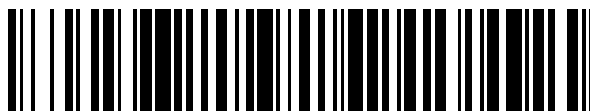


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 686 293**

51 Int. Cl.:

G06T 7/12 (2007.01)

G06T 7/143 (2007.01)

G06T 7/41 (2007.01)

G06T 7/00 (2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.01.2011 E 11250077 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.06.2018 EP 2357612**

54 Título: **Método para cuantificar y capturar imágenes de elementos de un tumor**

30 Prioridad:

25.01.2010 US 693253

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

17.10.2018

73 Titular/es:

**AMCAD BIOMED CORPORATION (100.0%)
5F-2, No.167, Fuxing N. Rd. Songshan Dist
Taipei City 105, Taiwan /, CN**

72 Inventor/es:

**CHANG, KING JEN;
CHEN, WEN HWA;
CHEN, AARGON;
CHEN, CHIUNG NEIN;
HO, MING CHIH;
TAI, HAO CHIH;
WU, MING HSUN;
TSAI, PO WEI;
LUI, CHUNG WEI y
WU, HSIN-JUNG**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 686 293 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

Método para cuantificar y capturar imágenes de elementos de un tumor

5 Antecedentes de la invención

1. Campo de la invención

10 La presente invención se refiere a un método de cuantificación y a un método de captura de imágenes y, más particularmente, al método de cuantificación capaz de cuantificar el elemento del borde, el elemento de quistes, el elemento de calcificaciones, el elemento ecoico y el elemento de heterogénesis de un tumor y al método de captura de imágenes capaz de capturar imágenes del elemento de borde, el elemento de quistes, el elemento de calcificaciones y el elemento de heterogénesis de un tumor.

15 2. Descripción de la técnica relacionada

20 En los últimos años, ya que tanto la resolución de imágenes como el procesamiento digitalizado de imágenes para el uso médico de la tecnología de captura de imágenes ultrasónica han aumentado significativamente, los campos de aplicación del uso médico de la tecnología de captura de imágenes ultrasónica ya no se limitan a la supervisión del crecimiento de un bebé. La tecnología de captura de imágenes ultrasónica de uso médico se está usando gradualmente en el diagnóstico de la naturaleza de muchos tipos de tumor, tales como tumores tiroideos. Por otra parte, debido a la naturaleza no invasiva de la captura de imágenes de la tecnología de captura de imágenes ultrasónica de uso médico, cada vez más médicos usan la tecnología de captura de imágenes ultrasónica como una ayuda en el diagnóstico de la naturaleza de un tumor y la evaluación de los posibles tratamientos para el tumor.

25 La primera etapa para que un médico diagnostique la naturaleza de un tumor mediante una imagen ultrasónica es identificar el contorno del tumor, es decir el contorno tumoral, para definir la región interna del tumor y la región externa del tumor en la imagen ultrasónica. A continuación, el médico puede identificar los elementos del tumor, tales como el elemento de borde, el elemento de quistes, el elemento de calcificaciones, el elemento ecoico y la heterogénesis en la región interna del tumor, como referencia para diagnosticar la naturaleza del tumor. Sin embargo, el sistema de captura de imágenes ultrasónico de uso médico actual solamente puede permitir al médico introducir el contorno tumoral identificado a simple vista en la imagen ultrasónica del tumor, con la ayuda de un dispositivo de entrada manuscrita. No obstante, la poca fiabilidad del diagnóstico de la naturaleza del tumor es significativa solo debido a este proceso de identificación del contorno tumoral, por las siguientes razones:

30 el proceso de identificación del contorno tumoral depende principalmente de la sensación y experiencia subjetivas del médico, incluso la condición mental del médico puede desempeñar un papel importante en este proceso. Como resultado, para una determinada imagen ultrasónica de un tumor, los contornos tumorales identificados por diferentes médicos son diferentes entre sí, como se muestra en la FIG. 1A. Por otra parte, incluso para el mismo médico, los contornos tumorales identificados en un intervalo horario diferente son diferentes entre sí.

35 A continuación, con la ayuda del contorno tumoral identificado, el médico puede identificar si los elementos anteriores del tumor existen en la región interna del tumor a simple vista. Además, si existe al menos uno de los elementos anteriores del tumor en la región interna del tumor, la relación del al menos uno de los elementos anteriores del tumor en la región interna del tumor es evaluada por el médico. Finalmente, basándose en los resultados recogidos disponibles, tales como la distribución de un tipo determinado de elemento del tumor, el médico diagnostica la naturaleza del tumor. En otras palabras, no existe ningún mecanismo objetivo en el presente proceso de diagnóstico de la naturaleza de un tumor, basándose en la imagen ultrasónica. Por lo tanto, en ocasiones existen errores en el diagnóstico de la naturaleza de un tumor, que reducen la fiabilidad del proceso de diagnóstico de la naturaleza de un tumor mediante tecnología de captura de imágenes ultrasónica de uso médico para el campo médico y la sociedad.

40 Además, se han propuesto muchos métodos de identificación de borde en imágenes en el campo de identificación de imágenes (tal como el campo de identificación de licencia) por ejemplo, los algoritmos de serpiente. Sin embargo, antes de que los algoritmos de serpiente comiencen a funcionar, es necesario que el usuario introduzca un borde preliminar en los algoritmos, lo que significa que el médico aún necesita introducir un contorno tumoral aproximado mediante el dispositivo de entrada manuscrita. A continuación, los algoritmos de serpiente continúan ejecutando el siguiente proceso de algoritmo. No obstante, debido a la propiedad intrínseca de los mismos, los algoritmos de serpiente se aplican preferentemente en caso de que la imagen tenga un borde evidente, o el resultado de los algoritmos de serpiente será extremadamente diferente del borde real. Sin embargo, en la mayoría de los casos, el borde de un tumor no es evidente, es decir el borde del tumor siempre es impreciso. Por lo tanto, incluso con algoritmos de serpiente, el contorno tumoral resultante aún es bastante diferente del contorno real del tumor, como se muestra en la FIG. 1B.

45 Además, para reducir el tiempo de cálculo de los algoritmos de serpiente, el médico aún necesita pasar mucho tiempo introduciendo un borde preliminar cercano al contorno tumoral real en los algoritmos. Por lo tanto, no se alivia significativamente la carga para el médico. Por otra parte, ya que la imagen ultrasónica es una imagen en escala de

grises, los elementos del tumor (tales como el elemento de borde, el elemento de quistes, el elemento de calcificaciones, el elemento ecoico y el elemento de heterogénesis) pueden presentarse como un cambio menor del valor de gradiente de la escala de grises de algunos de los puntos de píxeles de la imagen de escala de grises, que es difícil de identificar a simple vista por el médico. Por lo tanto, el médico solamente puede identificar la existencia de estos elementos de un tumor por sus sensaciones, haciendo que el proceso de diagnóstico de la naturaleza de un tumor sea dependiente únicamente de las sensaciones subjetivas del médico, no dependiente de los hechos objetivos.

Zimmer Y *et al.*, "An automatic approach for morphological analysis and malignancy evaluation of ovarian masses using B-Scans", *Ultrasound in Medicine and Biology*. Nueva York, Estados Unidos. Vol. 29, n.º 11, 1 de noviembre de 2003, páginas 1561-1570, desvela un enfoque según el título del artículo.

Por lo tanto, en este campo se necesitan un método de cuantificación capaz de cuantificar el elemento del borde, el elemento de quistes, el elemento de calcificaciones, el elemento ecoico y el elemento de heterogénesis de un tumor y un método de captura de imágenes capaz de capturar imágenes del elemento de borde, el elemento de quistes, el elemento de calcificaciones y el elemento de heterogénesis de un tumor.

Sumario de la invención

Un objeto de la presente invención es proporcionar un método de cuantificación mencionado en la reivindicación 1 capaz de cuantificar el elemento de calcificaciones de un tumor, para el diagnóstico de un médico.

Un objeto de la presente invención es proporcionar un método de captura de imágenes mencionado en la reivindicación 2 capaz de capturar imágenes del elemento de calcificaciones de un tumor, para el diagnóstico de un médico.

Según un aspecto de la presente invención, se proporciona un método de cuantificación del elemento de calcificaciones de un tumor, ejecutándose el método mediante un sistema informático que incluye un dispositivo de pantalla, un procesador, una memoria, un dispositivo de entrada y un dispositivo de almacenamiento, aplicándose el método en una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises, en donde la región interna del tumor es la región rodeada por el contorno tumoral; (C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; (D) recuperar una región de quistes en la región interna del tumor, basándose en un valor umbral basado tanto en el valor mínimo del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, en donde cuando uno de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor tiene un valor de gradiente de la escala de grises menor que el valor umbral, se define que el punto de píxel tiene el elemento de quistes; y (E) calcular el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes; y (F) cuantificar el elemento de calcificaciones del tumor en la región interna del tumor, basándose en el valor máximo y un segundo valor umbral, basándose el segundo valor umbral en la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, en donde cuando uno de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes tiene un valor de gradiente de la escala de grises mayor que el segundo valor umbral, se define que el punto de píxel tiene el elemento de calcificaciones, y calcular la relación de la región que tiene el elemento de calcificaciones sobre la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes.

Según otro aspecto de la invención, se proporciona un método de captura de imágenes del elemento de calcificación de un tumor, ejecutándose el método mediante un sistema informático que incluye un dispositivo de pantalla, un procesador, una memoria, un dispositivo de entrada y un dispositivo de almacenamiento, aplicándose el método en una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises en donde la región interna del tumor es la región rodeada por el contorno tumoral; (C) calcular tanto el valor mínimo del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; y (D) definir un límite superior de captura de imágenes de quistes y un límite inferior de captura de imágenes de quistes basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, para capturar imágenes del elemento de quistes del tumor en la región interna del tumor, y recuperar una región de quistes en la región interna del tumor basándose

5 tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; y en donde cuando el valor de gradiente de la escala de grises de un punto de píxel en la región interna del tumor está entre el límite superior de captura de imágenes de quistes y el límite inferior de captura de imágenes de quistes, el punto de píxel se define como la imagen del elemento de quistes, y en donde el límite superior de captura de imágenes de quistes es el valor mínimo del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, más de 0,05 a 0,3 veces la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; y el límite inferior de captura de imágenes de quistes es el valor mínimo del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; (E) calcular el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, basándose en el valor de gradiente de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes; y (F) definir un límite superior de captura de imágenes de calcificaciones y un límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones basándose en el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, en donde el límite superior de captura de imágenes de calcificaciones es el valor máximo del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes; y el límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones es el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, más de 1 a 5 veces la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, y cuando un punto de píxel en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes tiene el valor de gradiente de la escala de grises entre el límite superior de captura de imágenes de calcificaciones y el límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones, el punto de píxel se define como la imagen del elemento de calcificaciones, y capturar imágenes del elemento de calcificaciones del tumor en la región interna del tumor.

30 Se desvela en el presente documento un método de cuantificación del elemento de borde de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) recuperar un centro de gravedad de la región anular del contorno tumoral, definir una línea de corte que se extiende hacia fuera desde el centro de gravedad y penetra en la región anular del contorno tumoral y proporcionar un segmento de línea medido que está en la línea de corte y en la región anular del contorno tumoral; (D) calcular la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido; y (E) cuantificar el elemento de borde del tumor en la línea de corte, basándose en la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido.

40 Se desvela en el presente documento un método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) recuperar un centro de gravedad de la región anular del contorno tumoral, definir una línea de corte que se extiende hacia fuera desde el centro de gravedad y penetra en la región anular del contorno tumoral y proporcionar un segmento de línea medido que está en la línea de corte y en la región anular del contorno tumoral; (D) calcular la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido; y (E) definir un límite superior de captura de imágenes de borde y un límite inferior de captura de imágenes de borde en la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido y capturar imágenes del elemento de borde del tumor en la línea de corte en coordinación con un nivel de arcoíris.

55 Se desvela en el presente documento un método de cuantificación del elemento de quistes de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; y (D) cuantificar el elemento de quistes del tumor en la región interna del tumor, basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor.

65 Se desvela en el presente documento un método de captura de imágenes del elemento de quistes de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al

menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; y (D) definir un límite superior de captura de imágenes de quistes y un límite inferior de captura de imágenes de quistes basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor y capturar imágenes del elemento de quistes del tumor en la región interna del tumor.

Se desvela en el presente documento un método de cuantificación del elemento de calcificaciones de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; (D) recuperar una región de quistes en la región interna del tumor basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; (E) calcular el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes; y (F) cuantificar el elemento de calcificaciones del tumor en la región interna del tumor, basándose en el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes.

Se desvela en el presente documento un método de captura de imágenes del elemento de calcificaciones de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; (D) recuperar una región de quistes en la región interna del tumor basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; (E) calcular el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes; y (F) definir un límite superior de captura de imágenes de calcificaciones y un límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones basándose en el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes y capturar imágenes del elemento de calcificaciones del tumor en la región interna del tumor.

Se desvela en el presente documento un método de cuantificación del elemento ecoico de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) calcular el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; (D) seleccionar un bloque de referencia en la región externa del tumor y calcular el valor medio del valor de gradiente en la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el bloque de referencia basándose en el valor de gradiente de cada uno de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el bloque de referencia; y (E) cuantificar el elemento ecoico del tumor basándose en el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el bloque de referencia.

Se desvela en el presente documento un método de cuantificación del elemento de heterogénesis de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) definir una pluralidad de máscaras de referencia de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, incluyendo cada una de la pluralidad de máscaras de referencia un punto de píxel de referencia y múltiples puntos de píxeles adyacentes al punto de píxel de referencia; (D) calcular la media local y la varianza local del valor de gradiente de la escala de

grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia; (E) calcular la varianza de media local, la media de varianza local y la varianza de varianza local del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia de la pluralidad de máscaras de referencia; y (F) cuantificar el elemento de heterogénesis del tumor mediante el cálculo de un índice de heterogénesis para cada una de la pluralidad de las máscaras de referencia, basándose en al menos una seleccionada de un grupo que consiste en la varianza de media local, la media de varianza local y la varianza de varianza local del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia.

Se desvela en el presente documento un método de captura de imágenes del elemento de heterogénesis de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) definir una pluralidad de máscaras de referencia de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, incluyendo cada una de la pluralidad de máscaras de referencia un punto de píxel de referencia y múltiples puntos de píxeles adyacentes al punto de píxel de referencia; (D) calcular la varianza del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia; (E) calcular la varianza de la media del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia de la pluralidad de máscaras de referencia; (F) calcular un índice de heterogénesis para cada una de la pluralidad de las máscaras de referencia, basándose en la varianza del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia; (G) calcular el valor máximo, el valor mínimo, el valor medio y la desviación típica de los índices de heterogénesis de la pluralidad de las máscaras de referencia, basándose en el índice de heterogénesis para cada una de la pluralidad de las máscaras de referencia; y (H) definir un límite superior de captura de imágenes de heterogénesis y un límite inferior de captura de imágenes de heterogénesis basándose en el valor máximo, el valor mínimo, el valor medio y la desviación típica de los índices de heterogénesis de la pluralidad de las máscaras de referencia y capturar imágenes del elemento de heterogénesis del tumor en la región interna del tumor en coordinación con un nivel de arcoíris.

Se desvela en el presente documento un medio legible por ordenador que almacena un programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de cuantificación del elemento de borde de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) recuperar un centro de gravedad de la región anular del contorno tumoral, definir una línea de corte que se extiende hacia fuera desde el centro de gravedad y penetra en la región anular del contorno tumoral y proporcionar un segmento de línea medido que está en la línea de corte y en la región anular del contorno tumoral; (D) calcular la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido; y (E) cuantificar el elemento de borde del tumor en la línea de corte, basándose en la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido.

Se desvela en el presente documento un medio legible por ordenador que almacena un programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) recuperar un centro de gravedad de la región anular del contorno tumoral, definir una línea de corte que se extiende hacia fuera desde el centro de gravedad y penetra en la región anular del contorno tumoral y proporcionar un segmento de línea medido que está en la línea de corte y en la región anular del contorno tumoral; (D) calcular la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido; y (E) definir un límite superior de captura de imágenes de borde y un límite inferior de captura de imágenes de borde en la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido y capturar imágenes del elemento de borde del tumor en la línea de corte en coordinación con un nivel de arcoíris.

Se desvela en el presente documento un medio legible por ordenador que almacena un programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de cuantificación del elemento de quistes de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la

región interna del tumor; y (D) cuantificar el elemento de quistes del tumor en la región interna del tumor, basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor.

