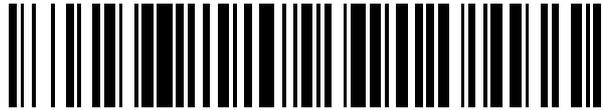


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 488 541**

51 Int. Cl.:

G06T 7/60

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.07.2009 E 09784774 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.05.2014 EP 2300990**

54 Título: **Sistema y método de análisis de imagen**

30 Prioridad:

22.07.2008 GB 0813406

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

27.08.2014

73 Titular/es:

**UCL BUSINESS PLC (100.0%)
The Network Building 97 Tottenham Court Road
London W1T 4TP, GB**

72 Inventor/es:

**NG SING KWONG, JEFFREY;
FIELDER, ALISTAIR RICHARD y
WILSON, CLARE MARGARET**

74 Agente/Representante:

TOMAS GIL, Tesifonte Enrique

ES 2 488 541 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema y método de análisis de imagen

5 Campo de la invención

[0001] Esta invención se refiere, en general, a sistemas y métodos para el análisis automatizado de imagen. En una forma de realización ilustrativa, la presente invención se refiere a sistemas y métodos para el análisis de imágenes, por ejemplo imágenes de fondo ocular, para detectar automáticamente los componentes de la imagen que representan los vasos sanguíneos y la patología retinal en el fondo. La forma de realización preferida también puede proporcionar la cuantificación de cualquier componentes de imagen detectados.

Antecedentes de la invención

15 [0002] Las imágenes oculares del fondo proporcionan a los médicos una oportunidad única para estudiar de manera no invasiva el sistema interno de los vasos sanguíneos que proveen la circulación retinal en el ojo. Convenientemente, el análisis de tales imágenes oculares proporciona a los médicos una buena forma de controlar patologías retinales que amenazan la vista y también estados, como diabetes e hipertensión, que generalmente afectan a la circulación a través de los vasos sanguíneos en el cuerpo.

20 [0003] En términos generales, varias condiciones patológicas tienden a asociarse a cambios en las características geométricas y morfológicas de los vasos sanguíneos, tales como el aumento de anchura (calibre) y tortuosidad durante la congestión en el ojo. Las condiciones patológicas suelen también asociarse a estructuras como manchas tales como hemorragias y exudados. El examen de imágenes retinales es predominantemente realizado de manera cualitativa por médicos, y generalmente, es cierto que el proceso de análisis de imagen retinal lleva extremadamente mucho tiempo. Otro inconveniente es que las técnicas analíticas convencionales son inevitablemente muy subjetivas, es decir, no es inusual que cada médico obtenga diferente información de la misma imagen ocular.

30 [0004] En el contexto de retinopatía de bebés prematuros, se ofrece una oportunidad única de tratamiento que está en la región entre veintidós y setenta y dos horas, en este contexto en particular y de manera más general sería ventajoso si el proceso de análisis de imágenes retinales pudiera ser automatizado para proporcionar un análisis ocular preciso, repetible y rápido, en particular refiriéndose a la medida en la que se encuentran afectados los vasos sanguíneos.

35 [0005] El documento BHARATH A & NG J "A Steerable Complex Wavelet Construction and Its Application to Image Denoising" IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 14, no. 7, 1 julio 2005 concierne al uso de filtros orientables para la detección en la esquina y el borde de las imágenes. Las salidas de los filtros se utilizan para generar una medida que puede estar asociada a la probabilidad de una ubicación particular ya sea en la esquina o en el borde de alguna estructura.

40 Resumen de la invención

[0006] Según un aspecto de la invención se proporciona un método de análisis de imágenes tal y como se define en la reivindicación 1.

45 [0007] Otro método puede incluir los pasos de: recepción de datos de imagen que representan una imagen; tratamiento de datos para generar información de orientación; tratamiento de datos que utilizan la información de orientación para medir la cantidad llamada fase local en una dirección perpendicular a la orientación de un supuesto vaso; usar las mediciones de fase de tres ubicaciones de imagen colineal o de dos ubicaciones para detectar el eje de una estructura de imagen simétrica, como un vaso sanguíneo, y para localizar la intersección del eje con la línea creada por las ubicaciones de medición, de aquí en adelante llamado punto central.

50 [0008] De manera más general, el método puede implicar automáticamente el análisis de imágenes para componentes de imagen de interés (por ejemplo, una serie de componentes de imagen representativos de un vaso sanguíneo retinal), el método comprende: tratamiento de datos de imagen para determinar la información de orientación de componentes de imagen; obtención de datos representativos de la fase local en una dirección perpendicular a la orientación de dichos componentes de imagen; y la utilización de mediciones de fase de una pluralidad de ubicaciones de la imagen candidata para identificar un componente de imagen de interés.

60 [0009] En una forma de realización preferida, las características (por ejemplo, las características morfológicas como la anchura) de componentes de imagen de interés, como un vaso sanguíneo, pueden estar determinadas, por ejemplo, ajustando los modelos a las características de fase de un conocido perfil de vaso a las mediciones de fase.

65 [0010] En una implementación, las mediciones de imagen extraídas por los filtros de tratamiento de imagen como orientación, fase y contraste, se miden sobre escalas múltiples, es decir, tamaños de filtro múltiple, en la misma ubicación. En un aspecto de la invención, se puede usar el punto central y las mediciones morfológicas de todas las

escalas. En otro aspecto, los puntos centrales y las mediciones morfológicas en la escala con el mayor contraste isotrópico, el mayor contraste direccional perpendicular a la orientación del vaso, ya sea no normalizado o normalizado respecto al contraste total de las mediciones direccionales en el banco de filtro.

5 [0011] Los puntos centrales por debajo de un umbral de diferencia en la anchura medida, orientación o contraste están unidos entre sí de modo que se puede trazar la red de vasos de la retina.

[0012] Otra forma de realización de la presente invención se refiere al equipo configurado para implementar automáticamente el método aquí descrito. Otra forma de realización de la invención se refiere a un programa de ordenador que comprende uno o varios elementos del programa del ordenador que están configurados cuando se ejecutan para implementar unos o más pasos del método aquí descrito.

10 [0013] Analizando la fase local puede ser posible identificar componentes de imagen que no eran detectables usando los métodos previamente conocidos. Esto puede permitir la identificación automática de características como vasos sanguíneos finos en una imagen del fondo del ojo.

[0014] Preferiblemente la etapa de tratamiento incluye la convolución de la imagen con el filtro para producir la estructura de datos intermedia. Así, la estructura de datos intermedia puede ser una imagen convolucionada. Preferiblemente la imagen se convoluciona con el filtro linealmente.

20 [0015] El filtro puede ser un único filtro complejo. Así, la estructura de datos intermedia puede comprender una parte real y una parte imaginaria.

[0016] La etapa de tratamiento puede implicar el tratamiento de la imagen con una pluralidad de filtros para producir una pluralidad de estructuras intermedias de datos. De esta manera, la imagen se puede procesar separadamente con cada filtro.

[0017] La etapa de tratamiento puede incluir la convolución la imagen con dos filtros de modo que cada convolución produce una estructura de datos intermedia. La fase local se puede medir según los datos de cada una de las respectivas estructuras de datos intermedias.

30 [0018] Al menos un filtro puede incluir un componente de filtro de borde y un componente de filtro de cresta. Puede haber un único filtro con un componente de filtro real y un componente de filtro imaginario, que puede ser el filtro de borde y el filtro de cresta respectivamente. Alternativamente la imagen se puede procesar con dos filtros reales, uno de los cuales es un filtro de cresta y uno de los cuales es un filtro de borde.

