wu et al.). Una segunda fase consiste en la exploración por ultrasonidos (US) 3D usando un transductor de US, que se utiliza para explorar en la parte superior de una lámina de plástico. La salida incluye múltiples cortes por ultrasonidos 3D. El documento US 6 421 454 B1 divulga una detección asistida por correlacionador óptico de calcificaciones para biopsia de mama. La imagen ultrasonográfica de pequeñas calcificaciones distribuidas en el tejido mamario humano se potencia correlacionando un conjunto de datos ultrasonográficos con una imagen radiográfica de la misma región de interés. Un grupo de pequeñas calcificaciones se distingue del ruido moteado por la correlación cruzada, que es bastante sensible a la coincidencia de un patrón de objetivos pequeños distribuidos en las imágenes ultrasonográficas y radiográficas, a pesar de la presencia de ruido aleatorio.

35 **RESUMEN**

Un método para SU uso en imágenes médicas de acuerdo con la reivindicación 1.

Un aparato para su uso en imágenes médicas de acuerdo con la reivindicación 17.

40 **BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS**

Las Figuras 1 y 2 ilustran sistemas de imagen convencionales que combinan modalidades de imagen;
 la Figura 3 ilustra un proceso ejemplar para obtención de imágenes de mama con imagen combinada de US y rayos X, de acuerdo con una forma de realización de la presente invención;
 45 la Figura 4 ilustra imágenes ejemplares transmitidas desde la fase del transductor de US de acuerdo con una forma de realización;
 la Figura 5 ilustra un sistema ejemplar en el que la adquisición de datos de imagen se puede realizar de acuerdo con una forma de realización;
 la Figura 6 ilustra la generación ejemplar de imágenes de proyección 2D dados los cortes por ultrasonidos 3D del volumen de la mama;
 50 la Figura 7 muestra una forma de realización ejemplar de un sistema para la exploración de lesiones mamarias;
 la Figura 8 muestra detalles funcionales ejemplares del procedimiento de adquisición de imágenes de acuerdo con una forma de realización;
 la Figura 9 muestra una forma de realización ejemplar de un sistema de diagnóstico fusionado;
 55 la Figura 10 muestra una forma de realización ejemplar de un sistema de fusión de imágenes;
 la Figura 11 muestra una forma de realización ejemplar de un sistema de proyección por ultrasonidos (US);
 la Figura 12 muestra detalles funcionales ejemplares del sistema de proyección 3D a 2D;

la Figura 13 muestra una forma de forma de realización ejemplar de un sistema de proyección 2D;
 la Figura 14 es una vista ilustrativa de la interpolación por US 3D de acuerdo con una forma de forma de realización;
 la Figura 15 muestra un sistema de fusión 2D ejemplar de acuerdo con una forma de forma de realización;
 la Figura 16 ilustra una forma de forma de realización de un sistema de segmentación por US;
 la Figura 17 muestra un sistema de segmentación de rayos X de acuerdo con una forma de forma de realización particular;
 la Figura 18 ilustra una forma de forma de realización ejemplar de un sistema de registro en color 2D rápido;
 la Figura 19 ilustra un sistema de registro de acuerdo con una forma de forma de realización; y
 la Figura 20 muestra un sistema de diagnóstico informático ejemplar.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

Se proporcionan formas de realización de un sistema para detectar con precisión lesiones en volúmenes de mama. De acuerdo con diversas formas de realización, un volumen por ultrasonidos (US) se fusiona con imágenes de proyección por rayos X. Dicha fusión se puede realizar en un sistema en el que la exploración por rayos X se realiza primero utilizando un sistema fusionado o multimodal seguido de una exploración por ultrasonidos. La exploración por rayos X produce una imagen de proyección, mientras que la exploración por ultrasonidos produce cortes de ultrasonidos 3D.

De acuerdo con una forma de forma de realización particular, el sistema primero calcula la imagen de proyección por US, dado el volumen por ultrasonidos 3D. Esta técnica de proyección puede emplear un enfoque de entorno para calcular la proyección de imagen por ultrasonidos 2D. La imagen de proyección por US se segmenta entonces basándose en un enfoque de ajuste de superficie. La imagen de rayos X se mejora utilizando una combinación de morfología matemática de escala de grises y características de procesamiento de señales del sistema. La imagen de rayos X se segmenta entonces para obtener lesiones. El sistema de segmentación se implementa mediante la compartimentación de los píxeles borrosos en un compartimiento correspondiente. Las imágenes de dos segmentos se registran entonces para fines de diagnóstico. Las funciones anteriores se pueden implementar en un marco de resolución múltiple.

Las formas de realización de la presente invención proporcionan la extracción de información de diagnóstico. Las formas de realización de los sistemas incluyen la exploración por mamografía y sistemas de diagnóstico. De acuerdo con estas formas de realización, la mama de la paciente puede examinarse fusionando los ultrasonidos con sistemas de rayos X. Como tal, estas formas de realización fusionan modalidades de imagen para la extracción de información de diagnóstico.

Algunas formas de realización proporcionan la adquisición de imágenes multimodal. De acuerdo con estas formas de realización, el sistema de diagnóstico combina sistemas multimodales, en los que una modalidad extrae datos de imagen en 3 dimensiones y una segunda modalidad extrae datos de imagen en 2 dimensiones.

Algunas formas de realización proporcionan la extracción de volúmenes 3D. De acuerdo con estas formas de realización, el sistema de diagnóstico puede recopilar las propiedades del tejido mamario en 3D y las propiedades de atenuación del tejido en 2D. De manera beneficiosa, el ultrasonido 3D puede usarse para proporcionar una relación espacial completa de las lesiones mamarias existentes. El sistema puede aprovechar la relación espacial proyectando las imágenes 2D del volumen por ultrasonidos 3D.

Algunas formas de realización incluyen un sistema de diagnóstico que realiza un proceso de dos fases. La primera fase consiste en la extracción de lesiones usando una técnica de imagen de proyección por ultrasonidos. La fase de extracción de lesiones en imágenes de rayos X también se realiza utilizando las propiedades de atenuación de rayos X. La segunda fase consiste en registrar los volúmenes generados de la primera fase.

