



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 336 577**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00** (2006.01)

**A61B 5/103** (2006.01)

**G01N 21/47** (2006.01)

**G06T 5/50** (2006.01)

**G06T 5/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05710889 .6**

96 Fecha de presentación : **15.02.2005**

97 Número de publicación de la solicitud: **1729629**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **13.12.2006**

54 Título: **Formación de imágenes de estructuras ocultas.**

30 Prioridad: **19.02.2004 EP 04075541**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**14.04.2010**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**14.04.2010**

73 Titular/es: **Nederlandse Organisatie voor  
Toegepast-Natuurwetenschappelijk Onderzoek  
TNO  
Schoemakerstraat 97  
2628 VK Delft, NL**

72 Inventor/es: **Wieringa, Fokko, Pieter;  
Bakker, Dirkjan;  
Van der Steen, Antonius, Franciscus, Wilhelmus;  
Mastik, Frits y  
Van Melick, Rene, Gerardus, Maria**

74 Agente: **Durán Moya, Carlos**

**ES 2 336 577 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

Formación de imágenes de estructuras ocultas.

5 La invención se refiere a un método de obtención de una imagen de estructuras ocultas en un objeto, en concreto para la formación de imágenes de estructuras tales como estructuras vasculares en tejidos biológicos por medio de la combinación selectiva de información extraída de imágenes del tejido en el rango visible y en el rango infrarrojo.

10 En la solicitud internacional WO0115597 del mismo inventor se da a conocer un método de este tipo. Se ha observado que obtener una imagen lo suficientemente clara es difícil debido a varios problemas. Un problema es que la luz que procede de las partes ocultas, en concreto de las más profundas del objeto, es frecuentemente mucho más débil que la luz que es reflejada directamente por la superficie del objeto. En la práctica, esto supone que puede ser necesaria una separación de la luz reflejada especularmente y de la luz que procede de las partes más profundas del objeto con el fin de identificar estructuras subyacentes.

15 Si bien separando estos dos tipos de luz, por ejemplo mediante un método conocido de utilización de luz polarizada, y utilizando el hecho de que la luz reflejada especularmente mantiene su dirección de polarización, de forma que ésta puede ser filtrada por medio de un filtro polarizado, se pierde una cantidad sustancial de la luz que procede de las partes inferiores del objeto, lo que tiene como resultado una pérdida del brillo y la resolución de la imagen. Esto invita a la utilización de fuentes de luz potentes para recibir luz suficiente desde las partes inferiores en el proceso de separar las dos partes. Sin embargo, especialmente en el campo de la formación de imágenes de estructuras en objetos vivos, existe una cantidad máxima de luz que puede ser irradiada sobre el objeto.

20 El documento WO01/50955 muestra una disposición reflectante en la que la luz especular es filtrada por un polarizador. La imagen de una estructura subyacente es combinada con una imagen visual para presentar una única imagen. Sin embargo, se ha encontrado que la combinación directa de estas imágenes presenta problemas, en concreto, debido a que se producen ciertos artefactos inconvenientes para detectar y localizar con fiabilidad una estructura subyacente.

25 El documento US2001/0037811 muestra una sonda para determinar una circunferencia de un dedo. Adicionalmente, la articulación es sometida a transluminación para inspeccionar inflamación de artritis a partir de un análisis de dispersión. Esta disposición no puede ser utilizada para la formación visual de imágenes de partes del cuerpo con una libertad comparable al ojo humano.

30 La publicación USA 5.699.797 muestra un método para la grabación secuencial de imágenes en longitudes de onda visibles y del IR cercano y la posterior superposición de las imágenes obtenidas de ese modo. La publicación describe el concepto de dos haces luminosos paralelos, uno de luz visible y el otro de luz IR. No se describe la eliminación de aberraciones en la imagen IR.

35 El documento US 2003/210810-A1 da a conocer restar imágenes obtenidas a longitudes de onda diferentes.

40 El documento WO 01/52735-A da a conocer la detección de estructuras de interés con detección de contornos.

45 El documento US 2002/181762-A1 muestra un sistema compuesto de detección de contornos que tiene los contornos de varias imágenes combinados de modo que son seleccionados los contornos mejor enfocados de cada imagen. No se propone la sustracción de contornos.

50 La invención tiene el objetivo de proporcionar una técnica de formación de imágenes que no acuse los problemas descritos anteriormente y que pueda proporcionar una imagen mejorada de la estructura subyacente. Además, la invención tiene como otro objetivo proporcionar una técnica mejorada de formación de imágenes que permita a una persona combinar en una imagen información visual e información de objetos ocultos.

