



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



① Número de publicación: **2 341 079**

② Número de solicitud: 200803513

⑤ Int. Cl.:
A61B 1/07 (2006.01)
G06T 7/00 (2006.01)

⑫

SOLICITUD DE PATENTE

A1

⑫ Fecha de presentación: **11.12.2008**

⑬ Fecha de publicación de la solicitud: **14.06.2010**

⑭ Fecha de publicación del folleto de la solicitud:
14.06.2010

⑰ Solicitante/s:
**Fundació Clínic per a la Recerca Biomèdica
c/ Urgell, 216 - 5-1
08036 Barcelona, ES
Hospital Clínic i Provincial de Barcelona y
Universitat de Barcelona**

⑱ Inventor/es: **Gratacós Solsona, Eduard y
Amat Roldán, Iván**

⑳ Agente: **Illescas Taboada, Manuel**

⑳ Título: **Equipo para visión mejorada por infrarrojo de estructuras vasculares, aplicable para asistir intervenciones fetoscópicas, laparoscópicas y endoscópicas y proceso de tratamiento de la señal para mejorar dicha visión.**

㉑ Resumen:

Equipo para visión mejorada por infrarrojo de estructuras vasculares, aplicable para asistir intervenciones fetoscópicas, laparoscópicas y endoscópicas y proceso de tratamiento de la señal para mejorar dicha visión formado por dos unidades que trabajan conjuntamente: una unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales, constituida por un dispositivo que consta de un endoscopio o fetoscopio o laparoscopio, y los sistemas ópticos adicionales para adquirir distintos modos de imagen, y que se encarga de adquirir las imágenes multimodales del interior del cuerpo del paciente y una unidad de visión vascular mejorada, a la que se transfieren dichas imágenes, constituida por dispositivo de procesamiento con una interfase de navegación que las procesa para mostrar las imágenes mejoradas del árbol vascular del paciente y la localización del endoscopio, dotado de un hardware y un software que aplican, al menos, cinco métodos diferentes para ello.

ES 2 341 079 A1

DESCRIPCIÓN

Equipo para visión mejorada por infrarrojo de estructuras vasculares, aplicable para asistir intervenciones fetoscópicas, laparoscópicas y endoscópicas y proceso de tratamiento de la señal para mejorar dicha visión.

Objeto de la invención

La invención, tal como expresa el enunciado de la presente memoria descriptiva, se refiere a un equipo para visión mejorada por infrarrojo y proceso de tratamiento de la señal de estructuras vasculares, aplicable para asistir intervenciones fetoscópicas, laparoscópicas y endoscópicas.

Más en particular, el objeto de la invención se centra, por una parte, en un equipo cuya finalidad es asistir el guiado de cirugías, y especialmente para solucionar las dificultades técnicas que existen actualmente en las cirugías de “*Twin-to-Twin Transfusión Síndrome*” (TTS) (o síndrome de transfusión gemelo a gemelo) para localizar e identificar los vasos que deben ser coagulados mediante el uso de una fuente láser con fines terapéuticos. Las novedosas prestaciones de la presente invención ayudarán a mejorar la seguridad y la repetitividad de dichas operaciones, que por tanto, ayudarán a la hominización de la práctica médica.

El equipo propuesto, incluye dos unidades básicas: Por una parte, una unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales (multiespectrales o extendidas), constituida por un dispositivo que consta de un endoscopio (o fetoscopio o laparoscopio, según el caso) y los sistemas ópticos adicionales para adquirir distintos modos de imagen; y por otra parte una unidad de visión vascular mejorada, que consiste en un dispositivo de procesamiento de las imágenes con una interfase de navegación para el cirujano para representar el árbol vascular del paciente y la localización del endoscopio en tiempo real, centrándose el segundo aspecto de la presente invención en el proceso de tratamiento de la señal para mejorar dicha visión.

Cabe remarcar que el sistema preconizado presenta la ventaja de que no necesita de agentes de contraste para llevar a cabo la tarea de representar el árbol vascular, siendo una característica imprescindible para llevar a cabo las cirugías fetales y reduciendo, en general, la invasibilidad del resto de cirugías.

Adicionalmente, el equipo de la invención incorpora un dispositivo que genera un mapa vascular global del paciente de la zona intervenida; concretamente, en las intervenciones TTS permite visualizar el árbol vascular de la placenta consiguiendo así una mejor orientación del cirujano.

Campo de aplicación

El campo de aplicación de la presente invención se encuentra dentro del sector de la industria dedicado a la fabricación de equipos y dispositivos médicos en general, y en particular de los equipos y dispositivos robotizados, audio visuales e informatizados destinados para asistir el guiado de cirugías.

Antecedentes de la invención

Como es sabido, los sistemas de visión mejorada de vasos vasculares basados en sistemas endoscópicos de infrarrojos requieren el uso de un agente de contraste y la detección de fluorescencia.

La administración de agentes de contraste no es posible en operaciones de medicina fetal. Es, por tanto, un objetivo esencial de la presente invención aportar al estado de la técnica un sistema que resuelva dicho inconveniente en el que no se necesite de agentes de contraste para llevar a cabo la tarea de representar el árbol vascular.

Otro de los inconvenientes en los sistemas anteriores es que detectan los árboles vasculares “localmente”, es decir detectan los vasos en la imagen que en un instante capta el endoscopio y no dan una visión global de la situación. Esta característica es fundamental para el diagnóstico *in situ* que debe hacerse en las intervenciones de TTS. Este diagnóstico *in situ*, llevado a cabo por el médico experto, permite identificar y aplicar la terapia láser a los vasos del paciente de forma efectiva y correcta.

En este sentido, y respecto al estado actual de la técnica, debe señalarse que el solicitante tiene conocimiento de la existencia de algunos documentos y patentes relacionados con el tema, entre los que cabe destacar los siguientes:

- La patente norteamericana US2008/0097225, que describe un aparato y un procedimiento para construir un endoscopio ultra pequeño, adecuado para aplicaciones micro quirúrgicas, en particular un fetoscopio adecuado para el tratamiento del síndrome de transfusión gemelo a gemelo. Dicho dispositivo, que utiliza técnicas de endoscopia codificada espectralmente (SEE), permite la diferenciación en colores de los vasos sanguíneos arteriales y venosos de la placenta. Adicionalmente, dispone de un canal para un láser terapéutico, por ejemplo, un láser Nd:YAG.