5 Se desvela en el presente documento un medio legible por ordenador que almacena un programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de captura de imágenes del elemento de quistes de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del
10 contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; y (D) definir un límite superior de captura de imágenes de quistes y un límite inferior de
15 captura de imágenes de quistes basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor y capturar imágenes del elemento de quistes del tumor en la región interna del tumor.

Se desvela en el presente documento un medio legible por ordenador que almacena un programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de cuantificación del elemento de calcificaciones de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del
20 contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; (D) recuperar una región de quistes en la región interna del tumor basándose tanto en el
25 valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; (E) calcular el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la
30 región de quistes; y (F) cuantificar el elemento de calcificaciones del tumor en la región interna del tumor, basándose en el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes.

Se desvela en el presente documento un medio legible por ordenador que almacena un programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de captura de imágenes del elemento de calcificaciones de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del
35 contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; (D) recuperar una región de quistes en la región interna del tumor basándose tanto en el
40 valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; (E) calcular el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la
45 región de quistes, basándose en el valor de gradiente de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes; y (F) definir un límite superior de captura de imágenes de calcificaciones y un límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones basándose en el
50 valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes y capturar imágenes del elemento de calcificaciones del tumor en la región interna del tumor.

Se desvela en el presente documento un medio legible por ordenador que almacena un programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de cuantificación del elemento ecoico de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del
55 contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) calcular el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; (D) seleccionar un bloque de referencia en la región externa del tumor y calcular el valor medio del valor de gradiente en la
60 escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el bloque de referencia basándose en el valor de gradiente de cada uno de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el bloque de referencia; y (E) cuantificar el elemento ecoico del tumor basándose en el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor y el valor medio del valor de gradiente de la escala
65 de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el bloque de referencia.

Se desvela en el presente documento un medio legible por ordenador que almacena un programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de cuantificación del elemento de heterogénesis de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) definir una pluralidad de máscaras de referencia de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, incluyendo cada una de la pluralidad de máscaras de referencia un punto de píxel de referencia y múltiples puntos de píxeles adyacentes al punto de píxel de referencia; (D) calcular la media local y la varianza local del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia; (E) calcular la varianza de media local, la media de varianza local y la varianza de varianza local del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia de la pluralidad de máscaras de referencia; y (F) cuantificar el elemento de heterogénesis del tumor mediante el cálculo de un índice de heterogénesis para cada una de la pluralidad de las máscaras de referencia, basándose en al menos una seleccionada de un grupo que consiste en la varianza de media local, la media de varianza local y la varianza de varianza local del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia.

Se desvela en el presente documento un medio legible por ordenador que almacena un programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de captura de imágenes del elemento de heterogénesis de un tumor, aplicado a una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de: (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral; (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises; (C) definir una pluralidad de máscaras de referencia de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, incluyendo cada una de la pluralidad de máscaras de referencia un punto de píxel de referencia y múltiples puntos de píxeles adyacentes al punto de píxel de referencia; (D) calcular la varianza del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia; (E) calcular la varianza de la media del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia de la pluralidad de máscaras de referencia; (F) calcular un índice de heterogénesis para cada una de la pluralidad de las máscaras de referencia, basándose en la varianza del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia; (G) calcular el valor máximo, el valor mínimo, el valor medio y la desviación típica de los índices de heterogénesis de la pluralidad de las máscaras de referencia, basándose en el índice de heterogénesis para cada una de la pluralidad de las máscaras de referencia; y (H) definir un límite superior de captura de imágenes de heterogénesis y un límite inferior de captura de imágenes de heterogénesis basándose en el valor máximo, el valor mínimo, el valor medio y la desviación típica de los índices de heterogénesis de la pluralidad de las máscaras de referencia y capturar imágenes del elemento de heterogénesis del tumor en la región interna del tumor en coordinación con un nivel de arcoíris.

Como resultado, con el método de cuantificación del elemento de borde de un tumor, el método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor, el método de cuantificación del elemento de quistes de un tumor, el método de captura de imágenes del elemento de quistes de un tumor, el método de cuantificación del elemento de calcificaciones de un tumor, el método de captura de imágenes del elemento de calcificaciones de un tumor, el método de cuantificación del elemento ecoico de un tumor, el método de cuantificación del elemento de heterogénesis de un tumor y el método de captura de imágenes del elemento de heterogénesis de un tumor, un médico puede obtener tanto el resultado cuantificado de estos elementos como el resultado de captura de imágenes de estos elementos (en forma de un patrón de imagen) al mismo tiempo cuando tenga disponible la imagen de escala de grises ultrasónica, como la referencia para que el médico diagnostique la naturaleza del tumor. Por lo tanto, puede aumentarse de este modo tanto la precisión como la fiabilidad del diagnóstico de la naturaleza de un tumor mediante la imagen de escala de grises ultrasónica. También se alivia la carga del médico en el diagnóstico de la naturaleza de un tumor.

Se desvela en el presente documento un programa informático que, cuando se ejecuta en un ordenador, provoca que el ordenador lleve a cabo cualquiera de los métodos anteriores.

Se desvela en el presente documento un sistema informático programado para llevar a cabo cualquiera de los métodos anteriores.

Otros objetos, ventajas y elementos novedosos de la invención resultarán más evidentes a partir de la siguiente descripción detallada de determinadas realizaciones preferidas que se describen, únicamente a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos.

Breve descripción de los dibujos

La FIG. 1A es la imagen ultrasónica cuyo contorno tumoral está marcado a mano por un médico.

La FIG. 1A es la imagen ultrasónica cuyo contorno tumoral está calculado y marcado por los algoritmos de serpiente.

La FIG. 2 presenta la estructura de un sistema informático.

La FIG. 3A es una imagen de escala de grises ultrasónica.

5 La FIG. 3B es un diagrama de flujo del método de cuantificación del elemento de borde de un tumor según la primera realización de la presente invención.

La FIG. 3C es el diagrama de flujo del método de recuperación del contorno tumoral.

La FIG. 3D es una imagen de escala de grises que presenta un tumor, cuyo contorno tumoral y región anular del contorno tumoral es recuperado por el método de recuperación del contorno tumoral.

10 La FIG. 3E es el diagrama de flujo que presenta las subetapas de la etapa (D) del método de cuantificación del elemento de borde de un tumor según la primera realización de la presente invención.

La FIG. 3F es el diagrama de flujo que presenta la subetapa de la etapa (E) del método de cuantificación del elemento de borde de un tumor según la primera realización de la presente invención.

15 La FIG. 4A es un diagrama de flujo del método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor según la segunda realización de la presente invención.

La FIG. 4B es el diagrama de flujo que presenta la subetapa de la etapa (D) del método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor según la segunda realización de la presente invención.

La FIG. 4C es el diagrama de flujo que presenta la subetapa de la etapa (E) del método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor según la segunda realización de la presente invención.

20 La FIG. 5 presenta un patrón de imagen que presenta el elemento de borde de un tumor.

La FIG. 6A es una imagen de escala de grises ultrasónica.

La FIG. 6B es un diagrama de flujo del método de cuantificación del elemento de quistes de un tumor según la tercera realización de la presente invención.

25 La FIG. 6C es el diagrama de flujo que presenta la subetapa de la etapa (E) del método de cuantificación del elemento de quistes de un tumor según la tercera realización de la presente invención.

La FIG. 7A es un diagrama de flujo del método de captura de imágenes del elemento de quistes de un tumor según la cuarta realización de la presente invención.

La FIG. 7B presenta un patrón de imagen que presenta el elemento de quistes de un tumor.

La FIG. 8A es una imagen de escala de grises ultrasónica.

30 La FIG. 8B es un diagrama de flujo del método de cuantificación del elemento de calcificaciones de un tumor según la quinta realización de la presente invención.

La FIG. 8C es el diagrama de flujo que presenta la subetapa de la etapa (F) del método de cuantificación del elemento de calcificaciones de un tumor según la quinta realización de la presente invención.

35 La FIG. 9A es un diagrama de flujo del método de captura de imágenes del elemento de calcificaciones de un tumor según la sexta realización de la presente invención.

La FIG. 9B presenta un patrón de imagen que presenta el elemento de calcificaciones de un tumor.

La FIG. 10A es una imagen de escala de grises ultrasónica.

La FIG. 10B es un diagrama de flujo del método de cuantificación del elemento ecoico de un tumor según la séptima realización de la presente invención.

40 La FIG. 11A es una imagen de escala de grises ultrasónica.

La FIG. 11B es un diagrama de flujo del método de cuantificación del elemento de heterogénesis de un tumor según la octava realización de la presente invención.

La FIG. 11C es el diagrama de flujo que presenta las subetapas de la etapa (F) del método de cuantificación del elemento de heterogénesis de un tumor según la octava realización de la presente invención.

45 La FIG. 12A es un diagrama de flujo del método de captura de imágenes del elemento de heterogénesis de un tumor según la novena realización de la presente invención.

La FIG. 12B presenta un patrón de imagen que presenta el elemento de heterogénesis de un tumor.

Descripción detallada de la realización preferida

50 En referencia a la FIG. 2, se muestra un sistema informático. El sistema informático es capaz de ejecutar el método de cuantificación del elemento de borde de un tumor, el método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor, el método de cuantificación del elemento de quistes de un tumor, el método de captura de imágenes del elemento de quistes de un tumor, el método de cuantificación del elemento de calcificaciones de un tumor, el método de captura de imágenes del elemento de calcificaciones de un tumor, el método de cuantificación del elemento ecoico de un tumor, el método de cuantificación del elemento de heterogénesis de un tumor y el método de captura de imágenes del elemento de heterogénesis de un tumor de la presente invención.

60 Como se muestra en la FIG. 2, un sistema informático comprende: un dispositivo de pantalla 21, un procesador 22, una memoria 23, un dispositivo de entrada 24 y un dispositivo de almacenamiento 25, en donde datos tales como imagen, palabras, instrucciones, etc. podrían introducirse mediante el dispositivo de entrada 24. El dispositivo de almacenamiento 25 podría ser un disco duro, una unidad de CD-ROM o una base de datos remota conectada a Internet, para almacenar un programa informático, programa de aplicación y los datos del usuario. La memoria 23 se usa para registrar los datos o el programa para ejecutar. El procesador 22 se usa para calcular y procesar datos. El dispositivo de pantalla 21 presenta los datos de producción. El sistema informático de la FIG. 2 ejecuta tipos de

programas de aplicación basados en el programa del sistema 26, tales como el programa de edición de textos, programa de dibujo, programa de cálculo científico, programa navegador y programa de correo electrónico, etc.

5 En la presente realización, el dispositivo de almacenamiento 25 almacena el programa informático que hace que un sistema informático ejecute un método de cuantificación del elemento de borde de un tumor, el programa informático que hace que un sistema informático ejecute un método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor, el programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de cuantificación del elemento de quistes de un tumor, el programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de captura de imágenes del elemento de quistes de un tumor, el programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de cuantificación del elemento de calcificaciones de un tumor, el programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de captura de imágenes del elemento de calcificaciones de un tumor, el programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de cuantificación del elemento ecoico de un tumor, el programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de cuantificación del elemento de heterogénesis de un tumor y el programa informático para hacer que un sistema informático ejecute un método de captura de imágenes del elemento de heterogénesis de un tumor. Una vez que el sistema informático se somete a la ejecución de un método de cuantificación o un método de captura de imágenes, el programa informático correspondiente se carga en la memoria 23, para ejecutar el método de cuantificación o el método de captura de imágenes en el procesador 22. Finalmente, el resultado del método de cuantificación o el método de captura de imágenes se presenta en el dispositivo de pantalla 21 o se almacena en la base de datos remota conectada a Internet.

Además, la imagen de escala de grises ultrasónica se almacena en el dispositivo de almacenamiento 25 y la imagen de escala de grises ultrasónica se carga en la memoria 23 al ejecutarse el método de cuantificación o el método de captura de imágenes. Por otra parte, el contorno tumoral preliminar del método de recuperación del contorno tumoral se introduce en el sistema informático a través del dispositivo de entrada 24. El contorno de tumor preliminar se integra después con la imagen de escala de grises ultrasónica, para la ejecución de las siguientes etapas.

La FIG. 3A presenta una imagen de escala de grises ultrasónica que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles, en donde cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles tiene un valor de gradiente de la escala de grises. Además, la imagen de escala de grises ultrasónica de la FIG. 3A presenta un tumor tiroideo y el tejido tiroideo circundante.

Además, como se muestra en la FIG. 3B, que es un diagrama de flujo del método de cuantificación del elemento de borde de un tumor según la primera realización de la presente invención, que comprende las etapas de:

- (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral;
- (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises;
- (C) recuperar un centro de gravedad de la región anular del contorno tumoral, definir una línea de corte que se extiende hacia fuera desde el centro de gravedad y penetra en la región anular del contorno tumoral y proporcionar un segmento de línea medido que está en la línea de corte y en la región anular del contorno tumoral;
- (D) calcular la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido; y
- (E) cuantificar el elemento de borde del tumor en la línea de corte, basándose en la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido.

En referencia a la FIG. 3C y la FIG. 3D, un método de recuperación del contorno tumoral para recuperar el contorno tumoral y la región anular del contorno tumoral de la etapa (A), el contorno tumoral y la región anular del contorno tumoral recuperados de la imagen de escala de grises de la etapa (A) y la definición del centro de gravedad y la línea de corte en la región interna del tumor se describirán posteriormente. La FIG. 3C es el diagrama de flujo de un método de recuperación del contorno tumoral. La FIG. 3D es una imagen de escala de grises que presenta un tumor, cuyo contorno tumoral y región anular del contorno tumoral es recuperado por el método de recuperación del contorno tumoral.

Como se muestra en la FIG. 3C, en la presente realización, un método de recuperación del contorno tumoral para recuperar el contorno tumoral y la región anular del contorno tumoral de la etapa (A) comprende las etapas de:

- introducir un contorno tumoral preliminar (la pista 31 de la FIG. 3D);
- definir una región anular del contorno tumoral preliminar (la región entre la pista 32 y la pista 33 de la FIG. 3D) basándose en el contorno tumoral preliminar, en donde el contorno tumoral preliminar está en la región anular del contorno tumoral preliminar;
- recuperar un centro de gravedad preliminar de la región anular del contorno tumoral preliminar (el punto 34 de la FIG. 3D), definir una línea de corte preliminar (el segmento 35 de la FIG. 3D) que se extiende hacia fuera desde el centro de gravedad preliminar y penetra en la región anular del contorno tumoral preliminar y proporcionar un

segmento de línea medido preliminar que está en la línea de corte preliminar y en la región anular del contorno tumoral preliminar;

5 calcular la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido preliminar, basándose en el valor de gradiente de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido preliminar;

comparar la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido preliminar y definir el punto de píxel que tiene la máxima varianza móvil de la escala de grises como un punto sugestivo de un contorno tumoral (el punto 36 de la FIG. 3D) en la línea de corte preliminar; y

10 cambiar la orientación de la línea de corte preliminar para explorar el borde completo del tumor y conectar todos los puntos sugestivos de contorno tumoral en diferentes líneas de corte preliminares, para recuperar el contorno tumoral y la región anular del contorno tumoral.

15 Después de recuperarse el contorno tumoral de la imagen de escala de grises de la FIG. 3D, la región rodeada por el contorno tumoral se define como la región interna del tumor. La región de la imagen de escala de grises de la FIG. 3D aún no definida como la región interna del tumor se define como la región externa del tumor.

20 El cálculo de la varianza móvil (VM_{ijk}) de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido preliminar, basándose en el valor de gradiente de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido preliminar se explicará a continuación en el presente documento, en referencia a la Tabla 1 posterior:

Al principio, la varianza móvil se define como la relación de la varianza de la escala de grises de un segmento local para un punto de píxel determinado sobre la varianza media de la escala de grises del horizonte móvil múltiple que pertenece al segmento local, es decir

25

$$MV_{ijk} = \frac{RL_{ijk}}{RM_{ijk}}$$

30 En donde, el segmento local incluye el punto de píxel determinado y múltiples puntos de píxeles antes (o después) del punto de píxel determinado, que está en el segmento de línea medido preliminar. En general, si p representa el número de puntos de píxeles antes o después del punto de píxel determinado, entonces el segmento local incluye 2p+1 puntos de píxeles en el mismo.

35 Además, el horizonte móvil del segmento local incluye el punto de píxel determinado y múltiples puntos de píxeles después del punto de píxel determinado, que está en el horizonte móvil. En general, si q representa el número de puntos de píxeles después del punto de píxel determinado en el horizonte móvil, entonces el segmento local incluye varianza móvil 2p-q+2 en el mismo.