De acuerdo con diversas formas de realización, el registro de volumen se basa en una medida de similitud cuando una imagen se calcula utilizando la proyección de volumen 3D, mientras que la otra imagen es una proyección plana. Como tal, la fase de registro utiliza imágenes de diferentes marcos, lo que hace que la fase de registro sea fuerte. El método puede usar una estrategia basada en información mutua. En algunas formas de realización, el registro se realiza en el marco de resolución múltiple. Como tal, la convergencia se puede realizar de manera rápida y precisa.

En algunas formas de realización, la extracción de lesiones se realiza en una primera modalidad, tal como

ultrasonidos, dentro de un marco multimodal. De acuerdo con estas formas de realización, el proceso utiliza las propiedades tisulares de reflexión para segmentar las lesiones y calcula una topología de las características superficiales usando las características de ruido de las imágenes.

5 De acuerdo con algunas formas de realización, el ruido se calcula encontrando el error entre la superficie observada y una superficie ajustada. El ajuste se realiza en una ventana adyacente. Se supone una superficie cuadrática con una superficie de segundo orden, que puede mejorar las características de ruido. El ajuste se realiza mediante el cálculo de los coeficientes y en la metodología iterativa. La superficie estimada se calcula entonces usando los coeficientes ajustados. El ruido se calcula entonces calculando el error entre la superficie ajustada y la superficie
10 observada en una ventana determinada.

Algunas formas de realización incluyen un proceso de extracción de lesión que usa una segunda modalidad. En estas formas de realización, se generan proyecciones de rayos X y se usan las propiedades de atenuación del sistema para extraer las lesiones. El ruido en el sistema de rayos X se elimina utilizando la topología 3D de las
15 características de ruido en el sistema. Este proceso de extracción de lesiones se puede implementar en un marco de morfología matemática de escala de grises.

Diversas formas de realización proporcionan la mejora de las modalidades. Por ejemplo, la mejora de los rayos X se puede realizar en función de la transformada impredecible "miss-hit" de la morfología matemática en escala de
20 grises.

Algunas formas de realización permiten la compartimentación de datos obtenidos usando una modalidad. El proceso de extracción de lesiones en una segunda modalidad (por ejemplo, proyección por rayos X) se puede realizar colocando píxeles asociados con lesiones en un compartimento de lesiones y colocando píxeles asociados sin
25 lesiones en un compartimento sin lesiones. El sistema tiene la capacidad de colocar correctamente los píxeles cerca o en el límite en el compartimento correcto.

En algunas formas de realización, el sistema de diagnóstico proporciona preparación de datos. En estas formas de realización, el sistema de diagnóstico de la fase II incluye calcular primero las imágenes binarias de los sistemas de
30 segmentación anteriores en la fase I. Estas imágenes binarias se buscan entonces por regiones de lesión. Las regiones buscadas se combinan después para fines de diagnóstico basándose en la medida más cercana de similitud.

Los sistemas y métodos descritos en el presente documento pueden generalizarse a numerosas modalidades. De acuerdo con algunas formas de realización, un sistema de diagnóstico de fusión basado en software adquiere datos
35 de imagen en 3D utilizando una modalidad y otra modalidad adquiere una proyección 2D. El sistema de fusión se puede extender fácilmente a cualquier metodología 3D, tal como, pero sin limitación, IRM o TC.

Algunas formas de realización proporcionan la fusión de diagnóstico de modalidades. El registro se puede basar en
40 una medida de similitud cuando una imagen se calcula utilizando la proyección de volumen 3D, mientras que la otra imagen se calcula utilizando proyección plana. Debido a que el proceso de registro puede usar imágenes procedentes de diferentes marcos, el registro es muy sólido. De acuerdo con diversas formas de realización, el método utiliza una estrategia basada en información mutua.

45 Algunas formas de realización incluyen sistemas de diagnóstico que proporcionan resolución múltiple utilizando mamografía fusionada. El registro de volumen se puede hacer en el marco de resolución múltiple para facilitar la convergencia rápida y precisa.

De acuerdo con algunas formas de realización, la fusión de volúmenes 3D con imágenes de proyección 2D se puede
50 emplear en obtención de imágenes de mama. Algunas técnicas combinan imágenes de proyección por rayos X e imágenes por ultrasonidos (US) 3D. Estas técnicas pueden emplear ultrasonido portátil y una máquina de rayos X. Para facilitar la capacidad de diagnóstico de dichas técnicas de obtención de imágenes de mama, primero se computa una imagen de proyección por ultrasonidos a partir de un ultrasonido 3D adquirido usando transductor por US personalizado. La imagen de proyección por US se puede calcular utilizando el algoritmo de proyección de haz
55 de abanico como se utiliza en la tomografía computarizada en 3D (TC). La imagen de proyección de rayos X se obtiene usando una máquina de escaneo, tal como la máquina SenoScan® de Fischer Imaging Corporation.

La Figura 3 ilustra un proceso ejemplar para obtención de imágenes de mama con imágenes combinadas por US y rayos X. El proceso incluye dos fases. La primera fase emplea un sistema de exploración por rayos X, que utiliza

imágenes de proyección de rayos X 2D (como se muestra en la elipse en la Figura 3). La segunda fase implica la exploración por ultrasonidos 3D, en la que la exploración por ultrasonidos se realiza utilizando el transductor de ultrasonidos moviendo el transductor debajo de la lámina de Mylar. La salida incluye cortes en tres direcciones ortogonales: sagital, coronal y transversal. Las imágenes ejemplares transmitidas a partir de fase del transductor de 5 US se muestran en la Figura 4.

La Figura 5 muestra un sistema ejemplar en el que la adquisición de datos de imagen se puede realizar de acuerdo con una forma de forma de realización. Esta forma de forma de realización particular incluye una relación ejemplar entre los sistemas de modalidad médica fusionados. La mama a explorar se coloca entre el soporte mamario plano y 10 la paleta mamaria. Los haces de rayos X penetran en el seno de la paciente y las propiedades de atenuación se capturan en el detector digital. La imagen se puede reconstruir utilizando el principio del detector digital. En el mismo sistema, se reconstruyen los cortes mamarios por ultrasonidos 3D.

La Figura 6 ilustra la generación ejemplar de imágenes de proyección 2D dados los cortes por ultrasonidos 3D del 15 volumen de la mama. El transductor de ultrasonidos se mueve en la dirección de exploración generando los cortes de ultrasonidos del volumen de la mama. También se muestra el plano del detector de rayos X debajo de los cortes por ultrasonidos 3D.

