(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 425 241**

(51) Int. CI.:

G06T 5/00 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)
A61B 8/13 (2006.01)
G01T 1/164 (2006.01)
G06T 7/60 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.05.2007 E 07719820 (8)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.04.2013 EP 2036037**

(54) Título: **Métodos y sistemas de segmentación usando reparametrización de límites**

(30) Prioridad:

18.05.2006 US 801317 P

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
14.10.2013

(73) Titular/es:

ELEKTA LTD. (100.0%)
2050 Bleury Street, Suite 200
Montreal, QC H3A 2J5, CA

(72) Inventor/es:

KOPTENKO, SERGEI;
LACHAINE, MARTIN;
HUANG, XING y
FALCO, TONY

(74) Agente/Representante:

RIZZO, Sergio

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).

MÉTODOS Y SISTEMAS DE SEGMENTACIÓN USANDO REPARAMETRIZACIÓN DE LÍMITES
Descripción

Campo técnico

[0001] Esta invención hace referencia a métodos y sistemas para identificar características anatómicas en imágenes médicas, y más específicamente, a usar varias técnicas de segmentación y mapeo para identificar de forma precisa límites en las imágenes.

Información de los antecedentes

[0002] Las modalidades de formación de imágenes como tomografía computarizada (CT, por sus siglas en inglés), formación de imágenes por resonancia magnética (MRI, en inglés), ultrasonido, tomografía por emisión de positrones (PET, en inglés) y tomografía computarizada por emisión de fotones individuales (SPECT, en inglés) proporcionan diversas representaciones de las características anatómicas de un sujeto. Los conjuntos de imágenes generados con cualquiera de estas modalidades pueden usarse para el diagnóstico o para guiar diversos tratamientos, como cirugía o radioterapia. Las imágenes pueden consistir en representaciones bidimensionales, imágenes vóxel tridimensionales o una serie de imágenes tridimensionales temporal. A menudo es preferible definir el contorno o segmentar órganos o lesiones en las imágenes, permitiendo así calcular volúmenes, una visualización mejorada y una planificación de tratamiento más precisa. También facilita la modificación de tratamientos para radioterapia o cirugía guiada por imágenes.

[0003] Sin embargo, debido a la complejidad de estos sistemas y diversas características de las imágenes resultantes, para la interpretación normalmente es necesario un médico altamente experimentado y cualificado. En un enfoque convencional, por ejemplo, las imágenes son segmentadas por un sujeto (como el médico) usando un dispositivo de puntero (p.ej., un ratón) para seleccionar diversos puntos sobre la superficie de un órgano, o "pintando" electrónicamente la imagen usando una herramienta de pincel. El contorno de las imágenes tridimensionales puede definirse mediante la repetición del proceso en diversos cortes bidimensionales a lo largo del órgano para crear una superficie tridimensional. Sin embargo, el proceso requiere mucho tiempo y es propenso a la variabilidad según el usuario.

[0004] Se han revelado numerosos algoritmos de segmentación automática en la literatura y son conocidos por aquellos que desarrollan la técnica. Cada uno se adapta normalmente a una modalidad de formación de imágenes concreta o tipo de órgano, con éxito variable. WO 99/52074 muestra un método de segmentación de núcleos celulares que utiliza un planteamiento de contornos activos basado en un algoritmo de Viterbi. En concreto, las imágenes médicas por ultrasonido son intrínsecamente difíciles para los algoritmos de segmentación. Los límites de órganos pueden quedar enmascarados por la presencia de ruido o manchas; partes del límite pueden aparecer débiles debido al sombreado por características superiores; y los bordes pueden estar formados por dos regiones de niveles de grises diferentes o como el extremo entre dos texturas diferentes, o como un híbrido de ambos. Esta complejidad lleva a un gran índice de fracaso para los algoritmos de segmentación automática convencionales. Por tanto, es necesario un algoritmo de segmentación automática rápido y sólido, que actúe sobre imágenes bidimensionales o tridimensionales.

Resumen de la invención

[0005] La presente invención proporciona sistemas y métodos para obtener un órgano o lesión de contorno definido y segmentado a partir de imágenes bidimensionales o tridimensionales. Los siguientes modos de realización se describen en relación con imágenes bidimensionales, entendiéndose que el planteamiento de la presente invención puede extenderse a imágenes tridimensionales como se analiza a continuación.

[0006] En general, se identifica un contorno en la imagen de una lesión u órgano de interés y se define entonces una región o "banda" alrededor del contorno inicial. La banda se transforma en una imagen de límite en forma de una matriz rectangular. La imagen de límite comprende líneas de muestreo, como columnas en la imagen. Por ejemplo, cada línea de muestreo puede comenzar en el interior del órgano y acabar en el exterior del órgano, en cuyo caso cada línea contiene al menos un punto (un punto de extremo) del límite del órgano. Se encuentran características de la imagen de límite y estas características se transforman entonces de nuevo a la imagen original, resultando así en la segmentación mejorada de la imagen.

[0007] Cada línea de muestreo puede analizarse de forma independiente o concurrente y pueden usarse umbrales locales (p.ej., umbrales calculados a partir de estadísticas de píxeles de cada línea) para construir un límite completo de la lesión u órgano en la imagen. Puede aplicarse, por ejemplo, una operación de extensión del contraste o corrección gamma línea por línea. Además, la imagen del límite puede analizarse como un todo usando cualquier número de técnicas de análisis de imagen convencionales. En determinados modos de realización, el proceso de detección de bordes incluye reducir un ajuste de curvas bidimensional sobre la imagen a una aproximación de línea unidimensional iterativa. Además, puesto que los datos se consideran "direccionales" (es decir, los puntos de borde se encuentran mediante el desplazamiento desde el interior del contorno al exterior del contorno a lo largo de las línea de muestreo), la matriz de datos se convierte en anisótropa y puede determinarse un borde cruzando los datos en la dirección apropiada.

[0008] Los métodos descritos aquí pueden incluir usar un enfoque de umbral local constante (CLT, en inglés), que emplea una estimación de umbral basada en la combinación de estadísticas globales y locales para binarizar la imagen del límite y facilita en mayor medida la limpieza de estas imágenes binarias para encontrar la curva del borde en el espacio del límite.

[0009] Por lo tanto, en un aspecto la invención proporciona un método para segmentar imágenes (imágenes bidimensionales o tridimensionales obtenidas usando una modalidad de formación de imágenes como, por ejemplo, un escáner para CT, un dispositivo de ultrasonido, escáner para PET, un escáner para SPECT o una MRI) de estructuras anatómicas (p.ej., lesiones, tumores y/u órganos) que incluye proporcionar una estimación del límite inicial de la estructura (bien definiendo arbitrariamente la estimación, usando una estimación proporcionada por el usuario o un conjunto de puntos o bien determinando automáticamente la estimación), determinar una banda de límite que abarque la estimación de límite, segmentar la banda de límite y mapear la banda de límite segmentada en la imagen para producir una estimación del límite segmentada.

[0010] En modos de realización en los que la imagen es tridimensional, la imagen puede dividirse en una serie de imágenes bidimensionales que a su vez pueden usarse para crear una serie de estimaciones de límite segmentadas bidimensionales, a partir de la cual puede crearse una malla

tridimensional.

[0011] En algunos modos de realización, puede calcularse una diferencia de tolerancia (basada en mediciones estadísticas de la imagen, por ejemplo) entre la estimación de límite segmentada y la estimación inicial para determinar la precisión y/o error de la estimación segmentada. El método puede repetirse usando la estimación de límite segmentada como la estimación inicial en una iteración posterior, y este proceso de estimación iterativo puede continuar hasta que la diferencia de tolerancia se encuentre por debajo de un umbral predeterminado (que puede cambiar de iteración a iteración, si se desea). En algunas aplicaciones, la banda de límite puede ajustarse también de iteración a iteración expandiendo o contrayendo la estimación de límite inicial en varias direcciones y/o en varias cantidades. La determinación de la banda de límite puede incluir el muestreo de datos de imagen a lo largo de una serie de líneas normales a la estimación de límite inicial y el mapeo de los datos muestreados en una matriz rectangular. Las líneas de muestreo pueden ser también corradiales o curvas.