Tabla 1

<i>k</i>	1	2	3	4	5
G_{ijk}	77	79	78	79	94
VM_{ijk}	4,996216	5,431265	5,72553	4,359829	5,065877
<i>k</i>	6	7	8	9	10
G_{ijk}	93	93	88	78	64
VM_{ijk}	8,586214	11,91848	13,55545	12,59645	17,43012
<i>k</i>	11	12	13	14	15
G_{ijk}	50	52	56	65	62
VM_{ijk}	14,88913	10,87886	6,907269	4,268695	4,830066
<i>k</i>	16	17	18	19	
G_{ijk}	60	65	67	69	
VM_{ijk}	11,60418	13,1099	7,002381	6,10648	

En donde, k representa el número de serie de los puntos de píxeles en el segmento de línea medido preliminar. G_{ijk} representa el valor de gradiente de la escala de grises del punto de píxel. MV_{ijk} representa la varianza móvil de la escala de grises del punto de píxel.

5 Como se muestra en la Tabla 1, el punto de píxel que tiene el número de serie 10 tiene la máxima varianza móvil de la escala de grises. Por lo tanto, este punto de píxel en el segmento de línea medido preliminar es el punto sugestivo de contorno tumoral.

10 Además, como se muestra en la FIG. 3E, la etapa (D) del método de cuantificación del elemento de borde de un tumor de la presente realización incluye una etapa (D1), es decir calcular la desviación típica de la varianza móvil de la escala de grises (VM_{tip}) de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido, basándose en la varianza móvil de la escala de grises (VM_i) de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido. Sin embargo, ya que el método de cálculo de la desviación típica de la varianza móvil de la escala de grises (VM_{tip}) a partir de la varianza móvil de la escala de grises (VM_i) es bien conocido en la técnica, las etapas detalladas del método se omiten en el presente documento.

15 Por otra parte, como se muestra en la FIG. 3E, la etapa (D) del método de cuantificación del elemento de borde de un tumor de la presente realización incluye una etapa (D2) después de la etapa (D1), es decir calcular el valor medio de la varianza móvil de la escala de grises ($\overline{VM_i}$) de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido, basándose en la varianza móvil de la escala de grises (VM_i) de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido. Sin embargo, ya que el método de cálculo del valor medio de la varianza móvil de la escala de grises ($\overline{VM_i}$) a partir de la varianza móvil de la escala de grises (VM_i) es bien conocido en la técnica, las etapas detalladas del método se omiten en el presente documento.

20 Como se muestra en la FIG. 3F, la etapa (E) del método de cuantificación del elemento de borde de un tumor de la presente realización incluye una etapa (E1), es decir definir un valor umbral para identificar la imprecisión del elemento de borde del tumor en la línea de corte, basándose en la desviación típica (VM_{tip}) y el valor medio ($\overline{VM_i}$) de la varianza móvil de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido.

25 En la presente realización, el valor umbral es el valor medio de la varianza móvil de la escala de grises ($\overline{VM_i}$) de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido, más 3 veces la desviación típica de la varianza móvil de la escala de grises (VM_{tip}) de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido (es decir $\overline{VM_i} + 3 \times VM_{tip}$). Si un punto de píxel en el segmento de línea medido tiene una varianza móvil de la escala de grises (VM_i) menor que el valor umbral, se define que el punto de píxel tiene el elemento de borde impreciso. Después de examinar todos los puntos de píxeles en el segmento de línea medido, dividiendo el número de puntos de píxeles que se define que tienen el elemento de borde impreciso con el número de puntos de píxeles completos en el segmento de línea medido, se obtiene la relación del elemento de borde impreciso en el segmento de línea medido con respecto a los puntos de píxeles en la línea de corte.

30 Finalmente, el método de cuantificación del elemento de borde de un tumor de la presente realización incluye una etapa (F) después de la etapa (E), es decir cambiar la orientación de la línea de corte para explorar el borde completo del tumor, para cuantificar todo el elemento de borde del tumor. Por lo tanto, se obtiene la relación del elemento de borde impreciso con respecto al borde completo del tumor.

35 Como se muestra en la FIG. 4A, que es un diagrama de flujo del método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor según la primera segunda realización de la presente invención, que comprende las etapas de:

- 40 (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral;
- 45 (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises;
- 50 (C) recuperar un centro de gravedad de la región anular del contorno tumoral, definir una línea de corte que se extiende hacia fuera desde el centro de gravedad y penetra en la región anular del contorno tumoral y proporcionar un segmento de línea medido que está en la línea de corte y en la región anular del contorno tumoral;
- 55 (D) calcular la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido; y
- 60 (E) definir un límite superior de captura de imágenes de borde y un límite inferior de captura de imágenes de borde en la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido y capturar imágenes del elemento de borde del tumor en la línea de corte en coordinación con un nivel de arcoíris.

65 Sin embargo, ya que el contorno tumoral y la región anular del contorno tumoral recuperado de la imagen de escala de grises de la etapa (A), la región interna del tumor y la región externa del tumor definidas por el contorno tumoral de la etapa (B), el centro de gravedad y la línea de corte en la región interna del tumor de la etapa (C) y el método de

cálculo de la varianza móvil de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en la línea de corte de la etapa (D) se han descrito anteriormente, su descripción detallada se omite en el presente documento.

Además, como se muestra en la FIG. 4B, la etapa (D) del método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor de la presente realización incluye una etapa (D1), es decir calcular la desviación típica de la varianza móvil de la escala de grises (VM_{tip}) de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido. Sin embargo, ya que el método de cálculo de la desviación típica de la varianza móvil de la escala de grises (VM_{tip}) a partir de la varianza móvil de la escala de grises (VM_i) es bien conocido en la técnica, las etapas detalladas del método se omiten en el presente documento.

Por otra parte, como se muestra en la FIG. 4B, la etapa (D) del método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor de la presente realización incluye una etapa (D2) después de la etapa (D1), es decir calcular el valor medio de la varianza móvil de la escala de grises ($\overline{VM_i}$) de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido. Sin embargo, ya que el método de cálculo del valor medio de la varianza móvil de la escala de grises ($\overline{VM_i}$) a partir de la varianza móvil de la escala de grises (VM_i) es bien conocido en la técnica, las etapas detalladas del método se omiten en el presente documento.

Como se muestra en la FIG. 4C, la etapa (E) del método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor de la presente realización incluye una etapa (E1), es decir definir el límite superior de captura de imágenes del borde y el límite inferior de captura de imágenes del borde, basándose en la desviación típica (VM_{tip}) y el valor medio ($\overline{VM_i}$) de la varianza móvil de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido.

En la presente realización, el límite superior de captura de imágenes del borde es el valor medio de la varianza móvil de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido, más 3 veces la desviación típica de la varianza móvil de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido (es decir $\overline{VM_i} + 3x_{tip}VM_i$). El límite inferior de captura de imágenes del borde es el valor medio de la varianza móvil de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido, menos 3 veces la desviación típica de la varianza móvil de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido (es decir $\overline{VM_i} - 3x_{tip}VM_i$). Sin embargo, si el límite inferior de captura de imágenes del borde es menor que el valor mínimo de la varianza móvil de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido, entonces el límite inferior de captura de imágenes del borde se ajusta para que sea igual que el valor mínimo de la varianza móvil de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido.

Debe tenerse en cuenta que, en otro caso de aplicación, el límite superior de captura de imágenes del borde y el límite inferior de captura de imágenes del borde podrían tener otro valor, respectivamente. Por ejemplo, el límite superior de captura de imágenes del borde podría ser el valor medio de la varianza móvil de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido, más 2 veces la desviación típica de la varianza móvil de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido (es decir $\overline{VM_i} + 2x_{tip}VM_i$). El límite inferior de captura de imágenes del borde podría ser el valor medio de la varianza móvil de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido, menos 2 veces la desviación típica de la varianza móvil de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el segmento de línea medido (es decir $\overline{VM_i} - 2x_{tip}VM_i$). El único requisito es que el límite superior de captura de imágenes del borde debe ser mayor que el límite inferior de captura de imágenes del borde.

Además, el nivel de arcoíris usado en la etapa (E) del método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor de la presente realización es un nivel que cambia continuamente de rojo a morado, pasando por naranja, amarillo, verde, azul y añil, como se muestra en el borde derecho de la FIG. 5. Mientras se capturan imágenes del elemento de borde del tumor, se capturan imágenes de todos los puntos de píxeles en el segmento de línea medido según las normas de captura de imágenes a continuación:

1. Si un punto de píxel en el segmento de línea medido tiene la varianza móvil de la escala de grises mayor que o igual al límite superior de captura de imágenes del borde, el punto de píxel se cubre con un bloque rojo;
2. Si un punto de píxel en el segmento de línea medido tiene la varianza móvil de la escala de grises menor que o igual al límite inferior de captura de imágenes del borde, el punto de píxel se cubre con un bloque morado; y
3. Si un punto de píxel en el segmento de línea medido tiene la varianza móvil de la escala de grises entre el límite superior de captura de imágenes del borde y el límite inferior de captura de imágenes del borde, el punto de píxel se cubre con un bloque que tiene el color seleccionado del nivel de arcoíris correspondiente a la relación entre la varianza móvil de la escala de grises del punto de píxel, el límite superior de captura de imágenes del borde y el límite inferior de captura de imágenes del borde.

Después de capturarse imágenes de todos los puntos de píxeles en el segmento de línea medido según las normas de captura de imágenes anteriores, es decir después de completarse la etapa (E), el método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor de la presente realización puede comprender además una etapa (F),

que cambia la orientación de la línea de corte para explorar el borde completo del tumor, para capturar imágenes de todo el elemento de borde del tumor. Por lo tanto, se capturan imágenes de todos los puntos de píxeles en la región anular del contorno tumoral del tumor y se obtiene un patrón de imagen que tiene el elemento de borde cuya imagen se ha capturado, como se muestra en la FIG. 5. Con la ayuda del patrón de imagen de la FIG. 5, un médico puede descubrir fácilmente la distribución del elemento de borde del tumor y el índice impreciso del elemento de borde del tumor.

Debe tenerse en cuenta que los bloques de color del patrón de captura de imágenes de la FIG. 7 no puede presentarse solamente en la imagen de escala de grises ultrasónica de forma continua, también puede presentarse en la imagen de escala de grises ultrasónica periódicamente. Por lo tanto, el médico puede observar otros elementos del tumor mientras que se capturan imágenes del elemento de borde.

La FIG. 6A presenta una imagen de escala de grises ultrasónica que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles, en donde cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles tiene un valor de gradiente de la escala de grises. Además, la imagen de escala de grises ultrasónica de la FIG. 6A presenta un tumor tiroideo y el tejido tiroideo circundante, en donde el tumor tiroideo incluye una región de quistes en el mismo.

Como se muestra en la FIG. 6B, que es un diagrama de flujo del método de cuantificación del elemento de quistes de un tumor según la tercera realización de la presente invención, que comprende las etapas de:

- (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral;
- (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises;
- (C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; y
- (D) cuantificar el elemento de quistes del tumor en la región interna del tumor, basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor.

Sin embargo, ya que el contorno tumoral y la región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises de la etapa (A) y la región interna del tumor y la región externa del tumor definidas por el contorno tumoral de la etapa (B), se han descrito anteriormente, su descripción detallada se omite en el presente documento.

Por otra parte, ya que el método de cálculo del valor mínimo y la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor de la etapa (C) se conoce bien en la técnica, las etapas detalladas del método se omiten en el presente documento.

Como se muestra en la FIG. 6C, la etapa (D) del método de cuantificación del elemento de quistes de un tumor de la presente realización incluye una etapa (D1), es decir definir un valor umbral para calcular la relación de la región que tiene el elemento de quistes con respecto a la región interna del tumor, basándose tanto en el valor mínimo ($\min G_{ij}$) como en la desviación típica (G_{ijtp}) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor.

En la presente realización, el valor umbral es el valor mínimo ($\min G_{ij}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, más 0,1 veces la desviación típica ($tp G_{ij}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor (es decir $\min G_{ij} + 0,1 \times tp G_{ij}$). Si un punto de píxel en la región interna del tumor tiene un valor de gradiente de la escala de grises (G_{ij}) menor que el valor umbral, se define que el punto de píxel tiene el elemento de quistes. Después de examinar todos los puntos de píxeles en la región interna del tumor, dividiendo el número de puntos de píxeles que se define que tienen el elemento de quistes con el número de puntos de píxeles completos en la región interna del tumor, se obtiene la relación del elemento de quistes en la región interna del tumor.

Como se muestra en la FIG. 7A, que es un diagrama de flujo del método de captura de imágenes del elemento de quistes de un tumor según la cuarta realización de la presente invención, que comprende las etapas de:

- (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral;
- (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises;
- (C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; y
- (D) definir un límite superior de captura de imágenes de quistes y un límite inferior de captura de imágenes de quistes basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor y capturar imágenes del elemento de quistes del tumor en la región interna del tumor.

Sin embargo, ya que el contorno tumoral y la región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises de la etapa (A) y la región interna del tumor y la región externa del tumor definidas por el contorno tumoral de la etapa (B) se han descrito anteriormente, su descripción detallada se omite en el presente documento.

5 Por otra parte, ya que el método de cálculo del valor mínimo y la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor de la etapa (C) se conoce bien en la técnica, las etapas detalladas del método se omiten en el presente documento.

10 Además, el límite superior de captura de imágenes de quistes en la etapa (D) del método de captura de imágenes del elemento de quistes de un tumor de la presente realización es el valor mínimo ($_{min}G_{ijl}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, más 0,1 veces la desviación típica ($_{tip}G_{ijl}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor (es decir $_{min}G_{ijl}+0,1 \times_{tip}G_{ijl}$). El límite inferior de captura de imágenes de quistes es el valor mínimo ($_{min}G_{ijl}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor.

15 Debe tenerse en cuenta que, en otro caso de aplicación, el límite superior de captura de imágenes de quistes y el límite inferior de captura de imágenes de quistes podrían tener otro valor, respectivamente. Por ejemplo, el límite superior de captura de imágenes de quistes podría ser el valor mínimo ($_{min}G_{ijl}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, más 0,3 veces la desviación típica ($_{tip}G_{ijl}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor (es decir $_{min}G_{ijl}+0,3 \times_{tip}G_{ijl}$). El límite inferior de captura de imágenes de quistes podría ser el valor mínimo ($_{min}G_{ijl}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, más 0,05 veces la desviación típica ($_{tip}G_{ijl}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor (es decir $_{min}G_{ijl}+0,05 \times_{tip}G_{ijl}$). El único requisito es que el límite superior de captura de imágenes de quistes debe ser mayor que el límite inferior de captura de imágenes de quistes.

20 Además, mientras se capturan imágenes del elemento de quistes del tumor, si un punto de píxel que tiene el valor de gradiente de la escala de grises entre el límite superior de captura de imágenes de quistes y el límite inferior de captura de imágenes de quistes, el punto de píxel se cubre con un bloque color melocotón. Después de capturarse imágenes de todos los puntos de píxeles en la región interna del tumor según las normas de captura de imágenes anteriores, se obtiene un patrón de imagen que tiene el elemento de quistes del que se han capturado imágenes, como se muestra en la FIG. 7B. Con la ayuda del patrón de imagen de la FIG. 7B, un médico puede descubrir fácilmente la distribución del elemento de quistes del tumor y la relación del elemento de quistes con respecto a la región interna del tumor.

25 Por otra parte, el método de captura de imágenes del elemento de quistes de un tumor según la cuarta realización de la presente invención puede comprender además las siguientes etapas, después de la etapa (D), tales como:

30 (E) definir una pluralidad de máscaras de referencia de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, incluyendo cada una de la pluralidad de máscaras de referencia un punto de píxel de referencia y múltiples puntos de píxeles adyacentes al punto de píxel de referencia, en donde el valor de gradiente de la escala de grises del punto de píxel de referencia está entre el límite superior de captura de imágenes de quistes y el límite inferior de captura de imágenes de quistes; y

35 (F) cubrir el punto de píxel de referencia y todos los múltiples puntos de píxeles con un bloque color melocotón mientras que el valor de gradiente de la escala de grises de al menos uno de los múltiples puntos de píxeles está entre el límite superior de captura de imágenes de quistes y el límite inferior de captura de imágenes de quistes y se capturan imágenes del elemento de quistes del tumor.

40 Por otro lado, el método de captura de imágenes del elemento de quistes de un tumor según la cuarta realización de la presente invención puede comprender además la etapa (G) después de la etapa (F):

45 (G) retirar el bloque de color melocotón que cubre el punto de píxel de referencia y todos los múltiples puntos de píxeles mientras que solamente el valor de gradiente de la escala de grises del punto de píxel de referencia está entre el límite superior de captura de imágenes de quistes y el límite inferior de captura de imágenes de quistes y se capturan imágenes del elemento de quistes del tumor.

