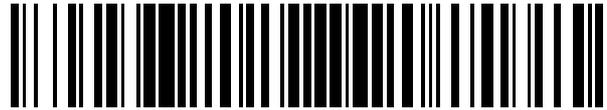


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 550 532**

21 Número de solicitud: 201430673

51 Int. Cl.:

G06K 9/46 (2006.01)
G06T 7/00 (2006.01)
G06T 5/00 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:
08.05.2014

43 Fecha de publicación de la solicitud:
10.11.2015

71 Solicitantes:
**UNIVERSIDAD DE VALLADOLID (100.0%)
CTT-OTRI. Casa del Estudiante, C/ Real de
Burgos, s/nº
47001 Valladolid ES**

72 Inventor/es:
**VEGAS SÁNCHEZ-FERRERO, Gonzalo;
AJA FERNÁNDEZ, Santiago;
MARTÍN FERNÁNDEZ, Marcos y
ALBEROLA LÓPEZ, Carlos**

74 Agente/Representante:
UNGRÍA LÓPEZ, Javier

54 Título: **Método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas 2D, 3D y 3D+t**

57 Resumen:

Método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas 2D, 3D y 3D+t.

El método objeto de la invención comprende recibir una imagen ultrasónica, caracterizar estadísticamente el patrón de speckle de la imagen ultrasónica recibida mediante un modelo de mezclas de distribuciones probabilísticas, seleccionar un área de interés de la imagen ultrasónica e identificar estructuras de interés del área seleccionada, calcular la probabilidad de pertenencia de cada pixel de la imagen para cada componente de la mezcla de distribuciones, realizar un filtrado selectivo con preservación de la información de interés caracterizada en la región seleccionada por medio de la minimización de una función de riesgo que contempla el cálculo de medias condicionadas de componentes de las mezclas de distribuciones, y realzar selectivamente la imagen filtrada.

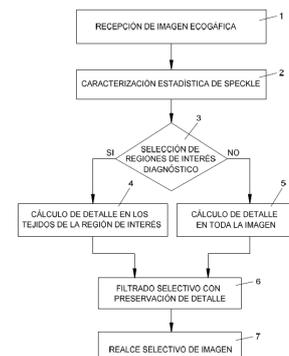


FIG. 1

DESCRIPCIÓN

Método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas 2D, 3D y 3D+t

5

OBJETO DE LA INVENCION

La presente invención se refiere a un método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas 2D, 3D y 3D+t, donde el filtrado y realce de la imagen ultrasónica recibida se realiza minimizando el riesgo Bayesiano por medio de la caracterización probabilística del patrón de granular de la imagen denominado *speckle*. La caracterización probabilística se puede realizar sobre la totalidad de la imagen recibida o sobre una parte de dicha imagen previamente seleccionada. Esta selección se puede realizar de forma automática o manual. Preferentemente se ha previsto que la imagen ultrasónica sea capturada mediante un ecógrafo, por lo que las imágenes ecográficas capturadas, una vez filtradas y realzadas, pueden ser empleadas con fines exploratorios y diagnósticos.

La presente invención se encuadra en el campo del tratamiento digital de imágenes ultrasónicas. La aplicación de las imágenes tratadas puede tener fines exploratorios, como, por ejemplo, en estructuras constructivas, estructuras geológicas, fondos marinos, etc. Más específicamente, cuando la imagen es capturada por un ecógrafo, se puede aplicar a la instrumentación exploratoria y diagnóstica del sector sanitario.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Las técnicas de visualización de imagen por medio de ultrasonidos (US) son probablemente las más utilizadas con fines exploratorios y diagnósticos. La principal razón de su éxito es su capacidad de proporcionar imágenes de una forma rápida y económica que pueden aportar información valiosa para el diagnóstico clínico. No obstante, los US presentan una textura inherente al proceso de adquisición que puede dificultar y limitar su potencial exploratorio y/o diagnóstico. Éste se denomina comúnmente como patrón de *speckle* de US y es el resultado de la reflexión dispersiva de las ondas acústicas en las superficies u objetos sobre las que se aplican.

El patrón de *speckle* provoca una reducción en el contraste de la imagen de ultrasonidos y la presencia de un ruido espacial en la imagen. No es de extrañar, por tanto, que este patrón sea considerado como un efecto indeseado de esta modalidad, ya que dificulta la

observación de las propiedades estructurales del objeto a estudiar o de las propiedades anatómicas y fisiológicas de los órganos que se desean explorar.

5 La naturaleza del *speckle* surge del fenómeno provocado como la interferencia aleatoria de las ondas acústicas reflejadas por diferentes elementos microscópicos. En el caso de US, el volumen, el número de dispersores eficaces en cada celda de resolución y el proceso de adquisición contribuyen a la formación del ruido de *speckle*.

10 El desarrollo de técnicas de reducción del patrón de *speckle* precisa de un detallado análisis de las señales de eco reflejadas en las estructuras sobre las que se proyectan los US. Debido fundamentalmente al carácter aleatorio del *speckle*, se han propuesto numerosos modelos estadísticos que lo caracterizan. La descripción estadística del *speckle* ha demostrado ser de gran utilidad para la identificación de tejidos y proporciona
15 descriptores para su clasificación diagnóstica. Es precisamente esta característica la que hace que el *speckle*, más allá de un proceso indeseado, sea un importante descriptor en el proceso diagnóstico del personal médico. Dentro de los artículos científicos más relevantes que caracterizan la naturaleza aleatoria del *speckle* conviene destacar los siguientes:

- 20 • M. M. Nillesen, R. G. Lopata, I. H. Gerrits, L. Kapusta, J. M. Thijssen, and C. L. de Korte. Modeling Envelope Statistics of Blood and Myocardium for Segmentation of Echocardiographic Images. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 34(4):674–680, 2008.
- Z. Tao, H. D. Tagare, and J. D. Beaty. Evaluation of Four Probability Distribution
25 Models for Speckle in Clinical Cardiac Ultrasound Images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 25(11):1483–1491, 2006.

30 La reducción del *speckle* en imágenes ultrasónicas ha sido un campo profundamente estudiado en las últimas décadas, dando como resultado un variado número de metodologías. Las más exitosas son aquellas que consideran el patrón de *speckle* desde su origen físico, modelando el patrón a través de los parámetros físicos que los causan. Ejemplos de métodos de reducción del patrón de *speckle* en imágenes ultrasónicas se muestran en los documentos US 8,208,724 B2 y US 2010/0081931 A1.

35 Sin embargo los métodos citados no tienen en cuenta los beneficios de una etapa previa de pre-procesado puesto que pretenden preservar toda la información proveniente de la

sonda de US, aunque sea muy ruidosa, como medida conservadora. De esta manera se asegura que no se pierde información de gran importancia descriptiva o diagnóstica, aunque la presencia del ruido dificulte la inspección anatómica y/o funcional de la imagen. La no inclusión de filtros de reducción de ruido para imagen de US se debe a que éstos
5 no tienen en cuenta el principal criterio en la ayuda a la exploración de estructuras/tejidos por US: preservación de información sobre composición del material (en el caso de US en estructuras) o la información anatómica y fisiológica clínica relevante (en el caso sanitario). La incorporación de una etapa de filtrado selectivo inteligente como la descrita en este documento que preserve dicha información, es en sí misma novedosa en el
10 campo de métodos para el análisis de imágenes US.

No obstante existen en el estado de la técnica métodos de filtrado de imágenes US basados en la aplicación de la ecuación de difusión, cuya filosofía consiste en difundir el patrón de *speckle* en regiones constantes a tramos. Los métodos más representativos de esta filosofía son:
15

- Y. Yu and S. T. Acton. Speckle Reducing Anisotropic Diffusion. IEEE Transactions on Image Processing, 11(11):1260–1270, 2002.
- K. Krissian, C.-F. Westin, R. Kikinis, and K. G. Vosburgh. Oriented Speckle
20 Reducing Anisotropic Diffusion. IEEE Transactions on Image Processing, 16(5):1412–1424, 2007.

El efecto que provocan estos filtros es el de imágenes sin información característica de los materiales que están sujetos a estudio, que se pueden diferenciar por su *speckle*
25 característico. Existen otros métodos que emplean caracterizaciones del *speckle* siguiendo modelos multiplicativos sin preservación de detalles estructurales. No obstante, estos modelos resultan ser demasiado simplistas y no preservan información de las estructuras internas de los materiales o tejidos bajo estudio. La invención propuesta supera esta limitación, pues su carácter ampliamente adaptativo permite al usuario
30 realizar un filtrado selectivo que distingue entre distintos tipos de tejidos/materiales preservando la información que lo caracteriza, de forma que el carácter exploratorio no se ve limitado por el filtrado sino, al contrario, se ve potenciado.

En conclusión, el patrón de *speckle* tiene un doble efecto en las imágenes de
35 ultrasonidos. Por un lado, un efecto negativo que dificulta la percepción de detalles de relevancia en las imágenes debido a la reducción de contraste y definición de contornos

de los objetos o superficies bajo estudio. Por otro, un efecto positivo debido a que la caracterización estadística de la repuesta del *speckle* permite identificar y caracterizar las propiedades materiales, fisiológicas o funcionales, para mejorar la eficacia exploratoria y/o fiabilidad del diagnóstico en el caso de la aplicación clínica.

5

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

La presente invención propone un método de filtrado y realce selectivo de imágenes ultrasónicas que permite identificar y preservar información de interés para el usuario, mejorando así la calidad de la imagen obtenida.

10

A continuación se definen y relacionan con el contexto de la invención una serie de términos que se emplearán a lo largo del documento:

15

Variable Aleatoria: La imagen filtrada que se obtendrá como resultado de que la invención involucra la caracterización de variables aleatorias que modelan el patrón de *speckle*. En este contexto, se ha empleado el concepto de variable aleatoria real en el sentido de la teoría de la probabilidad clásica. Las variables aleatorias se denotarán con letras mayúsculas y los valores concretos que pueden tomar se representarán con minúsculas. En concreto se emplearán las siguientes variables aleatorias:

20

Intensidad de la imagen: Y , se considerará una variable continua que tomará valores positivos. Su función de densidad será modelada como una mezcla o mixtura de distribuciones probabilísticas.