Para conseguir estos y otros objetivos, en un aspecto, la invención ofrece un método según las características de la reivindicación 1. En otro aspecto, la invención ofrece un método según las características de la reivindicación 13.

55 En concreto, la invención utiliza la alineación de dicha fuente de luz infrarroja con una fuente de luz visual; proporcionando un primer análisis de contornos de dicha imagen infrarroja; proporcionando un segundo análisis de contornos de dicha imagen visual; comparando dichos primer y segundo análisis de contornos; y descartando contornos en dicha imagen infrarroja que también se detecten en dicha segunda imagen. Esto ofrece la ventaja de obtener una imagen visual "normal" (vista por el ojo humano), que se mejora al identificar la estructura subyacente (detectada utilizando luz infrarroja) dentro de la imagen visual mientras se descartan contornos falsos formados por artefactos de ensombrecimiento y solape (por ejemplo, las sombras o reflejos de un bisturí o de una aguja). Por ejemplo, para fines quirúrgicos, el método ofrece una herramienta práctica para decidir un punto de entrada óptimo en el objeto, por ejemplo para cortar tejido o similar.

65 Además, proporcionando una cámara para la formación de imágenes visuales e infrarrojas; proporcionando una fuente de luz delimitada para irradiar parcialmente dicho objeto con luz infrarroja; irradiando parcialmente dicho objeto mediante dicha fuente de luz delimitada; formando imágenes de una zona no irradiada de dicho objeto mediante dicha cámara para obtener imágenes de dicha estructura oculta; y combinando dicha imagen de estructura oculta con

una imagen visual de dicho objeto, se filtra espacialmente desde la imagen la luz infrarroja incidente en la imagen que es originada por una reflexión directa. Por lo tanto, la imagen parcial restante no padece efectos de saturación debidos a la iluminación directa de la luz reflejada especularmente. En una realización preferente, se obtiene una imagen completa variando temporalmente dicha irradiación parcial para así proporcionar una imagen completa mediante la combinación posterior de dichas imágenes parciales.

En otra realización preferente, dicha imagen parcial se obtiene por barrido de un haz luminoso sobre dicho objeto. Adicional o alternativamente, dicha imagen parcial se obtiene mediante la irradiación posterior de dicho objeto según modelos predeterminados. Una realización especialmente preferente comprende obtener dicha imagen parcial irradiando de forma alterna dicho objeto mediante modelos predeterminados complementarios. Por ejemplo, en una realización dichos modelos pueden ser modelos matriciales, modelos lineales, modelos de puntos, o modelos concéntricos o circulares.

Además, preferentemente dicho objeto es irradiado solo en posiciones predeterminadas que están separadas. Al separar la zona de irradiación y la zona de detección de luz, pueden realizarse partes más profundas de la estructura oculta.

Al iluminar alternativamente dicho objeto, puede obtenerse una imagen completa, y en la que todas las zonas del objeto son irradiadas de una forma dependiente del tiempo.

La invención ofrece además ventajas concretas al utilizar una cámara-CMOS, puesto que esta cámara tiene un alto grado de decorrelación de píxeles adyacentes. De este modo, se impide el efecto de “deslumbramiento”, de modo que hay un contraste elevado entre el área reflejada directamente (que se descarta) y el área restante que recibe luz difusa originada en capas más profundas.

Preferentemente, dicha detección de contornos se lleva a cabo mediante un análisis de gradientes de dicha primera imagen. La invención ofrece una realización práctica cuando dichas imágenes son proporcionadas de forma estereoscópica. Además, dicha primera imagen puede ser sometida a análisis espectral, y dicho análisis espectral se proyecta a dicha segunda imagen. Además, dicho análisis espectral puede comprender un análisis de pulsatilidad y/o un análisis de la frecuencia del ritmo cardíaco y/o un análisis de la frecuencia respiratoria. De este modo, dicho análisis ofrece una herramienta sin contacto, práctica, para medir parámetros de interés del cuerpo. Por “análisis de pulsatilidad” se entiende, como mínimo, una determinación de partes pulsátiles en el objeto de interés. La invención está además relacionada con un método de mejora de la formación de imágenes de estructuras ocultas en un objeto, que comprende lo definido en la reivindicación 14. Además, la invención está relacionada con un sistema como el definido en la reivindicación 16.