[0019] Un filtro de cresta puede ser un filtro que proporciona una fuerte respuesta cuando convoluciona con una imagen que tiene una estructura con propiedades como de cresta (es decir, una línea fina con un contraste de intensidad a su entorno). El filtro de cresta tiene preferiblemente un aspecto angular, que puede también denominarse ángulo de filtro. Por ejemplo, la estructura del filtro se puede alinear en una dirección particular.

40 [0020] Un filtro de borde puede ser un filtro que proporciona una fuerte respuesta cuando convoluciona con una imagen que tiene una estructura con un borde (es decir, un área con un contraste de intensidad que define el límite del área). El filtro de borde tiene preferiblemente un aspecto angular, o un ángulo de filtro. Por ejemplo, la estructura del filtro se puede alinear en una dirección particular.

[0021] Preferiblemente, la fase local se determina basándose en los valores de b y a , donde b y a son componentes del al menos una estructura de datos intermedia. Por ejemplo, la fase local se puede determinar basándose en los valores relativos de b y a . Preferiblemente todavía, la fase local se determina utilizando la expresión $\tan^{-1}(b/a)$.

50 [0022] Donde la imagen es convolucionada con dos filtros respectivamente puede haber una estructura de datos intermedia para cada imagen convolucionada. La fase local se puede medir en cada punto de la imagen con la expresión \tan^{-1} donde a es la magnitud de una de las estructuras de datos intermedias en un punto particular, y b es la magnitud de la otra estructura de los datos intermedia en el mismo punto. Preferiblemente b es la magnitud de la estructura de datos intermedia producida por la convolución de la imagen con un filtro de cresta y a es la magnitud de la estructura de datos intermedia producida por la convolución de la imagen con un filtro de borde.

[0023] El mismo efecto se puede conseguir mediante la convolución de la imagen con un único filtro complejo. En estas circunstancias b puede ser el componente complejo de la estructura de datos intermedia y a puede ser el componente real de la estructura de datos intermedia. Así, la fase local puede ser vista como el ángulo de un número complejo como se representa en el diagrama de Argand.

60 [0024] Preferiblemente, el método comprende además la etapa de tratamiento de la imagen para generar información de orientación acerca del componente de imagen candidato de interés. Preferiblemente todavía, la información de orientación se genera mediante el tratamiento de la imagen con una pluralidad de diferentes filtros, cada uno con diferentes aspectos angulares.

- 5 [0025] Un componente de imagen puede producir una fuerte respuesta cuando se procesa con un filtro con un aspecto angular particular. Por ejemplo, una imagen que incluye un vaso sanguíneo puede producir una fuerte respuesta cuando se convoluciona linealmente con un filtro de cresta o un filtro de borde alineado sustancialmente de forma perpendicular al vaso sanguíneo. Así, puede ser posible identificar la orientación de los vasos sanguíneos que tienen un contraste bajo con el fondo mediante la identificación del ángulo de filtro que proporciona la respuesta más fuerte en una imagen convolucionada; tales vasos sanguíneos pueden ser incluso no ser inmediatamente evidentes en la inspección casual de una imagen.
- 10 [0026] Preferiblemente, la imagen se procesa con cuatro filtros que están dispuestos en cuadratura, de modo que se separa el aspecto angular de cada filtro por 45°. En lugar de suponer que la orientación del componente de imagen candidato corresponde al ángulo del filtro que produce la respuesta más fuerte, la orientación se puede determinar más precisamente interpolando entre las respuestas de los filtros.
- 15 [0027] Por supuesto, se pueden obtener mejores resultados a través del uso de más filtros (por ejemplo 8 filtros con aspectos angulares separados por 22,5°, o 180 filtros con aspectos angulares separados por 1°). No obstante, el uso de más de cuatro filtros puede ser excesivamente gravoso computacionalmente.
- 20 [0028] También puede ser posible determinar la información de orientación tratando la imagen con un filtro orientable (cuyo aspecto angular se puede mejorar). De esta manera, se puede determinar más o menos la orientación de la estructura de imagen (por ejemplo, usando cuatro filtros en cuadratura) y, a continuación, precisamente, de forma reiterativa utilizando un filtro orientable.
- 25 [0029] Por supuesto, la información de orientación se podría generar también de una manera más convencional analizando directamente la intensidad de la imagen. El uso de este método puede ser posible solo para identificar la orientación de los vasos sanguíneos que tienen un alto contraste con el fondo.
- 30 [0030] La imagen se puede procesar con al menos un filtro para producir al menos una estructura de datos intermedia con propiedades que es representativa del tratamiento con un filtro de aspecto angular, es decir, sustancialmente perpendicular a la orientación del componente de la imagen candidata.
- 35 [0031] Así, la imagen se puede convolucionar con un filtro de borde y un filtro de cresta que se alinean especialmente para ser perpendiculares a la orientación del componente de imagen candidato. Esto se puede conseguir mediante un filtro de borde orientable y un filtro de cresta orientable.
- 40 [0032] En otra forma de realización puede ser posible convolucionar la imagen con una pluralidad de filtros de borde y de cresta con aspectos angulares fijos. El efecto de convolucionar la imagen con filtros que tienen un aspecto angular específico puede entonces ser recreado interpolando los resultados conseguidos con los filtros fijos.
- 45 [0033] Aunque la fase local se mide desde la estructura de datos intermedia, las mediciones pueden corresponder a ubicaciones en la imagen. Mediante el análisis de la fase local a lo largo de una sección transversal de un componente de imagen candidato puede ser posible identificar las características del componente de imagen.
- [0034] Preferiblemente hay al menos tres mediciones colineales de fase local. Este puede ser el número mínimo de mediciones de fase, es decir, el requerido para que se pueda identificar un componente de imagen.
- 50 [0035] Se puede identificar una propiedad del componente de imagen de interés mediante la determinación de al menos una característica de la fase local a lo largo de la trayectoria que es sustancialmente perpendicular a la orientación del componente de imagen candidato. Los ejemplos de las características de la fase local pueden incluir discontinuidades, máxima, mínima, y puntos cero (intersecciones de eje x). Preferiblemente, se puede identificar el punto central de un componente de imagen de interés en virtud de una discontinuidad en la fase a lo largo de la trayectoria.
- 55 [0036] Se puede determinar una propiedad del componente de imagen de interés mediante el ajuste de las mediciones de la fase local a lo largo de la trayectoria a las mediciones predichas de la fase local para estructuras conocidas. De esta manera, puede ser posible determinar la anchura de un vaso sanguíneo mediante la comparación de las características de las mediciones de la fase local con las mediciones previstas de la fase local para la anchura de un vaso sanguíneo particular.
- 60 [0037] La etapa de tratamiento puede incluir el tratamiento de la imagen con una pluralidad de filtros con diferentes dimensiones para producir una pluralidad de estructuras de datos intermedias, de modo que se puede determinar una pluralidad de mediciones de fase local para cada una de las dimensiones del filtro.
- 65 [0038] Los gráficos de la fase local en una trayectoria que es perpendicular a un componente de imagen candidato, pueden aparecer de forma diferente, dependiendo de las dimensiones del filtro usado en el procesamiento de la imagen. No obstante, los gráficos de la fase local pueden contener algunas propiedades constantes. En particular,

para cada dimensión de filtro la fase puede sufrir una discontinuidad en una ubicación coincidiendo con el centro del componente de imagen de interés. Alternativamente, la fase puede tener un valor específico, tal como un cero en una ubicación coincidiendo con el centro del componente de imagen de interés.