25

Componente de la mezcla: θ , es una variable aleatoria discreta que tomará los valores de las componentes consideradas en la mezcla. $\theta = \theta_j$ Indica que un nivel de intensidad de la imagen pertenece a la j -ésima componente (cuyos parámetros están dados por θ_j).

30

Detalle: D , es una variable aleatoria discreta que toma valores $D = \{D, \bar{D}\}$ que indican si existe detalle con información clínica relevante.

35

Función de distribución (de probabilidad): Probabilidad de que una determinada variable aleatoria Y tome valores inferiores a un y determinado. Se denotará como $F_Y(y) = P(Y \leq y)$.

35

Mezcla de distribuciones: Es un modelo probabilístico que describe la variable aleatoria cuyos valores pueden proceder de realizaciones de variables aleatorias distintas. Su distribución de probabilidad es la suma convexa de las distribuciones

individuales. Se empleará este modelo para la caracterización de los niveles de intensidad de la imagen de US (el patrón de *speckle*).

Función de densidad (de probabilidad): En esta invención se asumen variables aleatorias continuas donde la función de distribución es diferenciable en todo su dominio de definición. Por tanto, nos referimos a la función de densidad de una variable aleatoria Y como la derivada de la función de distribución y la denotamos como $f_Y(y) = F'_Y(y)$. Cuando nos refiramos a la componente j -ésima de una mezcla de distribuciones con parámetros θ_j , la denotaremos como $f_j(y|\theta_j)$.

Esperanza matemática: Es el operador que designa el valor esperado de una determinada variable aleatoria Y . Lo denotamos como $E_Y\{\cdot\}$. Cuando esté condicionado al valor de otra u otras variables aleatorias, por ejemplo $\theta = \theta_j$, se designará como $E_Y\{\cdot|\theta_j\}$.

Vecindario: El cálculo de la imagen filtrada se realizará por medio de esperanzas locales condicionadas. La localidad hace referencia a que el valor de la imagen en una posición concreta vendrá determinado por la esperanza condicionada calculada en el vecindario del vóxel bajo estudio. La definición del vecindario dependerá de las dimensiones de la imagen. En esta invención se consideran imágenes 2D, 3D y 3D + t. La notación empleada para referirnos a las muestras de un determinado vecindario en torno a una muestra y_s será y_t . A su vez, denotaremos por y_t a uno de los valores posibles dentro de cada vecindario y_t . La estimación concreta del valor de la imagen en el pixel bajo estudio y_s se denota como \hat{x}_s . Esta estimación se puede realizar a través de una estimación que tenga en cuenta valores dentro del vecindario o directamente el mismo valor de la muestra y_s , con idea de preservar al máximo el detalle.

Hipercubo: Forma del vecindario tetradimensional donde los vecinos de una determinada posición están próximos tanto en el espacio como en el tiempo

25

Así pues, el objeto de la presente invención es un método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas caracterizado porque comprende las siguientes fases:

- recibir una imagen ultrasónica. Esta imagen ultrasónica se recibe y almacena en una memoria comprendida en unos medios computacionales, ejecutándose el método aquí descrito mediante un procesador comprendido en dichos medios computacionales no transitorios;

- caracterizar estadísticamente un patrón de *speckle* de la imagen ultrasónica recibida mediante un modelo de mezclas de distribuciones probabilísticas;

- seleccionar un área de interés de la imagen ultrasónica e identificar información de interés del área seleccionada;

35

- calcular una probabilidad de pertenencia de cada píxel del área de interés para cada componente de la mezcla de distribuciones probabilísticas;

- realizar un filtrado selectivo con preservación de la información de interés del área seleccionada mediante una minimización de una función de riesgo bayesiano por medio del cálculo de unas medias condicionadas a unas componentes de las mezclas de distribuciones probabilísticas; y,

- realizar un realce selectivo la imagen filtrada.

En una realización particular de la invención, la fase de identificación de la información de interés del área seleccionada comprende seleccionar como información de interés unas componentes de las mezclas de distribuciones que caracterizan estadísticamente el área seleccionada.

En otra realización particular de la invención, la fase de selección de un área de interés comprende seleccionar como área de interés la totalidad de la imagen ultrasónica recibida. Para el caso en que se seleccione la totalidad de la imagen ultrasónica recibida, se seleccionan como información de interés unas componentes de las mezclas de distribuciones pertenecientes a unos bordes de unos mapas de probabilidad de pertenencia de cada componente de dichas mezclas de distribuciones probabilísticas.

En otra realización particular de la invención, el cálculo de las medias condicionadas de las componentes de las mezclas de distribuciones se realiza mediante el cálculo de la media condicionada de cada píxel de la imagen recibida con cada componente de la mezcla de distribuciones.

En otra realización particular de la invención, la caracterización estadística del patrón de *speckle* de la imagen ultrasónica recibida mediante un modelo de mezclas de distribuciones probabilísticas comprende minimizar funciones de pérdidas y riesgo bayesiano.

En otra realización particular de la invención, la fase de filtrado selectivo de la imagen se realiza píxel a píxel y comprende las siguientes etapas:

-calcular, para cada componente del modelo de mezcla de distribuciones probabilísticas, una media condicionada al resto de componentes del modelo de mezcla de distribuciones probabilísticas;

- calcular, para cada píxel de la imagen, una probabilidad *a posteriori* $P(\theta_j|y_i)$ de que el píxel pertenezca a una determinada componente de la mezcla de distribuciones probabilísticas considerando el vecindario y_i del píxel y_s ;

5 - calcular una imagen filtrada a partir de las medias condicionadas calculadas para cada componente del modelo de mezcla de distribuciones probabilísticas, así como las probabilidades a posteriori de pertenencia de cada pixel.

En otra realización particular de la invención, la fase de realce selectivo de la imagen comprende incluir un parámetro de selección de detalle a preservar de la imagen filtrada.
 10 Este parámetro que estará en el rango [0..1], permitirá realizar una preservación de detalle que irá desde la obtención de la información de la imagen original (con el valor 0 del parámetro) hasta un filtrado del 100% de la información de la imagen original (con el valor 1 del parámetro).

15 En otra realización particular de la invención, las imágenes ultrasónicas recibidas son imágenes ecográficas.

En otra realización particular de la invención, las imágenes ecográficas se seleccionan entre imágenes de 2 dimensiones, de 3 dimensiones y de 4 dimensiones o 3D+t.

20

En el caso que se presenta, el filtrado se basa en un modelado probabilístico realista que se fundamenta en modelos de la ecogeneicidad de los tejidos/estructuras típicos de US a lo largo del proceso de adquisición de la imagen de US. Una de las ventajas de la invención es la de considerar la información descriptiva de tejidos/estructuras desde una
 25 perspectiva Bayesiana, que permitirá ofrecer de forma versátil un nivel de filtrado sin que el carácter exploratorio y descriptivo se vea perjudicado. Además, al usuario se le permite elegir en tiempo real el nivel de filtrado de forma que puede preservar toda la información si así lo desea. Este filtrado selectivo consigue mantener determinadas estructuras cuya morfología es fundamental para el análisis posterior (medidas anatómicas, respuesta
 30 ecogénica, porosidad de materiales, microfracturas, textura de tejidos necrosados, fibróticos, calcificados, etc.), mientras que puede realizar simultáneamente un filtrado considerable en zonas ausentes de información relevante, por ejemplo, caracterización de propiedades mecánicas en rocas, el lumen arterial o las cavidades cardíacas cuyo contenido es, básicamente, fluido sanguíneo sin estructuras de relevancia diagnóstica.

35

La presente invención está orientada a la minimización del efecto negativo del *speckle* mientras que aprovecha la caracterización estadística del *speckle* para mejorar la calidad de la imagen y así facilitar la observación de la misma por parte del usuario. En concreto, se propone un método de filtrado que elimina el *speckle* en áreas de la imagen
5 ultrasónica que no son de interés mientras que preserva una mayor cantidad de información estructural y de detalle en aquellas áreas de la imagen que son de mayor interés. Preferentemente se ha previsto su uso para la caracterización estadística del patrón de *speckle* con la posibilidad de selección de tejidos por parte de personal sanitario para realzar las estructuras y detalles de interés diagnóstico y exploratorio
10 mientras se elimina el efecto del *speckle* en regiones de escaso interés diagnóstico. No obstante se han previsto otros usos como puede ser la caracterización interna de materiales u otras aplicaciones en equipos de ultrasonidos en ingeniería civil, empleadas por ejemplo para la detección de anomalías en estructuras o en imágenes de sonares submarinos.

15

La implementación del método que se propone está especialmente diseñada para garantizar eficiencia con restricciones de tiempo real que facilita su implementación en los dispositivos de adquisición de imágenes ecográficas 2D, 3D y 3D+t.

20 El método proporciona la posibilidad de interacción del usuario para definir el nivel de detalle que se quiere preservar en la imagen en cualquier momento, mejorando así el potencial exploratorio y diagnóstico de la invención.

Además de la evidente ventaja que proporciona este método para la reducción del patrón
25 de *speckle*, el método está diseñado para reunir una serie de ventajas que lo hacen fácilmente implementable en dispositivos ultrasónicos 2D, 3D y 3D+t. Una de las principales ventajas de esta metodología es la posibilidad de seleccionar el nivel de detalle que se quiere preservar en la visualización de la imagen, de forma que el usuario tiene la opción de preservar todo el detalle que desee sin que se pierda información de la
30 imagen original. Este es un aspecto de especial interés, puesto que la información de la imagen original no se omite ni se pierde en ningún momento. Que el método descrito sea fácilmente implementable se debe a:

1. el filtrado no es iterativo, se puede realizar en una sola iteración, lo que no
35 impone una condición de parada ni la evaluación de funciones para garantizar convergencia en el filtrado.