50 Completando las etapas (E) a (G) descritas anteriormente, la forma y el área del bloque de color melocotón coincide más con la forma y el área real del elemento de quistes del tumor. Además, en la presente realización, la máscara de referencia definida en la etapa (E) incluye 9 puntos de píxeles.

55 La FIG. 8A presenta una imagen de escala de grises ultrasónica que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles, en donde cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles tiene un valor de gradiente de la escala de grises. Además, la imagen de escala de grises ultrasónica de la FIG. 8A presenta un tumor tiroideo y el tejido tiroideo circundante, en donde el tumor tiroideo incluye una región de calcificaciones en el mismo.

60

Como se muestra en la FIG. 8B, que es un diagrama de flujo del método de cuantificación del elemento de calcificaciones de un tumor según la quinta realización de la presente invención, que comprende las etapas de:

- 5 (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral;
- (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises;
- (C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor;
- 10 (D) recuperar una región de quistes en la región interna del tumor basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor;
- (E) calcular el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes; y
- 15 (F) cuantificar el elemento de calcificaciones del tumor en la región interna del tumor, basándose en el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes.

20 Sin embargo, ya que el contorno tumoral y la región anular del contorno tumoral recuperado de la imagen de escala de grises de la etapa (A), la región interna del tumor y la región externa del tumor definidas por el contorno tumoral de la etapa (B) y la región de quistes recuperada en la etapa (D) se han descrito anteriormente, su descripción detallada se omite en el presente documento.

25 Por otra parte, ya que el método de cálculo del valor mínimo y la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor de la etapa (C) y el método de cálculo del valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes de la etapa (E) se conoce bien en la técnica, las etapas detalladas del método se omiten en el presente documento.

30 Como se muestra en la FIG. 8C, la etapa (F) del método de cuantificación del elemento de calcificaciones de un tumor de la presente realización incluye una etapa (F1), es decir definir un valor umbral para calcular la relación de la región que tiene el elemento de calcificaciones con respecto a la región interna del tumor, basándose en el valor máximo ($m_{\max_c}G_{ijl}$), la desviación típica ($t_{ip_c}G_{ijl}$), el valor medio ($m_{media_c}G_{ijl}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes.

35 En la presente realización, el valor umbral es el valor medio ($m_{media_c}G_{ijl}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, más 2,8 veces la desviación típica ($t_{ip_c}G_{ijl}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes (es decir $m_{media_c}G_{ijl} + 2,8 \times t_{ip_c}G_{ijl}$). Si un punto de píxel en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes tiene un valor de gradiente de la escala de grises (G_{ijl}) menor que el valor umbral, se define que el punto de píxel tiene el elemento de calcificaciones. Después de examinar todos los puntos de píxeles en la región interna del tumor, dividiendo el número de puntos de píxeles que se define que tienen el elemento de calcificaciones con el número de puntos de píxeles completos en la región interna del tumor, se obtiene la relación del elemento de calcificaciones en la región interna del tumor.

45 Como se muestra en la FIG. 9A, que es un diagrama de flujo del método de captura de imágenes del elemento de calcificaciones de un tumor según la sexta realización de la presente invención, que comprende las etapas de:

- 50 (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral;
- (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises;
- (C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor;
- 55 (D) recuperar una región de quistes en la región interna del tumor basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor;
- (E) calcular el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, basándose en el valor de gradiente de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes; y
- 60 (F) definir un límite superior de captura de imágenes de calcificaciones y un límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones basándose en el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes y capturar imágenes del elemento de calcificaciones del tumor en la región interna del tumor.
- 65

Sin embargo, ya que el contorno tumoral y la región anular del contorno tumoral recuperado de la imagen de escala de grises de la etapa (A), la región interna del tumor y la región externa del tumor definidas por el contorno tumoral de la etapa (B) y la región de quistes recuperada en la etapa (D) se han descrito anteriormente, su descripción detallada se omite en el presente documento.

5 Por otra parte, ya que el método de cálculo del valor mínimo y la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor de la etapa (C) y el método de cálculo del valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes de la etapa (E) se conoce bien en la técnica, las etapas detalladas del método se omiten en el presente documento.

15 Además, el límite superior de captura de imágenes de calcificaciones en la etapa (F) del método de captura de imágenes del elemento de quistes de un tumor de la presente realización es el valor máximo ($max_{c}G_{ij}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes. El límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones es el valor medio ($media_{c}G_{ij}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, más 2,8 veces la desviación típica ($tip_{c}G_{ij}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes (es decir $media_{c}G_{ij}+2,8 \times tip_{c}G_{ij}$).

20 Debe tenerse en cuenta que, en otro caso de aplicación, el límite superior de captura de imágenes de calcificaciones y el límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones podrían tener otro valor, respectivamente. Por ejemplo, el límite superior de captura de imágenes de calcificaciones podría ser el valor máximo ($max_{c}G_{ij}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, menos 0,1 veces la desviación típica ($tip_{c}G_{ij}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes (es decir $max_{c}G_{ij}-0,1 \times tip_{c}G_{ij}$). El límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones podría ser el valor medio ($media_{c}G_{ij}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, más 2,5 veces la desviación típica ($tip_{c}G_{ij}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes (es decir $media_{c}G_{ij}+2,5 \times tip_{c}G_{ij}$). El único requisito es que el límite superior de captura de imágenes de calcificaciones debe ser mayor que el límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones.

35 Además, mientras se capturan imágenes del elemento de calcificaciones del tumor, si un punto de píxel en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes tiene el valor de gradiente de la escala de grises entre el límite superior de captura de imágenes de calcificaciones y el límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones, el punto de píxel se cubre con un bloque amarillo. Después de capturarse imágenes de todos los puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes según las normas de captura de imágenes anteriores, se obtiene un patrón de imagen que tiene el elemento de calcificaciones del que se han capturado imágenes, como se muestra en la FIG. 9B. Con la ayuda del patrón de imagen de la FIG. 9B, un médico puede descubrir fácilmente la distribución del elemento de calcificaciones del tumor y la relación del elemento de calcificaciones con respecto a la región interna del tumor.

45 La FIG. 10A presenta una imagen de escala de grises ultrasónica que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles, en donde cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles tiene un valor de gradiente de la escala de grises. Además, la imagen de escala de grises ultrasónica de la FIG. 10A presenta un tumor tiroideo y el tejido tiroideo circundante.

50 Como se muestra en la FIG. 10B, que es un diagrama de flujo del método de cuantificación del elemento ecoico de un tumor según la séptima realización de la presente invención, que comprende las etapas de:

- (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral;
- (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises;
- (C) calcular el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor;
- (D) seleccionar un bloque de referencia en la región externa del tumor y calcular el valor medio del valor de gradiente en la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el bloque de referencia basándose en el valor de gradiente de cada uno de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el bloque de referencia; y
- (E) cuantificar el elemento ecoico del tumor basándose en el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el bloque de referencia.

65

Sin embargo, ya que el contorno tumoral y la región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises de la etapa (A) y la región interna del tumor y la región externa del tumor definidas por el contorno tumoral de la etapa (B) se han descrito anteriormente, su descripción detallada se omite en el presente documento.

5 Por otra parte, ya que el método de cálculo del valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor de la etapa (C) y el método de cálculo del valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el bloque de referencia de la etapa (D) se conoce bien en la técnica, las etapas detalladas del método se omiten en el presente documento.

10 Además, el bloque de referencia anteriormente mencionado es la región rodeada por el marco rectangular fuera del contorno tumoral de la FIG. 10A, es decir en la región externa del tumor. En general, el bloque de referencia se localiza en la región de la imagen de escala de grises ultrasónica que presenta el tejido ordinario.

15 En la presente realización, el elemento ecoico del tumor se cuantifica dividiendo la diferencia entre el valor medio ($media G_{ijl}$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor y el valor medio ($media G_r$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el bloque de referencia con el valor medio ($media G_r$) del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en el bloque de referencia, como se muestra en la siguiente fórmula:

$$ER = \frac{media G_{ijl} - media G_r}{media G_r} \times 100\%$$

20 En general, el resultado de la fórmula anterior se representa por ER. Si ER es mayor que o igual a 0 (es decir $ER \geq 0$), se define que el tumor tiene el elemento de hiperecoico. Si ER es menor que 0 (es decir $ER < 0$), se define que el tumor tiene el elemento de hipoecoico.

25 La FIG. 11A presenta una imagen de escala de grises ultrasónica que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles, en donde cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles tiene un valor de gradiente de la escala de grises. Además, la imagen de escala de grises ultrasónica de la FIG. 11A presenta un tumor tiroideo y el tejido tiroideo circundante.

30 Como se muestra en la FIG. 11B, que es un diagrama de flujo del método de cuantificación del elemento de heterogénesis de un tumor según la octava realización de la presente invención, que comprende las etapas de:

- 35 (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral;
- (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises;
- (C) definir una pluralidad de máscaras de referencia de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, incluyendo cada una de la pluralidad de máscaras de referencia un punto de píxel de referencia y
- 40 múltiples puntos de píxeles adyacentes al punto de píxel de referencia;
- (D) calcular la media local y la varianza local del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia;
- (E) calcular la varianza de media local, la media de varianza local y la varianza de varianza local del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia de la pluralidad de máscaras de referencia; y
- 45 (F) cuantificar el elemento de heterogénesis del tumor mediante el cálculo de un índice de heterogénesis para cada una de la pluralidad de las máscaras de referencia, basándose en al menos una seleccionada de un grupo que consiste en la varianza de media local, la media de varianza local y la varianza de varianza local del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia.

50 Sin embargo, ya que el contorno tumoral y la región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises de la etapa (A) y la región interna del tumor y la región externa del tumor definidas por el contorno tumoral de la etapa (B) se han descrito anteriormente, su descripción detallada se omite en el presente documento.

55 Además, en la presente realización, la máscara de referencia de la etapa (C) incluye 25 puntos de píxeles, es decir el punto de píxel de referencia y múltiples puntos de píxeles adyacentes al punto de píxel de referencia. La diferencia entre la coordenada de estos puntos de píxeles (x',y') y la coordenada de los puntos de píxeles de referencia (x,y) es menor de 2. Debe tenerse en cuenta que, en otro caso de aplicación, la máscara de referencia de la etapa (C) podría incluir un número diferente de puntos de píxeles, por ejemplo, 49 puntos de píxeles.

60

A continuación, se describe el cálculo de la varianza de media local (VDM), la media de varianza local (MDV) y la varianza de varianza local (VDV), basado en la varianza, la media local y la varianza local del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia.

5 En primer lugar, la varianza de media local (VDM) interpreta los cambios de las medias locales. Es decir, la varianza de media local (VDM) se calcula como la varianza entre los promedios locales. En segundo lugar, la varianza de varianza local (VDV) interpreta la escala de diferencia en el área local. Es decir, la varianza de varianza local (VDV) se calcula como la media entre las varianzas en el área local. En tercer lugar, la media de varianza local (MDV) interpreta los cambios entre las diferencias en el área local. Es decir, la media de varianza local (MDV) se calcula como la varianza entre las varianzas en el área local.

Un ejemplo para explicar el cálculo de estos tres tipos de varianza se presenta a continuación.

Al principio, se define un área local cuadrada (es decir la máscara de referencia) de una imagen de escala de grises ultrasónica (indicada como $A_{i,j}^q$), para el punto de medición $P_{i,j}$ que consiste en $(2q+1) \times (2q+1)$ puntos de medición, donde se dice que q es el elemento que decide la anchura del área cuadrada. Además, los componentes en $A_{i,j}^q$ pueden mostrarse como:

$$A_{i,j}^q = \begin{Bmatrix} P_{i-q,j-q} & \cdots & P_{i,j-q} & \cdots & P_{i+q,j-q} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ P_{i-q,j} & \cdots & P_{i,j} & \cdots & P_{i+q,j} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ P_{i-q,j+q} & \cdots & P_{i,j+q} & \cdots & P_{i+q,j+q} \end{Bmatrix},$$

20 La media de muestra de los puntos en $A_{i,j}^q$ se define como la media local, indicada como $\mu_{A_{i,j}^q}^2$ puede calcularse como:

$$\mu_{A_{i,j}^q}^2 = \frac{\sum_{i'=i-q}^{i+q} \sum_{j'=j-q}^{j+q} (GR_{i',j'})}{(2q+1)^2}.$$

25 $GR_{i,j}$ es el brillo del $P_{i,j}$ en el marco único en una constante de punto temporal.

La varianza de muestra de los puntos en $A_{i,j}^q$ se define como la varianza local, indicada como $S_{A_{i,j}^q}^2$ puede calcularse como:

$$S_{A_{i,j}^q}^2 = \frac{\sum_{i'=i-q}^{i+q} \sum_{j'=j-q}^{j+q} \left(GR_{i',j'} - \mu_{A_{i,j}^q}^2 \right)^2}{(2q+1)^2 - 1}.$$

Sin embargo, cuando $A_{i,j}^q$ contiene puntos que están fuera de la ROI, la $\mu_{A_{i,j}^q}^2$ y $S_{A_{i,j}^q}^2$ para el área $A_{i,j}^q$ no se calcularán.

Basándose en la región de interés (ROI) predefinida, en este caso, la región interna del tumor, y una q dada, en este

5 caso, q=2, las medias locales de n_q (indicadas como $\mu_{A_v^q}^2$) y las varianzas locales de n_q (indicadas como $S_{A_v^q}^2$), donde $1 \leq v \leq n_q$.

Por lo tanto, la varianza de media local (VDM) podría calcularse

$$VOM_q = \frac{\sum_{v=1}^{n_q} (\mu_{A_v^q}^2 - \overline{\mu_{A_v^q}^2})}{n_q - 1},$$

10

$$\overline{S_{A_v^q}^2} = \frac{\sum_{v=1}^{n_q} S_{A_v^q}^2}{n_q}.$$

como: donde

La media de varianza local (MDV) podría calcularse como:

15

$$MOV_q = \frac{\sum_{v=1}^{n_q} (S_{A_v^q}^2)}{n_q}.$$

La varianza de varianza local (VDV) podría calcularse como:

$$VOV_q = \frac{\sum_{v=1}^{n_q} (S_{A_v^q}^2 - \overline{S_{A_v^q}^2})}{n_q - 1},$$

20

$$\overline{S_{A_v^q}^2} = \frac{\sum_{v=1}^{n_q} S_{A_v^q}^2}{n_q}.$$

donde

Como resultado, se desvelan el cálculo de la media local (VDM), la media de varianza local (MDV), la varianza de varianza local (VDV), así como la relación de la varianza de varianza local (VDV) dividida por la varianza de media local (VDM), la relación de la media de varianza local (MDV) dividida por la varianza de varianza local (VDV) y la relación de la media de varianza local (MDV) dividida por la varianza de media local (VDM).

Entre estas 6 formas del índice de heterogénesis, aquel en que el índice de heterogénesis está en función de la relación de la varianza de varianza local (VDV) dividida por la varianza de media local (VDM) tiene el mejor rendimiento.

Como se muestra en la FIG. 12A, que es un diagrama de flujo del método de captura de imágenes del elemento de heterogénesis de un tumor según la novena realización de la presente invención, que comprende las etapas de:

- (A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral;
- (B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises;
- (C) definir una pluralidad de máscaras de referencia de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, incluyendo cada una de la pluralidad de máscaras de referencia un punto de píxel de referencia y múltiples puntos de píxeles adyacentes al punto de píxel de referencia;
- (D) calcular la varianza del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia;
- (E) calcular la varianza de la media del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia de la pluralidad de máscaras de referencia;
- (F) calcular un índice de heterogénesis para cada una de la pluralidad de las máscaras de referencia, basándose en la varianza del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia;
- (G) calcular el valor máximo, el valor mínimo, el valor medio y la desviación típica de los índices de heterogénesis de la pluralidad de las máscaras de referencia, basándose en el índice de heterogénesis para cada una de la pluralidad de las máscaras de referencia; y
- (H) definir un límite superior de captura de imágenes de heterogénesis y un límite inferior de captura de imágenes de heterogénesis basándose en el valor máximo, el valor mínimo, el valor medio y la desviación típica de los índices de heterogénesis de la pluralidad de las máscaras de referencia y capturar imágenes del elemento de heterogénesis del tumor en la región interna del tumor en coordinación con un nivel de arcoiris.

Sin embargo, ya que el contorno tumoral y la región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises de la etapa (A) y la región interna del tumor y la región externa del tumor definidas por el contorno tumoral de la etapa (B) se han descrito anteriormente, su descripción detallada se omite en el presente documento. Por otra parte, ya que el método de cálculo del valor máximo, el valor mínimo, el valor medio y la desviación típica de los índices de heterogénesis de la pluralidad de las máscaras de referencia, basándose en el índice de heterogénesis para cada una de la pluralidad de las máscaras de referencia de la etapa (G) se conoce bien en la técnica, las etapas detalladas del método se omiten en el presente documento.