5 [0039] Haciendo coincidir las discontinuidades en la fase como se determina usando filtros de diferentes dimensiones, puede ser posible identificar con certeza el centro de un componente de imagen.

[0040] Las dimensiones de un filtro pueden incluir la forma del filtro, su tamaño relativo a la imagen, y su magnitud relativa a la imagen.

10 [0041] El método puede incluir una etapa adicional para hacer coincidir una característica de la pluralidad de mediciones de fase local determinada para cada una de las escalas de filtro con el fin de identificar una propiedad de un componente de imagen de interés.

15 [0042] El método puede incluir los pasos adicionales de selección de un punto en la imagen y el tratamiento de la imagen con una pluralidad de filtros, teniendo cada filtro un aspecto angular diferente, para producir una pluralidad de estructuras de datos intermedias, y medir una fase local para el punto seleccionado de las estructuras de datos intermedias para cada ángulo de filtro.

20 [0043] La magnitud de la estructura de datos intermedia producida por el tratamiento de la imagen con un filtro puede depender del ángulo del filtro. Por ejemplo, si una estructura tipo cresta se convoluciona con un filtro de cresta en una dirección que es perpendicular a la cresta, puede haber una gran magnitud en un punto en la estructura de los datos intermedia correspondiente a la cresta. Por el contrario, si una estructura como de cresta se convoluciona con un filtro de cresta en una dirección paralela a la cresta, puede haber una pequeña magnitud en un punto en la estructura de los datos intermedia correspondiente a la cresta.

25 [0044] Mediante la determinación de la fase local en un punto seleccionado para una pluralidad de diferentes ángulos de filtros puede ser posible construir un perfil de la fase local con respecto al ángulo de filtro. El perfil de la fase local respecto al ángulo de filtro puede compararse con los perfiles de la fase local prealmacenada producidos por estructuras conocidas, de modo que se pueda identificar un componente de imagen. Así, se determina si el perfil de la fase local respecto al ángulo de filtro para estructuras tales como hemorragias y exudados, se representará la forma de la estructura de imagen en el perfil de fase local.

30 [0045] El método puede comprender la etapa adicional de formateo de la imagen alrededor del punto seleccionado. Puede ser apropiado considerar solo la parte de la imagen que circunda inmediatamente el punto seleccionado. Así, se puede recortar la imagen de manera que el punto seleccionado quede en el centro de una región de dimensiones predeterminadas. La imagen recortada se puede procesar después con una pluralidad de filtros que pueden tener las mismas dimensiones.

35 [0046] El método puede implicar la etapa de selección de una pluralidad de puntos en la imagen y la medición de la fase local en cada ángulo de filtro para cada uno de los puntos seleccionados. Así, puede ser posible analizar cada punto o píxel de una imagen para determinar si existen componentes de imagen que correspondan a estructuras conocidas. Este método puede ser particularmente útil para detectar estructuras que tienen aspectos circulares tales como exudados blandos en imágenes del fondo del ojo.

40 [0047] Preferiblemente, la imagen es la imagen del fondo de un ojo, y los componentes de imagen de interés son características en el ojo.

[0048] Se pueden proporcionar las características de cualquier método como características del equipo y viceversa.

50 Breve descripción de los dibujos

[0049] Varios aspectos de las instrucciones de la presente invención, y los arreglos que incorporan esas instrucciones, de aquí en adelante se describirán a modo de ejemplo ilustrativo con referencia a los dibujos anexos, donde:

Fig. 1 es una representación ilustrativa de un equipo de tratamiento de imagen según una forma de realización preferida de la presente invención;

Fig. 2 es un diagrama de flujos ilustrativo que describe los pasos de tratamiento de un método conforme a una forma de realización preferida de la presente invención;

Fig. 3 es una representación esquemática de una primera técnica;

Fig. 4 es una representación esquemática de una segunda técnica;

Fig. 5 es una representación esquemática de una característica de imagen, variaciones de fase direccional a una primera escala, y variaciones de fase direccional a una escala n'th;

65 La Figura 6 es un diagrama de flujo que muestra una secuencia de pasos a llevar a cabo en una forma de realización de la presente invención;

Figuras 7A t 7C a 7E son esquemáticas vistas planas de filtros de cresta en diferentes orientaciones que muestran la amplitud de los filtros con líneas de contorno; Figura 7B es un gráfico del perfil de amplitud de un filtro de cresta tomado a través de línea II mostrada en la figura 7A;

Figuras 8A y 8C a 8E son esquemáticas vistas planas de filtros de borde en diferentes orientaciones que muestran la amplitud de los filtros con líneas de contorno; Figura 8B es un gráfico del perfil de amplitud de un filtro de borde tomado a través de la línea III mostrada en la Figura 8A;

La Figura 9 es un ejemplo de boceto de una imagen del fondo de un ojo; y

La Figura 10 un diagrama de flujo que muestra una secuencia de pasos a ser llevados a cabo en una forma de realización de la presente invención.

Descripción detallada de formas de realización preferidas

[0050] En una disposición particularmente preferida, las instrucciones de la presente invención se ponen en marcha en el software, pero serán inmediatamente apreciadas por las personas con conocimientos técnicos en la materia para que las instrucciones de la invención puedan ser fácilmente puestas en marcha en el hardware (por ejemplo en uno o más circuitos específicos integrados (ASICs)), o de hecho, en una mezcla de hardware y software. Por consiguiente, la siguiente descripción detallada de formas de realización preferidas no debería leerse como limitada solo a ser puesta en marcha en el software.

[0051] Como ya se ha mencionado, en la forma de realización preferida, el método se lleva a cabo por el software del ordenador que el equipo de tratamiento de imagen tiene que ejecutar. El software del ordenador se puede almacenar en un soporte de datos adecuado como un disco compacto (CD). La Figura 1 muestra esquemáticamente el equipo 1 que ejecuta el método de la invención. El equipo 1 incluye un terminal informático CT que incluye una unidad central de procesamiento (CPU) 8, memoria 10, un dispositivo de almacenamiento de datos como una unidad de disco duro 12 y dispositivos I/O 6 que facilitan la interconexión del terminal CT con un dispositivo de captura de imagen opcional como una cámara fotográfica 13 dispuesta para registrar los datos de imagen conforme a la presente invención. Alternativamente, el CT puede estar dispuesto para recibir datos de imagen de una fuente de datos de imagen remotos o locales como una base de datos de imagen, por ejemplo una base de datos mantenida en almacenamiento.

[0052] Los dispositivos I/O 6 facilitan aún más la interconexión de un elemento visualizador 32 de una pantalla 28 a través de un dispositivo 30 de pantalla I/O. Se almacenan programas del sistema operativo 14 en el disco duro 12 y de control, de manera conocida, operación de nivel bajo del terminal informático CT. Los ficheros de programa y los datos 20 también se almacenan en la unidad de disco duro 12, y controlan, de manera conocida, las emisiones a un operador a través de dispositivos asociados y los datos de salida almacenados en la unidad de disco duro 12. Los dispositivos asociados incluyen la pantalla 32 como un elemento de la pantalla 28, un dispositivo de señalización (no mostrado) y teclado (no mostrado), que reciben tanto la entrada desde el operador como la información de salida al operador a través de otros dispositivos I/O (no mostrados). Incluida en los ficheros de programa 20 almacenados en el disco duro 12 está una base de datos 22 para almacenar datos de imagen y datos relacionadas con los datos de imagen, incluyendo los datos relacionados con las características descritas más adelante, y una base de datos 24 para almacenar datos relacionados con los datos de la plantilla, incluyendo los datos de la plantilla.