La **Figura 7** muestra una forma de forma de realización ejemplar de un sistema para la exploración de lesiones 20 mamarias. El sistema consiste en dos fases: Sistema de adquisición de datos multimodal y sistema de diagnóstico. El sistema de adquisición de datos ayuda a adquirir las imágenes de rayos X de proyección 2D y los cortes 3D de la mama usando el procedimiento de exploración 3D. La segunda fase es el sistema de diagnóstico donde las dos modalidades se fusionan basándose en las imágenes adquiridas durante el proceso de exploración.

25 La **Figura 8** muestra detalles funcionales ejemplares del procedimiento de adquisición de imágenes de acuerdo con una forma de forma de realización. El procedimiento incluye dos fases principales: Exploración por rayos X y exploración por US. El sistema de exploración por rayos X acepta como parámetros de rayos X de entrada, tales como los parámetros de resolución de rayos X y los parámetros de velocidad de rayos X. La segunda fase incluye exploración por ultrasonidos, en la que se adquieren los cortes por ultrasonido 3D de la mama. Se ha detener en 30 cuenta que en las formas de realización del sistema de adquisición, si bien ambas fases de exploración podrían realizarse simultáneamente, esto no es necesario. Como tal, la exploración por rayos X y la exploración por US se pueden realizar en paralelo o en serie. Sin embargo, en algunas formas de realización, los componentes eléctricos y mecánicos del sistema de exploración por rayos X y el sistema de exploración por US se pueden acoplar en un sistema integrado de exploración mamaria, clasificado como un sistema de mamografía.

35 La Figura 9 muestra una forma de forma de realización ejemplar de un sistema de diagnóstico fusionado. La entrada incluye la imagen de rayos X y el volumen de ultrasonidos del sistema de adquisición de imágenes (**Figura 8**). La imagen de rayos X y el volumen de US se fusionan en el sistema de fusión de imágenes, y la imagen fusionada se envía a un sistema rápido de visualización 2D y medición, en el que se generan imágenes por rayos X y ultrasonidos 40 fusionadas y mediciones.

La **Figura 10** muestra una forma de forma de realización ejemplar de un sistema de fusión de imágenes. El volumen de US primero pasa a través del sistema de proyección por US, donde se proyecta en una imagen de US 2D. Después, la imagen de proyección por US 2D se fusiona con una imagen de rayos X mediante un sistema de fusión 45 2D, y se produce una imagen de fusión 2D.

La **Figura 11** muestra una forma de forma de realización ejemplar de un sistema de proyección por ultrasonidos (US). En esta forma de forma de realización, un volumen de US 3D se proyecta en una imagen de proyección por 50 US 2D, a través de un sistema de proyección 3D a 2D.

La **Figura 12** muestra detalles funcionales ejemplares del sistema de proyección 3D a 2D. Dada la geometría de los rayos X que cortará a través del volumen de US 3D, el sistema de proyección 2D crea una imagen de proyección por 55 US 2D en el plano de imagen de US 2D. La imagen de proyección de US 2D se crea después de la interpolación de imagen 2D.

La **Figura 13** muestra una forma de realización ejemplar de un sistema de proyección 2D. La geometría de rayos X incluye la posición de la fuente de rayos X, la altura de la fuente, el intervalo de exploración del volumen y el ángulo entre los haces en abanico. Con estos parámetros y el volumen de US 3D, se calculan una serie de planos de haz en abanico. Los planos calculados cortarán el volumen mamario. Se calculan los puntos de intersección de todas las

líneas de haz en abanico en los planos y el volumen. Después, se puede calcular el punto de proyección para cada línea, y todas las proyecciones forman la imagen de proyección. Después de la interpolación de imagen, la imagen de proyección de US 2D es el resultado.

5 La **Figura 14** es una vista ilustrativa de la interpolación por US 3D de acuerdo con una forma de realización. El volumen de vóxel de US no es necesariamente un cubo. La interpolación se puede utilizar para determinar un valor de vóxel asociado con cada cubo.

10 La **Figura 15** muestra un sistema de fusión 2D ejemplar de acuerdo con una forma de realización. La imagen de rayos X y la imagen de proyección por US 2D (como se muestra en la **Figura 13**) pasan a través del sistema de segmentación de rayos X y el sistema de segmentación de US respectivamente, y las imágenes de segmentación resultantes son la entrada del sistema rápido de registro en color 2D. La imagen registrada en color 2D del sistema de registro se transforma entonces en una imagen fusionada de diagnóstico a través del sistema de diagnóstico informático.

15 La **Figura 16** ilustra una forma de realización de un sistema de segmentación por US. En primer lugar se extrae una ROI (región de interés) de la imagen de proyección por US 2D. Después, diferentes regiones pasarán por un cálculo, ruido o cálculo de señal diferentes, para cada píxel de la región. La relación señal-ruido (SNR) se puede calcular en cada posición de píxel. Después de establecer el umbral de la imagen SNR, se crea la imagen binaria segmentada.

20 La **Figura 17** muestra un sistema de segmentación de rayos X de acuerdo con una forma de realización particular. La ROI también se extrae en la imagen de rayos X. El método de segmentación estadística se aplica a la ROI extraída con lesión, y se genera la imagen binaria segmentada.

25 La **Figura 18** ilustra una forma de realización ejemplar de un sistema de registro en color 2D rápido. La imagen binaria de rayos X segmentada y la imagen binaria de US se registran por un sistema de registro basado en información mutua, y se produce una imagen registrada en color 2D.

30 La **Figura 19** ilustra un sistema de registro de acuerdo con una forma de realización. Dadas dos imágenes de entrada, una se toma como una imagen de referencia, la otra como una imagen flotante. El objetivo es encontrar la transformación óptima, que maximizará la medida de similitud entre la imagen flotante transformada y la imagen de referencia. Después de la iteración, se obtienen los parámetros de transformación. Esos parámetros se aplican a la imagen flotante y se superponen sobre la imagen de referencia, utilizando diferentes colores. Se genera la imagen registrada en color.