Además, en la presente realización, la máscara de referencia de la etapa (C) incluye 25 puntos de píxeles, es decir el punto de píxel de referencia y múltiples puntos de píxeles adyacentes al punto de píxel de referencia. La diferencia entre la coordenada de estos puntos de píxeles (x',y') y la coordenada de los puntos de píxeles de referencia (x,y) es menor de 2. Debe tenerse en cuenta que, en otro caso de aplicación, la máscara de referencia de la etapa (C) podría incluir un número diferente de puntos de píxeles, por ejemplo, 49 puntos de píxeles.

La varianza del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia calculadas en la etapa (D) está representada por $varpMHI_i$. La varianza media del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia de la pluralidad de máscaras de referencia calculadas en la etapa (E) está representada por $MDV MHI_i$. Además,

$$MOV MHI_i = \frac{\sum_{z=1}^{z'} varp MHI_{iz}}{z'}$$

Como se muestra en la FIG. 11C, la etapa (F) del método de cuantificación del elemento de heterogénesis de un tumor de la presente realización incluye una etapa (F1), tomando las raíces cuadradas del valor absoluto de la diferencia entre la varianza del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia ($varp MHI_i$) para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia y la varianza media del valor de gradiente de la escala de grises de la máscara de referencia ($MOV MHI_i$) de la pluralidad de máscaras de referencia, calcular el índice de heterogénesis HP_{iz} para cada una de la pluralidad de las máscaras de referencia, como se muestra en la siguiente fórmula:

$$HP_{iz} = \sqrt{|varp MHI_{iz} - MOV MHI_i|}$$

Además, como se muestra en la FIG. 11C, la etapa (F) del método de cuantificación del elemento de heterogénesis de un tumor de la presente realización incluye una etapa (F2) después de la etapa (F1), definir un valor umbral para calcular la relación de la región que tiene el elemento de heterogénesis con respecto a la región interna del tumor, basándose en el índice de heterogénesis (HP_{iz} para cada una de la pluralidad de las máscaras de referencia.

En la presente realización, el límite superior de captura de imágenes de heterogénesis de la etapa (H) es el valor máximo de los índices de heterogénesis ($máx HP_i$) de la pluralidad de las máscaras de referencia; y el límite inferior de captura de imágenes de heterogénesis es el valor medio de los índices de heterogénesis ($media HP_i$) de la pluralidad de las máscaras de referencia, menos 0,1 veces la desviación típica ($tip HP_i$) de los índices de heterogénesis de la pluralidad de las máscaras de referencia (es decir $media HP_i - 0,1 \times tip HP_i$).

Debe tenerse en cuenta que, en otro caso de aplicación, el límite superior de captura de imágenes de heterogénesis y el límite inferior de captura de imágenes de heterogénesis podrían tener otro valor, respectivamente. Por ejemplo, el límite superior de captura de imágenes de heterogénesis podría ser el valor máximo de los índices de heterogénesis ($máx HP_i$) de la pluralidad de las máscaras de referencia, menos 0,1 veces la desviación típica ($tip HP_i$) de los índices de heterogénesis de la pluralidad de las máscaras de referencia (es decir $máx HP_i - 0,1 \times tip HP_i$). El límite inferior de captura de imágenes de heterogénesis podría ser el valor medio de los índices de heterogénesis ($media HP_i$) de la pluralidad de las máscaras de referencia, menos 0,2 veces la desviación típica ($tip HP_i$) de los índices de heterogénesis de la pluralidad de las máscaras de referencia (es decir $media HP_i - 0,2 \times tip HP_i$). El único requisito es que el límite superior de captura de imágenes de heterogénesis debe ser mayor que el límite inferior de captura de imágenes de heterogénesis.

Además, el nivel de arcoíris usado en la etapa (H) del método de captura de imágenes del elemento de heterogénesis de un tumor de la presente realización es un nivel que cambia continuamente de rojo a morado, pasando por naranja, amarillo, verde, azul y añil. Mientras se capturan imágenes del elemento de heterogénesis del tumor, se capturan imágenes del punto de píxel de referencia de cada una de la pluralidad de máscaras de referencia según las normas de captura de imágenes a continuación:

1. Si una máscara de referencia tiene un índice de heterogénesis igual al límite superior de captura de imágenes de heterogénesis, el punto de píxel de referencia de la máscara de referencia se cubre con un bloque rojo;
2. Si una máscara de referencia tiene un índice de heterogénesis menor que o igual al límite superior de captura de imágenes de heterogénesis, el punto de píxel de referencia de la máscara de referencia se cubre con un bloque morado; y
3. Si una máscara de referencia tiene un índice de heterogénesis entre el límite superior de captura de imágenes de heterogénesis y el límite inferior de captura de imágenes de heterogénesis, el punto de píxel de referencia de la máscara de referencia se cubre con un bloque que tiene el color seleccionado del nivel de arcoíris correspondiente a la relación entre el índice de heterogénesis de la máscara de referencia, el límite superior de captura de imágenes de heterogénesis y el límite inferior de captura de imágenes de heterogénesis.

Después de capturarse imágenes del punto de píxel de referencia de cada una de la pluralidad de máscaras de referencia según las normas de captura de imágenes anteriores, se obtiene un patrón de imagen que tiene el elemento de heterogénesis, como se muestra en la FIG. 12B. Con la ayuda del patrón de imagen de la FIG. 12B, un

médico puede descubrir fácilmente la distribución del elemento de heterogénesis del tumor y la relación del elemento de heterogénesis en la región interna del tumor.

5 Debe tenerse en cuenta que los bloques de color del patrón de captura de imágenes de la FIG. 12B no pueden presentarse solamente en la imagen de escala de grises ultrasónica de forma continua, también pueden presentarse en la imagen de escala de grises ultrasónica periódicamente. Por lo tanto, el médico puede observar otros elementos del tumor mientras que se capturan imágenes del elemento de heterogénesis.

10 Como se ha descrito anteriormente, con el método de cuantificación del elemento de borde de un tumor, el método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor, el método de cuantificación del elemento de quistes de un tumor, el método de captura de imágenes del elemento de quistes de un tumor, el método de cuantificación del elemento de calcificaciones de un tumor, el método de captura de imágenes del elemento de calcificaciones de un tumor, el método de cuantificación del elemento ecoico de un tumor, el método de cuantificación del elemento de heterogénesis de un tumor y el método de captura de imágenes del elemento de heterogénesis de un tumor, un
15 médico puede obtener tanto el resultado cuantificado de estos elementos como el resultado de captura de imágenes de estos elementos (en forma de un patrón de imagen) al mismo tiempo cuando tenga disponible la imagen de escala de grises ultrasónica, como la referencia para que el médico diagnostique la naturaleza del tumor. Por lo tanto, puede aumentarse de este modo tanto la precisión como la fiabilidad del diagnóstico de la naturaleza de un tumor mediante la imagen de escala de grises ultrasónica. También se reduce la dificultad para el médico para
20 diagnosticar la naturaleza de un tumor.

Por otra parte, las etapas del método de cuantificación del elemento de borde de un tumor, el método de captura de imágenes del elemento de borde de un tumor, el método de cuantificación del elemento de quistes de un tumor, el método de captura de imágenes del elemento de quistes de un tumor, el método de cuantificación del elemento de
25 calcificaciones de un tumor, el método de captura de imágenes del elemento de calcificaciones de un tumor, el método de cuantificación del elemento ecoico de un tumor, el método de cuantificación del elemento de heterogénesis de un tumor y el método de captura de imágenes del elemento de heterogénesis de un tumor proporcionado por la presente invención pueden convertirse en lenguaje informático para ser ejecutado por el sistema informático. El programa informático de los métodos anteriores puede almacenarse en un medio legible por
30 ordenador que puede ser identificado o leído por cualquier tipo de procesador, o cualquier objeto o cualquier dispositivo que incluya el medio legible por ordenador en el mismo. El tipo de objeto o dispositivo no está limitado; podría ser un disco duro, disquete, un CD-ROM, ZIP, MO, chip IC o RAM. El sistema informático no se limita a la forma ordinaria del sistema informático, también podría ser un teléfono móvil, ordenador de bolsillo, *smart phone*, PDA, etc.
35

Aunque la presente invención se ha explicado en relación con su realización preferida, debe entenderse que pueden realizarse muchas otras posibles modificaciones y variaciones sin alejarse del alcance de la invención como se reivindica en lo sucesivo en el presente documento.

REIVINDICACIONES

1. Un método de cuantificación del elemento de calcificaciones de un tumor, ejecutándose el método mediante un sistema informático que incluye un dispositivo de pantalla (21), un procesador (22), una memoria (23), un dispositivo de entrada (24) y un dispositivo de almacenamiento (25), aplicándose el método en una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de:

(A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral;

(B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises, en donde la región interna del tumor es la región rodeada por el contorno tumoral;

(C) calcular tanto el valor mínimo como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor;

(D) recuperar una región de quistes en la región interna del tumor, basándose en un valor umbral basado tanto en el valor mínimo del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, en donde cuando uno de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor tiene un valor de gradiente de la escala de grises menor que el valor umbral, se define que el punto de píxel tiene el elemento de quistes; y

(E) calcular el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes; y

(F) cuantificar el elemento de calcificaciones del tumor en la región interna del tumor, basándose en el valor máximo y un segundo valor umbral, basándose el segundo valor umbral en la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, en donde cuando uno de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes tiene un valor de gradiente de la escala de grises mayor que el segundo valor umbral, se define que el punto de píxel tiene el elemento de calcificaciones,

y calcular la relación de la región que tiene el elemento de calcificaciones sobre la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes.

2. Un método de captura de imágenes del elemento de calcificación de un tumor, ejecutándose el método mediante un sistema informático que incluye un dispositivo de pantalla (21), un procesador (22), una memoria (23), un dispositivo de entrada (24) y un dispositivo de almacenamiento (25), aplicándose el método en una imagen de escala de grises que consiste en una pluralidad de puntos de píxeles y que presenta al menos un tumor en la misma, que comprende las etapas de:

(A) recuperar un contorno tumoral y una región anular del contorno tumoral de la imagen de escala de grises, en donde el contorno tumoral está en la región anular del contorno tumoral;

(B) presentar el contorno tumoral sobre la imagen de escala de grises para definir una región interna del tumor y una región externa del tumor en la imagen de escala de grises en donde la región interna del tumor es la región rodeada por el contorno tumoral;

(C) calcular tanto el valor mínimo del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor como la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; y

(D) definir un límite superior de captura de imágenes de quistes y un límite inferior de captura de imágenes de quistes basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, para capturar imágenes del elemento de quistes del tumor en la región interna del tumor, y recuperar una región de quistes en la región interna del tumor basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor;

y en donde cuando el valor de gradiente de la escala de grises de un punto de píxel en la región interna del tumor está entre el límite superior de captura de imágenes de quistes y el límite inferior de captura de imágenes de quistes, el punto de píxel se define como la imagen del elemento de quistes, y

en donde el límite superior de captura de imágenes de quistes es el valor mínimo del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor, más de 0,05 a 0,3 veces la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor; y el límite inferior de captura de imágenes de quistes es el valor mínimo del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor;

(E) calcular el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, basándose en el valor de gradiente de la escala de grises de cada uno de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes; y

- (F) definir un límite superior de captura de imágenes de calcificaciones y un límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones basándose en el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, en donde el límite superior de captura de imágenes de calcificaciones es el valor máximo del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes; y el límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones es el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, más de 1 a 5 veces la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes, y cuando un punto de píxel en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes tiene el valor de gradiente de la escala de grises entre el límite superior de captura de imágenes de calcificaciones y el límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones, el punto de píxel se define como la imagen del elemento de calcificaciones, y capturar imágenes del elemento de calcificaciones del tumor en la región interna del tumor.
- 5
- 10
- 15
3. El método de captura de imágenes según la reivindicación 2, cuando un punto de píxel en la región interna del tumor pero fuera de la región de quistes tiene el valor de gradiente de la escala de grises entre el límite superior de captura de imágenes de calcificaciones y el límite inferior de captura de imágenes de calcificaciones, el punto de píxel se cubre con un bloque amarillo mientras se capturan imágenes del elemento de calcificaciones del tumor.