2. el filtrado consiste en la minimización del riesgo Bayesiano obtenido que se realiza por medio del cálculo de medias condicionadas. Las medias condicionadas sólo dependen de la caracterización probabilística realizada por medio del modelo de mezcla de distribuciones (ésta se hace una única vez tras la selección de la región de interés), por tanto el filtrado es masivamente paralelizable en el cálculo de las medias condicionadas.
3. la reducción de coste Bayesiano no impone restricciones topológicas de vecindario, lo que hace que el método sea perfectamente implementable para 2D, 3D, 3D+t o incluso imágenes multimodales con más dimensiones.

Otra ventaja adicional es que está especialmente diseñado para realizar el filtrado/realce con requisitos de "tiempo real", lo que permite analizar las imágenes ultrasónicas en el mismo momento en que se adquieren. Este aspecto hace posible el ajuste manual del nivel de detalle deseado para mejorar la calidad de la imagen obtenida, lo que supondrá una mejora en la eficacia del análisis y/o exploración que realiza el usuario. La característica técnica que permite que el filtro se pueda diseñar con restricciones de tiempo real, es decir, que la aplicación tiene un régimen de funcionamiento garantizado en un intervalo de tiempo bien determinado, es que no es iterativo, por lo que se puede calcular exactamente el tiempo de cómputo para realizar el filtrado. Además, el filtrado permite la selección del nivel de preservación de detalle, que no involucra cálculos extras, por lo que se puede realizar en tiempo real.

Aunque el método aquí descrito se ha previsto para imágenes ultrasónicas ya que se hace uso de los modelos probabilístico que caracterizan el *speckle* de ultrasonidos (el *speckle* es inherente a los ultrasonidos), se podría emplear el método aquí descrito para otros tipos de imágenes siempre y cuando se disponga de la información adecuada para caracterizar los objetos que aparezcan en la imagen capturada o lo que es lo mismo, siempre que la información característica de los objetos bajo estudio pueda describirse de forma estadística, independientemente de la naturaleza de dicha imagen. Un ejemplo de este tipo de imágenes son las imágenes por resonancia magnética (IMR) e imágenes de tomografía computerizada (TC). El ruido inherente a la adquisición de las IMR y de las TC posibilita la caracterización estadística de las mismas.

En el caso de TC, el ruido se presenta como fluctuaciones de la energía de la radiación (TC se basa en rayos X) resultantes de variaciones en la contabilización de los paquetes de energía de radiación (cuantos). Por ello, el ruido en TC se suele denominar moteado

cuántico. La forma habitual de reducir este ruido es incrementando el número de haces de rayos X para incrementar la contabilización energética por medio del aumento de dosis de radiación (algo poco deseable debido al carácter nocivo de la radiación). Los estudios realizados para dosis bajas de radiación en imagen TC han mostrado que las distribuciones probabilísticas Gamma y Gaussiana modelan satisfactoriamente el ruido en las proyecciones de rayos X para un ángulo fijo (proyección escogida de acuerdo con la Transformada de Radón empleada para la reconstrucción). Esta caracterización probabilística es perfectamente compatible con el método que se presenta en la invención y posibilita la realización de filtrados selectivos.

En el caso de IMR, el ruido que contamina las imágenes es en su mayoría "ruido térmico", propio de los dispositivos de adquisición. Este tipo de ruido contamina el espacio k de adquisición con ruido blanco Gaussiano (este espacio describe las frecuencias espaciales). El cálculo de la señal que proporciona la imagen precisa de la transformación al dominio espacial (comúnmente denominado "espacio x") y la composición de la señal por medio del cálculo de la envolvente. En esta situación, las distribuciones que modelan el ruido en la imagen siguen distribuciones Xi centrada o Xi no centrada, en el caso de dispositivos de adquisición IMR con múltiples bobinas; o de distribuciones Rice y Rayleigh, en el caso de una única bobina. De nuevo, la caracterización de tejidos depende de las distribuciones probabilísticas de la imagen y esto hace perfectamente compatible el método que se presenta con la modalidad de imagen IMR.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

Figura 1.- Muestra un diagrama de flujo de un ejemplo de realización del método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas objeto de la presente invención, aplicado a imágenes ultrasónicas capturadas mediante un ecógrafo.

Figura 2.- Muestra un diagrama de bloques de un ejemplo de realización de un sistema de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas.

Figura 3.- Muestra varios ejemplos de la estructura de los vecindarios de las componentes de las mezclas de distribuciones empleadas para el cálculo de las medias condicionadas a cada componente de la mezcla de distribuciones, propuestos en la presente invención.

Figuras 4, 5, 5.1 y 5.2.- Muestran un ejemplo de realización del método filtrado y realce de imágenes ultrasónicas aplicado sobre imágenes ecocardiográficas 3D+t.

5 DESCRIPCIÓN DE UN EJEMPLO DE REALIZACIÓN DE LA INVENCIÓN

Seguidamente se realiza, con carácter ilustrativo y no limitativo, una descripción de un ejemplo de realización de la invención, haciendo referencia a la numeración adoptada en las figuras.

10

En una realización preferente de la invención, se ha previsto que las imágenes ultrasónicas provengan de un ecógrafo y por tanto el método aquí descrito se emplee en el filtrado y realce de regiones de interés que ayuden en el posterior diagnóstico por parte de un facultativo. Así pues, la primera fase del método será la recepción (1) de imágenes

15

ecográficas. Posteriormente se lleva a cabo la caracterización estadística (2) del patrón de *speckle* de la imagen ecográfica recibida. La invención hace uso de la caracterización estadística del patrón de *speckle* típico de imágenes ultrasónicas. Una adecuada caracterización del

20

patrón de *speckle* en imágenes ultrasónicas permite distinguir, clasificar y procesar los datos de forma selectiva. La caracterización de la imagen ecográfica, es decir del tejido del que se ha obtenido la imagen, se realizará por medio del ajuste de modelos probabilísticos de mezclas de

25

distribuciones. Los datos sobre los que se calculan los ajustes de dichos modelos probabilísticos pueden tener varios orígenes a elección del usuario. A saber (ver Figura 2), previo a la compresión logarítmica (12) de la imagen de ultrasonidos, previo a la transformación a coordenadas Cartesianas (15) de dicha imagen, tras la conversión a

30

coordenadas Cartesianas (17) de la imagen. La distribución que modela los tejidos sigue la siguiente expresión matemática:

$$f_Y(y) = \sum_{j=1}^J \pi_j f_j(y|\theta_j), \quad y > 0 \quad (\text{Ecuación 1})$$

donde Y es la variable aleatoria que se obtiene como mezcla de las distribuciones f_j con parámetros θ_j . Los pesos, π_j corresponden a la probabilidad a priori de que se trate del elemento j -ésimo de la mezcla. Es importante remarcar que la distribución empleada para cada componente es arbitraria y dependerá del origen de datos que selecciona el usuario. Ejemplos de estas distribuciones se pueden encontrar en la literatura científica que, por citar algunos, podrían ser distribuciones Normales, Gamma, Rayleigh, Rician, Nakagami, distribución K, K homodina, Alpha Estable y Fisher-Tippett.

La caracterización probabilística de la imagen es considerada como información *a priori* durante el proceso de filtrado y se estima eficientemente a partir de la imagen adquirida por medio de métodos de Monte Carlo o por métodos de Expectación-Maximización.

Se pretende conocer la variable original, X , que origina la variable aleatoria medible, Y . La estimación de la variable de origen, X , se realiza por medio de la minimización de una función de pérdidas que será función de la componente j -ésima considerada en la mezcla, la decisión a tomar d , la probabilidad de que estemos observando un detalle modelado por la variable aleatoria $\mathbf{D} = \{D, \bar{D}\}$, y finalmente la muestra de datos \mathbf{y}_i a través de las siguientes expresiones:

$$\begin{aligned} L(\theta_j, d, \bar{D} | \mathbf{y}_i) &= (X - d)^2 \text{ cuando } \mathbf{D} = \bar{D} \\ L(\theta_j, d, D | \mathbf{y}_i) &= (\hat{x}_i - d)^2 \text{ cuando } \mathbf{D} = D \end{aligned} \quad \text{(Ecuación 2)}$$

20

La decisión, d , que se adopta desde una perspectiva bayesiana, es la que minimice el riesgo Bayes definido como la esperanza matemática de la función de pérdidas (es decir, minimizar la función de pérdidas promedio), que está dada por la siguiente expresión:

$$r(\pi, d) = \sum_{j=1}^J \pi_j^* E_X \{ (X - d)^2 | \theta_j, \mathbf{y}_i \} P_{\bar{D}} + P_D (\hat{x}_s - d)^2 \quad \text{(Ecuación 3)}$$

25 donde

$$\pi_j^* = P(\theta = \theta_j | \mathbf{y}_i) = \frac{P(\mathbf{y}_i | \theta_j) P(\theta = \theta_j)}{\sum_{k=1}^J P(\mathbf{y}_i | \theta_k) P(\theta = \theta_k)} = \frac{f_j(\mathbf{y}_i | \theta_j) \pi_j}{\sum_{k=1}^J f_k(\mathbf{y}_i | \theta_k) \pi_k} \quad \text{(Ecuación 4)}$$

La probabilidad de detalle dada por la variable aleatoria \mathbf{D} se definirá como la variación espacial de la probabilidad de pertenencia a cada una de las j componentes:

$$P_D = P(D_s | \mathbf{y}_i) = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J \|\nabla P(\theta_j | \mathbf{y}_t)\| \quad (\text{Ecuación 5})$$

Obviamente $P_{\bar{D}} = 1 - P_D$.