35 La **Figura 20** muestra un sistema de diagnóstico informático ejemplar. Las lesiones calculadas a partir de la imagen de rayos X y la imagen de US se comparan con la imagen de lesión de verdad terreno y, a continuación, se calculan los errores entre las mismas respectivamente. El resultado de la comparación de errores se aplica a la imagen fusionada, y se obtiene una imagen de diagnóstico fusionada.

40 Se pueden hacer diversas modificaciones y adiciones a las formas de realización ejemplares analizadas sin apartarse del alcance de la presente invención. Por ejemplo, aunque las formas de realización descritas anteriormente se refieren a características particulares, el alcance de esta invención también incluye formas de realización que tienen diferentes combinaciones de características y formas de realización que no incluyen todas las características descritas. Por consiguiente, el alcance de la presente invención pretende incluir todas estas alternativas, modificaciones y variaciones que están dentro del alcance de las reivindicaciones, junto con las equivalencias de las mismas.

REIVINDICACIONES

1. Un método para su uso en imágenes médicas, que comprende las etapas de:
 - 5 adquirir la primera información de imagen volumétrica de una región de interés, proporcionando dicha primera información de imagen datos que se correlacionan con tres dimensiones espaciales de un marco de referencia que incluye dicha región de interés;
 - adquirir una segunda información de imagen de proyección de dicha región de interés, proporcionando dicha segunda información de imagen datos que están correlacionados con dicho marco de referencia pero
 - 10 que carece de información con respecto al menos a una de dichas dimensiones espaciales; y
 - procesar dicha primera información de imagen y dicha segunda información de imagen de manera que dicha primera información de imagen se registra con dicha segunda información de imagen con respecto a
 - dichas tres dimensiones espaciales de dicho marco de referencia,
 - en el que dicho procesamiento comprende derivar información de imagen de proyección bidimensional a
 - 15 partir de dicha primera información de imagen,
 - y en el que dicho procesamiento comprende además segmentar dicha información de imagen bidimensional derivada utilizando un valor umbral para distinguir las primeras porciones de dicha información de imagen bidimensional que tiene un valor de diagnóstico potencial a partir de las segundas porciones caracterizadas como ruido reflectante.
- 20 2. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho procesamiento comprende mejorar dicha segunda información de imagen utilizando una topología tridimensional de las características de ruido asociadas con la segunda información de proyección para eliminar el ruido de la misma.
- 25 3. El método de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en el que el procesamiento comprende segmentar dicha segunda información de imagen para formar imágenes de una ubicación dentro de dicha región de interés.
4. El método de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la segmentación de dicha segunda información de imagen comprende:
 - 30 obtener dicha segunda información de imagen en relación con un número de píxeles;
 - establecer compartimentos espaciales correlacionados con dichos píxeles; y compartimentar dicha segunda información de imagen en relación con dichos compartimentos espaciales.
- 35 5. El método de acuerdo con la reivindicación 4, en el que dichos compartimentos espaciales comprenden unos primeros compartimentos de un primer tamaño y segundos compartimentos de un segundo tamaño donde dichos primeros compartimentos y dichos segundos compartimentos corresponden a una misma región espacial, permitiendo de este modo diferentes resoluciones de imagen.
- 40 6. El método de acuerdo con la reivindicación 3, en el que dicha segunda información de imagen está segmentada para identificar características de interés, y en el que el procesamiento implica además registrar espacialmente la primera información de imagen segmentada y dicha segunda información de imagen segmentada, en el que dicha primera información de imagen segmentada se obtiene segmentando dicha información de imagen bidimensional derivada.
- 45 7. El método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicha primera información de imagen se genera usando una primera modalidad de imagen y dicha segunda información de imagen se genera utilizando una segunda modalidad de imagen diferente a dicha primera modalidad de imagen.
- 50 8. El método de acuerdo con la reivindicación 7, en el que dicha primera modalidad de imagen es una de ultrasonido (US), imagen de resonancia magnética (IRM) o tomografía computarizada (TC).
9. El método de acuerdo con la reivindicación 7 u 8, en el que dicha segunda modalidad de imagen es una tecnología de proyección que implica la transmisión de una señal relativa a la región de interés y la detección de
- 55 la señal en una superficie de detección para obtener dicha información de imagen de proyección.
10. El método de acuerdo con la reivindicación 9, en el que dicha primera modalidad de imagen es ultrasonido (US) y dicha segunda información de imagen carece de información con respecto a una ubicación de una característica de dicha ubicación de interés en relación con un eje de transmisión de dicha señal.

11. El método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 7-10, en el que dicha segunda modalidad de imagen es rayos X.
- 5 12. El método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 7-11, que comprende además generar una imagen compuesta que muestra la primera información procesada correspondiente a dicha primera modalidad y la segunda información procesada correspondiente a dicha segunda modalidad.
13. El método de acuerdo con la reivindicación 12, en el que dicha primera información procesada y dicha
10 segunda información procesada se presentan en dicha imagen compuesta para permitir la discriminación visual entre las mismas.
14. El método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicha región de
15 interés es dentro de la mama de una paciente.
15. El método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicha primera información de imagen y dicha segunda información de imagen se obtienen mediante un sistema multimodal, teniendo la primera información de imagen y la segunda información de imagen una relación de posición que se conoce con respecto al menos a una de dichas tres dimensiones.
- 20 16. El método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicha información de imagen volumétrica comprende información compuesta agregada a partir de imágenes de una serie de columnas, y dicha derivación comprende:
- 25 establecer una serie de ejes de proyección asociados con dicha segunda información de imagen de proyección;
para cada dicho eje de proyección, identificar puntos de intersección de dicho eje con las periferias de dichos volúmenes; y
30 usar dichos puntos de intersección para definir dicha información de imagen de proyección bidimensional derivada.
17. Un aparato para su uso en imágenes médicas, que comprende:
- 35 un primer sistema de imagen para adquirir la primera información de imagen volumétrica de una región de interés, proporcionando dicha primera información de imagen datos que se correlacionan con tres dimensiones espaciales de un marco de referencia que incluye dicha región de interés;
un segundo sistema de imagen de proyección para adquirir una segunda información de imagen de proyección de dicha región de interés, proporcionando dicha segunda información de imagen datos que están correlacionados con dicho marco de referencia pero que carece de información con respecto al
40 menos a una de dichas dimensiones espaciales; y
un procesador para procesar dicha primera información de imagen y dicha segunda información de imagen de manera que dicha primera información de imagen se registra con dicha segunda información de imagen con respecto a dichas tres dimensiones espaciales de dicho marco de referencia,
45 en el que el aparato está configurado para realizar el método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-16.