[0053] En términos muy generales, las instrucciones de una forma de realización preferida de los elementos de suplemento y puesta en marcha de la presente invención de una técnica que ha sido propuesta previamente (para un fin diferente) en "A Steerable Complex Wavelet Construction and Its Application to Image Denoising", A. BHARATH y J. Ng, IEEE Transactions on Image Processing. 14(7):948-959, julio 2005, cuyo contenido se incluye en el presente documento por referencia. Además, las mediciones de orientación y de fase puestas en marcha por los aspectos de las instrucciones de la invención se pueden obtener a partir de muchas otras pirámides complejas (cuadratura) de filtro orientable, por ejemplo, aquellas descritas en "The Design and Use of Steerable Filters", W. Freeman and E. Adelson, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 13(9): 891-906, septiembre 1991, cuyo contenido se incluye en el presente documento por referencia.

[0054] Haciendo referencia ahora a la Fig. 2 de los dibujos anexos, en una primera etapa de una puesta en marcha preferida de un método según las instrucciones de la presente invención los datos de imagen se reciben a través de un procesador de un sistema de tratamiento de imagen según la presente invención. Los datos de imagen se pueden recibir desde el almacenamiento, o ser datos de imagen en vivo, por ejemplo, de una cámara fotográfica retinal que captura imágenes del ojo del sujeto.

[0055] Los datos de imagen recibidos se procesan para generar información de orientación (por ejemplo, en la forma descrita en el PCT/EP2007/058547), y luego vuelven a ser procesados utilizando la información de orientación para generar información relativa a la fase direccional y la energía direccional.

[0056] En una siguiente etapa del proceso, la información de orientación y fase direccional se utiliza para determinar los puntos centrales de componentes de imagen que posiblemente correspondan a los vasos sanguíneos de la retina del ojo. La información de orientación, la fase direccional y los puntos centrales de línea pueden, en una forma de realización preferida de la invención, utilizarse para medir la anchura de los componentes de imagen que

probablemente correspondan a vasos sanguíneos en la retina del ojo.

[0057] Estas etapas de tratamiento se repiten para escalas múltiples, y luego los puntos centrales se conectan uno al otro para proporcionar una indicación visual de los vasos sanguíneos detectados en el fondo. En una puesta en marcha preferida, los puntos centrales se conectan de tal manera que se mantiene la continuidad de una pluralidad de características, tales como la orientación, la anchura de línea y la energía direccional.

[0058] Haciendo referencia ahora a la Fig. 3, en una forma de realización de la invención, la orientación (representada por el punteado) de un componente de imagen candidato se mide a una ubicación de píxel de centro (mostrado con un círculo), bien con operadores de gradiente o filtros orientables. En una puesta en marcha particularmente preferida, se eligen un par de ubicaciones de píxel, una a cada lado de la línea descrita por la orientación y la más cercana en la orientación a su perpendicular. Se detecta la ubicación del píxel central como un punto central si su fase local está más cerca a 0 o 180, dependiendo de la polaridad del vaso (vaso claro con fondos oscuros, o vaso oscuro con fondos claro, respectivamente) de los tres píxeles y las fases a lo largo de la línea de tres píxeles ya estén aumentando o disminuyendo.

[0059] En otra forma de realización de la invención, se elige un par de ubicaciones de píxel con una desviación mínima de orientaciones medidas. La fase local se mide en la misma dirección como cualquiera de los dos orientaciones o su promedio. Si las dos fases medidas se encuentran a cada lado de 0 o 180, se detecta el punto central del vaso entre los píxeles $p_1 = (x_1, y_1)$ y $p_2 = (x_2, y_2)$ y fases Φ_1 y Φ_2 , su ubicación es dada:

- para detección de una fase de 0

$$p_1 + \frac{|\Phi_1|}{|\Phi_1 - \Phi_2|} (p_2 - p_1)$$

- para detección de una fase de 180

$$p_1 + \frac{180 - |\Phi_1|}{360 - |\Phi_1 - \Phi_2|} (p_2 - p_1)$$

[0060] Como se muestra en la Fig. 4, los pares de ubicaciones de píxel pueden, por ejemplo, tomarse bien como píxeles horizontales adyacentes, diagonales o verticales. También pueden usarse los pares de ubicaciones de píxel no adyacente.

[0061] Las mediciones de fase local ya sea en parejas o más a lo largo de una línea colineal, se usan como datos para ajustar modelos de fase prevista a lo largo del perfil de los vasos con diferentes anchuras. El modelo de un vaso, con una anchura y perfil dados de una pluralidad de características de imagen, se puede construir midiendo la fase en múltiples ubicaciones a lo largo del perfil y aprendiendo una función de la fase respecto a la distancia a lo largo del perfil. Se puede construir de esta manera un modelo genérico de distancia de fase dada a lo largo de perfil, anchura, y característica de perfil (por ejemplo, valor máximo único Gaussiano, o valor máximo doble separado por un canal pequeño). Se selecciona el modelo que mejor se ajuste.

[0062] Haciendo referencia ahora a la Fig. 5, las mediciones de imagen extraídas por filtros de tratamiento de imagen tales como orientación, fase y contraste, se miden sobre escalas múltiples, es decir, tamaños de filtro múltiple, como la misma ubicación. En un aspecto de la invención, se pueden usar los puntos centrales y las mediciones morfológicas de todas las escalas. En otro aspecto, los puntos centrales y las mediciones morfológicas en la escala con el mayor contraste isotrópico, el mayor contraste direccional perpendicular a la orientación del vaso, ya esté normalizado o no al contraste total de las mediciones direccionales en el banco de filtro.

[0063] Los puntos centrales con una diferencia inferior a un umbral en la anchura medida, la orientación o el contraste están unidos de modo que se pueda trazar la red de vaso de la retina.

[0064] En virtud de esta disposición es posible esquematizar rápidamente y con precisión los vasos sanguíneos del fondo, y además proporcionar mediciones precisas de los vasos que se encuentren.

Ejemplo 1

[0065] Se describirá ahora un ejemplo específico de una forma de realización de la presente invención con referencia a la figura 6 que es un diagrama de flujo que muestra una secuencia de pasos que tienen que llevarse a cabo. El método descrito se refiere a la detección de vasos sanguíneos en una imagen del fondo del ojo.

[0066] El primer paso en el proceso es captar la imagen del ojo. En este caso se crea una imagen digital con 4096 x 4096 píxeles. Un ejemplo bosquejado de la imagen digital se muestra en figura 9. La imagen comprende una red de

vasos sanguíneos 50 y otras características que incluyen exudados blandos 52.

[0067] La imagen se analiza por el procesador 8 en el terminal informático CT. En particular, el procesador 8 convolucionada la imagen matemáticamente con un conjunto de cuatro filtros de cresta y con un conjunto de cuatro filtros de borde. Las imágenes convolucionadas se analizan en la ubicación de cada píxel en la imagen para determinar si hay algún vaso sanguíneo candidato presente, y qué orientación posee cualquier vaso sanguíneo detectado.