A partir de los dibujos resultarán evidentes otras características y ventajas. En los dibujos:

la figura 1 muestra una vista esquemática de un método de irradiación por barrido de un objeto, según la invención;

la figura 2 muestra una vista esquemática de la migración de fotones en tejido vivo debido a la difusión;

la figura 3 muestra un método de iluminación iluminando un modelo de superposición sobre el objeto;

la figura 4 muestra un método de iluminación al iluminar modelos circulares sobre el objeto;

la figura 5 muestra un método de iluminación al iluminar una rejilla de modelos sobre el objeto;

la figura 6 muestra una disposición de verificación para verificar el aparato, según la invención, utilizando una longitud de onda visible y dos longitudes de onda infrarrojas;

la figura 7 muestra una serie de etapas de análisis para procesar y encaminar los datos adquiridos en la disposición de la figura 6;

la figura 8 muestra un análisis espectral de los componentes pulsátiles en dicha imagen, para luz de tres longitudes de onda diferentes;

la figura 9 muestra una construcción simple de tipo visor que comprende el aparato de la invención;

la figura 10 muestra la construcción de tipo visor de la figura 9 durante su utilización;

la figura 11 muestra las imágenes VIS y NIR recogidas por la pieza ocular de la figura 9;

la figura 12 muestra las etapas según el método de la invención; y

la figura 13 muestra otra realización del sistema inventivo que incluye una herramienta de perforación con emisión de infrarrojos.

## ES 2 336 577 T3

La figura 1 muestra una alternativa al método de filtrado por polarización descrito anteriormente. Este método comprende la iluminación/barrido complementario dinámico de secciones de imagen sometidas a modelos alternativos. Este método no necesita la utilización de filtros de polarización. Se basa en el hecho de que los fotones que entran en el tejido biológico serán dispersados fuertemente dentro del tejido, lo que en parte tiene como resultado retrodispersión.

Además, la zona observada está dividida en zonas lineales paralelas, que denominaremos “secciones lineales”. Estas secciones lineales pueden estar divididas en secciones lineales pares e impares (1), (2) respectivamente.

Después, utilizando una cámara con buenas especificaciones antideslumbramiento y que permita la lectura de regiones de píxeles rectangulares seleccionables libremente, podemos adquirir información de la imagen en una secuencia especial.

Durante un cierto período la fuente de luz delimitada iluminará todas las secciones lineales pares (1) y la cámara adquirirá información de imágenes desde todas las secciones lineales impares (2). Aquí, el término “delimitada” abarca la luz que está limitada espacialmente, de modo que un objeto iluminado comprende, en la dirección de visión que es también una dirección de iluminación, zonas no iluminadas que no se alcanzan mediante la fuente de luz delimitada. Tal delimitación puede conseguirse típicamente al enfocar, colimar o apantallar la fuente de luz. También pueden producir iluminaciones delimitadas algunas otras fuentes de luz, tales como rayos láser (por ejemplo, en combinación con una rejilla de difracción holográfica) y LED. Durante el siguiente período las secciones lineales impares (2) son iluminadas y la cámara adquirirá información de imágenes desde las secciones lineales pares. Esto puede realizarse con una cámara lineal que barre todo el tejido o bien con una cámara normal que barre todas las líneas pares simultáneamente y durante el siguiente periodo todas las líneas impares.

En la figura 2 se muestra cómo la luz difundida dentro del tejido puede ser utilizada para formar imágenes de partes más profundas del objeto. La luz entra en el objeto en una posición (1) y lo abandona en otra posición (2). A partir de la figura resulta evidente que la luz que entra en posiciones más alejadas puede reunir información de partes más profundas dentro del objeto. Aplicando una serie de modelos de iluminación, tal como se describirá después haciendo referencia a las figuras 3 a 5, puede conseguirse iluminación desde “dentro” del objeto, de ese modo formando imágenes de partes más profundas del objeto.

A este respecto, en la figura 3, en lugar de las líneas paralelas pares e impares mostradas en la figura 1, pueden ser utilizados modelos alternos de líneas cruzadas desplazadas espacialmente, como modelo de iluminación, mientras se produce la adquisición de imágenes dentro de las áreas que están entre las líneas. También es posible proyectar primero un modelo de puntos “par” sobre el punto de cruce del modelo lineal (1) y a continuación proyectar un modelo de puntos “impar” sobre las secciones de cruce del modelo lineal (2). Asimismo, en la figura 4 se pueden utilizar regiones circulares concéntricas discretas. Se obtuvieron resultados satisfactorios con una simple prueba de geometría de irradiación circular que se da a conocer en la figura 4. Se depositó una capa de espuma rosada (Ethafoam 3M) de 6 mm sobre el conducto de apantallamiento. Sobre esta capa de espuma se situó una abrazadera de plástico de oficina, con su trozo de plástico de retención de papel quedando a través de ésta. Finalmente se depositó en la parte superior una segunda capa de espuma rosa. Fuera del campo de visión de la cámara, una luz anular inyectó fotones de 660 nm, 810 nm y 940 nm en la espuma, perpendiculares a la superficie de la espuma.