[0012] En algunos modos de realización, la segmentación de banda de límite puede incluir calcular una imagen de suma ponderada usando estadísticas locales y/o globales de la imagen; aplicar umbrales a la imagen de suma ponderada; formando así una imagen binaria; detectar una curva de borde en la imagen binaria; y modificar puntos de información a lo largo de la curva de borde. Las mediciones estadísticas usadas para calcular los umbrales pueden incluir usar una media de la suma ponderada o la suma real de la imagen, métodos de detección de bordes por gradiente, métodos de detección de bordes Laplaciana y/o métodos de filtrado basados en gradiente de segunda derivada. Las técnicas para segmentar la banda de límite pueden incluir usar conjuntos de niveles, contornos activos, información de textura, formas activas, plantillas deformables, técnicas basadas en gráficos, agrupación estadística (*clustering*), técnicas de campos aleatorios de Markov y métodos de apariencias activas, umbralización de la banda de límite, detección de bordes por gradiente y/o detección de bordes laplaciana para detectar un borde en la banda de límite.

[0013] La imagen puede modificarse, por ejemplo, eliminando falsas islas binarias, modificando puntos de datos a lo largo de la curva de borde mediante la eliminación de falsas concavidades, eliminando puntos de borde erróneos y/o ajustando una curva *spline* a través de puntos de borde identificados.

[0014] En otro aspecto, la invención proporciona un sistema para segmentar representaciones de una estructura anatómica (p.ej., una lesión, órgano y/o tumor) en una imagen. Los modos de realización del sistema incluyen un registro para recibir la imagen y una estimación de límite inicial de la estructura anatómica representada en la imagen, y un módulo de mapeo para determinar una banda de límite que incluye la estimación de límite inicial de estructura, segmentar la banda de límite y mapear la banda de límite segmentada en la imagen, proporcionando así una estimación de límite segmentada.

[0015] El sistema puede incluir también un procesador para segmentar la banda de límite, y en algunos modos de realización, el procesador y módulo de mapeo segmentan y mapean de forma iterativa la banda de límite segmentada usando la nueva estimación de límite como la estimación de límite inicial para iteraciones posteriores.

[0016] En otro aspecto, la invención proporciona *software* en una forma legible por ordenador para

llevar a cabo los métodos aquí descritos.

[0017] Lo anterior y otros objetos, características y ventajas de la presente invención aquí descritas, así como la invención misma, se comprenderán mejor a partir de la siguiente descripción de modos de realización preferidos y reivindicaciones, cuando se lean junto con los dibujos adjuntos.

Breve descripción de los dibujos

[0018] En los dibujos, los caracteres de referencia iguales generalmente se refieren a las mismas partes a lo largo de las diferentes vistas. Además, los dibujos no se encuentran necesariamente a escala, y se enfatiza en su lugar generalmente la ilustración de los principios de la invención.

[0019] La FIG. 1 es un diagrama esquemático que ilustra la conversión de un contorno a una imagen de límite según diversos modos de realización de la invención.

[0020] La FIG. 2 es un diagrama de flujo que representa los pasos de la técnica de redefinición de parámetros según diversos modos de realización de la invención.

[0021] La FIG. 3 es una imagen de una lesión a la que se pueden aplicar las técnicas de la invención.

[0022] La FIG. 4 es un diagrama esquemático que ilustra un mapeo de un cuadrilátero a un cuadrado según diversos modos de realización de la invención.

[0023] La FIG. 5 es un diagrama de flujo que representa los pasos del método de CLT según diversos modos de realización de la invención.

[0024] La FIG. 6 ilustra una imagen de límite ideal según un modo de realización de la invención.

[0025] La FIG. 7 es una imagen que representa una curva de límite binaria según varios modos de realización de la invención.

[0026] La FIG. 8 es una representación esquemática de un sistema para llevar a cabo los métodos aquí descritos según un modo de realización de la invención.

Descripción detallada

[0027] En relación con la FIG 1, se usa una imagen **100** de un órgano o lesión 105 para planificar y/o ayudar en diversos procedimientos médicos. La imagen **100** puede ser una imagen bidimensional individual, una imagen en sección bidimensional o corte a través de una imagen tridimensional, una imagen tridimensional o cualquier combinación de las mismas. La imagen **100** puede ser obtenida usando uno o más dispositivos como un escáner para CT, un dispositivo de ultrasonido, un dispositivo de MRI, un escáner para PET, y/o dispositivo de rayos x o cualquier otra modalidad de formación de imágenes adecuada según su uso común en la técnica. La imagen **100** puede usarse por un oncólogo, médico o técnico especializado en radiación para determinar un diagnóstico, la localización y forma de la lesión 105 a tratar y/o a determinar los parámetros de un plan de tratamiento de radiación como el ángulo del haz, forma del haz, el números de haces que se necesitan para administrar una dosis de radiación suficiente para erradicar la lesión objetivo **105,** el nivel de dosis para cada haz, así como los parámetros de posicionamiento del paciente.

[0028] De acuerdo con la invención, se define un límite inicial 110 en la imagen **100** para aproximar el contorno de la lesión **105.** La posición y/o forma del límite inicial **110** puede definirse por el usuario, identificarse de manera programática como una forma (p.ej., un círculo de radio arbitrario) dentro del

órgano sobre el que se encuentra la lesión 105**,** y/o basarse en un modelo de órgano. En algunos modos de realización, el límite inicial **110** se proporciona como una imagen previamente segmentada, y en algunos casos se combina con otras imágenes o partes de las mismas. Según su uso aquí, una "imagen segmentada" significa una imagen con un contorno o contornos correspondientes identificados en la misma. En una imagen bidimensional, por ejemplo, los contornos pueden representarse como puntos, segmentos de línea, píxeles, una curva analítica o una lista de píxeles en cada contorno. De modo similar, en una imagen tridimensional, los contornos pueden representarse como una malla o una lista de vóxeles en cada contorno. Los contornos representan normalmente áreas de interés en la imagen y corresponden normalmente a órganos o lesiones en imágenes médicas.

[0029] Se genera un contorno exterior 120 y un contorno interior 130 y estos contornos definen el alcance de una franja **135** o región de límite en la imagen **100**. En algunos modos de realización como aquellos en los que ya existe una aproximación del órgano o lesión, los contornos **120** y/o **130** siguen generalmente el límite inicial **110**, mientras que en otros modos de realización, los contornos **120** y/o **130** no están relacionados con la forma del límite inicial **110**. Esta franja cerrada **135** se abre entonces topológicamente en una imagen de límite rectangular **140** que comprende algunos o todos los límites de la lesión **145**. En otras palabras, las formas bidimensionales de la franja de límite **135** y el contorno de la lesión **105** se pierden puesto que se linealizan, pero la estructura fina del contorno de la lesión, es decir, la relación de cada píxel de contorno con su adyacente, se mantiene. Este proceso se denomina reparametrización de límites (BRP, por sus siglas en inglés). En la imagen de límite **140,** puede definirse una nueva cuadrícula de coordenadas con el eje x' definiendo la dirección de linealización y la estructura fina del contorno extendiéndose a lo largo del eje y'.

[0030] Debido a imperfecciones en el proceso de formación de imágenes, el límite de la lesión **145** normalmente contiene ruido y otras irregularidades que no se corresponden con el verdadero límite de la lesión **105**. Por lo tanto, la imagen del límite **140** puede segmentarse de forma iterativa para crear una aproximación suave al verdadero límite. La FIG. 2 ilustra un procedimiento representativo para crear la imagen de límite **140** y segmentarla. En relación con las FIGS. 1 y 2, se produce una estimación inicial del límite **110** (paso **200**) a partir de datos de detección del borde introducidos manualmente y/o derivados automáticamente. En algunos casos, la estimación inicial puede ser una forma (p.ej., un círculo) de tamaño arbitrario situado dentro de los límites del órgano de interés. En el paso **205**, los píxeles de la imagen en la banda **135** alrededor de la estimación de límite se remapean del espacio de imagen a coordenadas de límite-espacio (o se transforman de coordenadas globales a locales), creando la imagen de límite rectangular **140**. La imagen de límite se segmenta entonces (paso **210**) encontrando características salientes en la dirección y' a lo largo del límite de la lesión **145** que es probable que representen ruido u otros artefactos de la formación de imágenes. Después, la imagen segmentada puede mapearse desde el espacio de límite de nuevo al espacio de imagen para producir una nueva estimación de límite (paso **215**), esencialmente la operación inversa al paso **205**. La imagen segmentada, en otras palabras, proporciona una aproximación más precisa del límite de lesión **145** y puede usarse como una estimación de límite inicial en una iteración posterior.

[0031] Por ejemplo, el proceso comienza con una suposición imperfecta inicial del límite del órgano, como un círculo. Se define entonces una banda circular que incluye el límite real, aunque no se conoce el límite exacto. La banda se encuentra "desenrollada" en una imagen rectangular, en la que se estima el límite real identificando puntos de transición en la imagen desenrollada (a lo largo de gradientes, por ejemplo) usando, por ejemplo, técnicas de umbralización descritas a continuación. Esta aproximación puede usarse entonces como estimación de límite para la siguiente iteración, ya que la aproximación está más cerca del límite real que la estimación inicial, y por tanto, la banda usada para crear la imagen rectangular se formará más cerca del límite deseado. A medida que aumenta el número de iteraciones, la estimación de límite converge en una línea recta y plana en espacio rectangular.