[0068] Se proporcionan los filtros de cresta y filtros de borde en ángulos de 0°, 45°, 90° y 135° (relativos al eje vertical nominal de la imagen). La Figura 7A es una vista en planta esquemática de un filtro de cresta en un ángulo vertical de 0° que muestra la amplitud del filtro con líneas de contorno. La Figura 8A es una vista en planta esquemática correspondiente a un filtro de borde. Los filtros de cresta comprenden un valor máximo central positivo y lóbulos secundarios negativos con una magnitud más pequeña, como se puede observar en la figura 7B que es un perfil de la amplitud del filtro de cresta a lo largo de una línea vertical II a través del centro del filtro mostrado en la figura 7A. Los filtros de borde comprenden dos picos de igual magnitud situados uno junto al otro. Un pico es positivo y otro es negativo, como se puede observar en la figura 8B que es un perfil de la amplitud del filtro de borde a lo largo de una línea vertical III a través del centro del filtro mostrado en la figura 8A. Figuras 7C a 7E muestran vistas esquemáticas en planta del filtro de cresta en ángulos de 45°, 90° y 135° respectivamente. Figuras 8C a 8E muestran vistas esquemáticas en planta del filtro de borde en ángulos de 45°, 90° y 135° respectivamente.

[0069] Los filtros de borde y los filtros de cresta comprenden 4096 x 4096 píxeles, de modo que bajo análisis tienen el mismo tamaño que la imagen. La estructura de los datos producida por la convolución de la imagen con un filtro (conocido de otra manera como la imagen convolucionada) también tiene un tamaño de 4096 x 4096 píxeles. La magnitud de la imagen convolucionada en cada píxel depende de las estructuras en la imagen y el filtro y su relativa orientación.

[0070] Una imagen convolucionada tiene una magnitud relativamente alta en una posición que corresponde a una posición en la imagen donde hay un vaso sanguíneo, donde el filtro usado en la convolución se orienta perpendicularmente al vaso sanguíneo. Por ejemplo, en el punto X como se muestra en la figura 9 se obtendría una magnitud alta para la imagen convolucionada producida utilizando un filtro en un ángulo de 0° al vertical (es decir, el filtro de cresta mostrado en la figura 7A o el filtro de borde mostrado en la figura 8A). En el punto Y como se muestra en la Figura 9 se obtendría una magnitud alta para la imagen convolucionada producida utilizando un filtro en un ángulo de 90° al vertical (es decir, el filtro de cresta mostrado en la figura 7D o el filtro de borde mostrado en la figura 8D). El procesador 8 está dispuesto para analizar cada una de las ocho imágenes convolucionadas para determinar el ángulo de filtro que produce la máxima magnitud en cada punto. La orientación del vaso sanguíneo es, por supuesto, perpendicular al ángulo del filtro que produce la máxima magnitud en la imagen convolucionada.

[0071] Si la orientación del vaso sanguíneo no es exactamente 0°, 45°, 90° o 135° al vertical todavía es posible estimar su orientación con precisión interpolando entre los resultados de las convoluciones en cuatro ángulos diferentes. De esta manera es posible buscar el ángulo de filtro que proporcionaría la mayor magnitud en una imagen convolucionada en la posición del vaso sanguíneo. La orientación de un vaso sanguíneo tal como se determina en el uso de los filtros de cresta puede ser ligeramente diferente a la orientación de un vaso sanguíneo determinado por el uso de filtros de borde, y el promedio se puede utilizar para tener en cuenta cualquier diferencia.

[0072] El procesador 8 usa las imágenes convolucionadas para interpolar la magnitud de una imagen convolucionada que sería producida por un filtro en un ángulo que es perpendicular al vaso sanguíneo. El valor de la imagen convolucionada en la ubicación del vaso sanguíneo se da por el valor b para la imagen convolucionada producida por el filtro de cresta y por el valor a para la imagen convolucionada producida por el filtro de borde. La fase local se da por la expresión $\tan^{-1}(b/a)$. El procesador 8 determina la fase local para diferentes píxeles en una línea a través del vaso sanguíneo en una dirección que es perpendicular a la orientación del vaso sanguíneo.

[0073] El procesador 8 está dispuesto para trazar las mediciones de la fase local, y un ejemplo de un gráfico de fase local se muestra en la figura 5. El gráfico superior en la figura 5 muestra el perfil de intensidad de un vaso sanguíneo (en una imagen negativa). El gráfico mediano en la figura 5 muestra la fase local a través del vaso sanguíneo. Como se puede observar en la Figura 5, hay diferentes discontinuidades en la fase local, y una discontinuidad en particular ocurre en una posición que coincide con el centro del vaso sanguíneo. Como hay diferentes discontinuidades en la fase local, se requiere otra medición para determinar qué discontinuidad coincide con la posición del centro del vaso sanguíneo. Esto se consigue midiendo la fase local nuevamente, pero esta vez se usan filtros con dimensiones diferentes.

[0074] El gráfico inferior en la Figura 5 muestra la fase local a través del vaso sanguíneo, tal y como se mide a partir de imágenes convolucionadas producidas utilizando filtros con dimensiones más pequeñas. Como se puede observar, el gráfico inferior de la Figura 5 es diferente al gráfico mediano de la Figura 5 es porque se ha producido utilizando filtros con diferentes dimensiones. No obstante, ambos gráficos incluyen una discontinuidad en la fase local en una posición que coincide con el centro del vaso sanguíneo.

[0075] El procesador 8 está dispuesto para hacer coincidir la posición de discontinuidades en la fase local producida por filtros con diferentes dimensiones. De esta manera, es posible determinar la posición del centro de un vaso sanguíneo. Por supuesto, la posición de la discontinuidad puede ocurrir entre ubicaciones de píxel y por lo tanto la ubicación específica de la discontinuidad se puede determinar por interpolación. De esta manera, se puede determinar la ubicación espacial y calibre de un vaso sanguíneo con exactitud de subpíxel.

[0076] Una discontinuidad en la fase local ocurre específicamente donde el vaso sanguíneo aparece oscuro contra un fondo más claro, como en una imagen del fondo del ojo. Para imágenes donde en un vaso sanguíneo aparece la luz contra un fondo más oscuro, como mamogramas, la fase puede ser cero (o algún otro valor específico) en una posición que corresponde con el centro del vaso sanguíneo.

[0077] El procesador 8 está dispuesto para determinar otras propiedades del vaso sanguíneo tales como su anchura mediante el análisis de las características del gráfico de la fase local. En particular, se anota la frecuencia de repetición del modelo de fase local, y la ubicación de cruces de punto cero. Estas características se comparan con los datos almacenados en el disco duro 12 que son indicativos de las características que se espera producir en gráficos de fase local por vasos sanguíneos con propiedades conocidas, y de esta manera se determinan las propiedades del vaso sanguíneo.

[0078] El procesador está dispuesto para analizar la fase local en la ubicación de cada píxel de la imagen. De esta manera, se puede determinar el tamaño, forma y posición de cada vaso sanguíneo en la imagen. Como paso final, el procesador 8 está dispuesto para crear un mapa de la red de los vasos sanguíneos en la imagen para la salida a la pantalla 32.

Ejemplo 2

[0079] Un ejemplo específico de una forma de realización de la presente invención se describirá ahora con referencia a la figura 10 que es un diagrama de flujo que muestra una secuencia de pasos que se llevarán a cabo. El método descrito se refiere a la detección de exudados blandos en una imagen del fondo del ojo.

[0080] Como en el ejemplo 1 el primer paso en el proceso es captar la imagen del ojo, y en la Figura 9 se muestra un ejemplo bosquejado de la imagen digital con 4096 x 4096 píxeles.

[0081] El procesador 8 recibe la imagen del ojo y lo convolucionan con 180 filtros de cresta y 180 filtros de borde con ángulos uniformemente distanciados entre 0° y 180°. De esta manera se producen 180 pares de imágenes convolucionadas.