La figura 5 muestra otra realización, en la que dicho objeto es irradiado solo en posiciones predeterminadas que están separadas espacialmente. Las primeras regiones (3) indicadas con líneas horizontales son irradiadas en un primer período; las segundas regiones (4) con líneas verticales son irradiadas en un segundo período. Esta configuración de separación espacial puede mostrar partes más profundas de la estructura. Variando la separación, puede barrerse partes más bajas y profundas del objeto.

La figura 6 muestra una disposición de prueba, en la que se comprobó una realización del método inventivo utilizando marcadores conocidos tales como un pulsómetro SP02, un dispositivo de registro del ECG y un monitor de la frecuencia respiratoria. Las señales fueron registradas y muestreadas utilizando las etapas indicadas en la figura 7. Esto conduce a un análisis temporal píxel a píxel de la variación de la intensidad. Los cuadros fueron muestreados a una velocidad de muestreo de 100 Hz y se compararon la respiración, el ECG y el pulso pletismográfico. En la figura 8 se muestra el resultado para una variedad de longitudes de onda. Se ilustra claramente cómo la variación medida de la cámara se ajusta bien a las otras señales de impulsos.

Una configuración especial mejorada se basa en dos cámaras (por ejemplo, CCD o CMOS monocromáticas o multibanda) situadas a cierta distancia entre sí (por ejemplo, la distancia ojo a ojo), visualizando de ese modo de forma estereoscópica el mismo objeto (por ejemplo, tejido biológico), un dispositivo electrónico de procesamiento de imágenes de doble canal y dos dispositivos de visualización colocados delante de ambos ojos.

Entre cada cámara y el objeto observado puede situarse (puede hacerse combinando 2 canales) un sistema óptico adicional (por ejemplo, un microscopio, un endoscopio, un colposcopio, etc., de dos canales). Es posible incorporar una construcción (5) simple de tipo visor (véase la figura 9) de modo que el dispositivo pueda colocarse frente al ojo o bien situarse fuera del ángulo de visión para permitir la visión normal.

## ES 2 336 577 T3

La figura 10 muestra, a modo de ejemplo, la pieza ocular estereoscópica (5) de la figura 9 en uso. Para la pieza ocular, puede ser aplicada una cámara de color con un modelo de filtro de color Bayer, en el que todos los filtros de color son altamente transparentes en el rango NIR. Además puede ser aplicado un chip de cámara multicapa (patente WO 02/27804 de Foveon Inc. o patentes previas como 4.238.760 de Carr) o el enfoque de nuestra patente anterior WO 01 15597 A1. Preferentemente, las imágenes en ambos rangos espectrales se ajustan píxel a píxel.

La superficie de la región de tejido biológico (6) observada es irradiada en un ángulo oblicuo desde dos lados opuestos mediante dos fuentes de luz (7). Estos dos lados no tienen por qué estar alineados con los ejes izquierdo/derecho de la pieza ocular (5), sino que pueden ser girados en torno a un plano perpendicular al eje central de las cámaras unidas.

Las fuentes de luz (7) pueden ser controladas para enviar de forma independiente luz blanca de banda ancha en el rango de longitudes de onda del visible (VIS; 400-780 nm) o luz de banda estrecha en el rango del infrarrojo cercano (NIR; por ejemplo 920 nm) así como en ambos rangos (VIS y NIR). Las fuentes de luz (7) están construidas cuidadosamente de manera que los perfiles geométricos de los haces de VIS y NIR están alineados, lo que tiene como resultado un sombreado idéntico en las imágenes VIS y NIR. Como alternativa, para reunir las imágenes también puede utilizarse un microscopio quirúrgico estereoscópico o una cámara endoscópica de dos canales (tal como la utilizada en cirugía estereoscópica por robot) con dos guías de luz de fibra laterales.