Posteriormente, ya sea de forma automática o manual, se seleccionan (3) aquellas regiones o áreas de interés para el usuario de la imagen originalmente recibida. Estas áreas para el caso de las imágenes ecográficas serán aquéllas que presenten interés diagnóstico. Estas áreas de interés también pueden corresponderse con la totalidad de la imagen ecográfica recibida. En caso de que se seleccione una región de interés, la información relevante, en adelante llamada detalle, se definirá como la detección de bordes definida en la ecuación (5) para la componente con máximo valor en la ecuación (4) en dicha región de interés. Si no se seleccionara ninguna región de interés, el detalle se define según la ecuación (5) para todas las componentes a la vez.

Luego, se realiza el filtrado selectivo (6) con preservación de detalle (información de interés) y el realce selectivo (7) de la imagen. Dichas operaciones de filtrado y realce (6,7) se realizan por medio de un dispositivo de filtrado/realce (19) de la imagen. La caracterización de tejidos, realizada por medio de un dispositivo de caracterización de tejidos (13) proporciona los parámetros P_D , $\pi_j^* = P(\theta = \theta_j | \mathbf{y}_i)$, y las muestras de la imagen \mathbf{y}_i que se envían (18) al dispositivo de Filtrado/Realce (19), ver figura 2.

La decisión que minimiza este riesgo es:

$$\hat{d} = \sum_{j=1}^J \pi_j^* E_X\{X | \theta_j, \mathbf{y}_i\} + P_D \left(\hat{x}_s - \sum_{j=1}^J \pi_j^* E_X\{X | \theta_j, \mathbf{y}_i\} \right) \quad (\text{Ecuación 6})$$

Este dispositivo de filtrado/realce (19) realiza el cálculo de la imagen estimada por medio de la esperanza condicionada a la componente j-ésima y a los datos por medio de $P(\theta_j | \mathbf{y}_i)$ y de las muestras en el vecindario del pixel bajo estudio. Para el filtrado selectivo se considerará que el modelo de ruido que corrompe a la imagen sin ruido X_s es multiplicativo y, por tanto, la media condicionada de X_s es proporcional a la media Y_s :

$$E_X\{X_s | \theta_j, \mathbf{y}_i\} \approx \langle X_s | \theta_j, \mathbf{y}_i \rangle \propto \langle Y_s | \theta_j, \mathbf{y}_i \rangle = \frac{\sum_t y_t P(\theta_j | y_t)}{\sum_t P(\theta_j | y_t)}; \text{ donde } y_t \in \mathbf{y}_i \quad (\text{Ecuación 7})$$

El vecindario se tomará como cuadrado (23) cuando se tratan de imágenes 2D y cúbico (34) en 3D. En el caso 3D+t, se considerará la imagen obtenida en el anterior instante de muestreo, considerando como vecindario el hiper cubo formado por la combinación de
 5 vecindarios cúbicos 3D en los instantes t (26) y t-1 (25), ver figura 3.

El realce selectivo (7) se realizará a través del grado de selección de detalle que desee el facultativo a través del dispositivo de selección de tejidos (105). En concreto, este parámetro que denotaremos como C y está definido en el intervalo $[0,1]$, actúa siguiendo
 10 la expresión:

$$\hat{d} = \sum_{j=1}^J \pi_j^* E_X\{X|\theta_j, \mathbf{y}_i\} + (1 - CP_{\bar{D}}) \left(\hat{x}_s - \sum_{j=1}^J \pi_j^* E_X\{X|\theta_j, \mathbf{y}_i\} \right) \quad (\text{Ecuación 8})$$

De esta forma, cuando $C = 0$, se preserva todo el detalle de la imagen representando toda la información original, es decir el valor que se estima como \hat{x}_i , que puede ser el mismo valor del píxel bajo estudio y_s u otra estimación que se considere más oportuna como el promediado de vecindarios con una estructura similar dentro de la imagen. En
 15 cambio, cuando $C = 1$, se realiza el filtrado selectivo con preservación de detalle. Esta formulación ofrece la ventaja de que no es preciso realizar ningún cálculo extra en la representación de la imagen filtrada, lo que posibilita el ajuste en tiempo real del usuario al nivel de preservación de detalle que desee.

Adicionalmente la figura 2 muestra un ejemplo de realización de un sistema de adquisición de imágenes ultrasónicas convencional (22) formado por un transductor (8), un conformador de haces (9), un demodulador (10) y un detector de envolvente (11). También dispone de un compresor logarítmico (14) y un módulo de transformación de sistemas de coordenadas (16). La selección del conjunto de datos y de la selección del
 25 área de interés se realiza en un dispositivo de selección de tejidos (21) tras la visualización de la imagen de ultrasonidos en un dispositivo de visualización (20). El dispositivo de caracterización de tejidos (13) y el dispositivo de filtrado/realce (19) de la imagen realizan dicha caracterización y dicho filtrado/realce con información proveniente del proceso de reconstrucción de la imagen en cualquiera de sus etapas. Es decir las
 30 mencionadas operaciones se pueden realizar previamente a una compresión logarítmica (12) de la imagen ultrasónica recibida realizada en un compresor logarítmico (14), previamente a una transformación cartesiana (15) de la imagen ultrasónica recibida

realizada en un dispositivo de transformación de sistemas de coordenadas (16) o posteriormente a dicha transformación cartesiana (17) de la imagen ultrasónica recibida.

La figura 4 muestra un ejemplo de realización de la presente invención en el que el método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas se aplica sobre imágenes ecocardiográficas. Las figuras 5, 5.1 y 5.2 muestran, mediante imágenes, los resultados de la aplicación del método descrito a la imagen ecocardiográfica original. Las imágenes muestran los ventrículos izquierdo y derecho así como la válvula mitral. Las estructuras de interés y, por tanto, la información de interés en este caso concreto, son las paredes cardíacas de los ventrículos, la válvula mitral y las deformaciones que se efectúan en éstas por acción de la compresión cardíaca a lo largo del ciclo cardíaco. La información que no es relevante es el patrón de *speckle* dentro de las cavidades (que es efecto de la sangre bombeada y cuyas microestructuras obedecen al flujo cambiante, que en este caso no aporta información sobre la anatomía y funcionalidad del músculo cardíaco).

15

Así, en un primer paso se procede a la caracterización de tejidos en el dispositivo de caracterización (13) por medio de ajustes de mezclas de distribuciones (27) con las muestras de la imagen ecográfica recibida (A). En este caso concreto se considera que la entrada de datos al dispositivo de caracterización de tejidos (13) se ha seleccionado tras la transformación al sistema de coordenadas cartesiano de la imagen original mediante el dispositivo de transformación de sistemas de coordenadas (16).

20

En un segundo paso, se procede a calcular la probabilidad de pertenencia a cada tejido (28), para cada pixel de la imagen. Para ellos, se estima la distribución empírica de intensidades por medio de un modelo de mezclas de distribuciones de probabilidad (ecuación 1) en el dispositivo de caracterización de tejidos (13). El resultado de esta caracterización es el conjunto de parámetros de las distribuciones que componen la mixtura (D). Finalmente, la probabilidad de pertenencia a cada tejido se calcula por medio de la ecuación (4) y es representada en (E).

30

Un tercer paso es el cálculo de la probabilidad de detalle (29). Opcionalmente el usuario puede seleccionar una región de tejido de especial interés (B) por medio del dispositivo de selección de tejidos (21). Este región del tejido de especial interés es por ejemplo, la que se muestra rodeada en la zona central de (B) de una línea blanca, pero podría ser cualquier otra en función del interés diagnóstico del usuario. En el caso de que se haya seleccionado una región de especial interés, las distribuciones que caractericen ese tejido

35

serán considerados detalles con probabilidad $P(\theta = \theta_j | y_i)$ definida en la (Ecuación 4) y representada en (E). En caso contrario, la probabilidad de detalle se asigna como se definió en la (Ecuación 5). El resultado de esta etapa es la probabilidad de detalle P_D representada en (F).

5

La información o probabilidad de detalle se adquiere por medio de la detección de bordes más probables que se calculan por medio de la aplicación de un detector de bordes en los mapas de probabilidad de pertenencia cada componente de la mezcla de distribuciones. Para realizar dicha adquisición se plantean dos modos:

10

a) Seleccionando una región de la imagen. En este caso, la región seleccionada será la que se empleará para obtener el modelo de mezclas de distribuciones de interés. Es decir, se obtiene un modelo de mezclas que caracteriza toda la imagen, y se consideran como detalles tanto los bordes más probables para las componentes de la mezcla identificadas en la región de interés.

15

b) No se selecciona una región de interés. En este caso, sólo se consideran los bordes más probables entre componentes de la mezcla.

20

No obstante, existen otras informaciones que se pueden tener en cuenta como regiones con detalle a preservar. Si por ejemplo se introducen estadísticos de orden superior (correlaciones entre pares) o se entrena la textura observada en la región de interés seleccionada (por medio de cálculo de parámetros de un campo de Markov que caracteriza la textura), se pueden preservar las texturas que más probablemente se ajustan a la textura seleccionada. Los bordes son formalmente variaciones bruscas en una dirección. Esto involucra solamente derivadas direccionales. Existen generalizaciones de éstas a órdenes superiores por medio del tensor de estructura, que ofrece información sobre la morfología de la estructura estudiada. Esta herramienta es de especial importancia para la detección de estructuras valvulares que son típicamente planares, de forma que el tensor de estructura presentar un elevado autovalor en una dirección y bajos autovalores en las dos direcciones ortogonales. El cálculo de la probabilidad de que se localicen estas estructuras favorece enormemente el filtrado adaptativo, pues estas estructuras son de interés crítico para la exploración y diagnóstico de enfermedades que involucran al aparato valvular cardíaco.