Sin embargo, dicha invención es, en realidad, una solución para estudios tridimensionales de la microvasculatura, que no es el objetivo de la presente invención, y utiliza una tecnología diferente (OCT), la unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales es totalmente distinta. Esta tecnología además requiere de una unidad de escaneado debido a que la formación de la imagen tridimensional se realiza escaneando un haz láser a lo largo de un

plano o superficie. La presente invención no necesita tal elemento reduciendo su complejidad y por tanto su tamaño. Cabe remarcar que la miniaturización es una clara ventaja cuando nos referimos a sistemas de imagen endoscópicos que deben introducirse en el cuerpo, siendo así menos invasivos.

5 - El documento US2005/0182321, relativo a una patente en la que se describe un sistema de imágenes de uso médico en, al menos, dos realizaciones, una para su uso en cirugía abierta y otra incorporada a un endoscopio. El sistema utiliza una técnica de fluorescencia, esto es, se inyecta una sustancia en el torrente sanguíneo que es excitada por una radiación incidente, distinta de la radiación utilizada para visualizar la imagen óptica del campo quirúrgico, emitiéndose fotones en el rango del infrarrojo cercano. Tanto la radiación visible como la infrarroja son recogidas por el sistema de imágenes y llevadas a una unidad de procesamiento que convierte dichas señales en imágenes del tejido y del sistema circulatorio que pueden ser mostradas separadamente o combinadas, de modo que la señal infrarroja se traduce en un código de color y se superpone a la imagen óptica del tejido.

15 En este caso, si bien dicha invención muestra ciertas similitudes con la que aquí se preconiza, dado que también utiliza el infrarrojo para destacar las estructuras vasculares, presenta la diferencia de que requiere la inyección previa de un contraste en el árbol vascular, lo que la hace, en la práctica, inaplicable en fetoscopia, dado que es imposible hacerlo en fetos, y difícilmente aplicable en otras endoscopias. Además, no incluye la parte del software de reconstrucción virtual del árbol vascular visualizado, que es una destacable mejora debido a que permite orientar al cirujano en todo momento y ver la globalidad del árbol vascular.

20 - Finalmente, cabe mencionar la patente US6353753, en la que se recoge un procedimiento para visualizar estructuras subcutáneas, en particular la estructura de los vasos sanguíneos, y que se basa en el diferente recorrido y profundidad de penetración de un haz luminoso en función de la longitud de onda, ángulo de incidencia, polarización, etc. Utilizando una combinación de estos factores y un sistema adecuada de recogida de la radiación dispersada, se puede obtener un mapa de la estructura subcutánea a distintas profundidades. Esta invención se puede llevar a cabo en diversas formas, entre ellas, mediante su incorporación a un dispositivo endoscópico, en el que la iluminación se realiza mediante una fuente láser pulsado o CW en el rango del infrarrojo.

30 Sin embargo, este procedimiento es una técnica generalista, no requiere necesariamente de agentes de contraste, pero hace repetidas referencias como método para conseguir visualizar estructuras debajo de tejido. Su propósito es parecido al de la invención que se preconiza, y hay algunos rangos de longitud de onda que se solapan con nuestro primer módulo unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales. No obstante, hace una leve referencia, más bien simbólica, a la existencia de una unidad de procesamiento de imagen pero no especifica sus características. En ese sentido, cabe remarcar que la presente invención se focaliza en esa unidad de procesamiento de imagen, que llamamos específicamente unidad de visión vascular mejorada.

Explicación de la invención

40 Así pues, el equipo para visión mejorada por infrarrojo de estructuras vasculares, aplicable para asistir intervenciones fetoscópicas, laparoscópicas y endoscópicas y el proceso de tratamiento de la señal para mejorar dicha visión, que la presente invención propone se configura como una destacable novedad dentro de su campo de aplicación, que aporta destacables mejoras e innovadoras características que mejoran los sistemas actualmente conocidos para el mismo fin, estando los detalles caracterizadores que lo distinguen adecuadamente recogidos en las reivindicaciones finales que acompañan a la presente memoria descriptiva.

45 En concreto, y tal como se ha señalado anteriormente, el equipo preconizado tiene como finalidad solucionar las dificultades técnicas que existen actualmente en las cirugías de síndrome de transfusión gemelo a gemelo, para localizar e identificar los vasos que deben ser coagulados mediante el uso de una fuente láser con fines terapéuticos, consiguiendo mejorar la seguridad y la repetitividad de dichas operaciones.

50 Para ello el equipo está diseñado para asistir el guiado de las citadas cirugías mediante la representación del árbol vascular de la zona operada y su entorno, estando constituido por dos unidades elementales que trabajan conjuntamente:

55 - una unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales (multiespectrales o extendidas), constituida por un dispositivo que consta de un endoscopio o fetoscopio o laparoscopio, según el caso, y los sistemas ópticos adicionales para adquirir distintos modos de imagen, y que se encarga de adquirir las imágenes multimodales del interior del cuerpo del paciente y transferirlas a la

60 - unidad de visión vascular mejorada, dispositivo de procesamiento de las imágenes con una interfase de navegación que se encarga de procesar y mostrar las imágenes mejoradas del árbol vascular del paciente y la localización del endoscopio al cirujano en tiempo real. Para ello, el hardware y el software concretos con que cuenta esta unidad aplica, al menos, cinco procedimientos de tratamiento de la señal que consisten, básicamente en:

65 Normalización: Procedimiento de tratamiento de la señal para normalizar la cantidad de luz que ilumina el tejido, mediante la comparación de las intensidades en cada uno de los puntos de la imagen de la intensidad de luz visible (rojo, verde y azul) e infrarroja y el uso del filtro paso bajo en las imágenes entre otras técnicas de procesamiento de la

ES 2 341 079 A1

señal que se describen a continuación. De esta forma se estima, de forma reproducible, la cantidad de luz infrarroja incidente.

5 Segmentación: Procedimiento de tratamiento de la señal para segmentar de los vasos basado en el análisis espectral de la luz infrarroja y visible en tiempo real e implementado en una Unidad de Procesamiento gráfico (GPU) dedicada.

10 Seguimiento: Procedimiento de tratamiento de la señal para el seguimiento (“tracking”) y la colocalización de los vasos entre dos escenas consecutivas a partir de las imágenes generadas por los métodos 1 y 2 e implementado en una Unidad de Procesamiento gráfico (GPU) dedicada.

15 Árbol: Procedimiento de tratamiento de la señal para la generación del mapa vascular a partir de las imágenes y las coordenadas de seguimiento obtenidas a partir de los métodos 1 y 2.

Fusión: Procedimiento de tratamiento de la señal para fusionar la imagen del visible (producida por un endoscopio estándar) con la información del método 3.

De esta forma, la capacidad de orientarse o ver características vasculares queda altamente mejorada ya que el cirujano, además de la visión estándar adquirida, tiene, al menos, cinco opciones o modos nuevos de visualización.