[0082] El procesador 8 está dispuesto para medir la fase local en un punto particular de la imagen para cada uno de los pares de imágenes convolucionadas. La fase local se mide utilizando la expresión $\tan^{-1}(b/a)$ donde b es la magnitud de la imagen convolucionada producida por el filtro de cresta y a es la magnitud de la imagen convolucionada producida por el filtro de borde en el punto relevante.

[0083] El procesador 8 está dispuesto para trazar la fase local en el punto particular en la imagen con respecto al ángulo de los filtros que fueron usados para generar los datos de la fase local. Así, fase local se fija contra el ángulo de filtro a 180 puntos.

[0084] Una tendencia característica se expone en los gráficos de la fase local contra el ángulo de filtro para señalar el centro de los exudados blandos. El disco duro 12 está dispuesto para almacenar varias tendencias características que se crearían por diferentes formas de exudados blandos.

[0085] El procesador 8 está dispuesto para comparar el gráfico de fase local producido utilizando la imagen con las tendencias características de la fase local almacenadas en el disco duro 12 con el fin de identificar posibles coincidencias. Se proporcionan y almacenan una serie de reglas en el disco duro 12 para determinar si ocurre una correspondencia y el procesador 8 hace una decisión de correspondencia /no- correspondencia.

[0086] El procesador 8 emprende un análisis de exudados blandos para cada punto de la imagen para determinar si ese punto puede ser el centro de un exudado blando. Una vez que el procesador ha analizado cada uno de los píxeles de la imagen éste crea un mapa de las posiciones, tamaños y formas de cualquier exudado blando para la salida a la pantalla 32.

[0087] Se apreciará que los ejemplos 1 y 2 se puedan realizar en paralelo para determinar cualquier vaso sanguíneo y exudados blandos en las imágenes del fondo del ojo.

[0088] Aunque los ejemplos 1 y 2 se refieren a la detección y medición de vasos sanguíneos y exudados blandos en imágenes del fondo del ojo, se apreciará que la presente invención es aplicable a la detección de otras características en imágenes del ojo (tales como hemorragias y exudados) y otras características en imágenes médicas (tales como mamogramas). La presente invención se aplica también a la detección y medición de

características en imágenes que no están relacionadas en la formación de imágenes médicas.

5 [0089] Se apreciará que, si bien hasta ahora se han descrito varios aspectos y formas de realización de la presente invención, el alcance de la presente invención no se limita a las disposiciones particulares definidas en el presente documento y en cambio se extiende para abarcar todas las disposiciones, modificaciones y alteraciones de la misma, que caen dentro del campo de las reivindicaciones anexas.

REIVINDICACIONES

1. Método de análisis imágenes que comprende las etapas de:
- 5 tratamiento de una imagen con al menos un filtro para producir al menos una estructura de datos intermedia;
tratamiento de la imagen para generar información de orientación desde al menos una estructura de datos intermedia;
medición de la fase local de al menos una estructura de datos intermedia;
análisis de una pluralidad de mediciones de la fase local para identificar un componente de imagen de interés,
10 **caracterizado por el hecho de que**
la pluralidad de mediciones de la fase local se hacen para diferentes píxeles a lo largo de una trayectoria que es sustancialmente perpendicular a la orientación del componente de imagen candidato de interés, y en el que una propiedad del componente de imagen de interés se identifica mediante la determinación de al menos una característica de la fase local a lo largo de la trayectoria que es sustancialmente perpendicular a la orientación del
15 componente de imagen candidato
2. Método según la reivindicación 1 en el que la etapa de tratamiento incluye la convolución de la imagen con el filtro para producir la estructura de datos intermedia.
- 20 3. Método según la reivindicación 1 o reivindicación 2 en el que la etapa de tratamiento incluye el tratamiento de la imagen con una pluralidad de filtros para producir una pluralidad de estructuras de datos intermedias.
4. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores en el que la fase local se determina utilizando la expresión $\tan^{-1}(b/a)$, donde b y a son los componentes de al menos una estructura de datos intermedia.
25
5. Método según la reivindicación 1 en el que se genera además de la información de orientación mediante el tratamiento de la imagen con una pluralidad de filtros, cada uno con aspectos angulares diferentes.
6. Método según la reivindicación 1 o reivindicación 5 en el que la imagen se procesa con al menos un filtro para
30 producir al menos una estructura de los datos intermedia con propiedades que son representativas del tratamiento con un filtro con un aspecto angular, que es sustancialmente perpendicular a la orientación del componente de imagen candidato.
7. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores donde una propiedad del componente de imagen de interés se puede determinar por ajuste de las mediciones de fase local a lo largo de la trayectoria de mediciones predichas de fase local para estructuras conocidas.
35
8. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores en el que la etapa de tratamiento incluye el tratamiento de la imagen con una pluralidad de filtros con dimensiones diferentes para producir una pluralidad de estructuras de datos intermedias, de modo que se puede determinar una pluralidad de mediciones de fase local para cada una de las dimensiones del filtro.
40
9. Método según la reivindicación 8 que comprende además la etapa de hacer coincidir una característica de la pluralidad de mediciones de fase local determinadas para cada una de las escalas de filtro con el fin de identificar una propiedad de un componente de imagen de interés.
45
10. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores que comprende además la etapa de selección de un punto en la imagen y el tratamiento de la imagen con una pluralidad de filtros, cada filtro con un aspecto angular diferente, para producir una pluralidad de estructuras de datos intermedias, y medir una fase local para el punto
50 seleccionado de las estructuras de datos intermedias para cada ángulo de filtro.
11. Método según la reivindicación 10 que además comprende la etapa de selección de una pluralidad de puntos en la imagen y la medición de la fase local de cada ángulo de filtro de cada uno de los puntos seleccionados.
- 55 12. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores donde la imagen es la imagen del fondo de un ojo, y los componentes de imagen de interés son las características en el ojo.
13. Equipo configurado para poner en marcha automáticamente el método según cualquiera de las reivindicaciones precedentes.
60
14. Programa de ordenador que comprende uno o más elementos de programa de ordenador que se configuran cuando se ejecutan para poner en marcha los pasos del método de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12.