25

30

35

Un cuarto paso es el cálculo de la media condicionada (30) a cada componente de la mezcla de distribuciones. Para la realización de este cálculo se empleará la definición de vecindario definida anteriormente y representada en la Figura 3. Para este caso concreto se han seleccionado vecindarios cuadrados de tamaño 3. El tamaño del vecindario y la topología del mismo, son seleccionadas por el usuario en el dispositivo de selección de tejidos (21). En esta implementación preferente se ha considerado un vecindario cuadrado para imágenes 2D, 3D y 3D+t. Para calcular la media condicionada a cada componente (30), representada en (H), de la imagen, previamente se debe calcular la probabilidad de pertenencia a cada componente de la mezcla, representada en (G). A partir de dicha media condicionada (H) se puede proceder al realce de la imagen por medio de la ecuación (8). Hay que notar que (E) y (G) son exactamente lo mismo con la salvedad de que (E) es la salida de la etapa del cálculo de la pertenencia a cada tejido, mientras que (G) es información necesaria para calcular (H).

Un quinto paso es el cálculo de la señal estimada y realce selectivo (31) con el nivel de detalle requerido por el usuario. Estas cuarta y quinta etapas se llevan a cabo en el dispositivo de filtrado/realce (19). En esta quinta etapa se calcula la señal filtrada a través de la ecuación (8) considerando el nivel de detalle escogido por el usuario por medio del dispositivo de selección de tejidos (21), donde la estimación para el valor de detalle en ese vecindario \hat{x}_s toma el mismo valor de la muestra original y_s . El resultado es la imagen filtrada y realzada (C) que preserva toda la información relacionada con las paredes ventriculares y válvula mitral. Si se viera un vídeo de esta imagen se podría apreciar que las estructuras que caracterizan el tejido cardíaco se preservan perfectamente, mientras que el *speckle* propio de la sangre bombeada se reduce notablemente. Esto mejora la inspección anatómica y la capacidad de analizar el esfuerzo cardíaco para fines diagnósticos (algo que ya ha sido contrastado por cardiólogos expertos).

Existen modalidades de adquisición de imágenes que anatómicamente son más precisas que los US. Tal es el caso de MRI o CT. No obstante, estas técnicas no ofrecen imágenes con alta resolución temporal, lo que dificulta el análisis funcional de estructuras en movimiento (como el corazón). Si la correspondencia espacial entre las imágenes de CT/MRI y US se establece de forma satisfactoria (por medio de métodos de registrado, por ejemplo), se puede obtener una localización de estructuras anatómicas cuyo *speckle* ha de preservarse (en el corazón sería el tejido miocárdico y valvular).

35

REIVINDICACIONES

- 1.- Método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas caracterizado porque comprende
5 las siguientes fases:
- recibir una imagen ultrasónica;
 - caracterizar estadísticamente un patrón de *speckle* de la imagen ultrasónica recibida mediante un modelo de mezclas de distribuciones probabilísticas;
 - seleccionar un área de interés de la imagen ultrasónica e identificar información
10 de interés del área seleccionada;
 - calcular una probabilidad de pertenencia de cada píxel del área de interés para cada componente de la mezcla de distribuciones probabilísticas;
 - realizar un filtrado selectivo con preservación de la información de interés del área seleccionada mediante una minimización de una función de riesgo bayesiano por
15 medio del cálculo de unas medias condicionadas a unas componentes de las mezclas de distribuciones probabilísticas; y,
 - realizar un realce selectivo la imagen filtrada.
- 2.- Método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas, según la reivindicación 1,
20 caracterizado porque la identificación de la información de interés del área seleccionada comprende seleccionar como información de interés unas componentes de las mezclas de distribuciones que caracterizan estadísticamente el área seleccionada.
- 3.- Método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas, según la reivindicación 1, donde
25 la fase de selección de un área de interés comprende seleccionar como área de interés la totalidad de la imagen ultrasónica recibida.
- 4.- Método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas, según la reivindicación 3, donde
30 la identificación de la información de interés de la totalidad de la imagen ultrasónica recibida comprende seleccionar como información de interés unas componentes de las mezclas de distribuciones pertenecientes a unos bordes de unos mapas de probabilidad de pertenencia de cada componente de dichas mezclas de distribuciones.
- 5.- Método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas, según la reivindicación 1, donde
35 el cálculo de las medias condicionadas de las componentes de las mezclas de

distribuciones se realiza mediante el cálculo de la media condicionada de cada píxel de la imagen recibida con cada componente de la mezcla de distribuciones.

5 6.- Método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas, según la reivindicación 1, donde la caracterización estadística del patrón de *speckle* de la imagen ultrasónica recibida mediante un modelo de mezclas de distribuciones probabilísticas comprende minimizar funciones de pérdidas y riesgo bayesiano.

10 7.- Método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas, según la reivindicación 1, donde la fase de filtrado selectivo de la imagen se realiza píxel a píxel y comprende las siguientes etapas:

-calcular, para cada componente del modelo de mezcla de distribuciones probabilísticas, una media condicionada al resto de componentes del modelo de mezcla de distribuciones probabilísticas;

15 - calcular, para cada píxel de la imagen, una probabilidad a posteriori $P(\theta_j|y_i)$ de que el píxel pertenezca a una determinada componente de la mezcla de distribuciones probabilísticas considerando un vecindario y_i del píxel y_i ;

20 - calcular una imagen filtrada a partir de las medias condicionadas calculadas para cada componente del modelo de mezcla de distribuciones probabilísticas y las probabilidades a posteriori de pertenencia de cada píxel obtenidas.

25 8.- Método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas, según la reivindicación 1, donde la fase de realce selectivo de la imagen comprende incluir un parámetro de selección de detalle a preservar de la imagen filtrada.

9.- Método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas, según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde las imágenes ultrasónicas recibidas son imágenes ecográficas.

30 10.- Método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas, según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde las imágenes ecográficas se seleccionan entre imágenes de dos dimensiones, de 3 dimensiones y de 4 dimensiones.