20 El equipo para visión mejorada por infrarrojo de estructuras vasculares, aplicable para asistir intervenciones fetoscópicas, laparoscópicas y endoscópicas y el proceso de tratamiento de la señal para mejorar dicha visión descritos representan, pues, una innovación de características estructurales y constitutivas desconocidas hasta ahora para el fin a que se destina, razones que unidas a su utilidad práctica, la dotan de fundamento suficiente para obtener el privilegio de exclusividad que se solicita.

25 Descripción de los dibujos

Para complementar la descripción que se está realizando y con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características de la invención, se acompaña a la presente memoria descriptiva, como parte integrante de la misma, de un juego de planos, en los que con carácter ilustrativo y no limitativo se ha representado lo siguiente:

30 La figura número 1.- Muestra, en un diagrama de bloques, una representación esquemática de un ejemplo de realización preferida de la unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales integrada en el equipo de la invención, apreciándose los principales elementos de que consta así como la interrelación entre los mismos.

35 La figura número 2.- Muestra, igualmente en un diagrama de bloques, un ejemplo alternativo de la unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales, en este caso incorporando dos canales de vídeo para el endoscopio.

40 La figura número 3.- Muestra un esquema de la unidad de visión vascular mejorada integrado en el equipo de la invención, apreciándose los principales elementos que comprende, así como la disposición y relación entre los mismos.

45 Realización preferente de la invención

A la vista de las mencionadas figuras, y de acuerdo con la numeración adoptada, se puede observar en ellas un ejemplo de realización preferente de la invención, la cual comprende las partes y elementos que se indican y describen en detalle a continuación.

50 Así, tal como se aprecia en dichas figuras, el equipo en cuestión se configura a partir de una unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales (1), cuya implementación preferida, tal como se observa en la figura 1, comprende un endoscopio o fetoscopio o laparoscopio, (3) que tiene al menos un canal, desde el cual se adquiere la imagen de vídeo del interior del paciente.

55 Al canal o canales de vídeo que están disponibles en el endoscopio se le acopla una fuente de luz infrarroja (4) y una fuente de luz blanca (5), o que contenga, por lo menos, luz de tres longitudes de onda comprendidas en el azul, verde y rojo.

60 La fuente de luz infrarroja (4) deberá ser:

- fuentes pertenecientes al NIR (comprendidas 750 nm y 1600 nm)
- fuentes comprendidas entre 800 nm y 900 nm
- 65 - fuentes comprendidas entre 1050 y 1150 nm
- fuentes monocromáticas centradas a una longitud de onda entre 800 y 900 nm

ES 2 341 079 A1

- fuentes monocromáticas centradas a una longitud de onda entre 1050 y 1150 nm
- fuentes láser de Nd:YAG (centradas a 1064 nm)
- 5 - fuentes láser basadas en Titanio zafiro (Ti:Sap, centrado en 700 nm a 1100 nm)
- fuentes láser basadas en Ytterbio (Yb:KYW, Yb:KGW, ...)
- fuentes láser basadas en Ytterbio Cromo, Cr: Forsterite 1230 a 1270 nm.
- 10 - fuentes de infrarrojo basado en métodos de conversión paramétricos (Optical Parametric Oscillators, Optical Parametric Amplifiers, Nonlinear Crystals, etc.)
- Lámparas o LEDs con espectro de emisión en el NIR 750-1600 nm
- 15 - Lámparas o LEDs con espectro de emisión en el NIR 800-900 nm
- Lámparas o LEDs con espectro de emisión en el NIR 1050 - 1150 nm
- 20 - Lámparas o LEDs con espectro de emisión infrarrojo en combinación de Filtros Ópticos.
- Fuentes de luz con filtros ópticos acoplados para restringir su radiación dentro del espectro infrarrojo, controlados por un sistema motorizado o no.

25 Adicionalmente, la fuente de luz infrarroja (4) podrá ser preferentemente para la aplicación de TTS:

- fuentes monocromáticas centradas a 821 nm
- 30 - fuentes monocromáticas centradas entre 815 - 835 nm
- fuentes monocromáticas centradas a 1070 nm
- fuentes monocromáticas centradas a 1050 - 1090 nm.

35

La luz se acopla al canal de vídeo del endoscopio usando distintos elementos ópticos tales como “*Splitters*”, *espejos con propiedades de transmisión y reflexión de la luz en función de su longitud de onda (en argot técnico, “hot mirrors” o “cold mirrors”)* o separadores encapsulados (7) en fibras ópticas.

40

El mismo canal puede ser utilizado para la detección mediante el uso de elementos tales como “*Hot Mirros*” o espejos encapsulados (6) en fibras ópticas.

45

El uso de elementos ópticos adicionales, tales como filtros (8) y lentes (9), servirán para formar la imagen en una cámara de vídeo (CCD, EM-CCD, etc.) y así digitalizarla para su post-procesado mediante la unidad de visión vascular mejorada (2).

50

Adicionalmente, es posible añadir intensificadores de imagen en las cámaras de vídeo (10) (11) si las señales detectadas son muy bajas o de mala calidad.

55

Con la finalidad de simplificar la unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales (1) podemos acoplar las fuentes de luz (4) y (5) y los sistemas de vídeo (10, 11) usando dos canales del endoscopio (3) tal y como se muestra en la Figura 2.

60

Por su parte, la unidad de visión vascular mejorada (2) es un dispositivo que se encarga de procesar y mostrar las imágenes mejoradas al cirujano en tiempo real tras procesar las imágenes obtenidas por la unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales (1).

65

Dicho dispositivo incorpora, al menos, cada uno de los métodos listados a continuación tal y como muestra el diagrama de la figura 3 mediante un hardware y un software concretos. Cabe mencionar que en dicha figura, para mejor entendimiento de la misma, se ha referenciado la imagen infrarroja con (12), la imagen visible con (13), la imagen reflejada en rojo, verde y azul, con (14a), (14b) y (14c) respectivamente, los diferentes métodos, con (15, 16, 17 y 18), la fusión de datos con (19), la visualización local mejorada con (20) y la visualización global mejorada con (21). Las tareas esenciales que ejecutan dicho hardware y software, es decir el proceso de tratamiento de la señal para mejorar la visión del equipo que realiza esta unidad son:

Método 1. Normalización (15): Procedimiento de tratamiento de la señal para normalizar la cantidad de luz que ilumina el tejido, mediante la comparación de las intensidades en cada uno de los puntos de la imagen de la intensidad

ES 2 341 079 A1

de luz visible (rojo, verde y azul) e infrarroja y el uso del filtro paso bajo en las imágenes. De esta forma se estima, de forma reproducible, la cantidad de luz infrarroja incidente.