[0032] En el paso **220,** si no se cumple un criterio de iteración, el proceso vuelve al paso **205** con la nueva estimación de límite **145** como entrada. De lo contrario, la nueva estimación de límite se usa como el límite **145** (paso **230**). El criterio de iteración puede ser, por ejemplo, llevar a cabo un número fijo de iteraciones, o en otros casos puede ser un criterio de suavidad o nivel de tolerancia para cambios incrementales de la curva de límite **145**. Los parámetros del proceso pueden variarse para cada iteración. Por ejemplo, el tamaño y/o forma de la región de límite **140** puede aumentarse, disminuirse o modificarse con cada iteración puesto que el algoritmo no tiene que buscar hasta donde el resultado converge hacia el límite real.

[0033] El remapeo de píxiles de imagen desde el espacio de imagen al espacio de límite (paso 205) puede lograrse usando cualquiera de una variedad de planteamientos. Una técnica, ilustrada en la FIG. 3, usa mapeo de cuadrilátero continuo donde la región de límite alrededor de la estimación de límite **310** de la imagen **300** se separa en una serie de cuadriláteros **315.** A continuación, los cuadriláteros pueden transformarse en una serie de cuadrados para formar la imagen del límite **320**.

[0034] En relación con la FIG 4, el mapeo de cuadrilátero continuo puede llevarse a cabo como sigue. Un segmento de cuadrilátero original **400** que tiene coordenadas de imagen global *(x,y)* corresponde a un cuadrado **410** que tiene coordenadas (s_1, s_2)**,** donde s_1 y s_2 oscilan entre 0 y 1. Los ejes s_1 y s_2 se subdividen en una cuadrícula regular y el valor de cada punto de la cuadrícula (s_1,s_2) se evalúa encontrando el punto correspondiente *(x,y)* mediante la ecuación 1:

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \sum_{i=1}^{4} \xi(s_1, s_2) \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \end{pmatrix}$$ **Ecuación 1**

donde $\boldsymbol{p}_i=(x_i,y_i)$ son las coordenadas de los cuatro vértices del cuadrilátero, y

$$\varsigma_1(s_1, s_2) = (1 - s_1)(1 - s_2)$$

$$\varsigma_2(s_1, s_2) = (1 - s_1)s_2$$

$$\varsigma_3(s_1, s_2) = s_1(1 - s_2)$$

$$\varsigma_4(s_1, s_2) = s_1 s_2 \ .$$

[0035] Otros métodos adecuados para transformar regiones de límite de espacio de imagen a espacio de límite incluyen tomar muestras de la imagen a lo largo de líneas normales a los puntos en la curva de límite inicial y reunir las línea de muestreo en una matriz rectangular; tomar muestras de la imagen a lo largo de las líneas (rectas y/o curvas) que tienen un punto común en el límite, creando así una línea de estimación de límite para el punto de límite y ensamblar las línea de muestreo en una matriz rectangular; y dividir la región que rodea el límite inicial en una pluralidad de segmentos triangulares, mapear los triángulos en cuadrados y reunir los cuadrados en una matriz rectangular.

[0036] La conversión de una región de límite en una imagen de espacio de límite rectangular puede resultar en la pérdida de continuidad circular. Es decir, el primer y el último punto de la línea en el espacio de límite corresponden a puntos adyacentes en el espacio de imagen, y si no se impone limitación, esto puede inducir una discontinuidad del contorno en el espacio de imagen. Una forma de abordar esta posibilidad es reproducir una sección de la imagen de límite y concatenarla en uno de los lados de la imagen de límite. En este caso, los puntos extremos de la línea de límite tendrán la misma información de imagen y será más probable que converjan al mismo valor. Otro método es imponer directamente una limitación estricta de que el primer y el último punto deban corresponder al mismo valor.

[0037] En diversos modos de realización de la invención, puede usarse una técnica de umbral local constante (CLT) para segmentar las imágenes de límite (es decir, paso **210**), combinando las estadísticas de imagen globales y locales para derivar un umbral para la detección de bordes. En resumen, y en relación con la FIG. 5, la técnica de CLT comienza con la imagen de límite **145** (véase FIG. 1) generada a partir del proceso de BRP como entrada (paso **500**); en determinados casos, pueden aplicarse diversas técnicas de procesamiento de imagen (paso **505**) a la imagen de límite. Se crea una imagen de suma ponderada (paso **510**), que representa la suma de las imágenes de límite normalizadas de forma local y global. La imagen de límite se convierte entonces a una imagen de límite binaria (paso **515**) usando uno o más umbrales calculados a partir de las estadísticas de imagen. Usando técnicas de procesamiento de imágenes convencionales, la imagen binaria también puede procesarse para reducir el ruido y perturbaciones (*clutter*) (paso **520**). La curva de borde se detecta (**525**), y después se procesa usando métodos de procesamiento de imagen convencionales (descritos a continuación) para producir una estimación suavizada de la curva de borde (paso **530**), resultando en la estimación de límite final a retroalimentar al proceso BRP. Los pasos individuales de la técnica de CLT se describirán ahora en mayor detalle.

[0038] El paso **505** puede incluir cualquier número de técnicas de procesamiento de imágenes. En un modo de realización, se aplica un umbral al límite de lesión **145** desde abajo para reducir el ruido. En algunos casos, se usa un umbral muy bajo, o ninguno, debido al riesgo de eliminar información del borde junto con el ruido. A continuación, puede llevarse a cabo un estiramiento de contraste para

identificar los valores de píxel máximo y mínimo a lo largo del límite de lesión 145 así como los valores de contraste "próximo al mínimo" y "próximo al máximo". Identificando este segundo grupo de máximos, se eliminan los posibles picos de ruido (p.ej., el máximo identificado inicialmente) y la probabilidad de obtener el máximo correcto aumenta. Los métodos de determinación de umbrales adecuados o recomendables pueden incluir métodos de detección de bordes por gradiente, métodos de detección de bordes laplacianos o métodos de filtrado de bordes basados en la dirección del gradiente de segunda derivada, por ejemplo.

[0039] Mientras que el valor mínimo en la imagen entera se asocia normalmente con el fondo de la imagen (y, por tanto, es cero), el valor de contraste mínimo en la imagen del órgano o lesión puede ser un número distinto de cero. Por tanto, el segundo valor más bajo puede usarse como el mínimo, llevando a una estimación más sólida del mínimo de contraste. Después, se calcula el intervalo de valores de contraste MAX-MIN y se aplican uno o más umbrales a la imagen para permitir una variación que refleje un grado de deseado de suavidad (p.ej., 5%). En algunos modos de realización, el umbral aplicado al valor de contraste MAX difiere del aplicado al valor de contraste MIN. Los valores pueden normalizarse usando, por ejemplo, un procedimiento como la normalización global, resultando en una imagen (aquí denominada "imagen **G**") que tiene un valor mínimo igual a cero y un valor máximo igual a uno. En algunos modos de realización, la imagen **G** se sometedespués a corrección gamma. La imagen **G** se suaviza usando, por ejemplo, un filtro paso bajo o de mediana que actúa a lo largo de las filas de la imagen para suavizar los píxeles en la dirección más probable de propagación de la curva de límite. A diferencia de otros métodos de detección de bordes, esta técnica no exige un suavizado fuerte y, por ello, no hay una pérdida significativa de resolución y todos los detalles de la imagen son conservados de manera sustancial. En otros modos de realización, pueden aplicarse también otras operaciones de procesamiento de imagen adecuadas, como corrección del brillo o normalización del histograma, a la imagen **G**.

[0040] En un modo de realización de la invención, el cálculo de la imagen de suma ponderada (paso **510**) se lleva a cabo de la siguiente manera. La imagen del límite **G** se normaliza de forma global usando un factor de normalización (p.ej., 1), y la imagen normalizada localmente (denominada aquí "imagen **L**") se obtiene renormalizando cada columna (o línea de muestreo) de la imagen **G** a un valor máximo, que en algunos casos puede ser el mismo que el factor de normalización. A continuación, una imagen normalizada ponderada **W** puede definirse sumando la imagen **G** y la imagen **L**, usando un peso w (donde $w \leq 1$), es decir, $\mathbf{W} = w \times \mathbf{L} + (1- w) \times \mathbf{G}$. El valor de w es un parámetro libre, normalmente definido entre 0,25 y 0.75. Variando el peso, las proporciones de la imagen que se normalizan de forma global o local pueden controlarse en la imagen de salida.