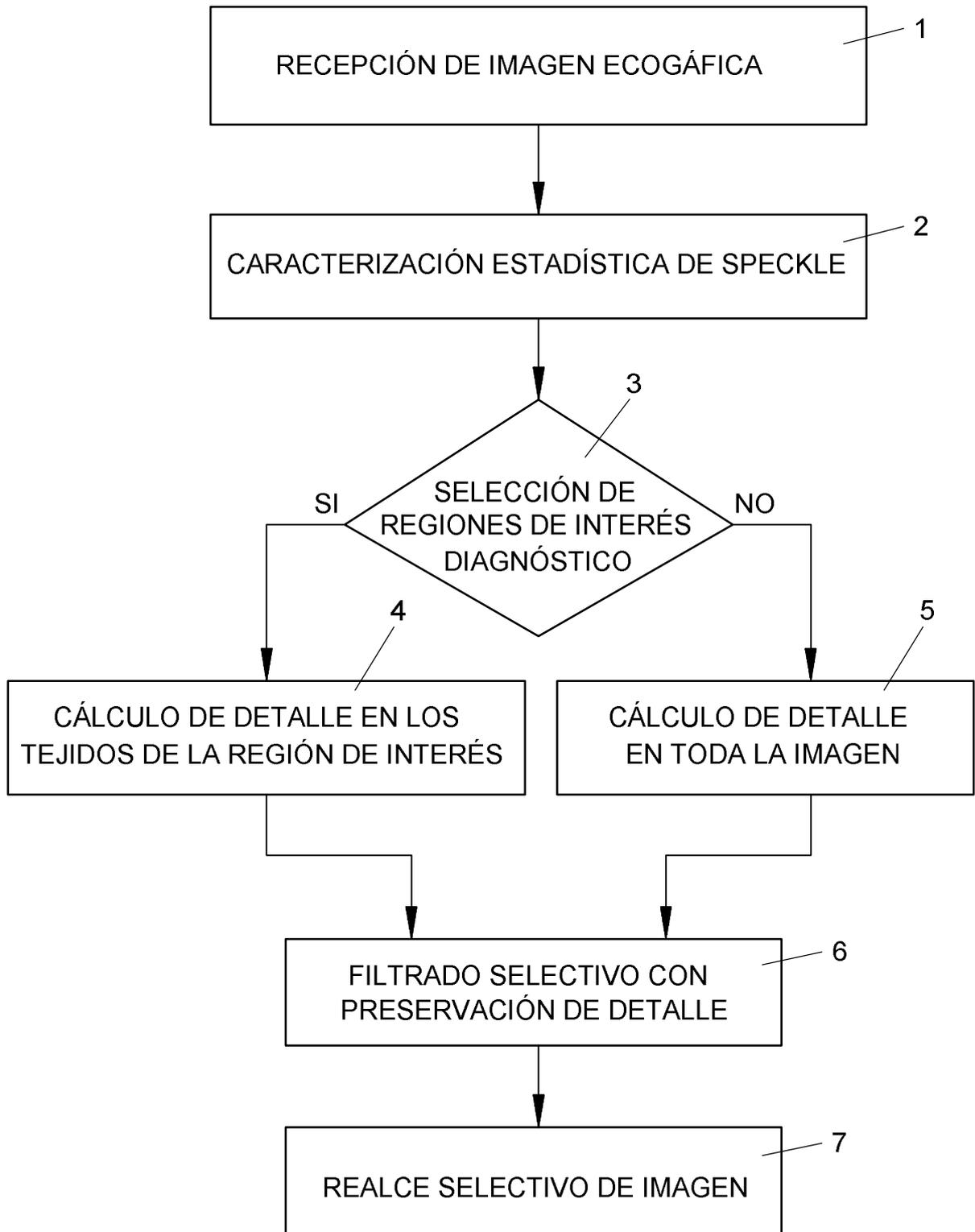


FIG. 1

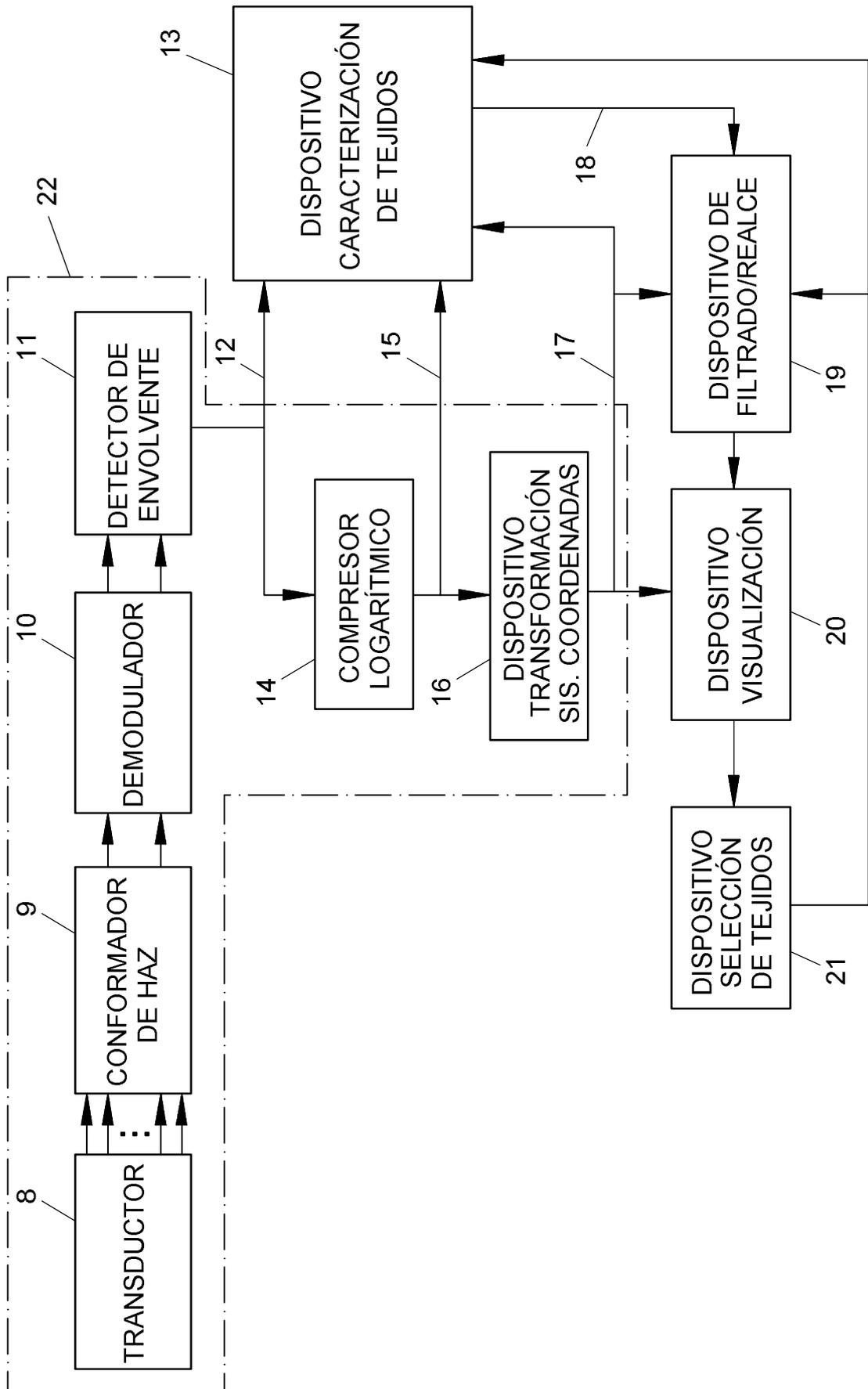


FIG. 2

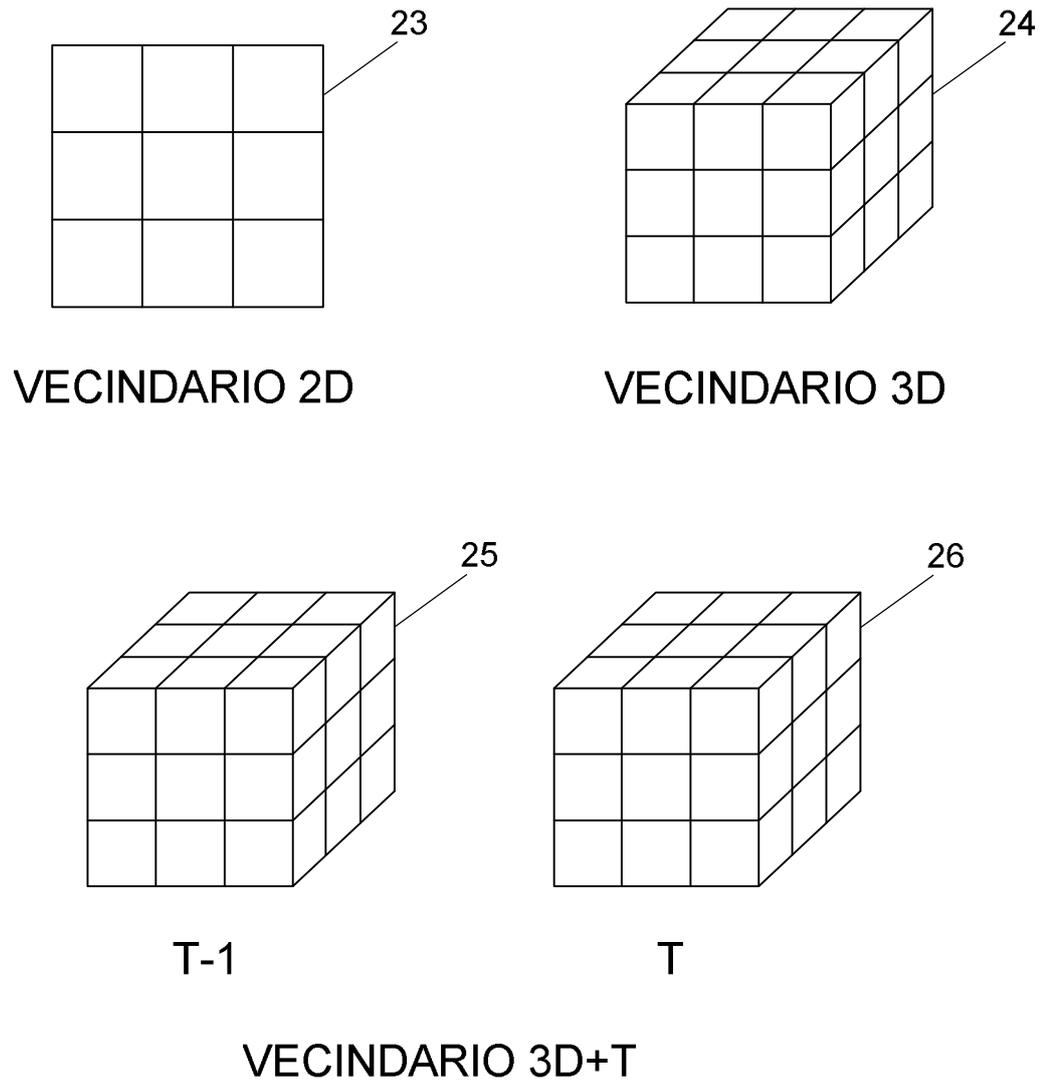


FIG. 3

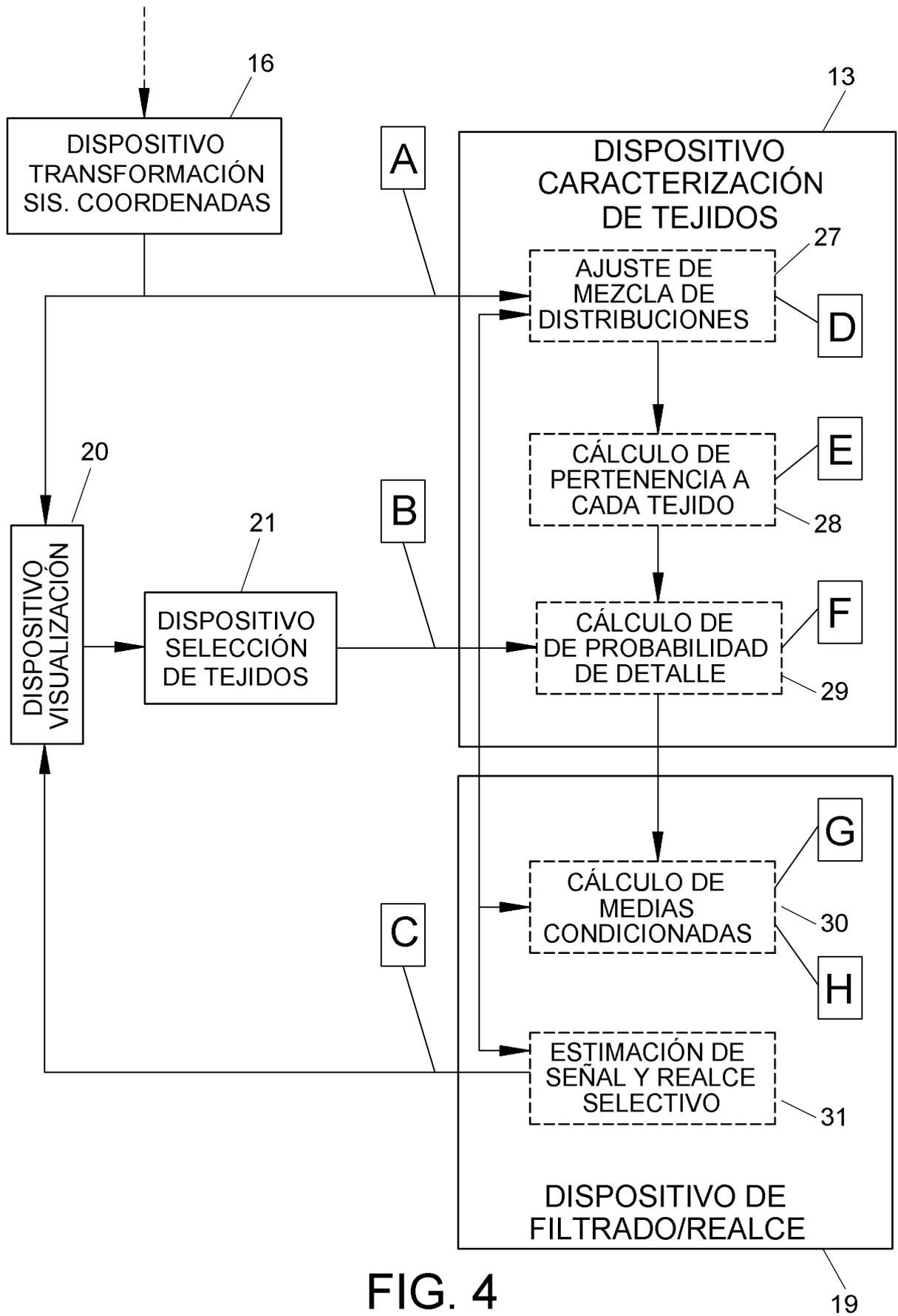