- Entradas: Imagen reflejada roja $R_R(x,y)$ (14a)
Imagen reflejada verde $R_G(x,y)$ (14b)
Imagen reflejada azul $R_B(x,y)$ (14c)
Imagen reflejada infrarroja $R_{NIR}(x,y)$ (12)
- Salidas: Imagen de iluminación estimada $\hat{I}_{NIR}(x,y)$

Método 2. Segmentación (16): Procedimiento de tratamiento de la señal para segmentar de los vasos basado en el análisis espectral de la luz infrarroja y visible en tiempo real e implementado en una Unidad de Procesamiento gráfico (GPU) dedicada.

- Entradas: Imagen de iluminación estimada $\hat{I}_{NIR}(x,y)$
- Salidas: Imágenes de probabilidad de vaso $P_m(vaso|x,y)$, $m=1, 2, \dots, M$
Imagen segmentada de los vasos $V(x,y)$

Pasos esenciales

- Mediante el ratio de luz infrarroja reflejada y la luz estimada incidente podemos asignar una probabilidad cada uno de los píxeles formando una nueva imagen que contiene la probabilidad de ser “vaso sanguíneo” de cada punto de la pantalla una curva sigmoide, por ejemplo:

$$P_1(vaso|x,y) = \frac{1}{1 + \exp\left(-a \frac{R_{NIR}(x,y)}{\hat{I}_{NIR}(x,y)}\right)}$$

donde a es una constante elegida manual o automáticamente, $R_{NIR}(x,y)$ es la imagen reflejada en el infrarrojo y el estimador $\hat{I}_{NIR}(x,y)$ es la imagen estimada por el método 1.

- Mediante el filtrado paso bajo de las probabilidades se genera una nueva imagen probabilidad, que promedia las probabilidades dentro de un vecindario, $P_2(vaso|x,y)$.
- Los pasos esenciales 1 y 2 pueden repetirse para cada una de las longitudes de onda o modos de imagen óptica que tenga disponible la unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales (1), y generar de esta forma un abanico de Imágenes de probabilidad $P_m(vaso|x,y)$ con $m = 1, 2, \dots, M$.
- Mediante un umbral sobre las $P_m(vaso|x,y)$ y la aplicación de operadores morfológicos segmentamos la imagen entre “vaso sanguíneo” con 1 y “NO vaso sanguíneo” con 0, $V(x,y)$.
- La incorporación de modos de adquisición de imagen en el unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales (1) son para mejorar la precisión de la segmentación y/o obtener mayor numero de clases segmentadas, tales como arterias y venas mediante el uso de longitudes de onda adicionales, o estructura del colágeno mediante el uso de polarizadores, por ejemplo.

Método 3. seguimiento (17): Procedimiento de tratamiento de la señal para el seguimiento (“tracking”) y la co-localización de los vasos entre dos escenas consecutivas a partir de las imágenes generadas por los métodos 1 y 2 e implementado en una Unidad de Procesamiento gráfico (GPU) dedicada

- Entradas: Imágenes de probabilidad de vaso $P_m(vaso|x,y)$, $m=1, 2, \dots, M$
Imagen segmentada de los vasos $V(x,y)$
Imágenes anteriores de probabilidad de vaso $P_m'(vaso|x,y)$, $m=1, 2, \dots, M$

ES 2 341 079 A1

Imagen segmentada anterior de los vasos $V'(x,y)$ o imagen del árbol vascular $T(x,y)$

Salidas: Vector de desplazamiento entre dos imágenes $d(x,y)$

5 Cociente de verosimilitud cruzada entre imágenes C_v .

Pasos esenciales

10 Opción A

1. Un modelo predictivo que favorece la dirección natural de los vasos suaviza los contornos de los vasos segmentados de la imagen anterior $V'(x,y)$ y la actual $V(x,y)$, dando como resultado $Vp'(x,y)$ y $Vp(x,y)$ respectivamente.

15 2. Se detecta el máximo de la correlación cruzada normalizada entre $Vp'(x,y)$ y $Vp(x,y)$

3. La distancia del máximo respecto al origen de coordenadas nos calcula la distancia desplazada $d(x,y)$

20 4. El cociente de verosimilitud se calcula es el máximo de la correlación cruzada normalizada.

Opción B

25 1. Un modelo predictivo que favorece la dirección natural de los vasos suaviza los contornos de los vasos segmentados de la imagen anterior $V'(x,y)$ y la actual $V(x,y)$, dando como resultado $Vp'(x,y)$ y $Vp(x,y)$ respectivamente.

30 2. Se detecta el área que delimita el Full Width Half Maximum de la correlación cruzada entre $Vp'(x,y)$ y $Vp(x,y)$

3. La distancia del centroide o centro de masas de dicha área, ponderada o no, respecto al origen nos calcula la distancia desplazada $d(x,y)$

35 4. El cociente de verosimilitud es el promedio ponderado de la correlación cruzada normalizada.

Opción C

40 1. Se decide cual es desplazamiento más probable, $d(x,y)$, maximizando la verosimilitud ("maximum likelihood"), mediante la comparación de las imágenes de probabilidad anterior y actual $P_m'(vaso|x,y)$ y $P_m(vaso|x,y)$, respectivamente

45 2. Calculamos el área de solapamiento entre las dos imágenes imagen anterior $V'(x,y)$ y la actual $V(x,y)$ y la normalizamos respecto al área total del campo de visión de la imagen, de esta forma obtenemos C_v .

Método 4. Árbol (18): Procedimiento de tratamiento de la señal para la generación del mapa vascular a partir de las imágenes y las coordenadas de seguimiento obtenidas a partir de los métodos 1 y 2

50 Entradas: vector posición $p(x,y)$

Vector de desplazamiento entre dos imágenes $d(x,y)$

55 Cociente de verosimilitud cruzada entre imágenes C_v

Imagen reflejada roja $R_R(x,y)$ 14a

Imagen reflejada verde $R_G(x,y)$ 14b

60 Imagen reflejada azul $R_B(x,y)$ 14c

Salidas: Imagen del árbol vascular $T(x,y)$

Imagen global $G(x,y,c)$

65 (OBS: c hace referencia a color red, green, blue)

ES 2 341 079 A1

Imágenes anteriores de probabilidad de vaso $P_m'(vaso|x,y)$, $m=1, 2, \dots, M$

Imagen segmentada anterior de los vasos $V'(x,y)$.