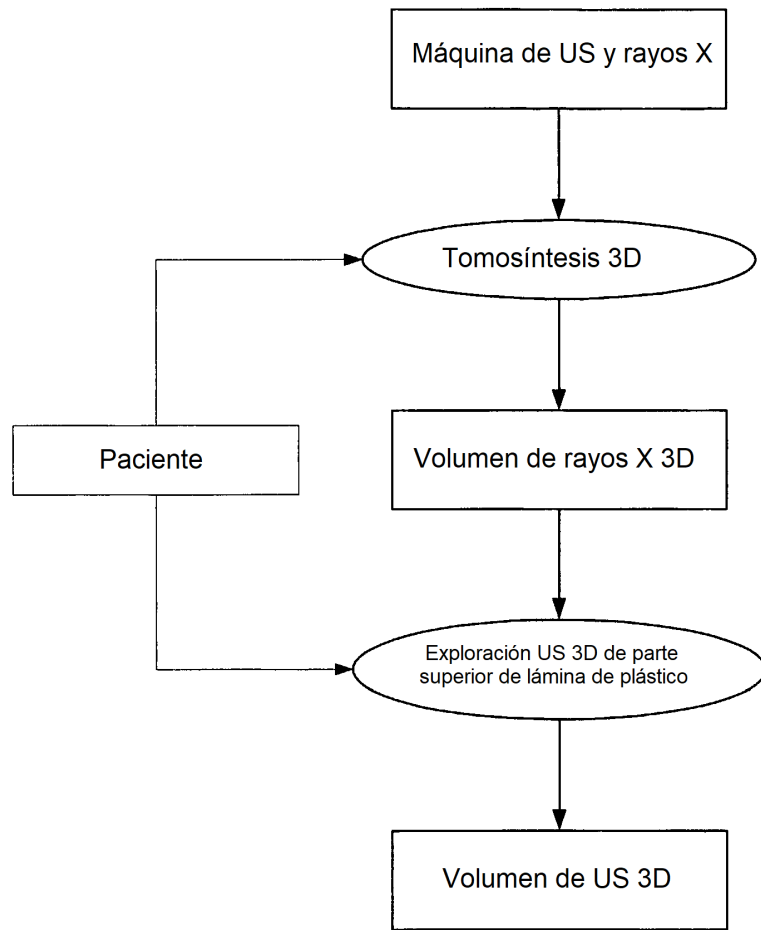


FIG.1

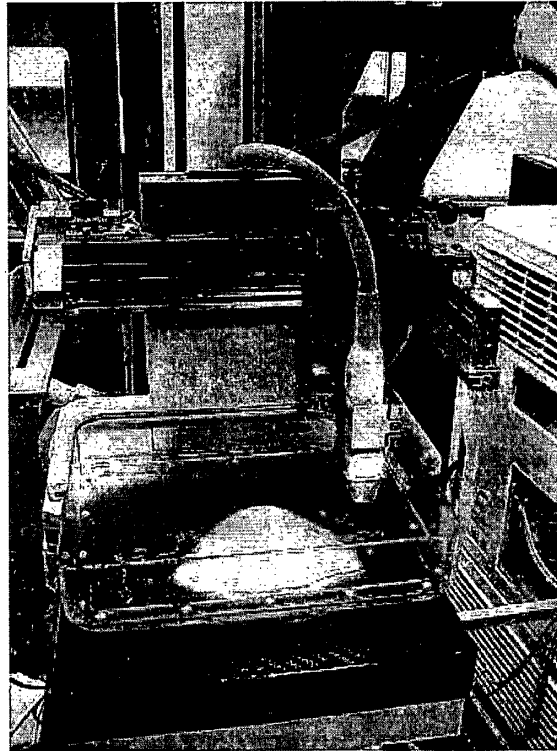


FIG.2

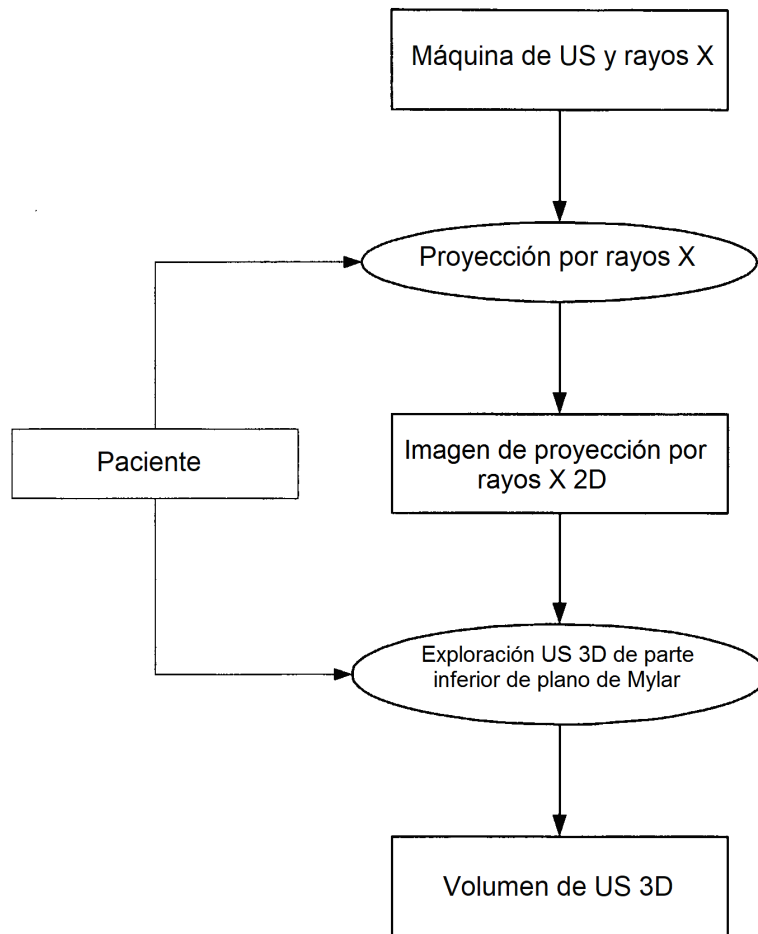


FIG.3

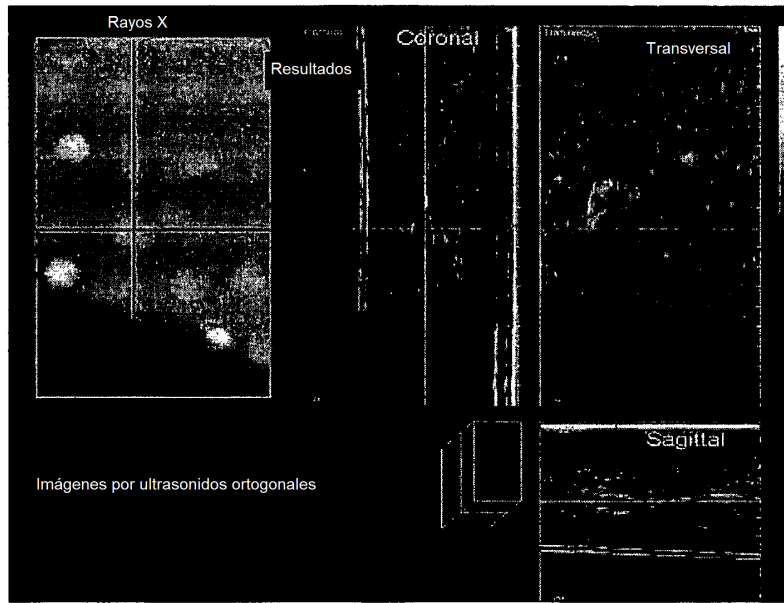


FIG.4

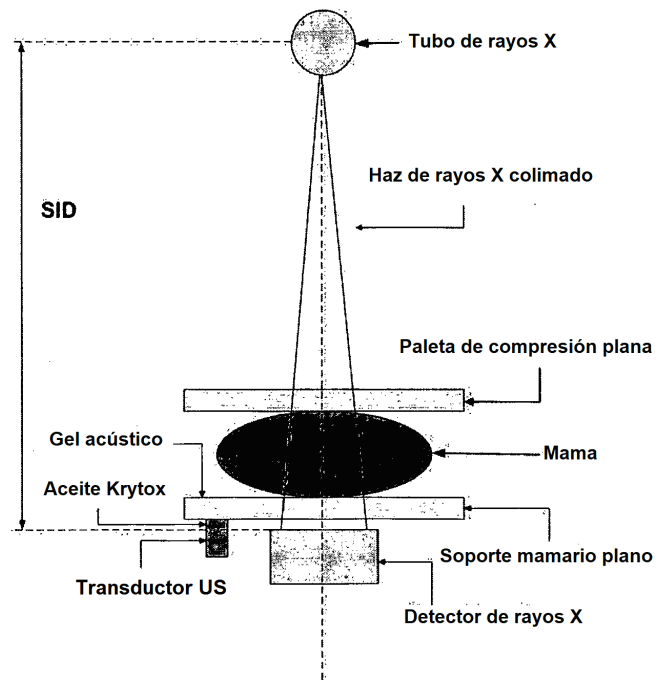


FIG.5

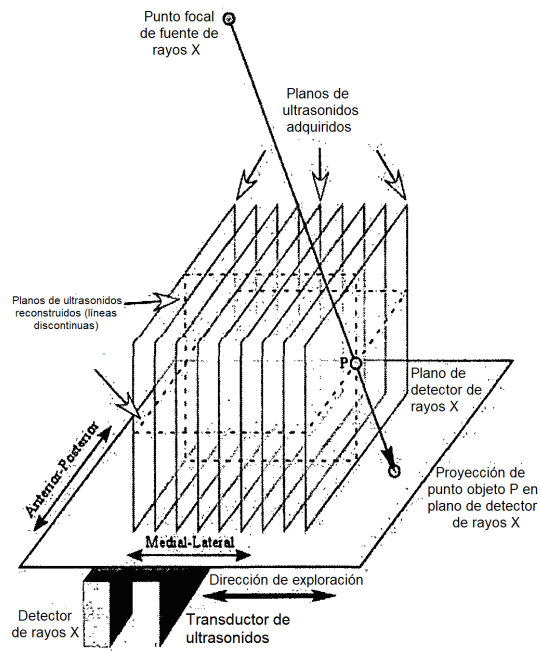


FIG.6

Sistema principal

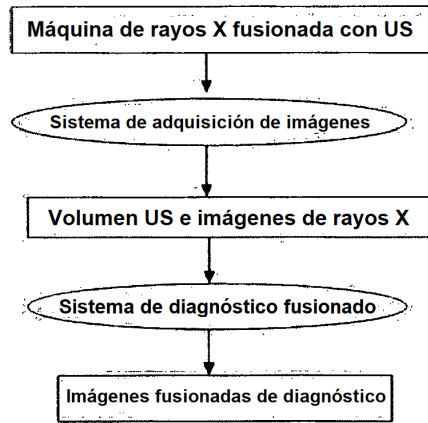