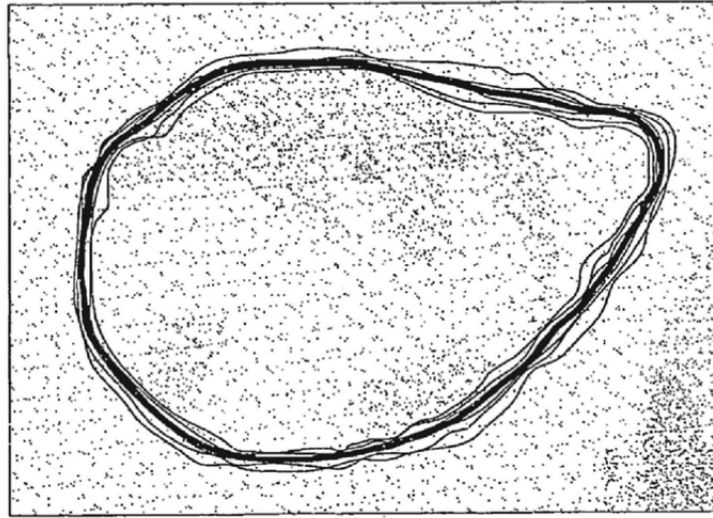


FIG.1A

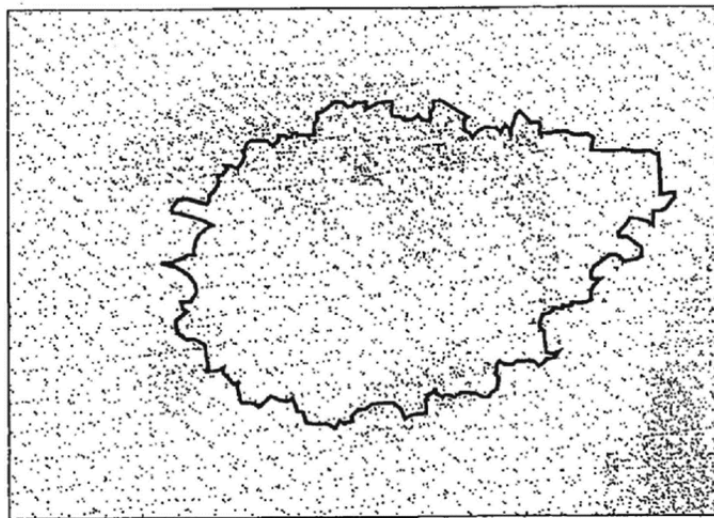


FIG.1B

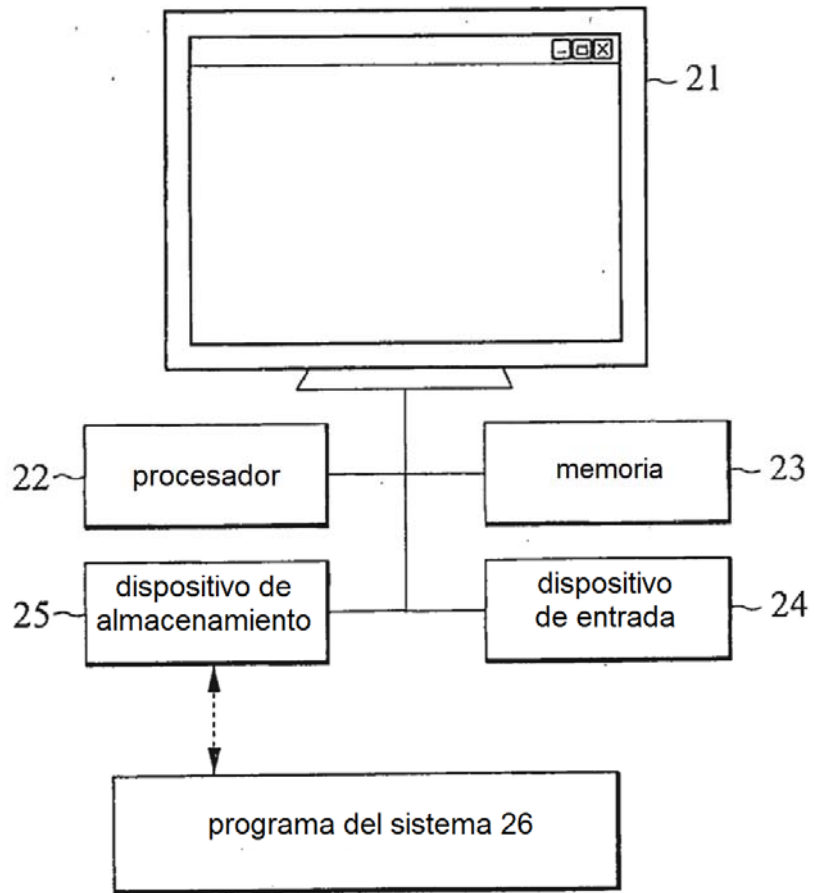


FIG.2

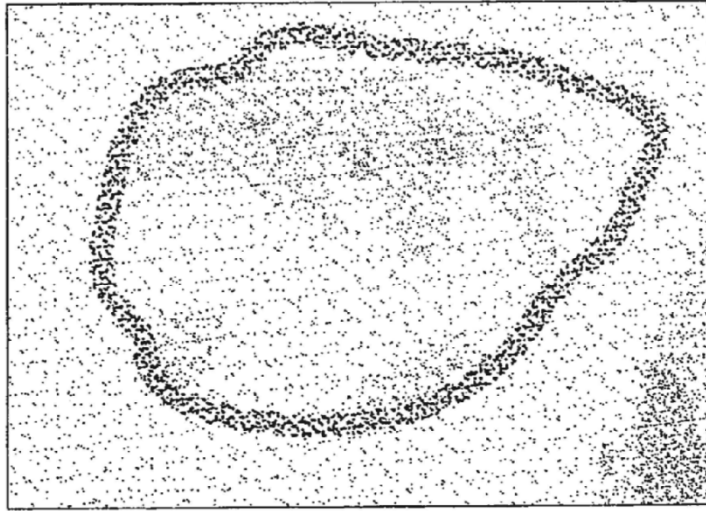


FIG.3A

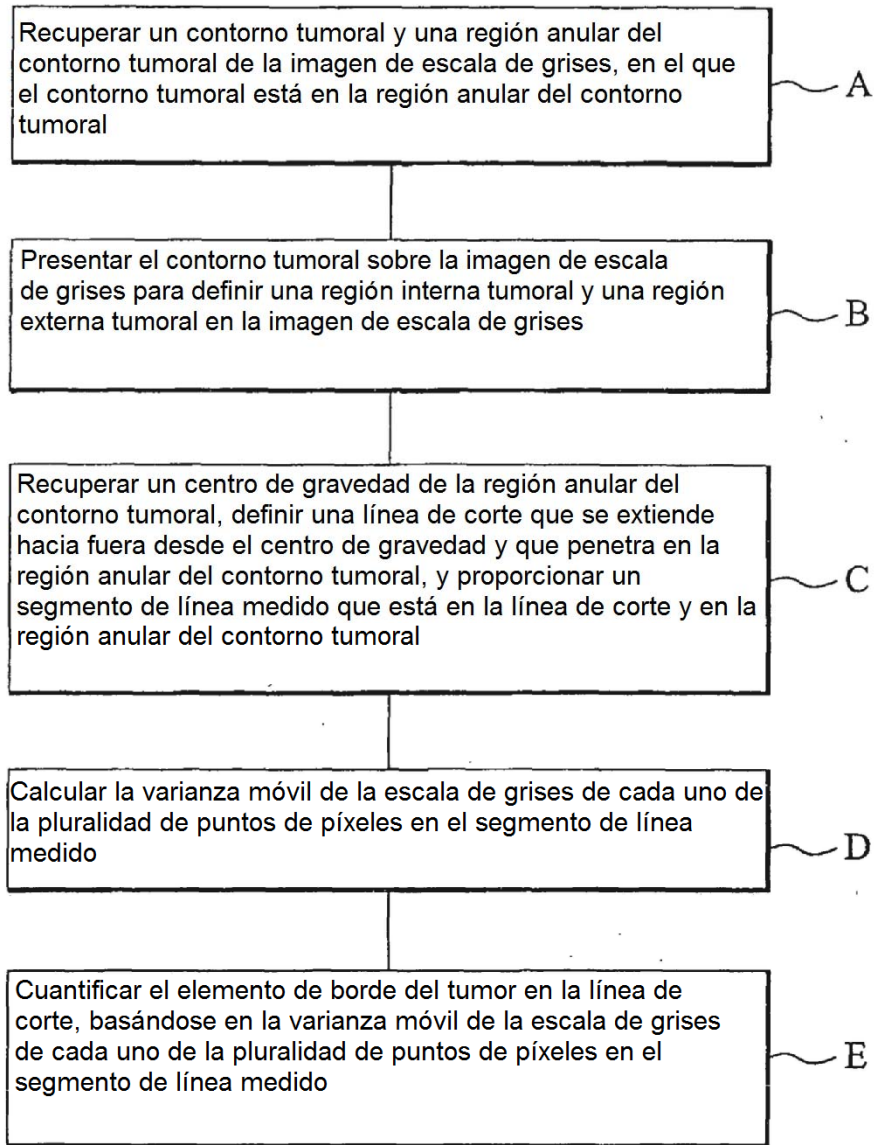


FIG.3B

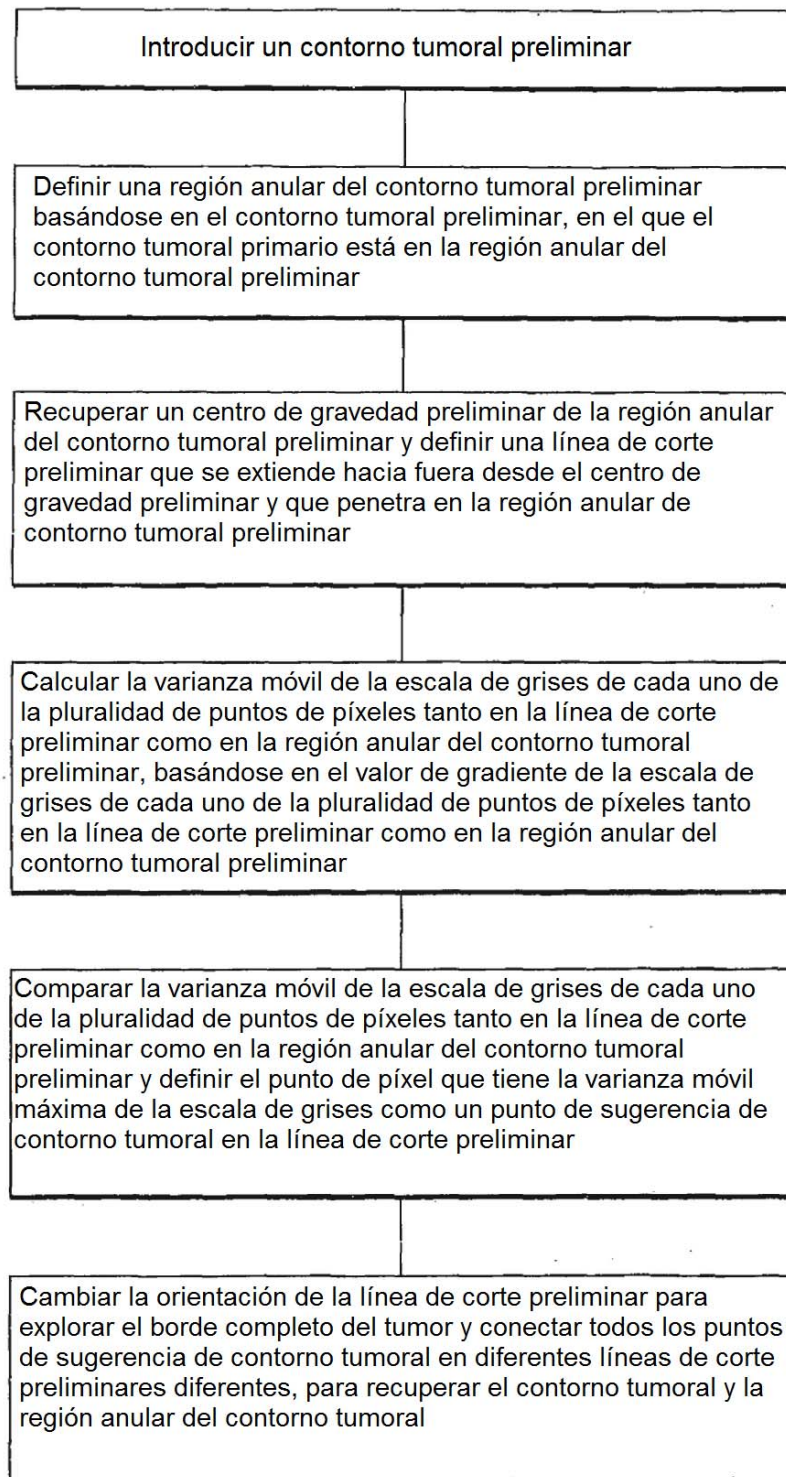


FIG.3C

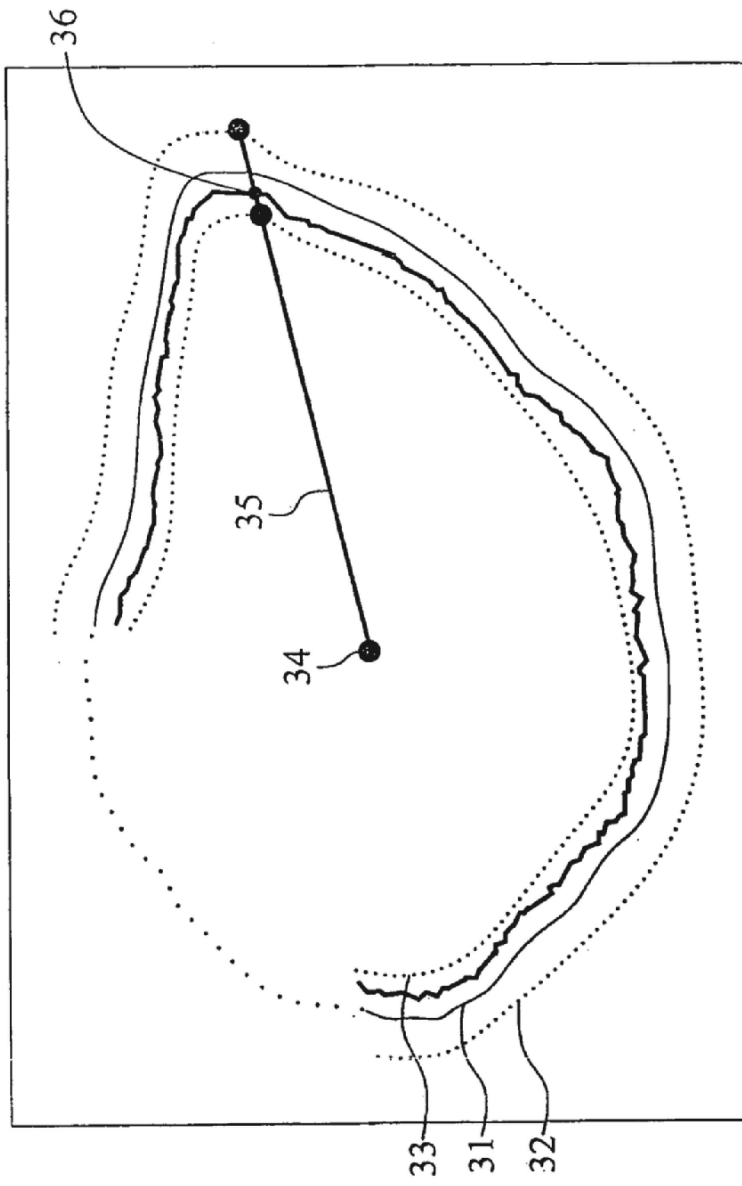


FIG.3D

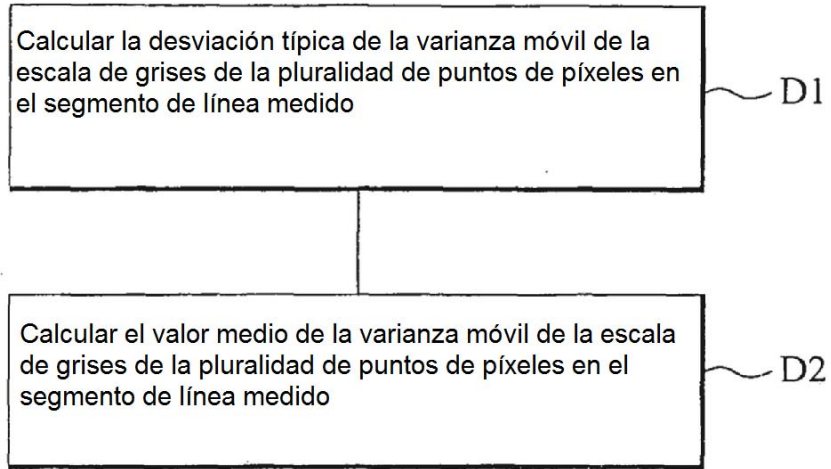


FIG.3E

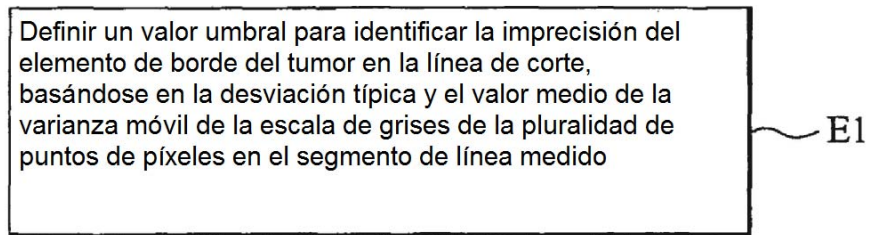


FIG.3F

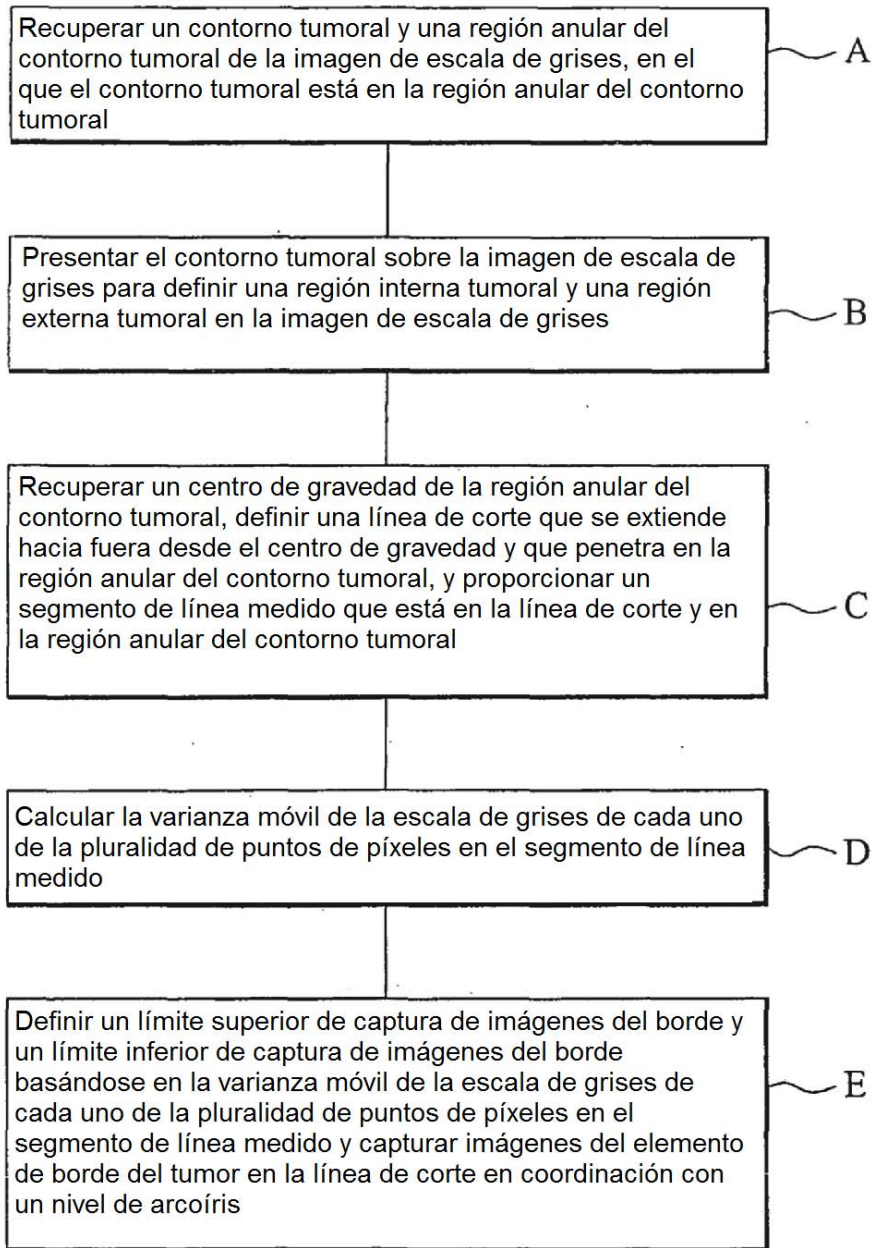


FIG.4A

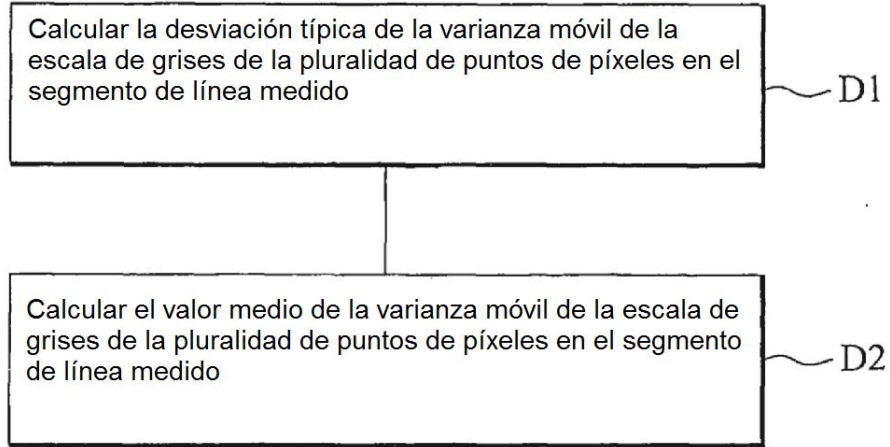


FIG.4B

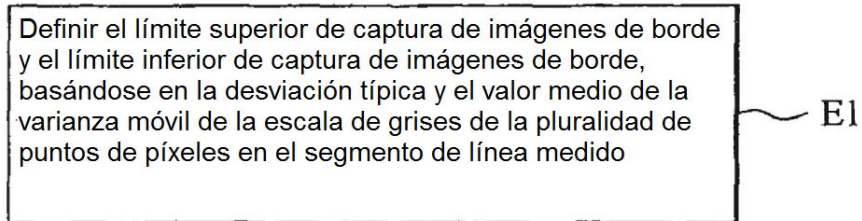


FIG.4C

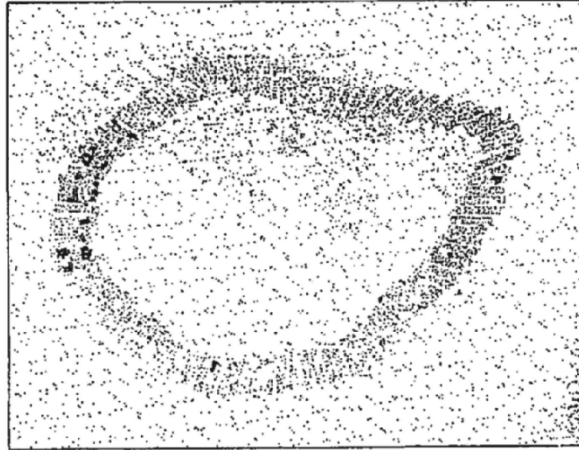


FIG.5

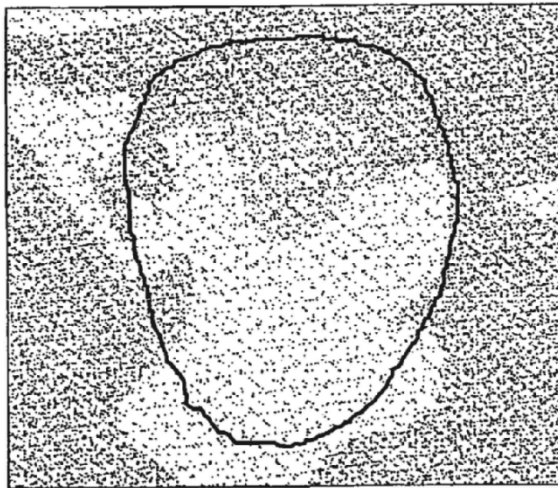


FIG.6A

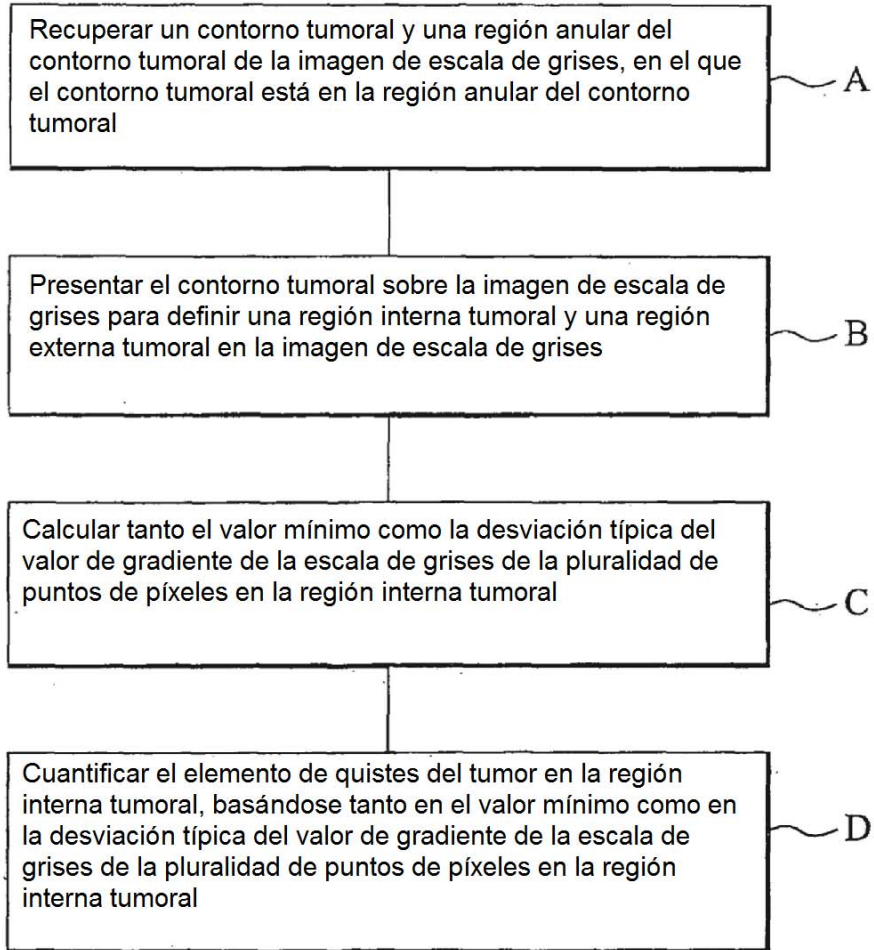


FIG.6B