5 Pasos esenciales

Estas técnicas se conocen como “stiching” o “mosaic” y se usan en “computer vision”. Una implementación posible es:

- 10 1. Aplicamos un umbral de decisión sobre el cociente de verosimilitud cruzada, C_v , y requerimos que su valor sea por lo menos mayor a 0.5.
- 15 2a. Si $C_v < 0.5$ el sistema automático asume que la imagen actual contenía errores y no la usa para el árbol vascular. Sigue al paso 3a.
- 3a. Busca la imagen actual $V(x,y)$ en el árbol global $T(x,y)$ mediante el algoritmo de “Tracking” (Método 3). Se obtienen nuevos parámetros $d(x,y)$ y C_v . Sigue paso el 4a.
- 20 4a. Si $C_v > 0.5$ sigue paso 2b, si no saltamos el resto de pasos y esperamos la adquisición de una nueva imagen.
- 2b. Si $C_v > 0.5$, acomodamos la imagen actual $V(x,y)$ en la imagen global $T(x,y)$ de forma que tenemos en cuenta la posición anterior $p(x,y)$ y su desplazamiento $d(x,y)$. Sigue el paso 3b.
- 25 3b. Acomodamos las imágenes actuales que pertenecen al visible en imagen reflejada roja $R_R(x,y)$ 14a, imagen reflejada verde $R_G(x,y)$ 14b e imagen reflejada azul $R_B(x,y)$ 14c en la imagen global $G(x,y,c)$ de forma que tenemos en cuenta la posición anterior $p(x,y)$ y su desplazamiento $d(x,y)$, donde c , por ejemplo, se refiere al color en una imagen de vídeo standard $c=R, G$ o B .
- 30 4b. Prepara el sistema para otra iteración. Transfiere la imagen actual $V(x,y)$ a la imagen anterior $V'(x,y)$. Es decir, $V'(x,y) = V(x,y)$.
- 5b. Transfiere las probabilidades actuales a las anteriores. $P_m'(vaso|x,y) = P_m(vasox,y)$.
- 35 6b. Actualizamos la posición, mediante $d(x,y)$ y $p(x,y)$.

Método 5. Fusión (19): Procedimiento de tratamiento de la señal para fusionar la imagen del visible (producida por un endoscopio standard) con la información del método 3.

- 40 Entradas: Imagen del árbol vascular $T(x,y)$
Imagen global $G(x,y,c)$
Imagen reflejada roja $R_R(x,y)$ 14a
45 Imagen reflejada verde $R_G(x,y)$ 14b
Imagen reflejada azul $R_B(x,y)$ 14c
50 Imagen segmentada de los vasos $V(x,y)$
- Salidas: Imagen color de Vision Mejorada Local $VEL(x,y,c)$
Imagen color de Vision Mejorada Global $VEG(x,y,c)$

- 55
1. La generación de la imagen $VEL(x,y,c)$ se obtiene mediante la adición ponderada de la imagen segmentada de los vasos $V(x,y)$ sobre una o algunas de las imágenes del Visible: imagen reflejada roja $R_R(x,y)$ 14a, imagen reflejada verde $R_G(x,y)$ 14b e imagen reflejada azul $R_B(x,y)$ 14c.
 - 60 2. La generación de la imagen $VEG(x,y,c)$ se obtiene mediante la adición ponderada de imagen segmentada del árbol vascular $T(x,y)$ sobre uno de los canales o colores c de la imagen global $G(x,y,c)$
 3. De esta forma tenemos una imagen digital que podemos enviar a un o varios monitores, proyectores o
65 dispositivo genérico capaz de representar una imagen digital o analógica.
 4. Se crea una interfase con el usuario para elegir que modalidad quiere verse en cada uno de los monitores (o equivalente): $VEL(x,y,c)$, $VEG(x,y,c)$, $V(x,y)$, $T(x,y)$ o $G(x,y,c)$.

ES 2 341 079 A1

En resumen, el proceso de tratamiento de la señal para mejorar la visión por infrarrojo de estructuras vasculares con el equipo de la invención, se realiza en la unidad de visión vascular mejorada (2) mediante el hardware y el software concretos de que está dotado y, al menos, consiste en los siguientes métodos:

5 Método 1. Normalización (15): Procedimiento de tratamiento de la señal para normalizar la cantidad de luz que ilumina el tejido, mediante la comparación de las intensidades en cada uno de los puntos de la imagen de la intensidad de luz visible (rojo, verde y azul) e infrarroja y el uso del filtro paso bajo en las imágenes. De esta forma se estima, de forma reproducible, la cantidad de luz infrarroja incidente.

10 Método 2. Segmentación (16): Procedimiento de tratamiento de la señal para segmentar de los vasos basado en el análisis espectral de la luz infrarroja y visible en tiempo real e implementado en una Unidad de Procesamiento gráfico (GPU) dedicada.

15 Método 3. Seguimiento (17): Procedimiento de tratamiento de la señal para el seguimiento (“tracking”) y la co-localización de los vasos entre dos escenas consecutivas a partir de las imágenes generadas por los métodos 1 y 2 e implementado en una Unidad de Procesamiento gráfico (GPU) dedicada.

20 Método 4. Árbol (18): Procedimiento de tratamiento de la señal para la generación del mapa vascular a partir de las imágenes y las coordenadas de seguimiento obtenidas a partir de los métodos 1 y 2.

 Método 5. Fusión (19): Procedimiento de tratamiento de la señal para fusionar la imagen del visible (producida por un endoscopio estándar) con la información del método 3.

25 El equipo puede añadir más modos de imagen que incorporen adicionales fuentes de luz (tanto en el visible como en el infrarrojo) de forma trivial en la unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales (1). Asimismo una extensión de unidad de la unidad de visión vascular mejorada (2) es también trivial para segmentar los vasos en otras zonas del cuerpo para aplicaciones laparoscópicas o endoscópicas.

30 Descrita suficientemente la naturaleza de la presente invención, así como la manera de ponerla en práctica, no se considera necesario hacer más extensa su explicación para que cualquier experto en la materia comprenda su alcance y las ventajas que de ella se derivan, haciendo constar que, dentro de su esencialidad, podrá ser llevada a la práctica en otras formas de realización que difieran en detalle de la indicada a título de ejemplo, y a las cuales alcanzará igualmente la protección que se recaba siempre que no se altere, cambie o modifique su principio fundamental.

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

5 1. Equipo para visión mejorada por infrarrojo de estructuras vasculares, aplicable para asistir intervenciones fetoscópicas, laparoscópicas y endoscópicas, aplicable para asistir el guiado de las citadas cirugías mediante la representación del árbol vascular de la zona operada y su entorno, **caracterizado** porque comprende dos unidades elementales que trabajan conjuntamente:

- 10 - una unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales (multiespectrales o extendidas), constituida por un dispositivo que consta de un endoscopio o fetoscopio o laparoscopio, y los sistemas ópticos adicionales para adquirir distintos modos de imagen, y que se encarga de adquirir las imágenes multimodales del interior del cuerpo del paciente y transferirlas a la unidad de visión vascular mejorada;
- 15 - una unidad de visión vascular mejorada, constituida por dispositivo de procesamiento de las imágenes con una interfase de navegación que se encarga de procesar y mostrar las imágenes mejoradas del árbol vascular del paciente y la localización del endoscopio al cirujano en tiempo real, que aplican diferentes procesos de tratamiento de dichas imágenes.