FIG.7

Sistema de adquisición de imágenes

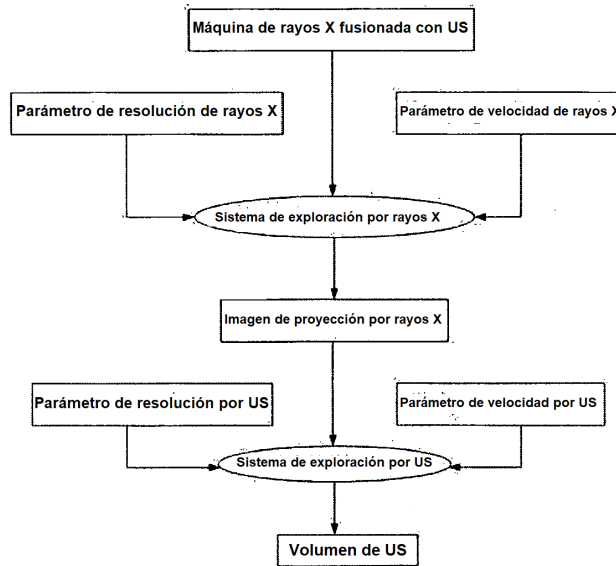


FIG.8

Sistema de diagnóstico fusionado

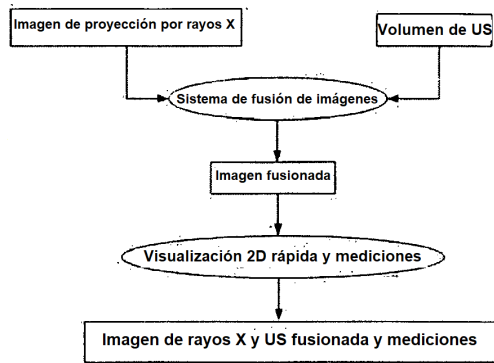


FIG.9

Sistema de fusión de imagen

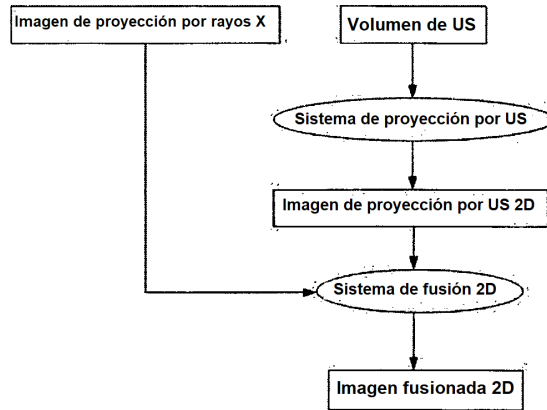


FIG.10

Sistema de proyección por US

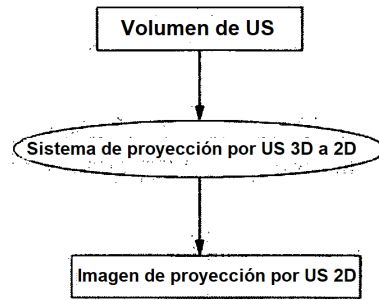


FIG.11

Sistema de proyección por US 3D a 2D