Definir un valor umbral para calcular la relación de la región que tiene el elemento de quistes con respecto a la región interna tumoral, basándose tanto en el valor mínimo como en la desviación típica del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna tumoral

D1

FIG.6C

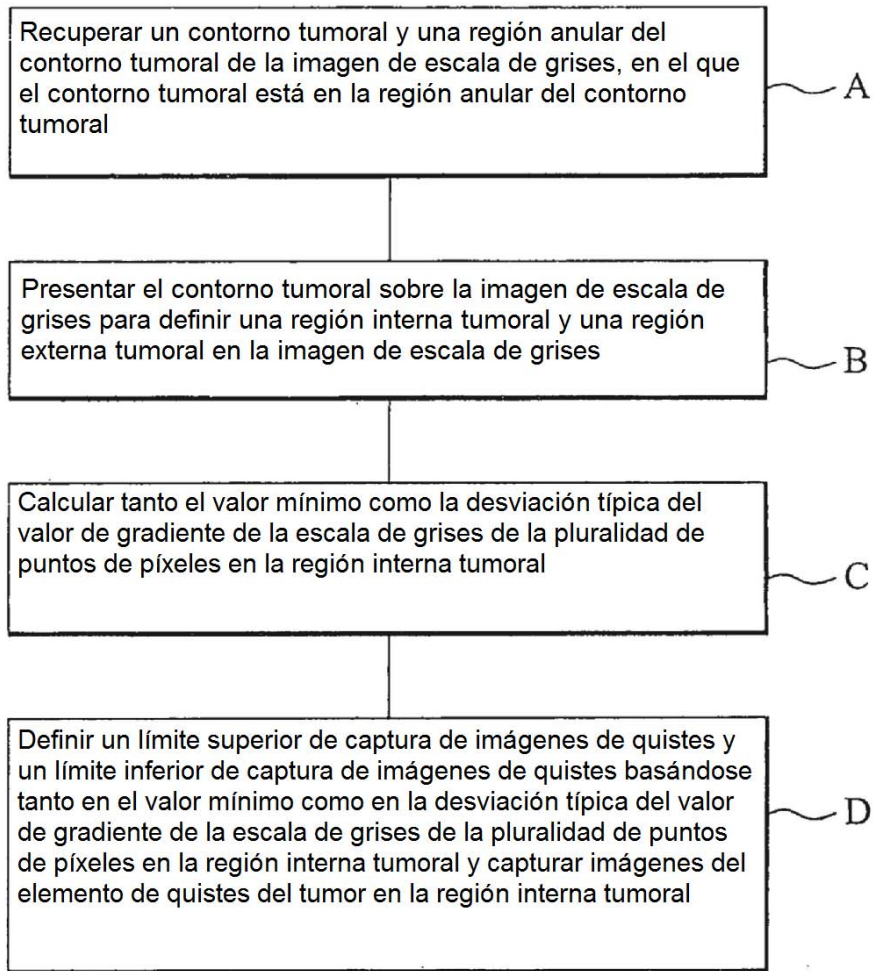


FIG.7A

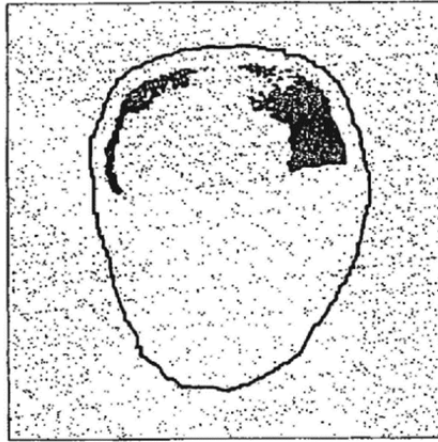


FIG.7B

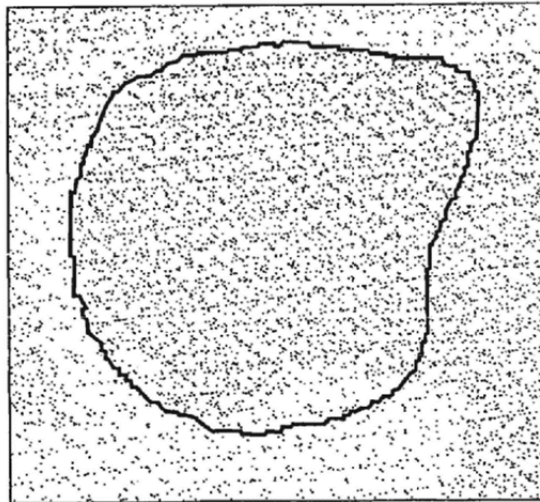


FIG.8A

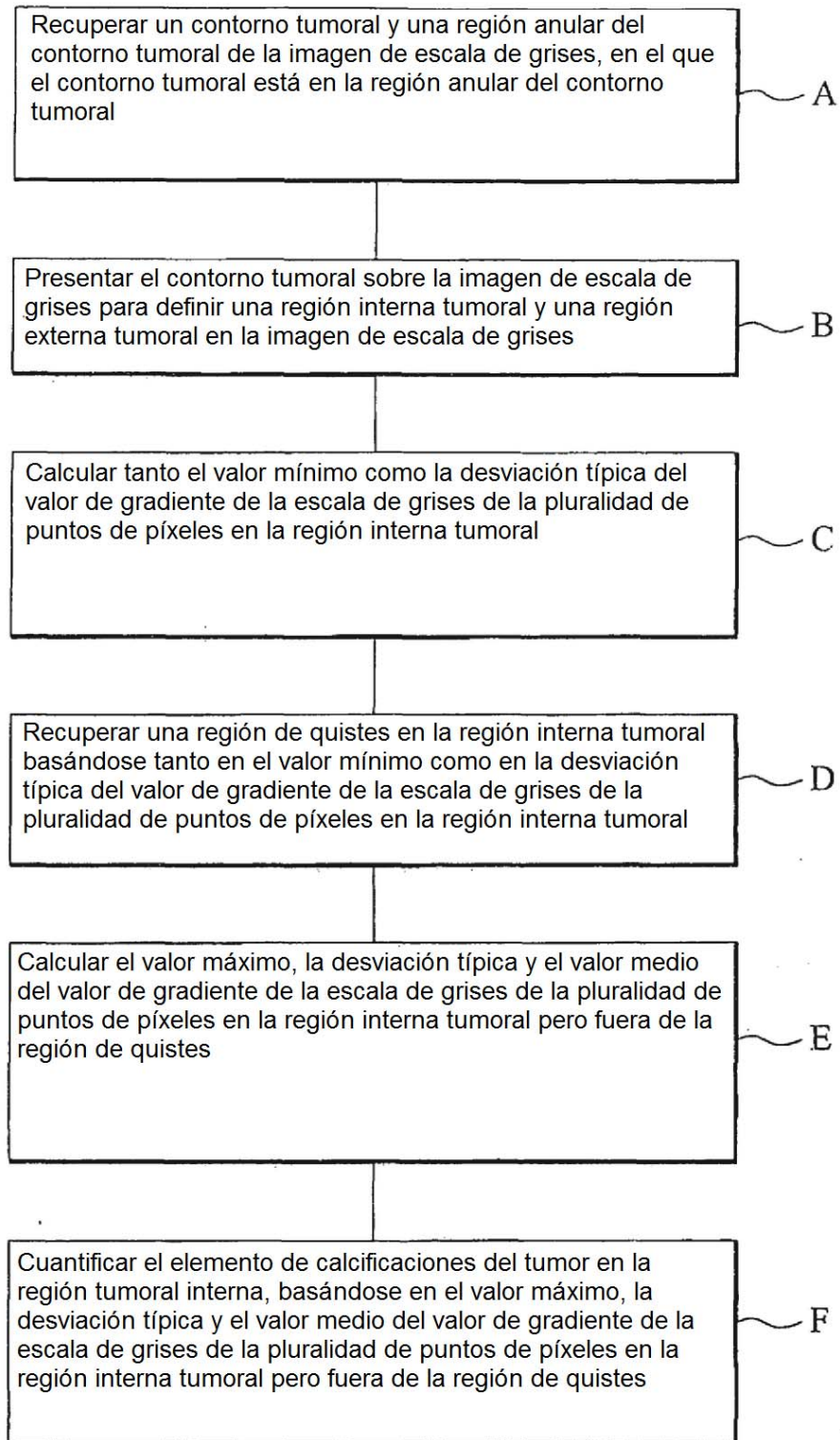


FIG.8B

Definir un valor umbral para calcular la relación de la región que tiene el elemento de calcificaciones con respecto a la región interna tumoral, basándose en el valor máximo, la desviación típica y el valor medio del valor de gradiente de la escala de grises de la pluralidad de puntos de píxeles en la región interna tumoral pero fuera de la región de quistes