20 2. Equipo para visión mejorada por infrarrojo de estructuras vasculares, aplicable para asistir intervenciones fetoscópicas, laparoscópicas y endoscópicas, según la reivindicación 1, **caracterizado** porque la unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales, comprende un endoscopio o fetoscopio o laparoscopio (3), que tiene al menos un canal, desde el cual se adquiere la imagen de vídeo del interior del paciente, al que se le acopla una fuente de luz infrarroja (4) y una fuente de luz blanca (5), o que contenga, por lo menos, luz de tres longitudes de onda comprendidas en el azul, verde y rojo; en que la luz se acopla al canal de vídeo del endoscopio usando distintos elementos ópticos tales como “*Splitters*”, *hot mirrors or cold mirrors o cualquier dispositivo óptico capaz de modificar sus características de transmisión o reflexión según la longitud de onda o polarización como*, “*hot mirrors*”, “*cold mirrors*” o “*polarizing beam splitters*”) o separadores encapsulados (7) en fibras ópticas.

30 3. Equipo para visión mejorada por infrarrojo de estructuras vasculares, aplicable para asistir intervenciones fetoscópicas, laparoscópicas y endoscópicas, según las reivindicaciones 1 y 2, **caracterizado** porque el mismo canal del endoscopio o fetoscopio o laparoscopio (3) puede ser utilizado para la detección mediante el uso de elementos tales como “*Hot Mirrors*” o espejos encapsulados (6) en fibras ópticas; y porque se prevé el uso de elementos ópticos adicionales, tales como filtros (8) y lentes (9), para formar la imagen en una cámara de vídeo (CCD, EM-CCD, etc.) y así digitalizarla para su post-procesado mediante la unidad de visión vascular mejorada (2).

35 4. Equipo para visión mejorada por infrarrojo de estructuras vasculares, aplicable para asistir intervenciones fetoscópicas, laparoscópicas y endoscópicas, según las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado** porque, adicionalmente, se prevé añadir intensificadores de imagen en las cámaras de vídeo (10) (11), si las señales detectadas son muy bajas o de mala calidad.

40 5. Equipo para visión mejorada por infrarrojo de estructuras vasculares, aplicable para asistir intervenciones fetoscópicas, laparoscópicas y endoscópicas, según las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado** porque, de forma alternativa, y con la finalidad de simplificar la unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multimodales (1), se acoplan las fuentes de luz (4) y (5) y los sistemas de vídeo (10, 11) usando dos canales del endoscopio (3).

45 6. Proceso de tratamiento de la señal para mejorar la visión por infrarrojo de estructuras vasculares, de un equipo aplicable para asistir intervenciones fetoscópicas, laparoscópicas y endoscópicas, según la reivindicación 1, **caracterizado** porque se aplica en la unidad de visión vascular mejorada (2), en los siguientes métodos:

50 Método 1. Normalización (15), siendo un procedimiento de tratamiento de la señal para normalizar la cantidad de luz que ilumina el tejido, mediante la comparación de las intensidades en cada uno de los puntos de la imagen de la intensidad de luz visible (rojo, verde y azul) e infrarroja y el uso del filtro paso bajo en las imágenes.

55 Método 2. Segmentación (16), siendo un procedimiento de tratamiento de la señal para segmentar de los vasos basado en el análisis espectral de la luz infrarroja y visible en tiempo real e implementado en una Unidad de Procesamiento gráfico (GPU) dedicada.

60 Método 3. Seguimiento (17), siendo un procedimiento de tratamiento de la señal para el seguimiento (“tracking”) y la colocalización de los vasos entre dos escenas consecutivas a partir de las imágenes generadas por los métodos 1 y 2 e implementado en una Unidad de Procesamiento gráfico (GPU) dedicada.

Método 4. Árbol (18), siendo un procedimiento de tratamiento de la señal para la generación del mapa vascular a partir de las imágenes y las coordenadas de seguimiento obtenidas a partir de los métodos de normalización y segmentación.

65 Método 5. Fusión (19), siendo un procedimiento de tratamiento de la señal para fusionar la imagen del visible (producida por un endoscopio estándar) con la información del método de seguimiento.