[0041] En algunos modos de realización, el umbral en el paso **515** de la técnica de CLT se calcula a partir de la imagen de límite ponderada **W**. En un modo de realización, se calcula como la media de **W**. Esto produce un umbral adaptativo, que depende de las estadísticas de la imagen global (p.ej., la media de la imagen de límite) y, de forma deseable, de la información local usando la amplificación de características locales por medio de normalización local. Dicha combinación es sólida a la hora de proporcionar una estimación de borde para una amplia variedad de imágenes de ultrasonido, por ejemplo. En algunos modos de realización, el umbral de la primera iteración se mantiene constante

para iteraciones futuras, ya que el valor de media de la imagen de límite aumenta a medida que se aproxima el límite correcto. Esto se debe a la disminución de anchura de la región de límite **140** basada en la disminución de la amplitud del límite **145** a medida que se acerca el límite correcto.

[0042] En relación con la FIG 6, la imagen binaria producida aplicando un umbral (paso **515**) produciría idealmente un bloque contiguo **610** de unos binarios a lo largo de la parte inferior de la imagen de límite **600**, distinguiéndose claramente de un bloque contiguo de ceros binarios a lo largo de la parte superior **615** de la imagen **600**, y definiendo la línea de separación **615** entre los dos bloques. En imágenes reales los resultados no son ideales, y por tanto se usa un procesamiento adicional para identificar la línea de separación. La imagen del "mundo real" **700** mostrada en la FIG. 7 incluye secciones incompletas indicadas de forma representativa en **705** (debido a los bordes débiles en las imágenes, por ejemplo); las islas de unos están presentes en el bloque de ceros **710** y las islas de ceros están presentes en los bloques de unos **715** debido al ruido de la imagen y las estructuras internas de un órgano. El último caso puede tratarse usando un método de clasificación de islas que agrupa las islas binarias producidas por la umbralización y elimina las islas que es menos probable que contengan el verdadero borde del órgano, como se describe en mayor detalle a continuación.

[0043] En algunos modos de realización, la imagen binaria del paso **515** se deriva usando técnicas de detección de bordes por gradiente o laplacianas o una combinación de estos dos enfoques. Pueden aplicarse filtros de gradiente tanto a la imagen de límite normalizada de forma global, como a la imagen de límite normalizada de manera local, o a la imagen de límite de suma ponderada.

[0044] En otros modos de realización, la imagen binaria se produce usando un umbral calculado a partir de imágenes normalizadas de forma global y local (es decir, a partir de la imagen de límite de suma ponderada). Las islas binarias dentro de la imagen de límite binarizada se etiquetan como tales y se calculan sus longitudes en la dirección x. Las islas binarias que tienen una longitud menor de un parámetro de longitud predefinido, como 5 píxeles, pueden considerarse como ruido y eliminarse. Las islas con un centro de masa por encima de una línea definida por otro parámetro predefinido (p.ej., 4, como aquellas islas que tienen un centro de masa por encima de 1/4 del ancho de la imagen de límite en la dirección y) también pueden eliminarse, puesto que el borde correcto es más probable que se encuentre en el área del centro de la imagen de límite (y, por tanto, las islas atípicas es mucho menos probable que incluyan la información del borde correcta).

[0045] Una vez se eliminan las atípicas, se clasifican las islas binarias. Primero, se vuelven a etiquetar las islas restantes. Además, puesto que el proceso de remapeo se inicia en un punto bidimensional arbitrario en la estimación de límite inicial (en coordenadas globales), puede romperse artificialmente una isla binaria en dos partes, y por tanto, se realiza una determinación de si las islas en el borde izquierdo y en el borde derecho de la imagen de límite deberían estar conectadas. A continuación, se clasifican todas las islas por su longitud en la dirección x en las coordenadas de espacio del límite. Aunque se puede hacer la clasificación utilizando la longitud total de la isla, se usa preferiblemente la longitud en la dirección x ya que la coordenada x representa aproximadamente la misma dirección que la curva de borde. Cuanto más larga es la isla, mayor es la probabilidad de que contenga el verdadero borde; en consecuencia, las islas se seleccionan una a una empezando por la

más larga, y se extraen los puntos de borde y se añaden al vector de curva de borde, de forma que los puntos de las islas más largas sobrescriben puntos de las islas más cortas.

[0046] La operación de detección de bordes (paso **525**) en una isla binaria dada comprende detectar el salto de cero a uno desplazándose a lo largo de la dirección del interior al exterior (es decir, del interior del órgano al exterior del órgano). Este proceso corresponde a encontrar el primer máximo en cada línea en la imagen de límite. En la situación ideal de la FIG. 6, el primer máximo es la línea de interfaz **615**. En la situación no ideal de la FIG. 7, los puntos donde no existen islas binarias pueden fijarse a cero para ser interpolados en una etapa posterior.

[0047] En un modo de realización, el paso **530** se lleva a cabo de la siguiente manera. El resultado de la detección de bordes se utiliza como entrada en un proceso de eliminación de concavidades local. Las concavidades locales aparecen normalmente en el límite donde el contraste es débil o ausente, p.ej., cuando un órgano no se encuentra completamente abarcado en los límites de la imagen. En un modo de realización del proceso de eliminación de concavidades locales, se calcula la primera derivada de Gauss en cada punto de la curva de límite y se encuentran las localizaciones de derivadas fuertes que denotan grandes saltos entre puntos de datos (que se asocian normalmente a artefactos de concavidad). Por ejemplo, una región de concavidad hacia dentro **720** corresponde a la primera derivada negativa fuerte seguida de un pico positivo. Sin embargo, puesto que puede haber múltiples saltos en derivadas asociadas a la concavidad, se identifica el salto más lejano del punto inicial (pero que no excede el parámetro predefinido correspondiente a la máxima longitud de concavidad). Puede usarse un método similar para identificar una concavidad hacia fuera **730**. Si se encuentra una falsa región cóncava, los puntos de datos se eliminan fijando los valores de puntos de curva (coordenadas y) a cero. Pueden definirse pesos de confianza para cada punto, basados en una estimación de la fiabilidad de que un punto de borde dado sea un verdadero borde, y se fijan en cero para los puntos eliminados. El siguiente paso implica la interpolación de los puntos eliminados, o de peso cero. Un modo de realización usa una interpolación de diferencias finitas. Otro usa una función de suavizado por *splines* cúbicos ponderada, que adapta un *spline* cúbico a través de un conjunto de puntos de datos usando sus pesos de confianza y un parámetro de rugosidad general. La función minimiza dos términos contradictorios, a saber, el llamado *spline* cúbico natural (que une los puntos de datos con secciones polinómicas cúbicas) y el ajuste lineal por mínimos cuadrados de los puntos de datos. La ratio concurrente se ajusta usando el parámetro de rugosidad general: de cero para mínimo cuadrado puro a uno para un *spline* cúbico natural puro. Entre estos dos extremos, el resultado es un *spline* cúbico suavizado que ajustará los puntos de datos de forma más o menos estricta, dependiendo del parámetro de rugosidad general y del peso por punto de datos. La curva calculada es atraída a puntos de alta confianza y es más difusa alrededor de los puntos de baja confianza. En algunos modos de realización, los puntos de datos con ponderación cero pueden omitirse, en cuyo caso estos puntos no se consideraran durante el suavizado de *spline* cúbico; en su lugar, la curva alrededor de estos puntos se interpola basándose en los alrededores ponderados. Una vez se extraen los datos que faltan, la curva de borde procesada **740** vuelve al proceso de CLT.

[0048] En otro modo de realización de la invención, el paso de segmentación **215** puede lograrse usando conjuntos de niveles para segmentar el límite de la lesión **145** y encontrar puntos de gradiente. A continuación, los puntos se suavizan y conectan para formar la curva de límite, p.ej.,

usando conjuntos de niveles. Otras técnicas adecuadas como contornos activos, formas activas, plantillas deformables, segmentación basada en gráficos, agrupación estadística (*clustering*), técnicas de campos aleatorios de Markov o métodos de apariencias activas también pueden usarse en diversos modos de realización de la invención para segmentar la imagen de límite.

[0049] En algunos modos de realización, el gradiente identificado en las imágenes de límite no es suficiente para encontrar la línea del límite correcta, en cuyo caso se reconocen otras características, como patrones de textura o escala de grises, en lugar de gradientes de la imagen.