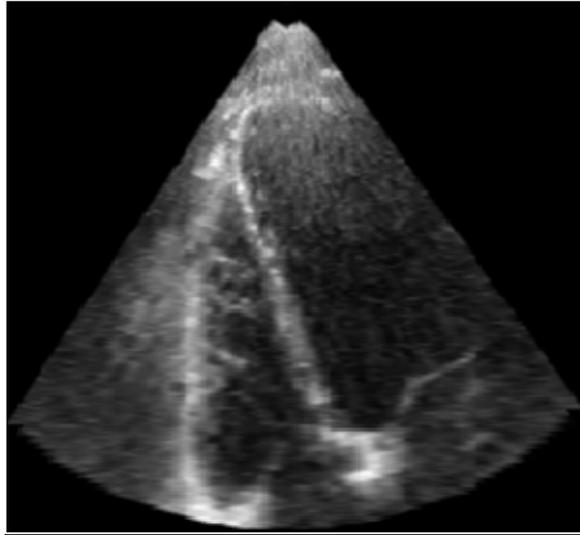
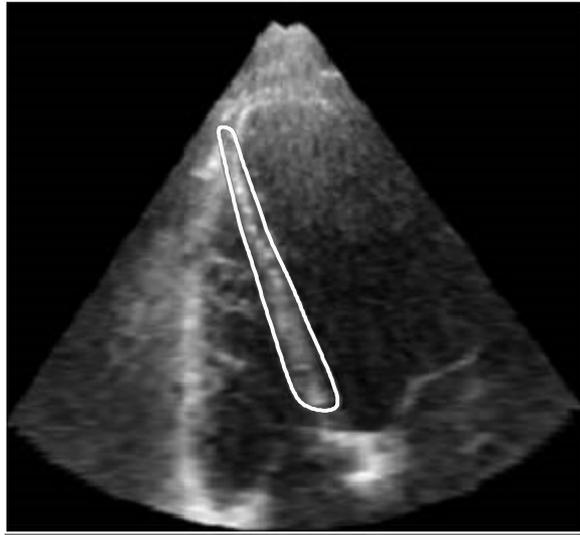


FIG. 4

A



B



C

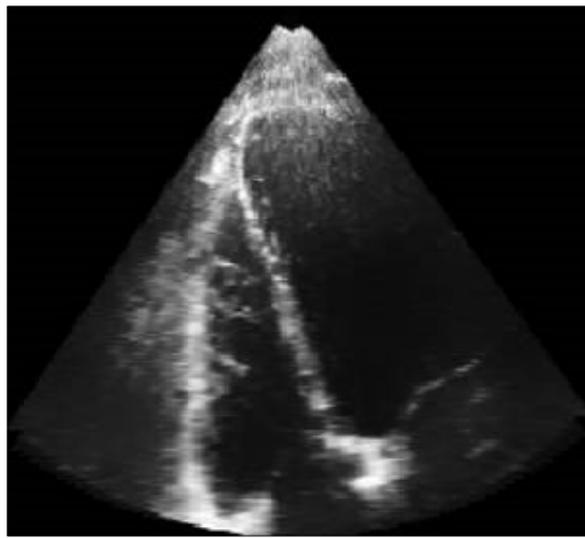
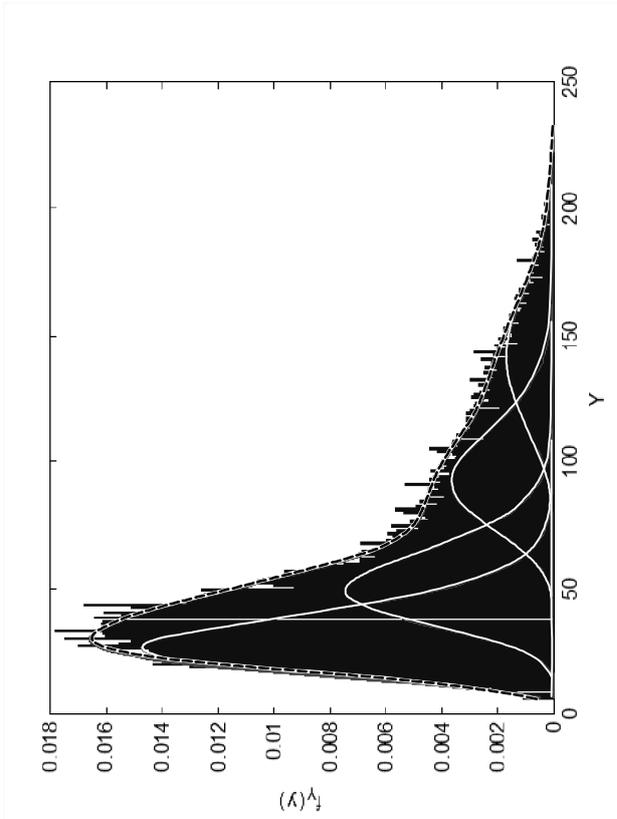
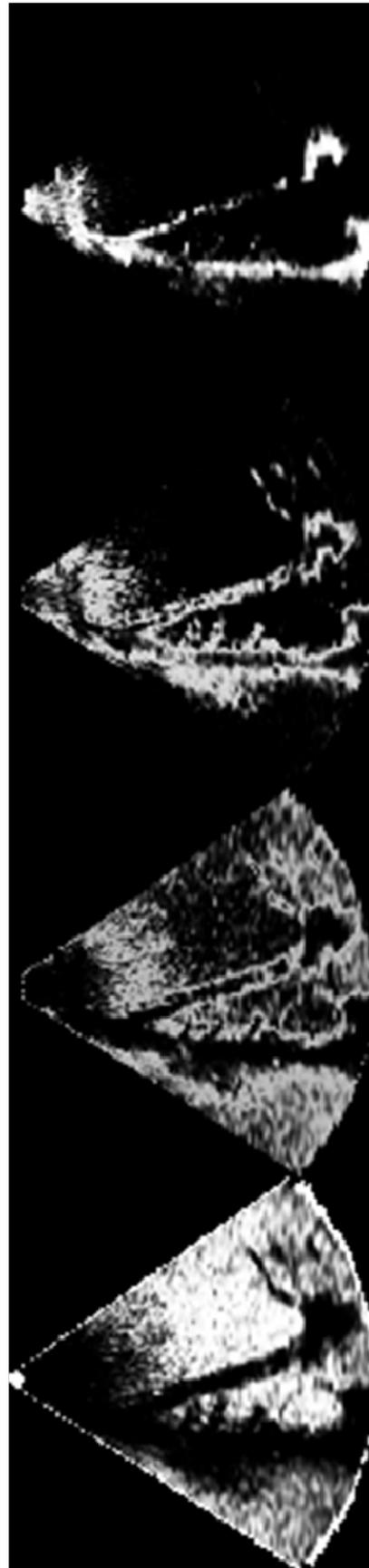