La figura 11 muestra el resultado de las imágenes VIS (figura 11 A) y NIR (figura 11 B) tales como las recogidas por la pieza ocular (5) ilustrada en la figura 10. Puesto que los haces NIR y VIS están emparejados, las sombras producidas por las formas irregulares en la superficie del tejido (por ejemplo la estructura de la piel, pliegues de la piel, moldes, etc.) también estarán emparejadas en ambos rangos de longitudes de onda. En la realización dada a conocer, los haces están orientados en un pequeño ángulo con respecto a la región (6) de tejido. Como resultado, los pliegues de la piel producirán sombras de contornos nítidos. Las zonas brillantes que producen reflejos y/o píxeles saturados (marcados como una estrella) también coincidirán en ambos rangos de longitudes de onda. Debido al ángulo pequeño, los objetos (8) que se acercan a la superficie (6) del tejido (por ejemplo agujas, bisturís, sondas, etc.) producirán dos sombras separadas. Estas sombras se encontrarán y formarán típicamente un modelo (9) en "V" cuando un objeto toque la superficie. Si, por ejemplo, una aguja perfora la superficie, entonces la punta (10) de la aguja desaparecerá rápidamente de la imagen VIS (figura 11 A). Sin embargo, en la imagen NIR (figura 11 B) la punta (10) seguirá siendo visible dentro del tejido (6) (véase la figura).

En la imagen VIS (figura 11 A), solo serán visibles vasos sanguíneos muy superficiales, especialmente si la textura del vaso deforma la piel. Sin embargo, en la imagen NIR, los vasos sanguíneos se verán mucho mejor (incluso los vasos sanguíneos a una profundidad de unos pocos milímetros bajo la superficie). Puesto que el pigmento de la piel (melanina) tiene una absorbancia muy baja dentro de la región NIR, esta buena visibilidad NIR también se tendrá con personas de piel oscura (además los moldes perderán su color oscuro).

Tras la obtención de las imágenes NIR y VIS en las etapas (11) y (12) respectivamente, se aplica una etapa de mejora del contorno por gradiente para ambas bandas espectrales, tal como se mostrará con referencia a la figura 16 (etapas -13- y -14-). Las imágenes VIS-J y NIR-J se obtienen filtrando con un filtro de nivelación para eliminar el ruido procedente de las imágenes NIR y VIS de la cámara. En la implementación actual esto es un filtro de promedio. A partir de cada una de las imágenes niveladas VIS-J y NIR-J, se calculan dos imágenes de diferencia direccional  $I_x$  e  $I_y$  por medio de un filtro de gradiente. Actualmente, esto se lleva a cabo con un filtro Prewitt.

A continuación, se calculan las imágenes de gradiente del contorno VIS-G y NIR-G  $\sqrt{(I_x^2 + I_y^2)}$  mediante. Después, VIS-G y NIR-G son recortadas y normalizadas a 1 para obtener VIS-G' y NIR-G' (etapas -15- y -16-). Finalmente las imágenes se complementan a  $1 - G'$  (etapas -17- y -18-).

Para una región dada de tejido, se obtienen una imagen VIS y una imagen NIR coincidente píxel a píxel.

Las imágenes de ambas bandas espectrales son sometidas a un algoritmo de mejora del contorno (véase más arriba) idéntico, produciendo imágenes normalizadas NIR-contorno y VIS-contorno en la escala de grises, de modo que los contornos se codifican en negro (0 = negro y 1 = blanco; se observa que este es el negativo de los resultados normales de contorno mejorado).

A continuación se determinan los contornos correspondientes en las imágenes NIR y VIS (etapa -19-), según un criterio píxel a píxel:

píxel-contorno-NIR < Umbral\_NIR Y píxel-contorno-VIS < Umbral\_VIS (ambos umbrales son configurables por soporte lógico).

Combinando información de ambas regiones espectrales, las coordenadas de píxeles que satisfacen ambos requisitos son identificadas como aberraciones superficiales y se descartan mediante poner el valor del píxel a 1 en la imagen de contorno NIR corregida (etapa -20-).

## ES 2 336 577 T3

Haciendo lo mismo en la imagen NIR en bruto tras la normalización (etapa -21-) (sin mejora de contorno) se define una imagen NIR normalizada corregida (etapa -22-) descartando regiones de imágenes saturadas.

5 A este respecto, se identifican las localizaciones de todos los píxeles saturados dentro de la imagen NIR en bruto (por ejemplo, 256 para una imagen de 8 bits). Para todos los píxeles dentro de la 1ª máscara-NIR que están saturados o son vecinos directos de un píxel saturado, los contornos se descartan poniendo el valor del píxel a 1 (y, de ese modo, ignorando por completo la información de contorno) lo que tiene como resultado una 2ª máscara-NIR (etapa -23-).

10 De ese modo, se retiran los falsos contornos resultantes de píxeles saturados y la 2ª máscara-NIR contiene ahora los límites de los vasos sanguíneos subcutáneos (y eventualmente otras estructuras ocultas con contraste).

Este enfoque puede ser modificado incluyendo píxeles vecinos segundo, tercero, etc.