[0050] Aunque se describen arriba modos de realización de la invención en relación con imágenes bidimensionales, las aplicaciones médicas a menudo requieren la segmentación de imágenes tridimensionales como CT, MRI, PET, SPECT o ultrasonido tridimensional. En tales casos, las imágenes tridimensionales puede separarse en uno o más grupos de imágenes bidimensionales. Por ejemplo, puede dividirse un volumen tridimensional en un número de cortes paralelos bidimensionales, o dos cortes rotacionales bidimensionales sobre un eje de rotación. Las técnicas anteriores pueden aplicarse entonces a cada imagen bidimensional individual y cada curva segmentada puede unirse para formar una malla tridimensional completa. En algunos modos de realización, el contorno de un corte puede usarse como el contorno inicial de un corte adyacente. Sin embargo, en algunos casos, la malla de superficie tridimensional final puede no ser suave debido a que consta de contornos bidimensionales independientes. En tales casos, puede usarse una técnica de suavizado convencional sobre la malla tridimensional final o puede usarse un proceso de segmentación tridimensional independiente como el método de contorno dinámico tridimensional discreto para refinar la malla.

[0051] En algunos modos de realización, la naturaleza tridimensional de la imagen puede usarse directamente por el método de BRP. En lugar de formar imágenes de límite bidimensionales, la región alrededor de la superficie se convierte en una región de límite tridimensional. En este enfoque, encontrar el límite del órgano implica ajustar un plano bidimensional a una superficie tridimensional umbralizada. Copiando la imagen de límite tridimensional y concatenándola a cada lado de la imagen tridimensional, la topología de la imagen tridimensional original se mantiene y se conserva la continuidad de la imagen. En otro modo de realización de la invención en el que se aplica la técnica de BRP a una serie de cortes bidimensionales a través de un volumen tridimensional, como se ha descrito previamente, se utiliza el conocimiento de las imágenes de límite adyacentes al encontrar las curvas de límite de cada una de las imágenes de límite bidimensionales para garantizar la continuidad y consistencia tridimensional, es decir, para cada punto de borde potencial **615**, se extrae un vecindario tridimensional para determinar la validez del punto de borde actual.

[0052] Las técnicas aquí reveladas pueden usarse solas o en combinación con otras técnicas de segmentación previamente reveladas. Los ejemplos no limitativos de dichas técnicas incluyen segmentación basada en histogramas, segmentación basada en límites, segmentación basada en regiones y/o segmentación basada en híbridos.

[0053] La FIG. 8 representa de manera esquemática un modo de realización de *hardware* de la invención producido como un sistema **800** para determinar límites de borde de un órgano o lesión tomado en imagen. El sistema **800** comprende un registro **805**, un módulo de segmentación **810**, y un

procesador **812.**

[0054] El registro **805**, que puede ser cualquier instalación de almacenamiento de datos organizado de forma adecuada (p.ej., particiones en RAM, etc.), recibe imágenes de un generador de imágenes **820** como un MRI, escáner CT/PET, dispositivo de ultrasonido o dispositivo de rayos x. En algunos modos de realización, las imágenes se almacenan en un dispositivo de almacenamiento de datos separado del generador de imágenes (p.ej., una base de datos, microficha, etc.) y se envían al sistema **800**. El registro **805** puede recibir las imágenes a través de puertos de datos convencionales y puede incluir también circuitería para recibir datos de imagen analógicos y circuitería de conversión de analógico a digital para digitalizar los datos de imagen.

[0055] El registro **805** proporciona la imagen al módulo de segmentación **810**, que lleva a cabo la determinación y segmentación de la banda de límite como se ha descrito arriba. La banda de límite inicial puede determinarse de manera programática y/o manual. Cuando se usa entrada y manipulación manual, el sistema **800** recibe instrucciones de un usuario mediante un dispositivo de entrada **830** como un ratón u otro dispositivo de puntero. Los resultados de la formación de bandas y segmentación también pueden verse usando un dispositivo de visualización **840** como una pantalla de visualización de ordenador o un dispositivo portátil. La estimación de límite y la imagen inicial se envían entonces al procesador **810** que, basándose en los resultados de la segmentación, identifica una nueva estimación de banda del límite como se describe arriba.

[0056] En algunos modos de realización, el registro **805**, módulo de mapeo **810** y procesador **812** puede implementar la funcionalidad de la presente invención en *hardware* o *software* o una combinación de ambos en un ordenador de uso general. Además, dicho programa puede apartar porciones de una memoria de acceso aleatorio del ordenador para proporcionar lógica de control que afecte a una o más de la manipulación, segmentación y visualización de la imagen. En dicho modo de realización, el programa puede escribirse en cualquiera de una variedad de lenguajes de alto nivel, como FORTRAN, PASCAL, C, C++, C#, Java, Tcl, o BASIC. Además, el programa puede escribirse en un script, macro o funcionalidad incluida en *software* disponible en el mercado, como EXCEL o VISUAL BASIC. Además, el software puede implementarse en un lenguaje ensamblador dirigido a un microprocesador contenido en un ordenador. Por ejemplo, el *software* puede implementarse en lenguaje ensamblador Intel 80x86 si está configurado para operar en IBM PC o PC clon. El software puede estar integrado en un artículo de fabricación incluyendo, sin carácter limitativo, "medios de programa legible por ordenador" como un disquete, un disco duro, un disco óptico, una cinta magnética, una PROM, una EPROM o CD-ROM.

[0057] Aunque la invención se ha mostrado y descrito específicamente en relación con modos de realización específicos, debería entenderse por aquellos con experiencia en el sector que pueden realizarse diversos cambios en la forma y detalle de los mismos sin salir del alcance de la invención según su definición en las reivindicaciones adjuntas. El alcance la invención se indica así por las reivindicaciones adjuntas.

Reivindicaciones

1. Un método implementado por ordenador para mejorar una imagen (100) de una estructura anatómica (105), comprendiendo el método:

a) proporcionar (200), desde un registro a un módulo de mapeo, una estimación de límite inicial (110) de la estructura anatómica (105);

b) determinar (205), mediante el módulo de mapeo, una región de banda de límite (135) que incluye la estimación de límite inicial (110) de la estructura anatómica (105) mediante muestreo de datos de imagen a lo largo de una serie de líneas normales a la estimación de límite inicial (110);

c) convertir la región de banda de límite (135) a una imagen de límite rectangular (140) y la estimación del límite (110) en una curva dentro de la imagen de límite rectangular (140) de forma que la estimación de límite (110) se define en relación con una cuadrícula de coordenadas (x', y') de la imagen de límite rectangular (140);

d) segmentar (210) la estimación de límite (110) dentro de la imagen de límite rectangular (140);

e) mapear (215) la estimación de límite segmentada (110) de la imagen de límite rectangular (140) a la región de banda de límite (135) para obtener una estimación de límite segmentada;

f) calcular una diferencia de tolerancia entre la estimación de límite segmentada y la estimación de límite inicial (110);

g) repetir (220) los pasos b) hasta f) usando la estimación de límite segmentada a partir de la imagen de límite rectangular (140) como estimación de límite inicial (110) dentro de una región de banda de límite actualizada, hasta que la diferencia de tolerancia se encuentre por debajo de un umbral; y

h) generar una imagen mejorada de la estructura anatómica (105) a partir de la estimación de límite segmentada.

2. El método de la reivindicación 1, en el que el umbral se modifica para al menos una repetición de los pasos b) hasta g) antes de llevar a cabo el paso h).

3. El método de la reivindicación 1, en el que un ancho de la región de banda de límite (135) se ajusta durante al menos una iteración de los pasos b) hasta g).

4. El método de la reivindicación 1, en el que determinar la región de banda de límite (135) comprende expandir la estimación de límite inicial (110) en múltiples direcciones en una cantidad predefinida.

5. El método de la reivindicación 1, en el que el paso de determinar la región de banda de límite (135) comprende el muestreo de datos de imagen usando una pluralidad de líneas corradiales, pasando cada una de las líneas a través de la estimación de límite inicial (110) y mapear los datos

muestreados en una matriz rectangular, o en el que el paso de determinar la región de banda de límite (135) comprende el muestreo de datos de imagen con una o más líneas curvas pasando a través de la estimación de límite inicial (110) y mapear los datos muestreados en una matriz rectangular.

6. El método de la reivindicación 1, en el que el paso de segmentación de la región de banda de límite (135) comprende:

i) calcular una imagen de suma ponderada que comprende estadísticas locales y globales de la imagen;
ii) aplicar uno o más umbrales a la imagen de suma ponderada para formar una imagen binaria;
iii) detectar una curva de borde basada en la imagen binaria; y
iv) modificar uno o más puntos de datos a lo largo de la curva de borde.