F1

FIG.8C

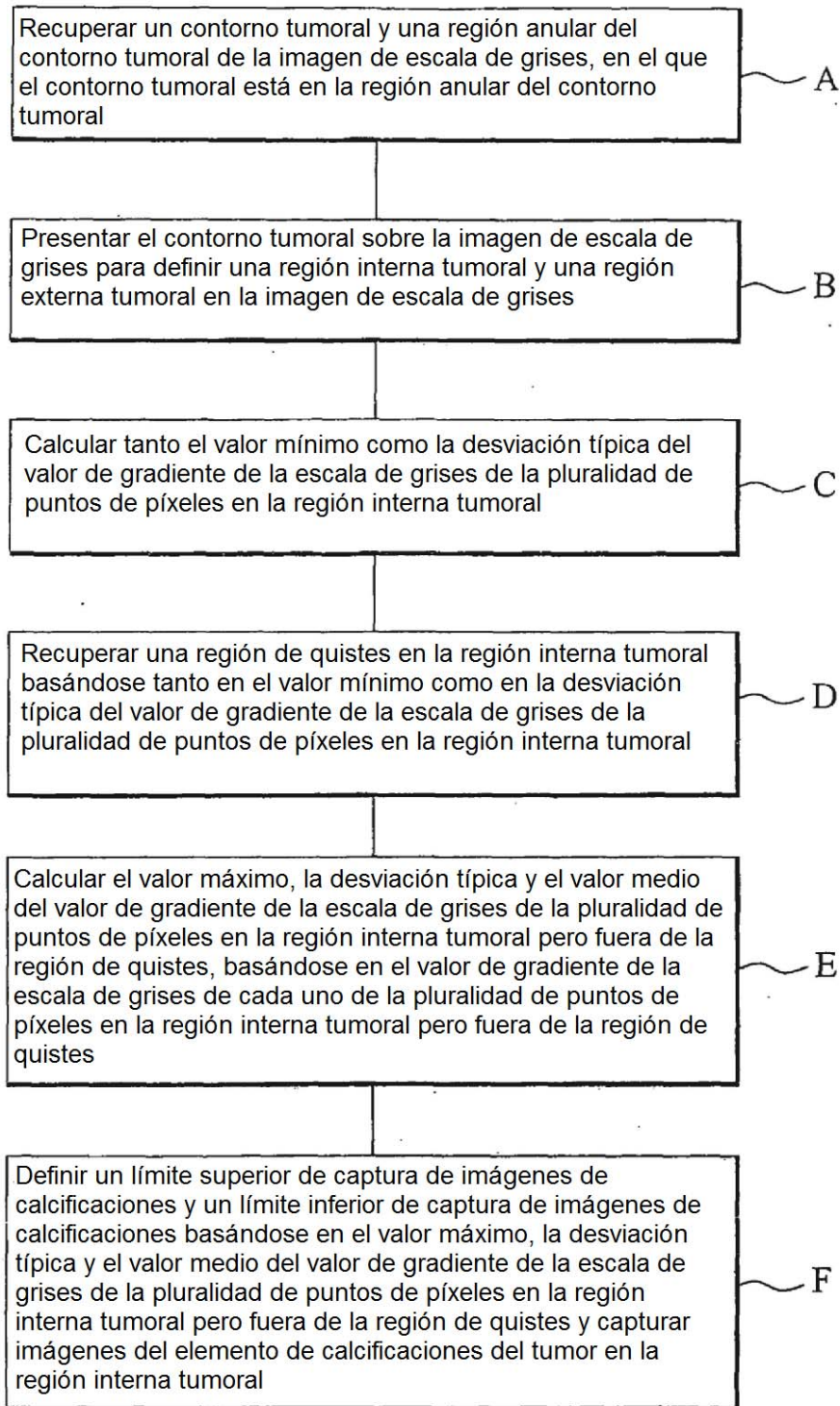


FIG.9A

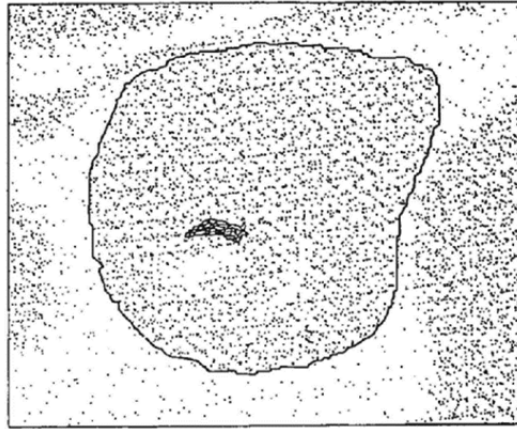


FIG.9B

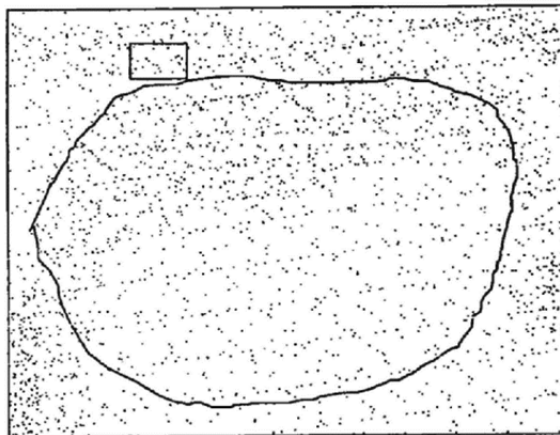


FIG.10A

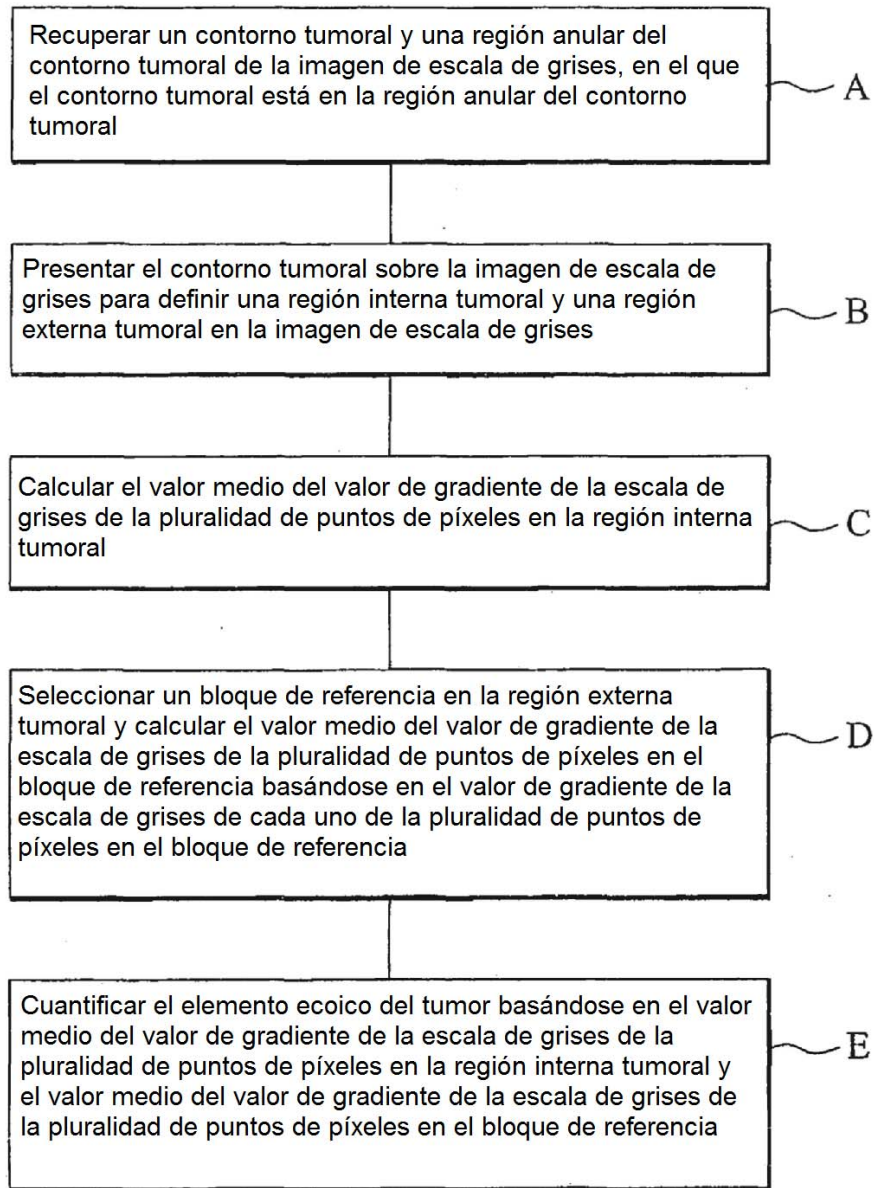


FIG.10B

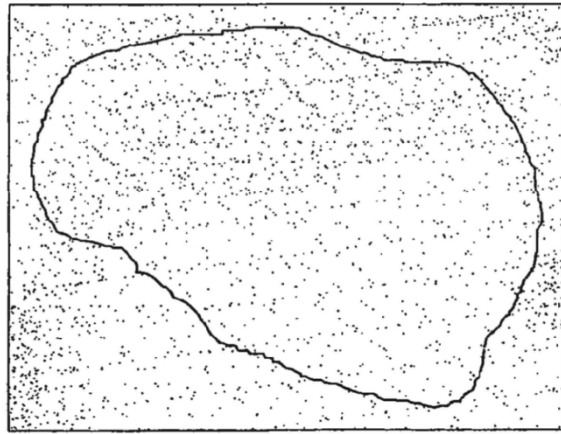


FIG.11A

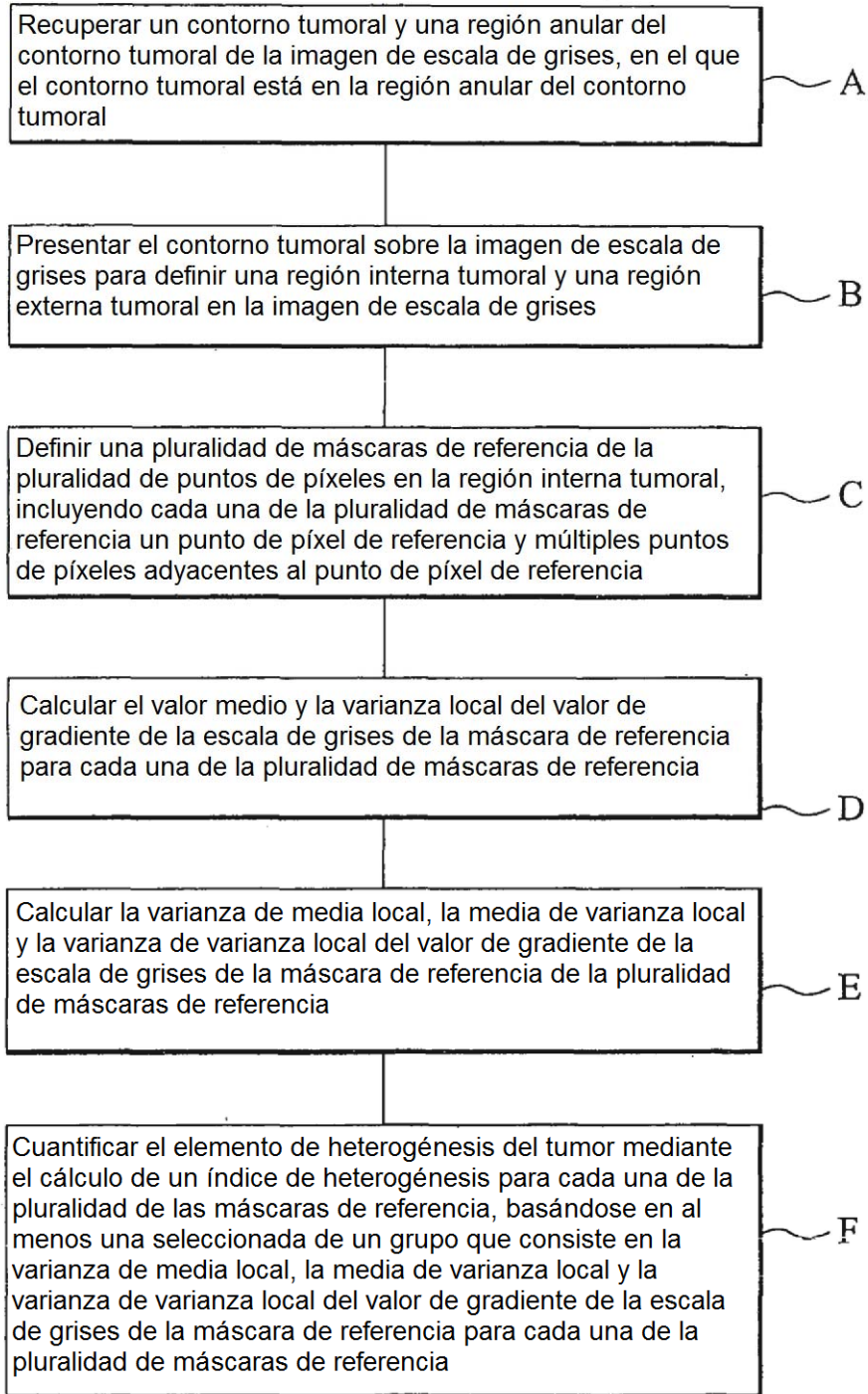


FIG.11B

Definir un valor umbral para calcular la relación de la región que tiene el elemento de heterogénesis con respecto a la región interna tumoral, basándose en el índice de heterogénesis para cada una de la pluralidad de máscaras de referencia

F1

FIG.11C

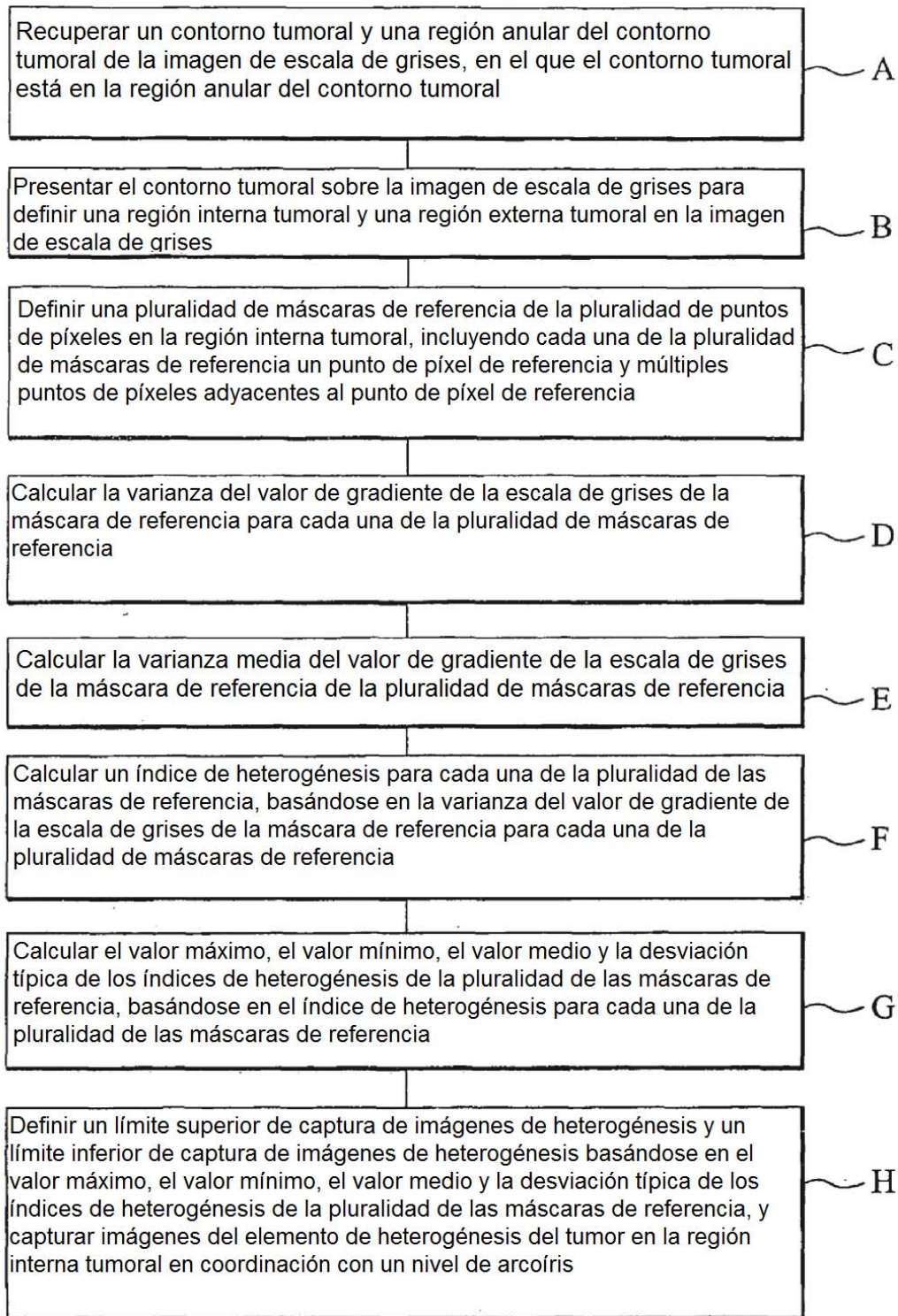


FIG.12A

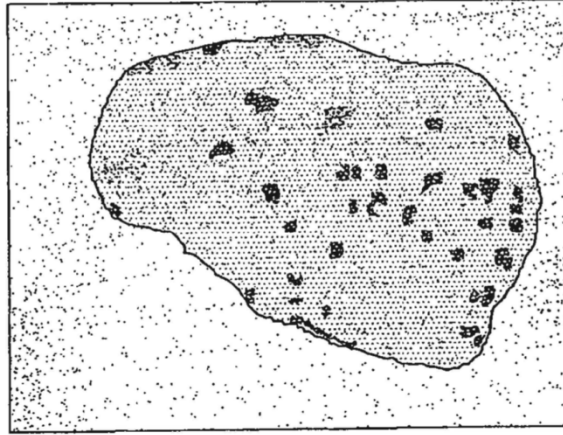


FIG.12B