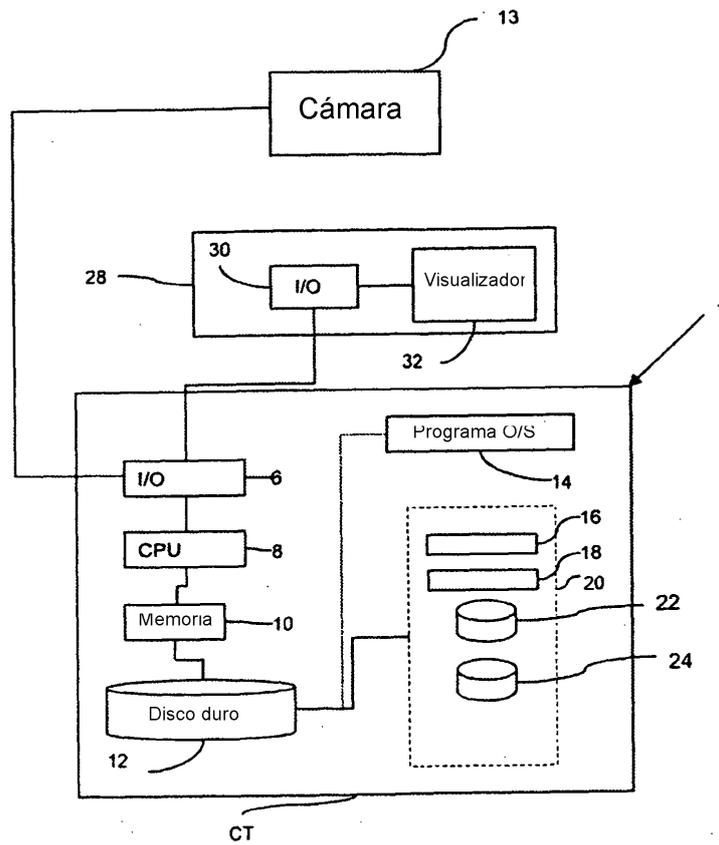


FIG. 1

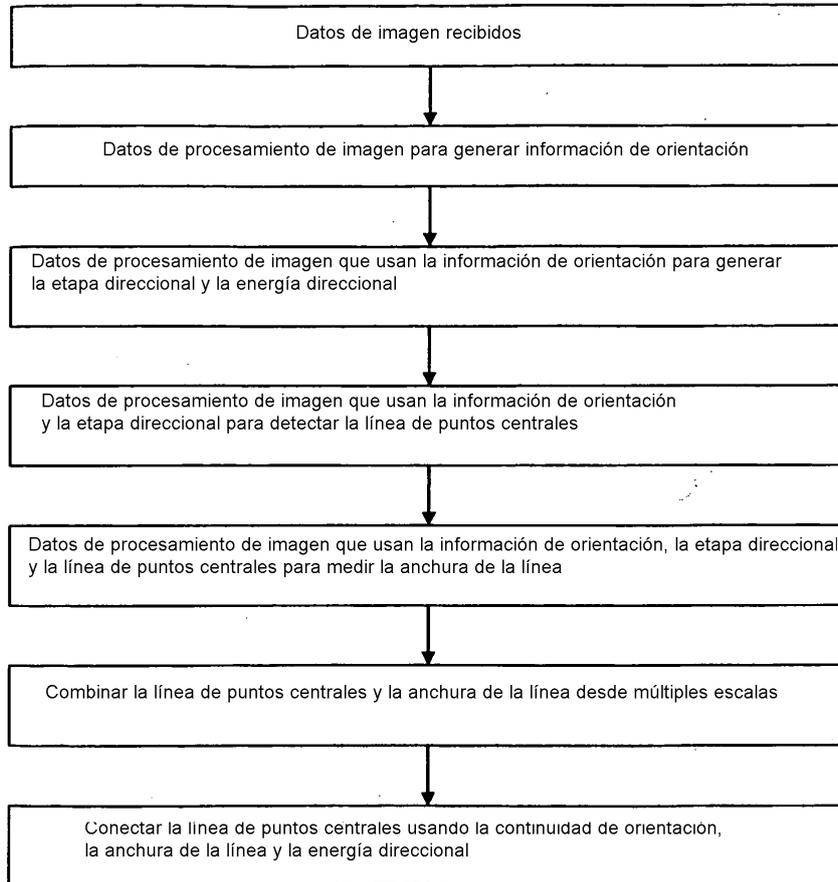


FIG. 2

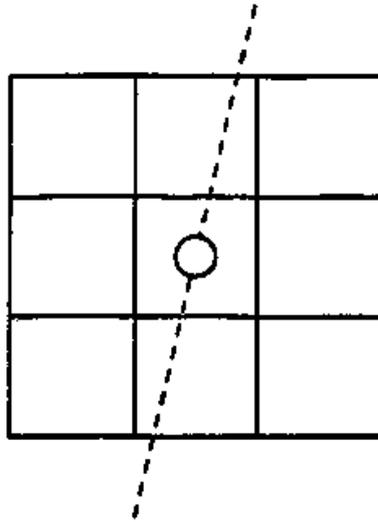


FIG. 3

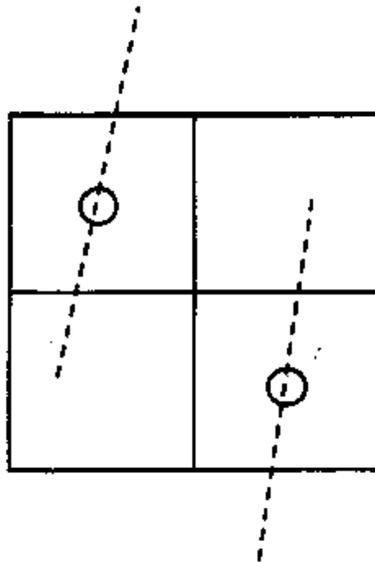


FIG. 4

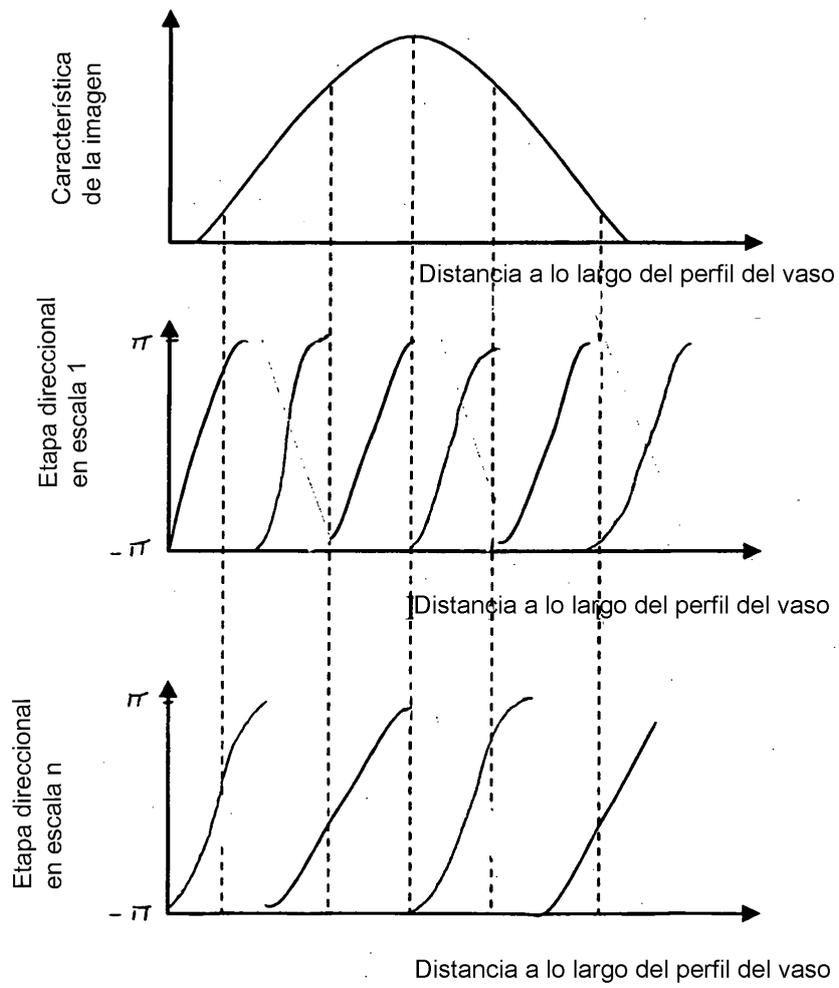


FIG. 5

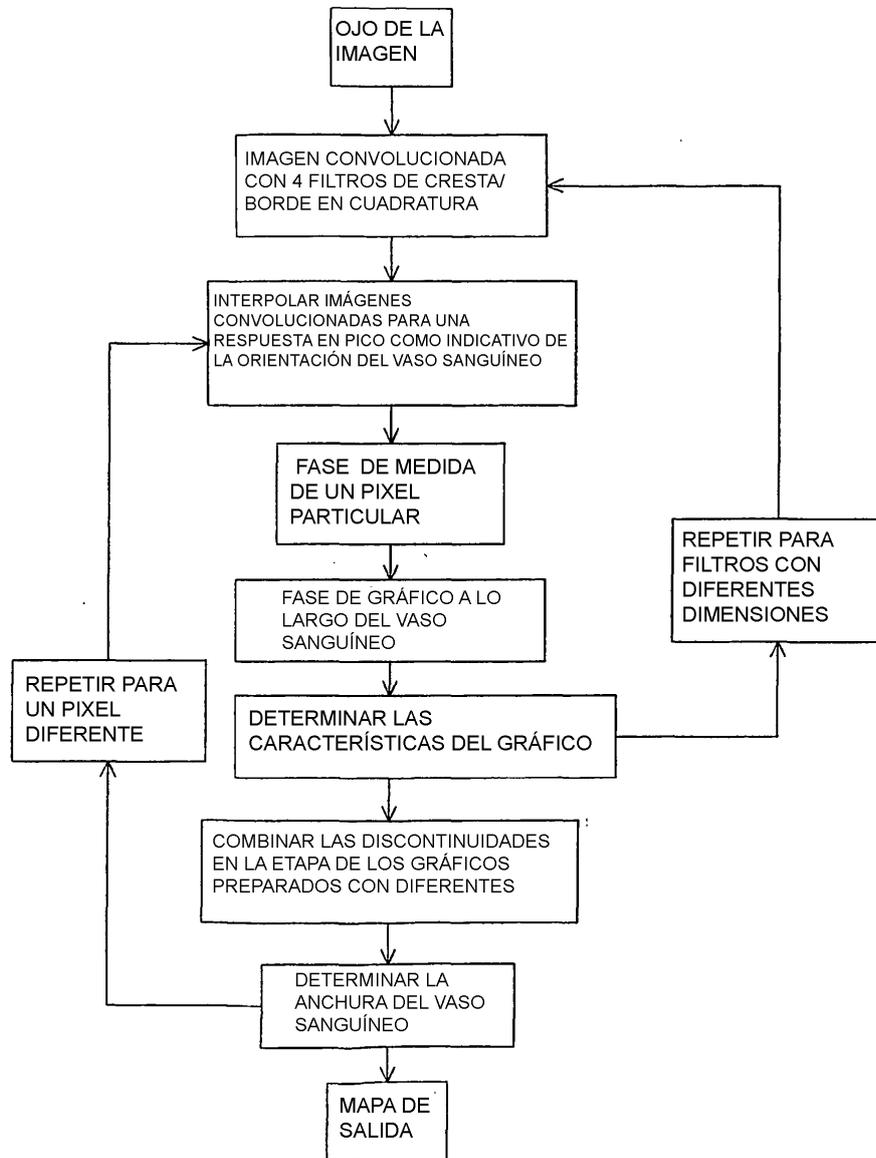


FIG.6

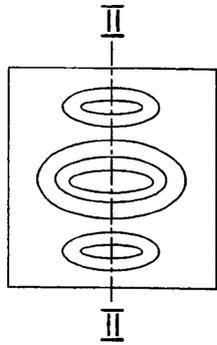


FIG.7A

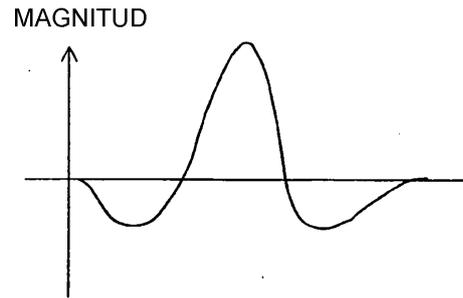


FIG.7B

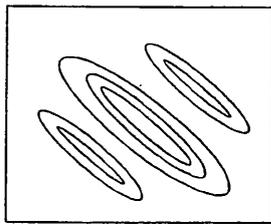