7. El método de la reivindicación 1, en el que el paso de segmentar la región de banda de límite (135) comprende usar uno o más de entre conjuntos de niveles, contornos activos, formas activas, plantillas deformables, técnicas basadas en gráficos, agrupación estadística (*clustering*), técnicas de campos aleatorios de Markov o métodos de apariencias activas, o en el que el paso de segmentación de la región de banda de límite (135) comprende uno o más de umbralización de la región de banda de límite (135), detección de bordes por gradiente o detección de bordes laplaciana para detectar un borde en la región de banda de límite (135), o en el que el paso de segmentar la región de banda de límite (135) comprende usar información de la textura para detectar un borde en la región de banda de límite (135).

8. El método de la reivindicación 7 que comprende además derivar los umbrales basados en mediciones estadísticas de la imagen (100), o que comprende además derivar los umbrales basados en mediciones estadísticas de la imagen (100) donde las mediciones estadísticas comprenden uno o más de una media de la suma ponderada de la imagen (100) o una estimación de la media de la imagen (100).

9. El método de la reivindicación 7, en el que la modificación de uno o más puntos de datos a lo largo de la curva de borde comprende eliminar concavidades locales falsas, o en el que la modificación de uno o más puntos de datos a lo largo de la curva de borde comprende eliminar puntos de borde erróneos y ajustar una curva *spline* por los puntos de borde restantes.

10. El método de la reivindicación 1, en el que la imagen (100) es una imagen tridimensional (100), y comprende además dividir la imagen tridimensional (100) en una pluralidad de imágenes bidimensionales (100) antes de llevar a cabo los pasos b) hasta d) sobre las mismas.

11. El método de la reivindicación 10, que comprende además formar una malla tridimensional a partir de estimaciones de límite segmentadas bidimensionales generadas al llevar a cabo los pasos b) hasta d) sobre la pluralidad de imágenes bidimensionales (100).

12. El método de la reivindicación 10, que comprende además mantener continuidad entre las estimaciones de límite segmentadas bidimensionales.

13. El método de la reivindicación 10, en el que la nueva región de banda de límite segmentada (135) se basa, al menos en parte, en datos muestreados a partir de puntos en proximidad a la estimación de límite inicial (110).

14. El método de la reivindicación 1, en el que la estimación de límite inicial (110) se define de forma arbitraria, o es proporcionada por el usuario, o se basa, al menos en parte, en un número limitado de puntos proporcionado por el usuario.

15. Un sistema para mejorar una imagen (100) de una estructura anatómica (105) en una imagen (100), comprendiendo el sistema:

a) un registro para recibir una imagen (100) y una estimación de límite inicial (110) de una estructura anatómica (105) representada en la imagen (100); y

b) un módulo de mapeo para:

i) determinar una región de banda de límite (135) que incluye la estimación de límite inicial (110) de la estructura anatómica (105) mediante el muestreo de datos de imagen a lo largo de una serie de líneas normales a la estimación de límite inicial (110); y

ii) convertir la región de banda de límite (135) en una imagen de límite rectangular (140) y la estimación de límite (110) en una curva dentro de la imagen de límite rectangular (140) de forma que la estimación de límite (110) esté definida en relación con una cuadrícula de coordenadas (x', y') de la imagen de límite (140); y

c) un procesador para:

iii) segmentar la estimación de límite en la imagen de límite rectangular (140);

iv) mapear la estimación de límite segmentada a partir de la imagen de límite rectangular (140) sobre la región de banda de límite (135) para obtener una estimación de límite segmentada; y

v) generar una imagen mejorada de la estructura anatómica (105) a partir de la estimación de límite segmentada;

donde el módulo de mapeo y procesador segmentan y mapean de forma iterativa la región de banda de límite segmentada (135) usando la nueva estimación de límite generada basándose en la imagen de límite rectangular (140) como la estimación de límite inicial (110) en la región de banda de límite (135).

16. Un artículo manufacturado que tiene partes de programa legible por ordenador incorporados en

el mismo para segmentar representaciones de una estructura anatómica (105) en una imagen (100), comprendiendo el artículo instrucciones legibles por ordenador para:

a) proporcionar una estimación de límite inicial (110) de la estructura anatómica (105);

b) determinar una región de banda de límite (135) que incluye la estimación de límite inicial (110) de la estructura anatómica (105) mediante el muestreo de datos de imagen a lo largo de una serie de líneas normales a la estimación de límite inicial (110);

c) convertir la región de banda de límite (135) en una imagen de límite rectangular (140) y la estimación de límite (110) en una curva dentro de la imagen de límite rectangular (140) de forma que la estimación de límite (110) se defina en relación con una cuadrícula de coordenadas (x', y') de la imagen de límite rectangular (140);

d) segmentar la estimación de límite (110) dentro de la imagen de límite rectangular (140);

e) mapear la estimación de límite segmentada a partir de la imagen de límite rectangular (140) sobre la región de banda de límite (135) para obtener una estimación de límite segmentada;

f) repetir los pasos b) hasta e) usando la estimación de límite segmentada de la imagen de límite rectangular (140) como estimación de límite inicial (110) dentro de la región de banda de límite (135), hasta que la diferencia de tolerancia se encuentre por debajo de un umbral; y

g) mapear la región de banda de límite segmentada (135) sobre la imagen (100), proporcionando así una estimación de límite segmentada.