15 En un modo preferente, la imagen IR en bruto se utiliza para proporcionar vasos sanguíneos “llenos”; por ejemplo, multiplicando la 2ª máscara-NIR por la 2ª imagen NIR corregida (etapa -24-). La cantidad de color de relleno puede ser modificada con un exponente N ajustable por el usuario:

$$2^{\text{a}} \text{ máscara-NIR} \times (1^{\text{a}} \text{ imagen NIR corregida})^N = \text{máscara mejorada final}$$

20 Finalmente, en la etapa -25- esta máscara mejorada final se multiplica ahora por el componente de luminosidad de la imagen VIS en bruto (que, preferentemente, es una imagen en color). De este modo, solo se proyecta en la imagen VIS la información de contraste que realmente se origina desde debajo de la superficie del tejido. Si miramos los dibujos anteriores con una aguja insertada en el tejido es evidente que estos criterios llevarán a superponer sólo la punta de la aguja oculta sobre la imagen VIS. No se realzarán las sombras, las arrugas, los reflejos y los contornos de los moldes.

30 De este modo, la detección de aberraciones puramente superficiales puede mejorarse adicionalmente cuando, en lugar de tener en cuenta todos los colores del rango visible, sólo se utiliza el rango espectral azul para la entrada mejorada de contorno VIS. Esto se hace para suprimir la visibilidad de los vasos sanguíneos. Este efecto de luz azul se debe a que, en el rango visible, la reflectividad de los vasos para la luz azul es la más próxima a la piel (el contraste máximo visible de los vasos queda fuera del rango azul). A modo de otra mejora opcional, la máscara de mejora final puede ser multiplicada selectivamente, por ejemplo, con sólo la parte roja y/o verde de la imagen visible (en lugar de la señal de luminosidad de la imagen de color visible total).

35 Cuando se representa una parte de tejido de interés, el usuario puede conmutar a un modo que modifica la secuencia de captación de imágenes y permite la recogida de una (segunda) imagen NIR adicional dentro de una región seleccionada de interés (ROI). Esta ROI es iluminada virtualmente mediante inyección de fotones inmediatamente exteriores a la ROI por medio de una matriz de LEDs en contacto con el tejido, o bien de un modelo de puntos de láser o líneas de láser proyectadas sobre el tejido desde una cierta distancia. Durante la adquisición de esta segunda imagen NIR, las iluminaciones VIS y primera NIR están desactivadas.

40 De este modo, puede ser combinada la información obtenida utilizando dos tipos de geometrías de iluminación para el mismo rango de longitudes de onda. Esto puede hacerse con y sin utilizar también VIS e iluminación por punta de aguja parpadeante tal como se ilustra haciendo referencia a la figura 13.

45 En la figura 13, se conectan un láser-NIR o un LED-NIR en una aguja o un catéter (8). A través de una ventana estéril se proyecta luz a través del calibre de la aguja o junto a éste. De este modo, la punta (10) de la aguja ilumina la pared (26) interior del vaso cuando la aguja está en el vaso (véase la figura 13B). Si la aguja perfora la pared distal del vaso (véase la figura 13C) se ve un cambio drástico en la iluminación. La fuente de luz adosada a la aguja puede estar sincronizada con las cámaras. Puede ser beneficiosa una iluminación parpadeante en la punta.

50 Si bien en lo precedente la invención se ha ilustrado haciendo referencia a los dibujos y a la descripción, resultará evidente que la invención no está limitada a esto y que estas realizaciones se dan a conocer solamente con fines ilustrativos. Las variaciones y modificaciones sobre las mismas están dentro del ámbito de la invención, tal como se define en las reivindicaciones anexas.

60

65

REIVINDICACIONES

1. Método de obtención de una imagen de estructuras ocultas (8) en un objeto, que comprende:

- disponer una cámara (5) para la formación de imágenes visuales e infrarrojas;
- disponer una fuente de luz infrarroja delimitada;
- irradiar parcialmente dicho objeto mediante dicha fuente de luz delimitada;
- formar imágenes de una zona (2) no irradiada de dicho objeto mediante dicha cámara para formar imágenes de dicha estructura oculta; y
- combinar dicha imagen de la estructura oculta con una imagen visual de dicho objeto
- alinear dicha fuente de luz infrarroja con una fuente (7) de luz visual;

**caracterizado** porque el método comprende además

- proporcionar un primer análisis de contorno de dicha imagen infrarroja;
- proporcionar un segundo análisis de contorno de dicha imagen visual;
- comparar dichos primer y segundo análisis; y
- descartar los contornos en dicha imagen infrarroja que también son detectados en dicha segunda imagen.