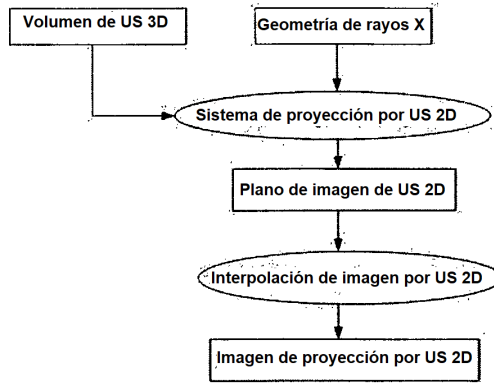


FIG.12

Sistema de proyección por US 2D

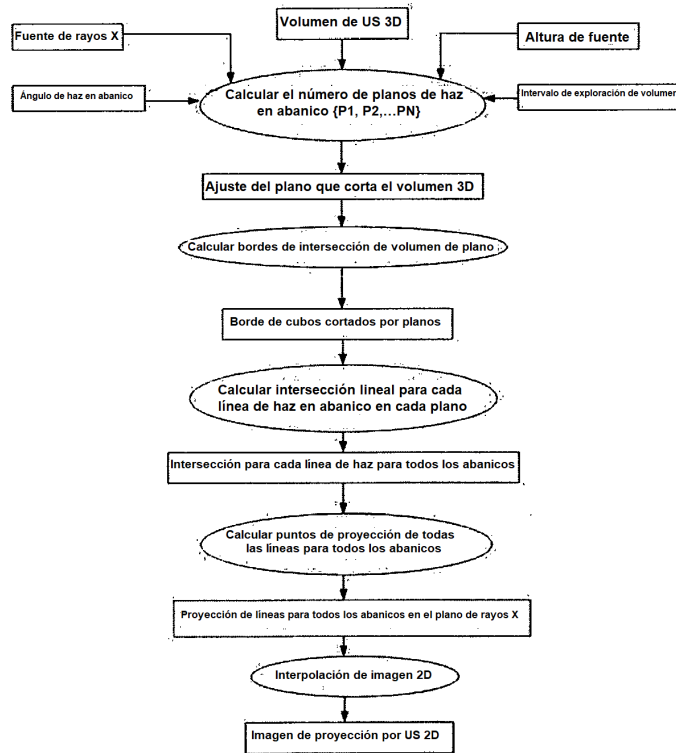


FIG.13

Interpolación por US 3D

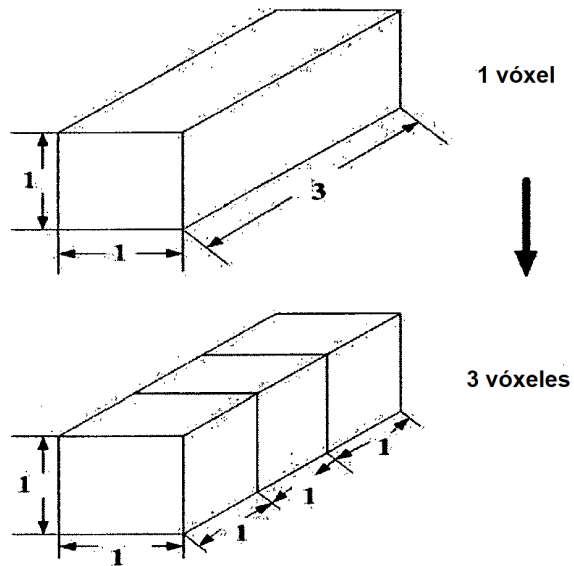


FIG.14

Sistema de fusión 2D

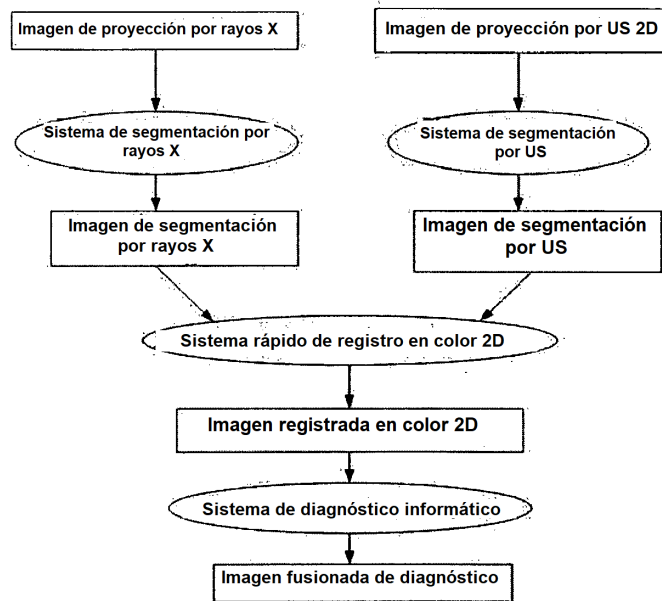


FIG.15

Sistema de segmentación por US

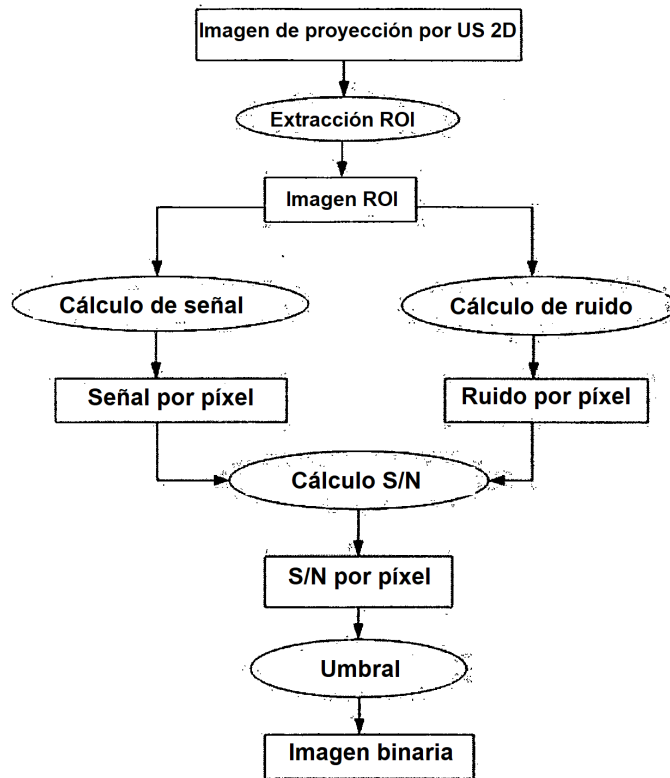