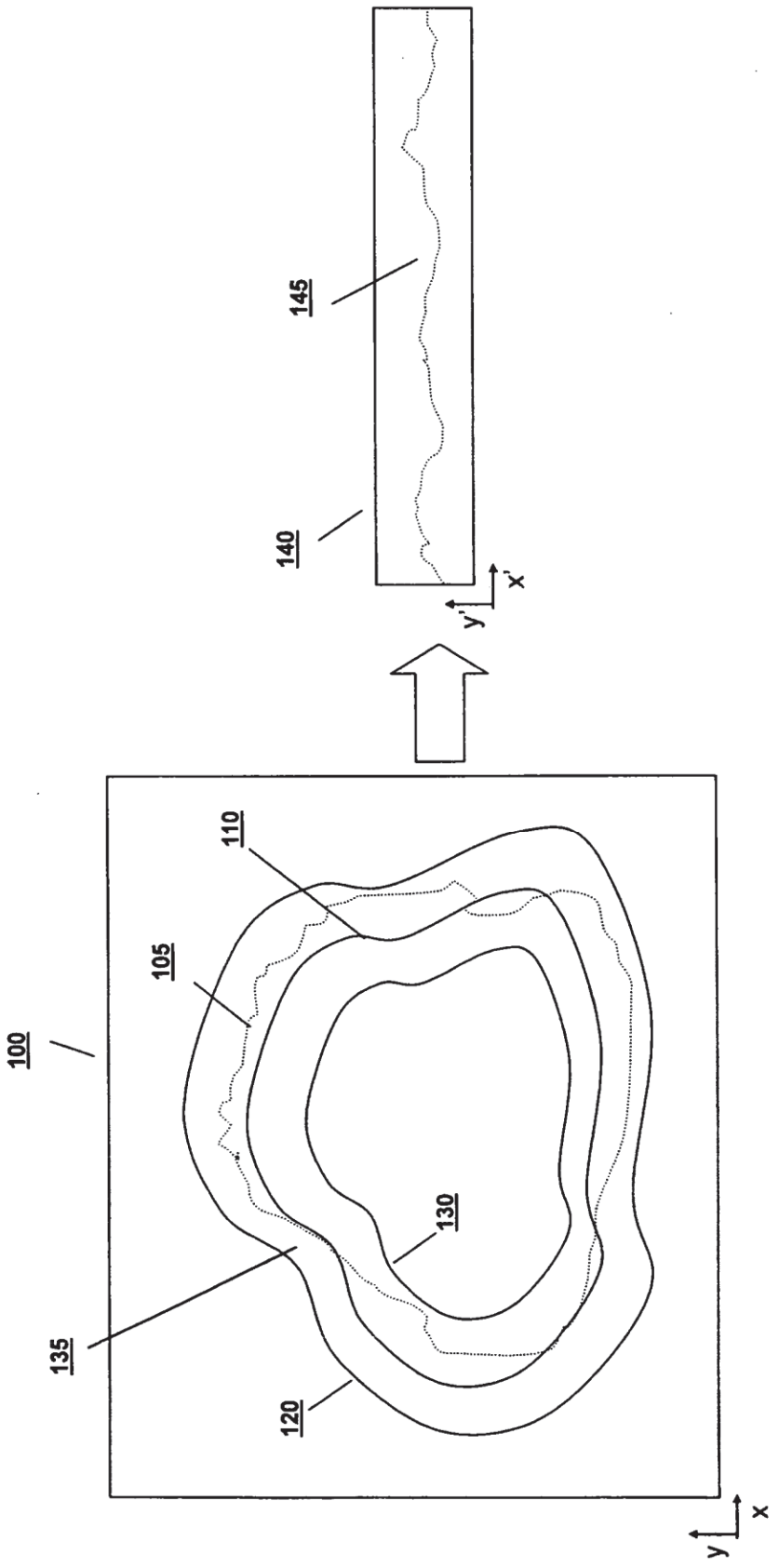

FIG. 1

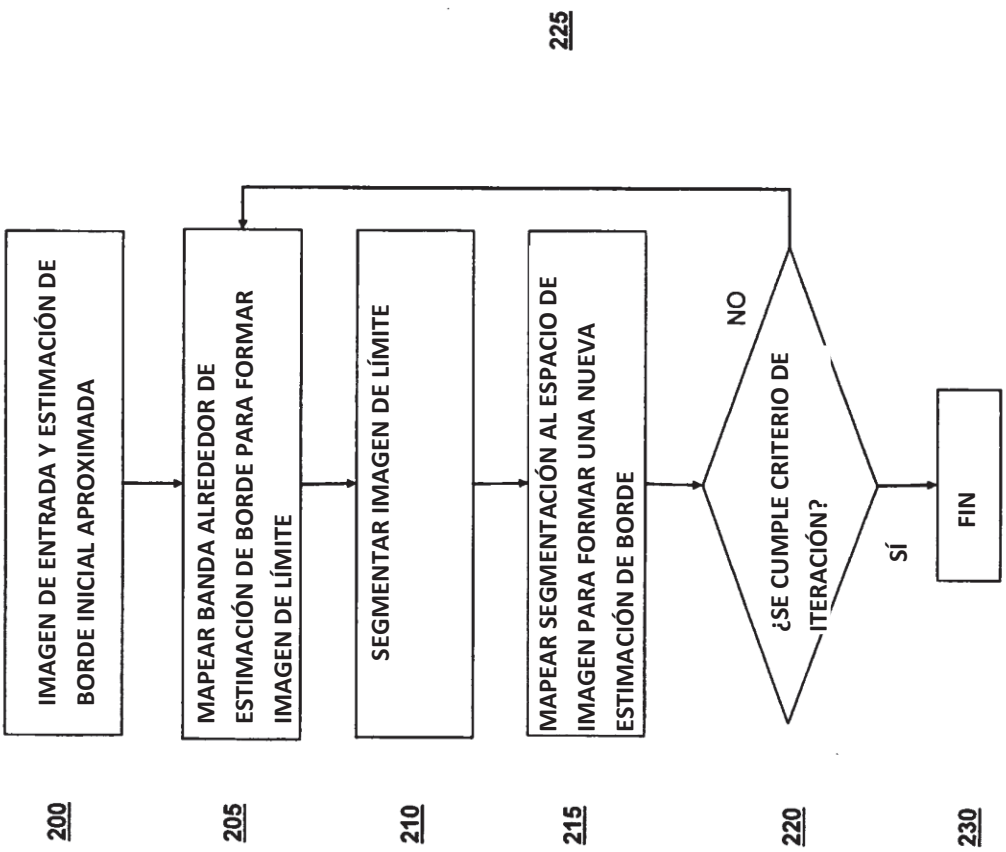
225
IMAGEN DE ENTRADA Y ESTIMACIÓN DE BORDE INICIAL APROXIMADA
MAPEAR BANDA ALREDEDOR DE ESTIMACIÓN DE BORDE PARA FORMAR IMAGEN DE LÍMITE
SEGMENTAR IMAGEN DE LÍMITE
MAPEAR SEGMENTACIÓN AL ESPACIO DE IMAGEN PARA FORMAR UNA NUEVA ESTIMACIÓN DE BORDE
¿SE CUMPLE CRITERIO DE ITERACIÓN?
NO
SÍ
FIN
200
205
210
215
220
230

FIG. 2

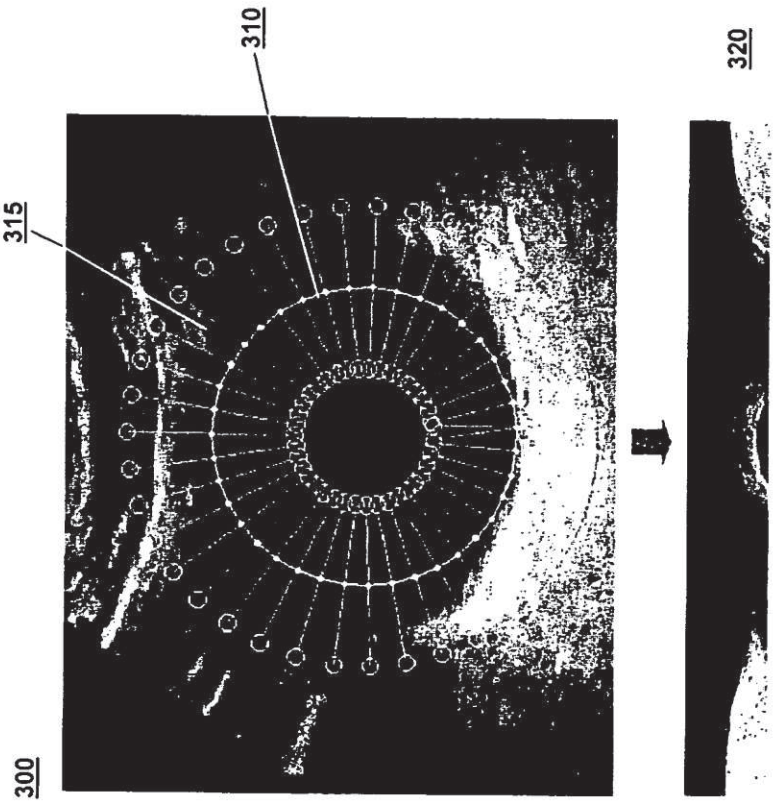

FIG. 3

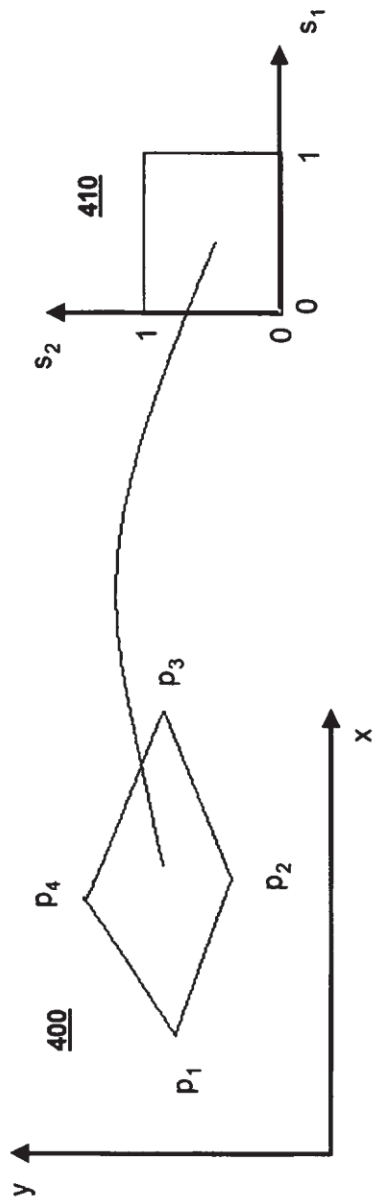

FIG. 4

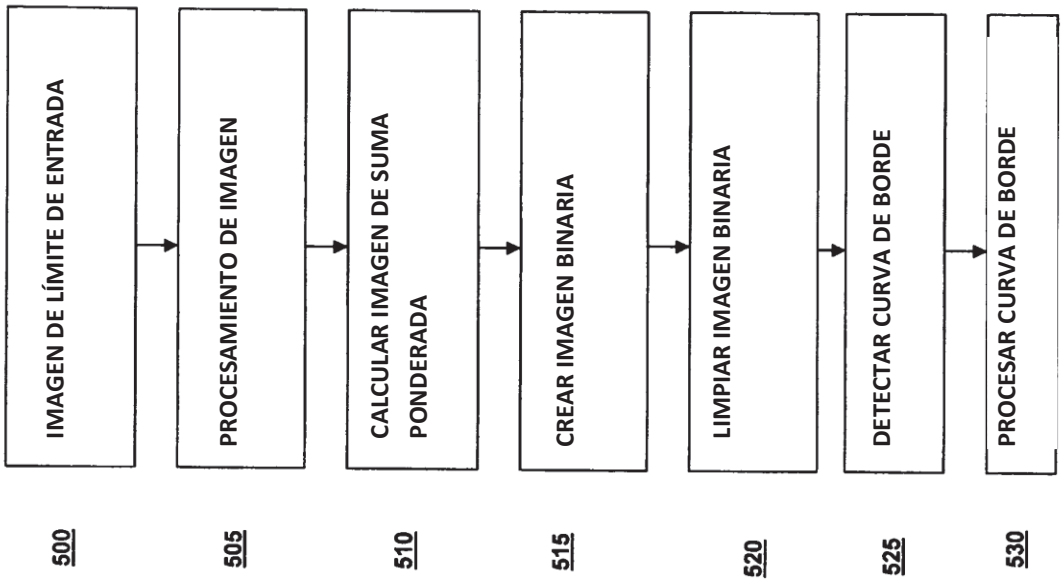
IMAGEN DE LÍMITE DE ENTRADA
PROCESAMIENTO DE IMAGEN
CALCULAR IMAGEN DE SUMA PONDERADA
CREAR IMAGEN BINARIA
LIMPIAR IMAGEN BINARIA
DETECTAR CURVA DE BORDE
PROCESAR CURVA DE BORDE
500
505
510
515
520
525
530