2. Método, según la reivindicación 1, en el que dicha irradiación se varía en el tiempo con el fin de proporcionar una imagen completa mediante la combinación posterior de imágenes parciales.

3. Método, según la reivindicación 1 ó 2, en el que dicha imagen se obtiene por barrido de un haz luminoso sobre dicho objeto.

4. Método, según la reivindicación 1 ó 2, en el que dicha imagen se obtiene irradiando posteriormente dicho objeto con modelos predeterminados (1, 2).

5. Método, según la reivindicación 4, en el que dicha imagen parcial se obtiene irradiando alternativamente dicho objeto con modelos complementarios predeterminados.

6. Método, según la reivindicación 4 ó 5, en el que dichos modelos son modelos matriciales, modelos lineales, modelos de puntos o modelos concéntricos (T1, T2, T3).

7. Método, según cualquiera de las reivindicaciones 4 a 6, en el que dicho objeto es irradiado sólo en posiciones predeterminadas que están separadas espacialmente.

8. Método, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en el que dicha imagen se obtiene mediante una cámara-CMOS.

9. Método, según la reivindicación 1, que comprende además:

- corregir dicha primera imagen para descartar las zonas de imagen saturadas.

10. Método, según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dichas imágenes son proporcionadas de forma estereoscópica.

11. Método, según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicha primera imagen es analizada espectralmente, y en el que dicho análisis espectral es proyectado en dicha segunda imagen.

12. Método, según la reivindicación 11, en el que dicho análisis espectral comprende un análisis de pulsatilidad y/o un análisis de la frecuencia del ritmo cardíaco y/o un análisis de la frecuencia respiratoria.

13. Sistema para obtener una imagen de estructuras ocultas en un objeto, que comprende

- una fuente (7) de luz infrarroja delimitada, la fuente de luz alineada con una fuente (7) de luz visual, para irradiar parcialmente dicho objeto con luz;

## ES 2 336 577 T3

- un dispositivo de cámara (5) dispuesto para obtener una primera imagen de la estructura oculta en una zona no irradiada del objeto y para obtener una segunda imagen visual de dicho objeto; y

- un dispositivo de procesamiento dispuesto para:

- proporcionar un análisis de gradiente de dicha primera imagen de la estructura oculta con el objeto de detectar los contornos de dicha estructura oculta; y proporcionar un análisis de gradiente de dicha segunda imagen visual;
- comparar el análisis de gradiente de dicha segunda imagen visual con el análisis de gradiente de dicha primera imagen de la estructura oculta;
- descartar los contornos en dicha primera imagen de la estructura oculta que son también detectados en dicha segunda imagen visual; y
- combinar dichas primer y segunda imágenes para definir los contornos de dicha estructura oculta en dicha imagen visual.

14. Sistema, según la reivindicación 13, que comprende además:

- un instrumento (8) de perforación para perforar tejido humano; y
- una fuente 10 de luz IR dispuesta en dicho instrumento de perforación.

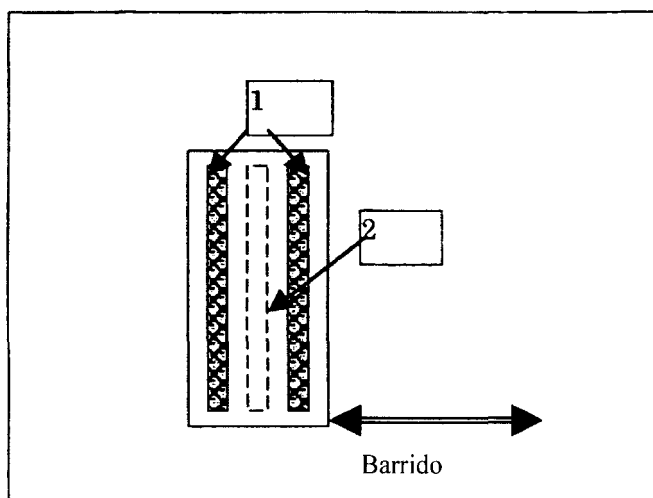
15. Sistema, según la reivindicación 14, en el que dicha luz IR está alineada con dicho instrumento de perforación.

16. Sistema, según la reivindicación 14 o 15, en el que dicha luz IR está dispuesta en una punta de dicho instrumento de perforación.

17. Sistema, según cualquiera de las reivindicaciones 14 a 16, en el que dicho instrumento de perforación está dotado de un revestimiento que irradia IR.