FIG. 5



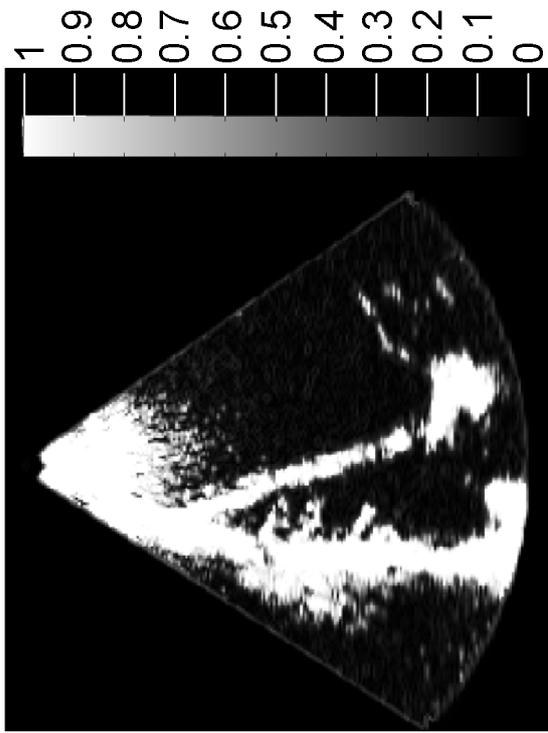
D



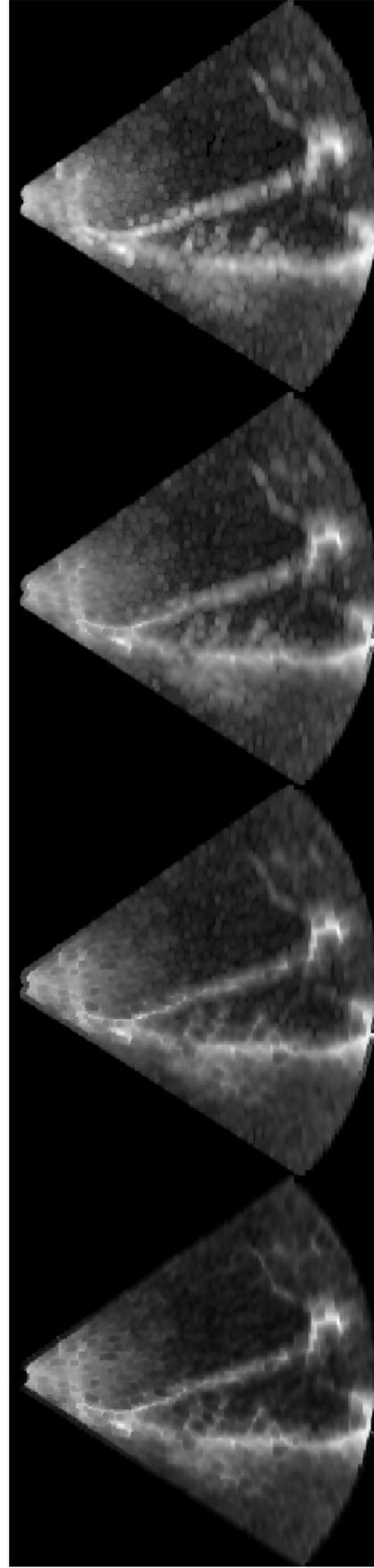
E

G

FIG. 5.1



F



H

FIG. 5.2



②¹ N.º solicitud: 201430673

②² Fecha de presentación de la solicitud: 08.05.2014

③² Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤¹ Int. Cl.: Ver Hoja Adicional

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤ ⁶ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	US 2009175557 A1 (LANKOANDE OUSSEINI et al.) 09.07.2009	1
A	US 2008181476 A1 (AYSAL TUNCER CAN et al.) 31.07.2008	1
A	US 2010228129 A1 (OSUMI RYOTA) 09.09.2010	1
A	US 2007047788 A1 (SLABLAUGH GREGORY G et al.) 01.03.2007	1

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones n.º:

Fecha de realización del informe
27.01.2015

Examinador
M. C. González Vasserot

Página
1/5

CLASIFICACIÓN OBJETO DE LA SOLICITUD

G06K9/46 (2006.01)

G06T7/00 (2006.01)

G06T5/00 (2006.01)

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

G06T, G06K

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC, WPI

Fecha de Realización de la Opinión Escrita: 27.01.2015

Declaración

Novedad (Art. 6.1 LP 11/1986)	Reivindicaciones 1-10	SI
	Reivindicaciones	NO
Actividad inventiva (Art. 8.1 LP11/1986)	Reivindicaciones 1-10	SI
	Reivindicaciones	NO

Se considera que la solicitud cumple con el requisito de aplicación industrial. Este requisito fue evaluado durante la fase de examen formal y técnico de la solicitud (Artículo 31.2 Ley 11/1986).

Base de la Opinión.-

La presente opinión se ha realizado sobre la base de la solicitud de patente tal y como se publica.

1. Documentos considerados.-

A continuación se relacionan los documentos pertenecientes al estado de la técnica tomados en consideración para la realización de esta opinión.

Documento	Número Publicación o Identificación	Fecha Publicación
D01	US 2009175557 A1 (LANKOANDE OUSSEINI et al.)	09.07.2009
D02	US 2008181476 A1 (AYSAL TUNCER CAN et al.)	31.07.2008
D03	US 2010228129 A1 (OSUMI RYOTA)	09.09.2010
D04	US 2007047788 A1 (SLABLAUGH GREGORY G et al.)	01.03.2007

2. Declaración motivada según los artículos 29.6 y 29.7 del Reglamento de ejecución de la Ley 11/1986, de 20 de marzo, de Patentes sobre la novedad y la actividad inventiva; citas y explicaciones en apoyo de esta declaración

Los documentos citados solo muestran el estado general de la técnica, y no se consideran de particular relevancia. Así, la invención reivindicada se considera que cumple los requisitos de novedad, actividad inventiva y aplicación industrial.

1.- El objeto de la presente solicitud de patente se refiere a un método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas 2D, 3D y 3D+t, donde el filtrado y realce de la imagen ultrasónica recibida se realiza minimizando el riesgo Bayesiano por medio de la caracterización probabilística del patrón de granular de la imagen denominado speckle. La caracterización probabilística se puede realizar sobre la totalidad de la imagen recibida o sobre una parte de dicha imagen previamente seleccionada. Esta selección se puede realizar de forma automática o manual. Preferentemente se ha previsto que la imagen ultrasónica sea capturada mediante un ecógrafo, por lo que las imágenes ecográficas capturadas, una vez filtradas y realzadas, pueden ser empleadas con fines exploratorios y diagnósticos. La presente solicitud de invención se encuadra en el campo del tratamiento digital de imágenes ultrasónicas. La aplicación de las imágenes tratadas puede tener fines exploratorios, como, por ejemplo, en estructuras constructivas, estructuras geológicas, fondos marinos, etc. Más específicamente, cuando la imagen es capturada por un ecógrafo, se puede aplicar a la instrumentación exploratoria y diagnóstica del sector sanitario. El método objeto de la invención comprende recibir una imagen ultrasónica, caracterizar estadísticamente el patrón de speckle de la imagen ultrasónica recibida mediante un modelo de mezclas de distribuciones probabilísticas, seleccionar un área de interés de la imagen ultrasónica e identificar estructuras de interés del área seleccionada, calcular la probabilidad de pertenencia de cada píxel de la imagen para cada componente de la mezcla de distribuciones, realizar un filtrado selectivo con preservación de la información de interés caracterizada en la región seleccionada por medio de la minimización de una función de riesgo que contempla el cálculo de medias condicionadas de componentes de las mezclas de distribuciones, y realizar selectivamente la imagen filtrada.

2.- El problema planteado por el solicitante es el desarrollo de técnicas de reducción del patrón de speckle que precisa de un detallado análisis de las señales de eco reflejadas en las estructuras sobre las que se proyectan. Debido fundamentalmente al carácter aleatorio del speckle, se han propuesto numerosos modelos estadísticos que lo caracterizan. La descripción estadística del speckle ha demostrado ser de gran utilidad para la identificación de tejidos y proporciona descriptores para su clasificación diagnóstica. Se busca tener en cuenta los beneficios de una etapa previa de pre-procesado puesto que pretenden preservar toda la información proveniente de la sonda de ultrasonidos, aunque sea muy ruidosa, como medida conservadora. De esta manera se asegura que no se pierde información de gran importancia descriptiva o diagnóstica, aunque la presencia del ruido dificulte la inspección anatómica o funcional de la imagen. La no inclusión de filtros de reducción de ruido para imagen de ultrasonidos se debe a que éstos no tienen en cuenta el principal criterio en la ayuda a la exploración de estructuras/tejidos por ultrasonidos: preservación de información sobre composición del material (en el caso de ultrasonido en estructuras) o la información anatómica y fisiológica clínica relevante (en el caso sanitario). La incorporación de una etapa de filtrado selectivo inteligente. Esto permite al usuario realizar un filtrado selectivo que distingue entre distintos tipos de tejidos/materiales preservando la información que lo caracteriza, de forma que el carácter exploratorio no se ve limitado por el filtrado sino, al contrario, se ve potenciado. En conclusión, el patrón de speckle tiene un doble efecto en las imágenes de ultrasonidos. Por un lado, un efecto negativo que dificulta la percepción de detalles de relevancia en las imágenes debido a la reducción de contraste y definición de contornos de los objetos o superficies bajo estudio. Por otro, un efecto positivo debido a que la caracterización estadística de la repuesta del speckle permite identificar y caracterizar las propiedades materiales, fisiológicas o funcionales, para mejorar la eficacia exploratoria y/o fiabilidad del diagnóstico en el caso de la aplicación clínica.

El documento D1 puede considerarse como el representante del estado de la técnica más cercano ya que en este documento confluyen la mayoría de las características técnicas reivindicadas.

Análisis de las reivindicaciones independientes

El estado de la técnica más cercano al objeto de la invención está representado por el documento D01, que divulga:

Un método de filtrado y realce de imágenes ultrasónicas que comprende las siguientes fases:

- recibir una imagen ultrasónica;
- caracterizar estadísticamente un patrón de speckle de la imagen ultrasónica recibida mediante un modelo de mezclas de distribuciones probabilísticas;

No divulga y se diferencia en que:

No realiza:

- seleccionar un área de interés de la imagen ultrasónica e identificar información de interés del área seleccionada;
- calcular una probabilidad de pertenencia de cada píxel del área de interés para cada componente de la mezcla de distribuciones probabilísticas;
- realizar un filtrado selectivo con preservación de la información de interés del área seleccionada mediante una minimización de una función de riesgo bayesiano por medio del cálculo de unas medias condicionadas a unas componentes de las mezclas de distribuciones probabilísticas; y,
- un realce selectivo la imagen filtrada.

La reivindicación 1 es nueva (Art. 6.1 LP 11/1986) y tiene actividad inventiva (Art. 8.1 LP11/1986).

Análisis del resto de los documentos

De este modo, ni el documento D1, ni ninguno del resto de los documentos citados en el Informe del Estado de la Técnica, tomados solos o en combinación, revelan la invención en estudio tal y como es definida en las reivindicaciones independientes, de modo que los documentos citados solo muestran el estado general de la técnica, y no se consideran de particular relevancia. Además, en los documentos citados no hay sugerencias que dirijan al experto en la materia a una combinación que pudiera hacer evidente la invención definida por estas reivindicaciones y no se considera obvio para una persona experta en la materia aplicar las características incluidas en los documentos citados y llegar a la invención como se revela en la misma.