FIG. 5

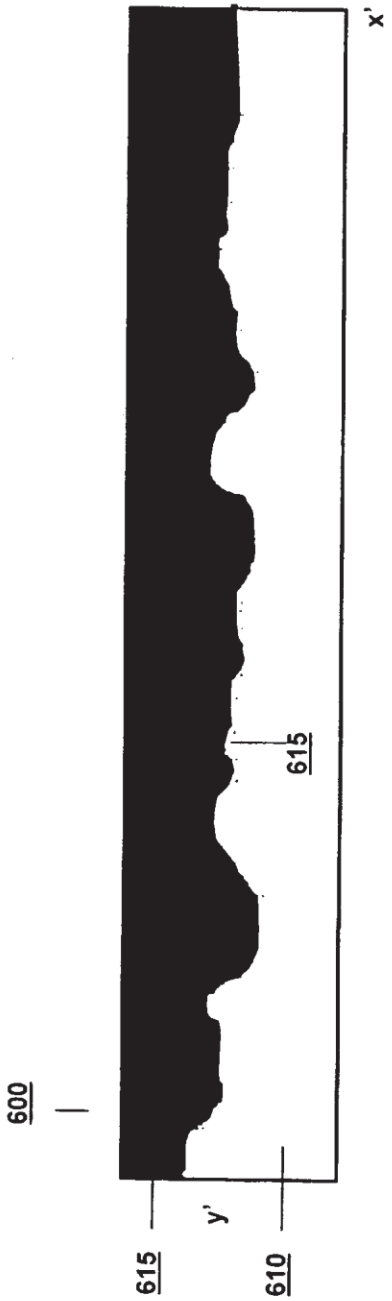

FIG. 6

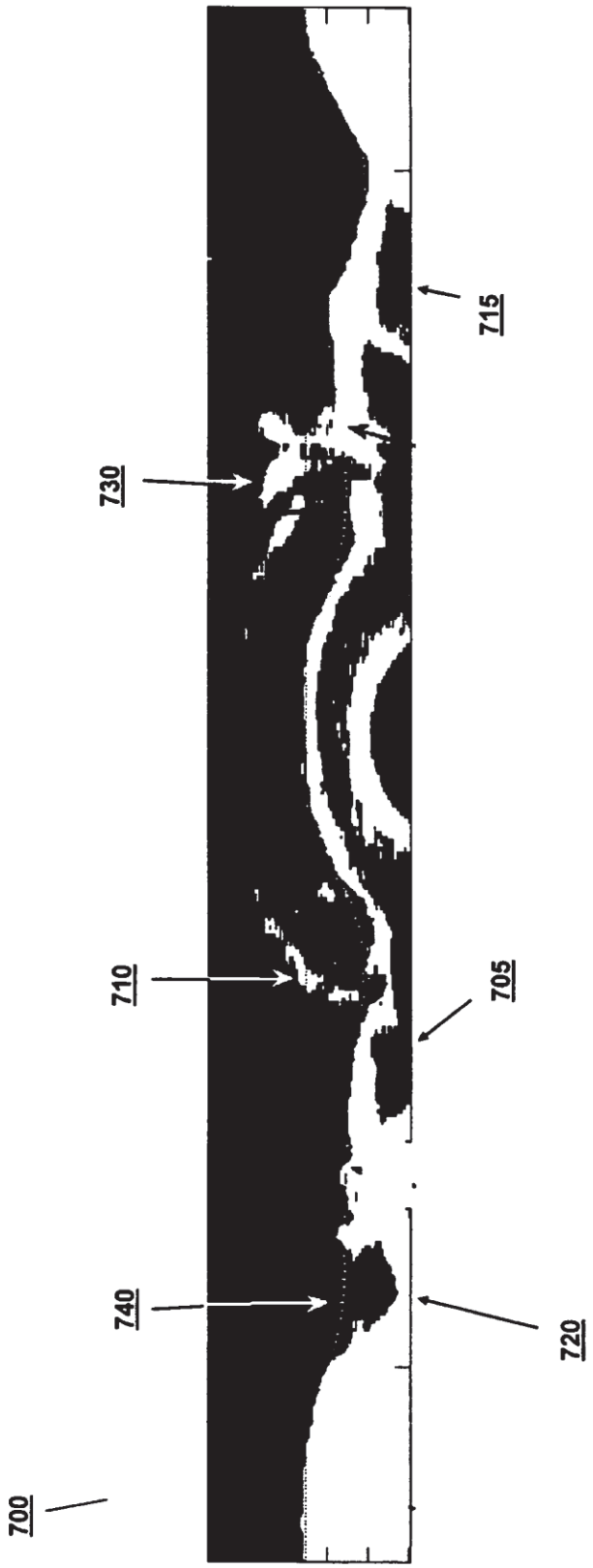

FIG. 7

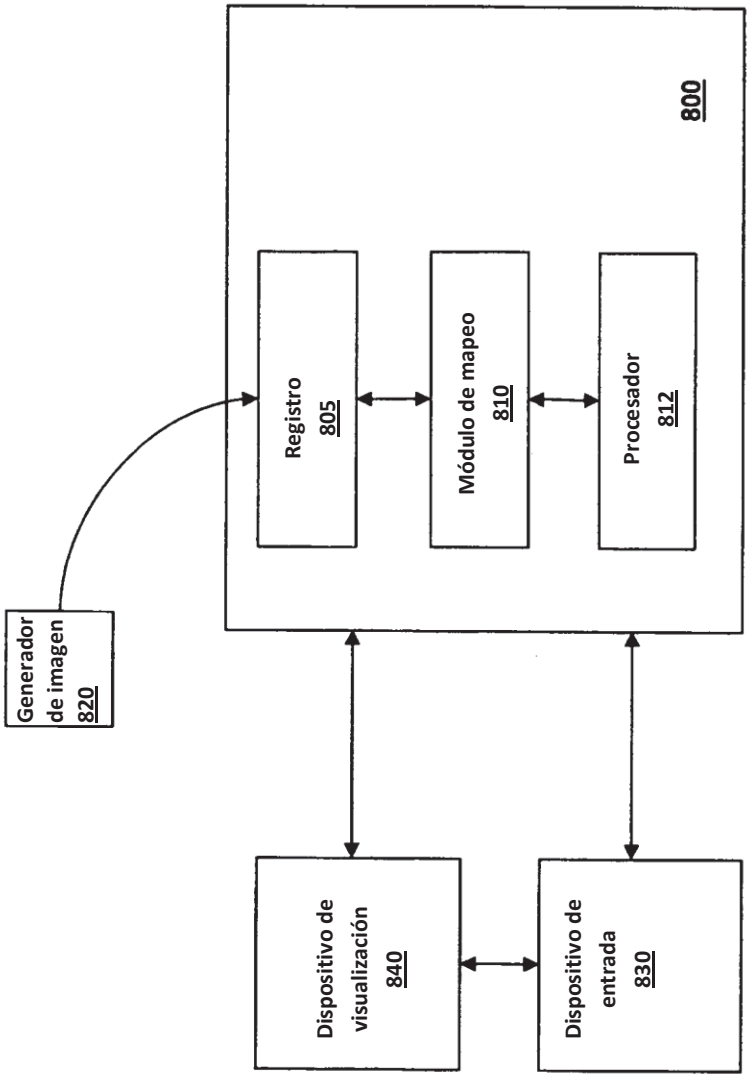
800
Registro
805
Módulo de mapeo
810
Procesador
812
Generador de imagen
820
Dispositivo de visualización
840
Dispositivo de entrada
830

FIG. 8