FIG.7C

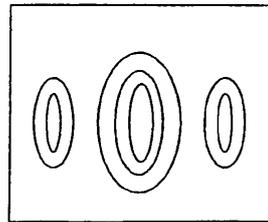


FIG.7D

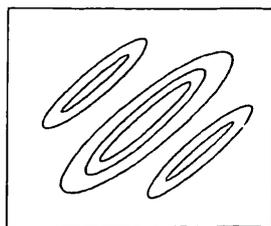


FIG.7E

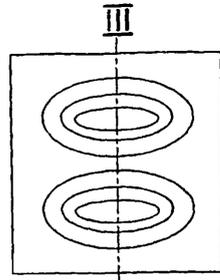


FIG. 8A

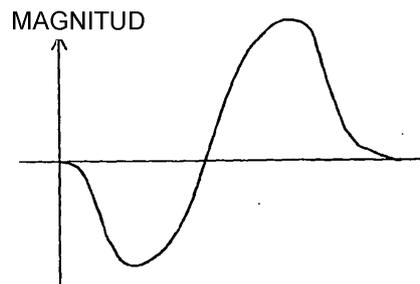


FIG. 8B

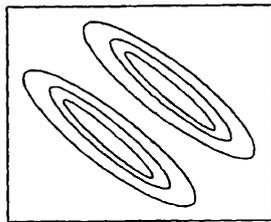


FIG. 8C

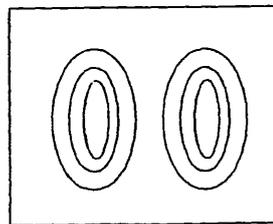


FIG. 8D

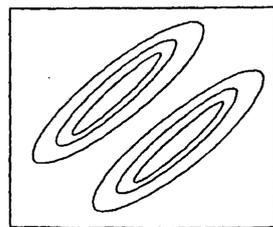


FIG. 8E

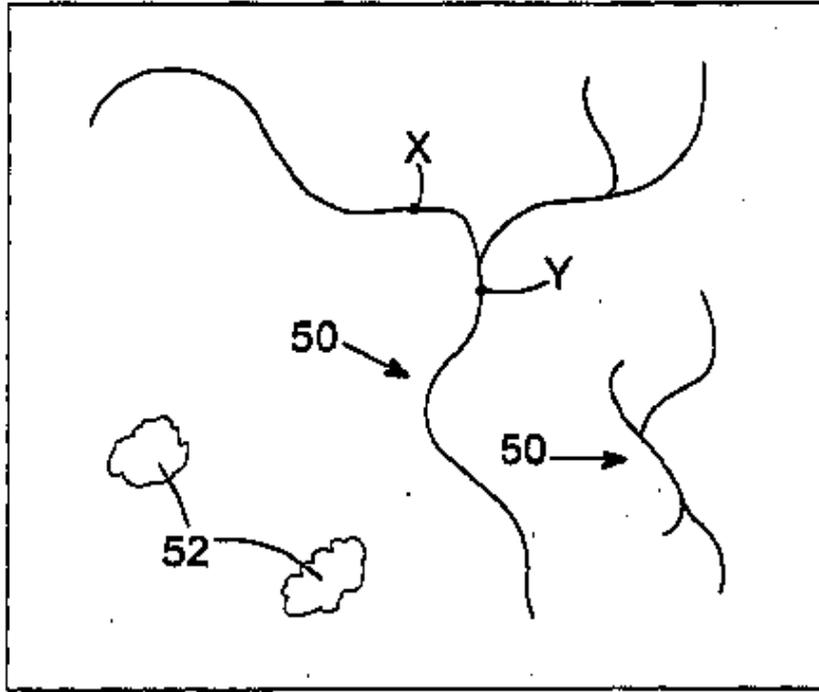


FIG.9



FIG.10