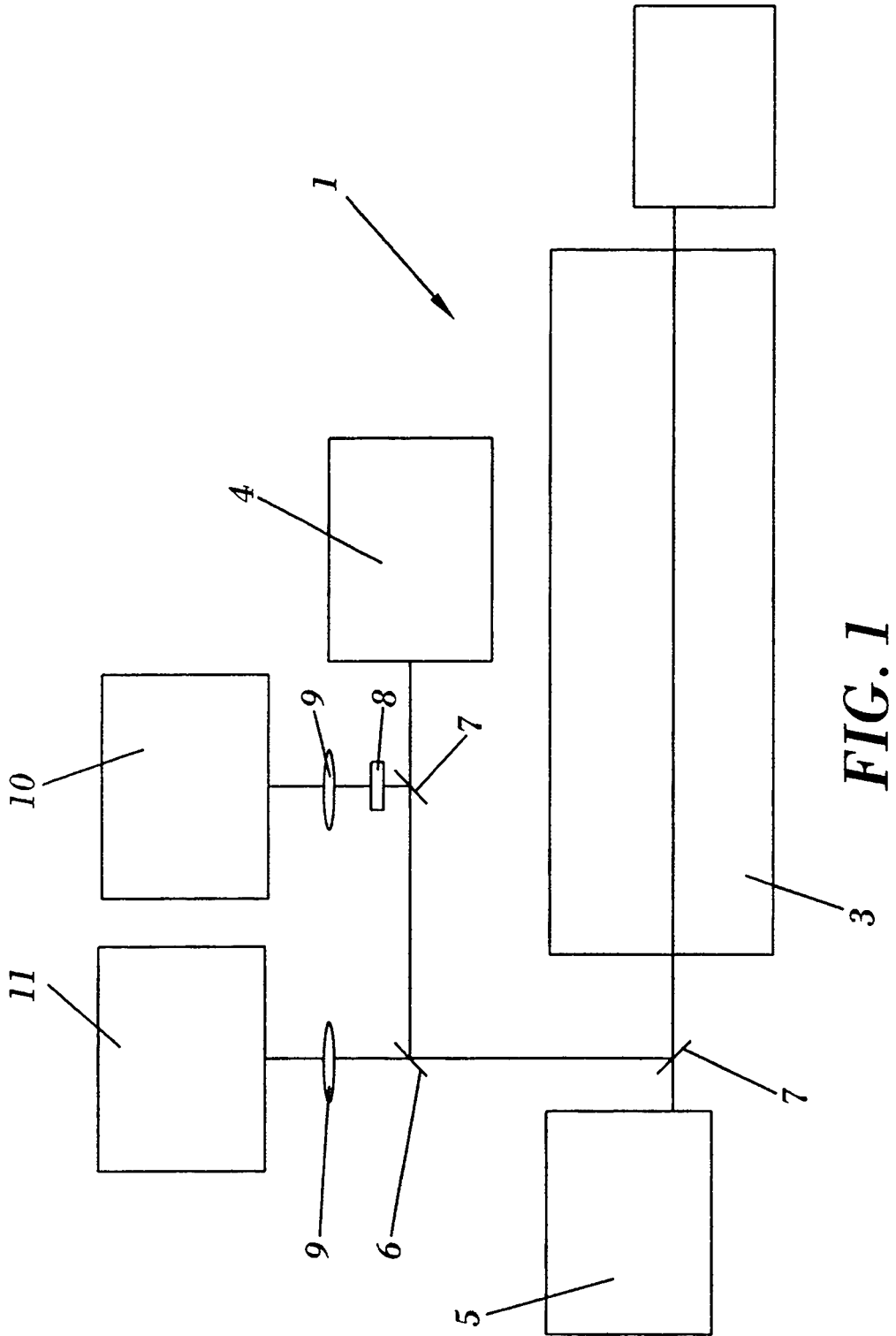


FIG. 1

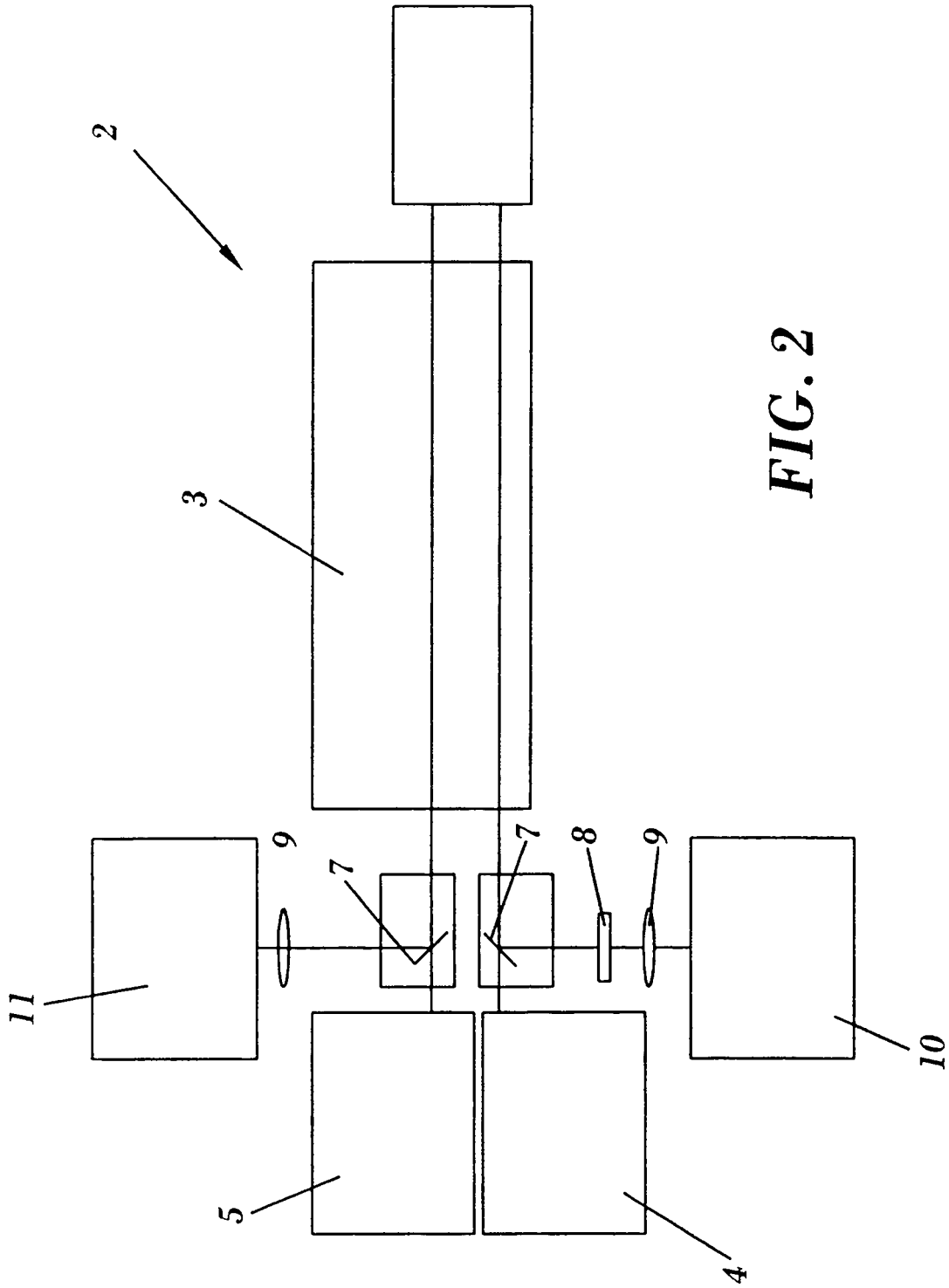


FIG. 2

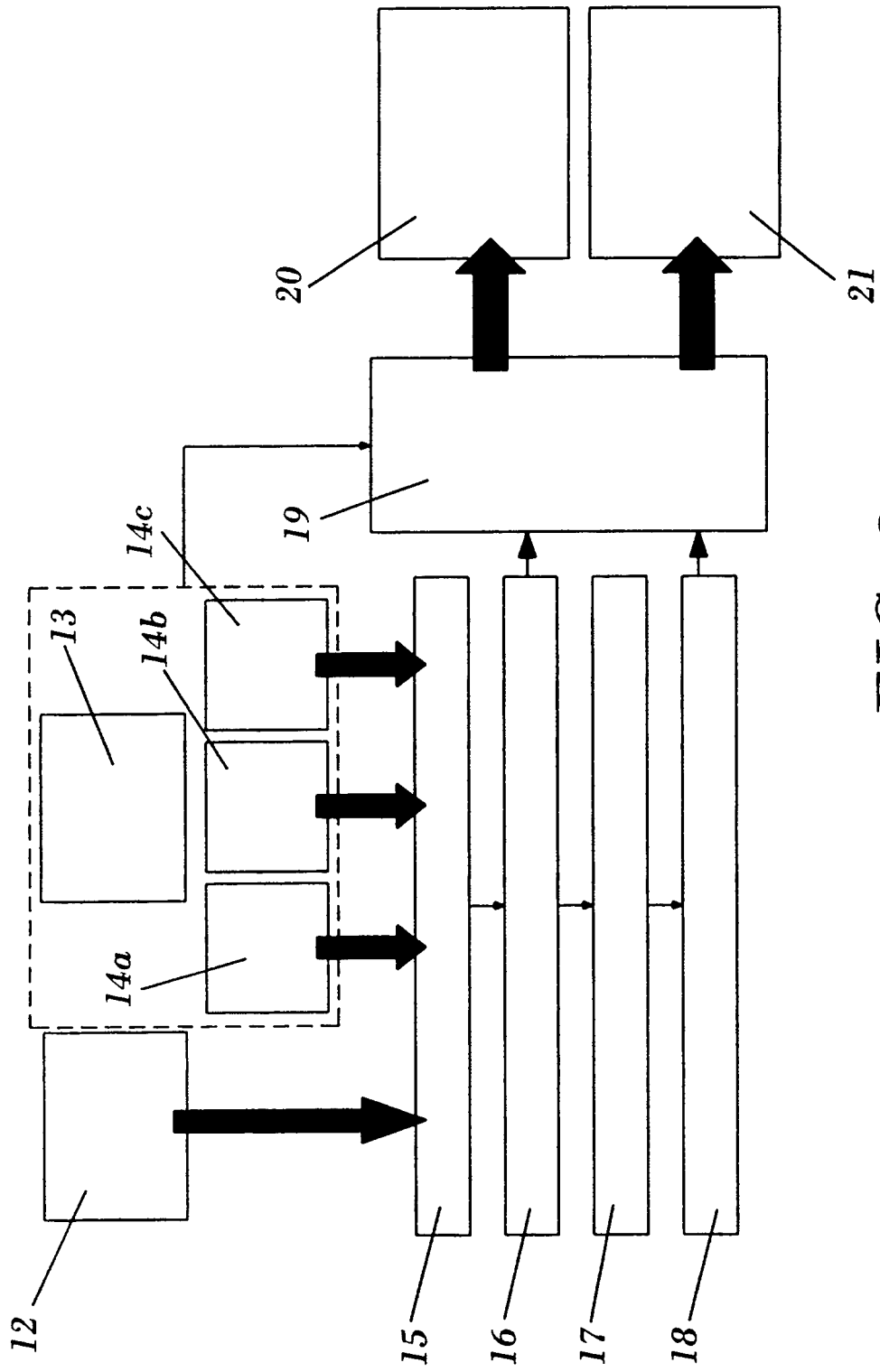


FIG. 3



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① ES 2 341 079

② Nº de solicitud: 200803513

③ Fecha de presentación de la solicitud: 11.12.2008

④ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤ Int. Cl.: **A61B 1/07** (2006.01)
G06T 7/00 (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	WO 9525460 A1 (SOCIETE D'ETUDES ET DE RECHERCHES BIOLOGIQUES) 28.09.1995, reivindicaciones 1-14.	1-6
A	WO 2006106470 A2 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS) 12.10.2006, resumen; página 7, línea 1 - página 9, línea 30.	1-6
A	WO 03077749 A2 (BETH ISRAEL DEACONESS MEDICAL CENTER) 25.09.2003, reivindicaciones 1-19,32-37.	1-6
A	US 6353753 B1 (FLOCK et al.) 05.03.2002, reivindicaciones 1-30.	1-6
A	POHL J et al. "Computed virtual chromoendoscopy: a new tool for enhancing tissue surface structures", Endoscopy, Germany, enero 2007, vol. 39, nº 1, páginas 80-83.	1-6
A	Base de datos MEDLINE/NLM, AN: NLM19858605, REY J F et al. "Narrow band imaging: a wide field of possibilities", resumen, Saudi journal of gastroenterology, enero 2007.	1-6
A	Base de datos WPI, semana 200862, Londres: Derwent Publications, AN 2008-K33944, JP 2008194334 A (FUJI FILM CO LTD), resumen.	1-6
A	Base de datos EPODOC/EPO, JP 2003093336 A (TOSHIBA CORP), resumen.	1-6

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

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

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

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

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

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe

23.02.2010

Examinador

A. Cardenas Villar

Página

1/4

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

A61B, G06T

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

INVENES, EPODOC,WPI,BIOSIS,MEDLINE,NPL,INSPEC

Fecha de Realización de la Opinión Escrita: 23.02.2010

Declaración