FIG.16

Sistema de segmentación por rayos X

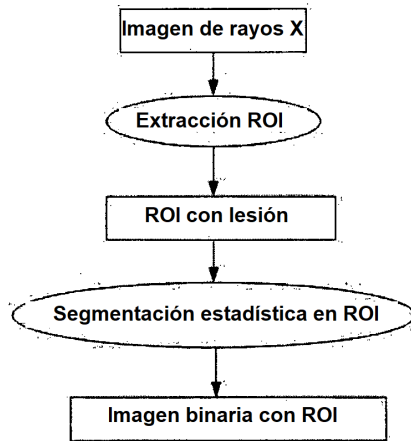


FIG.17

Sistema rápido de registro en color 2D

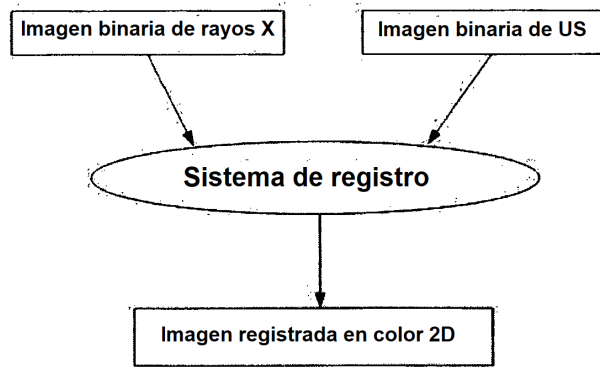


FIG.18

Sistema de registro

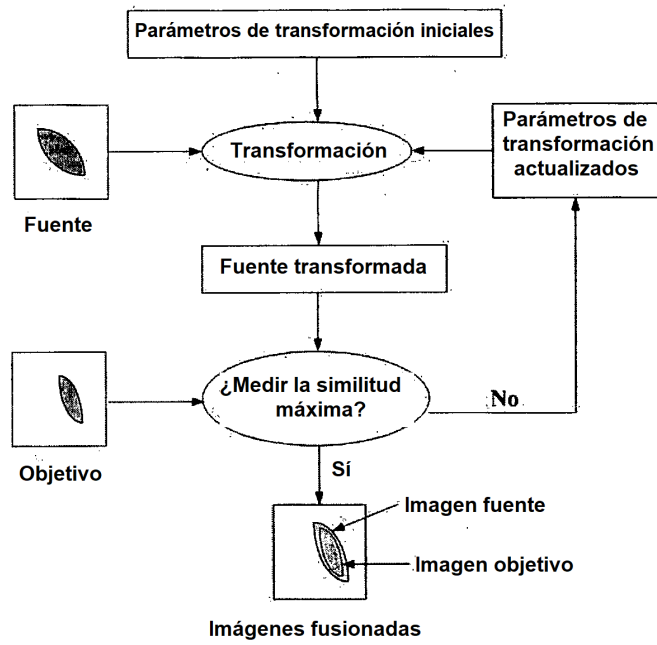


FIG.19

Sistema de diagnóstico informático

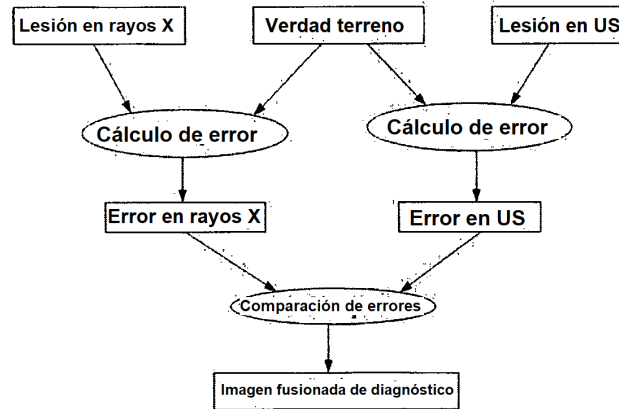


FIG.20