Novedad (Art. 6.1 LP 11/1986)	Reivindicaciones 1 - 6	SÍ
	Reivindicaciones	NO
Actividad inventiva (Art. 8.1 LP 11/1986)	Reivindicaciones 1 - 6	SÍ
	Reivindicaciones	NO

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

Base de la Opinión:

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

1. Documentos considerados:

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

Documento	Número Publicación o Identificación	Fecha Publicación
D01	WO 9525460 A1	28-09-1995
D02	WO 2006106470 A2	12-10-2006
D03	WO 03077749 A2	25-09-2003
D04	US 6353753 B1	05-03-2002
D05	Pohl J et al. "Computed virtual chromoendoscopy: a new tool for enhancing tissue surface structures", Endoscopy, Germany, enero 2007, vol. 39, nº 1, páginas 80 - 83	01-2007
D06	Base de datos MEDLINE/NLM, AN: NLM19858605, Rey J F et al. "Narrow band imaging: a wide field of possibilities", resumen, Saudi journal of gastroenterology, enero 2007	01-2007
D07	JP 2008194334 A	28-08-2008
D08	JP 2003093336 A	02-04-2003

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

La solicitud de patente en estudio tiene una reivindicación independiente, la nº 1, que se refiere a un equipo para visión mejorada por infrarrojo de estructuras vasculares aplicable a intervenciones endoscópicas para obtener la representación del árbol vascular y que se caracteriza porque dispone de una unidad de adquisición de imágenes endoscópicas multispectrales o extendidas y de una unidad de procesamiento de las imágenes con una interfase de navegación. Las reivindicaciones dependientes 2 - 5 se refieren a diferentes detalles de dichas unidades y la reivindicación 6 a los diferentes métodos empleados en el proceso de tratamiento de la señal.

Los documentos citados D01-D08 describen diferentes aspectos del estado de la técnica relacionados con la tecnología de visión por endoscopia y tratamiento de imágenes, pero se considera que no recogen las características técnicas reivindicadas en la solicitud y que, por tanto, no afectarían ni a la novedad ni a la actividad inventiva de esta solicitud según lo especificado en los artículos 6 y 8 de la LP.