18. Sistema, según cualquiera de las reivindicaciones 14 a 17, en el que la fuente de luz IR y la fuente de luz delimitada son activadas de forma alternativa.

Figura 1



Dispositivo visto desde el lado del tejido irradiado

Figura 2

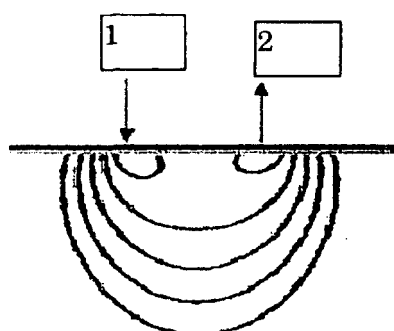


Figura 3

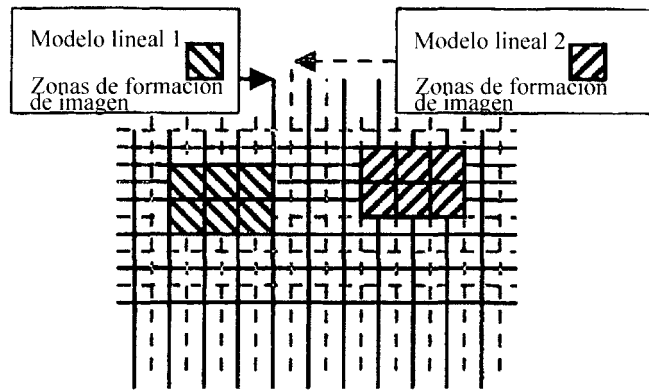


Figura 4

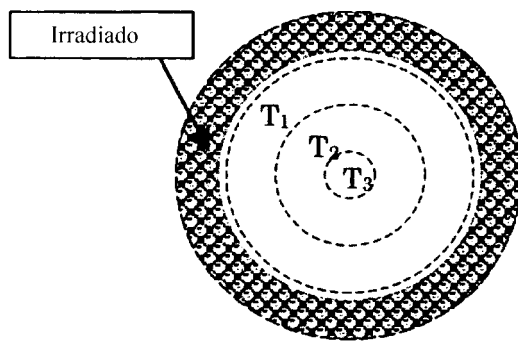


Figure 5

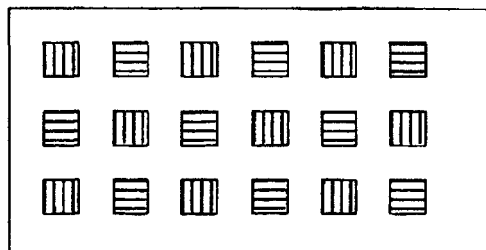


Figura 6

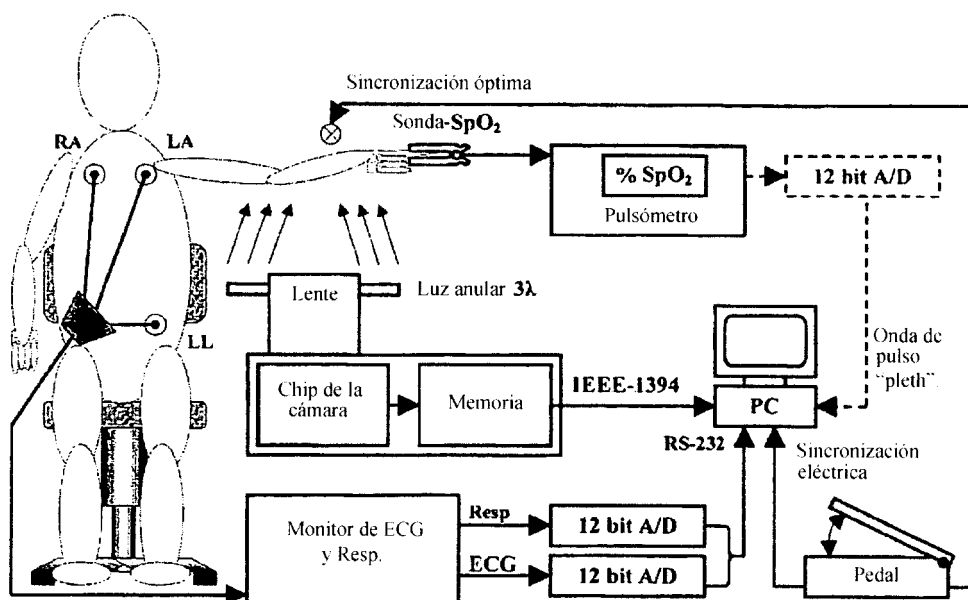


Figura 7

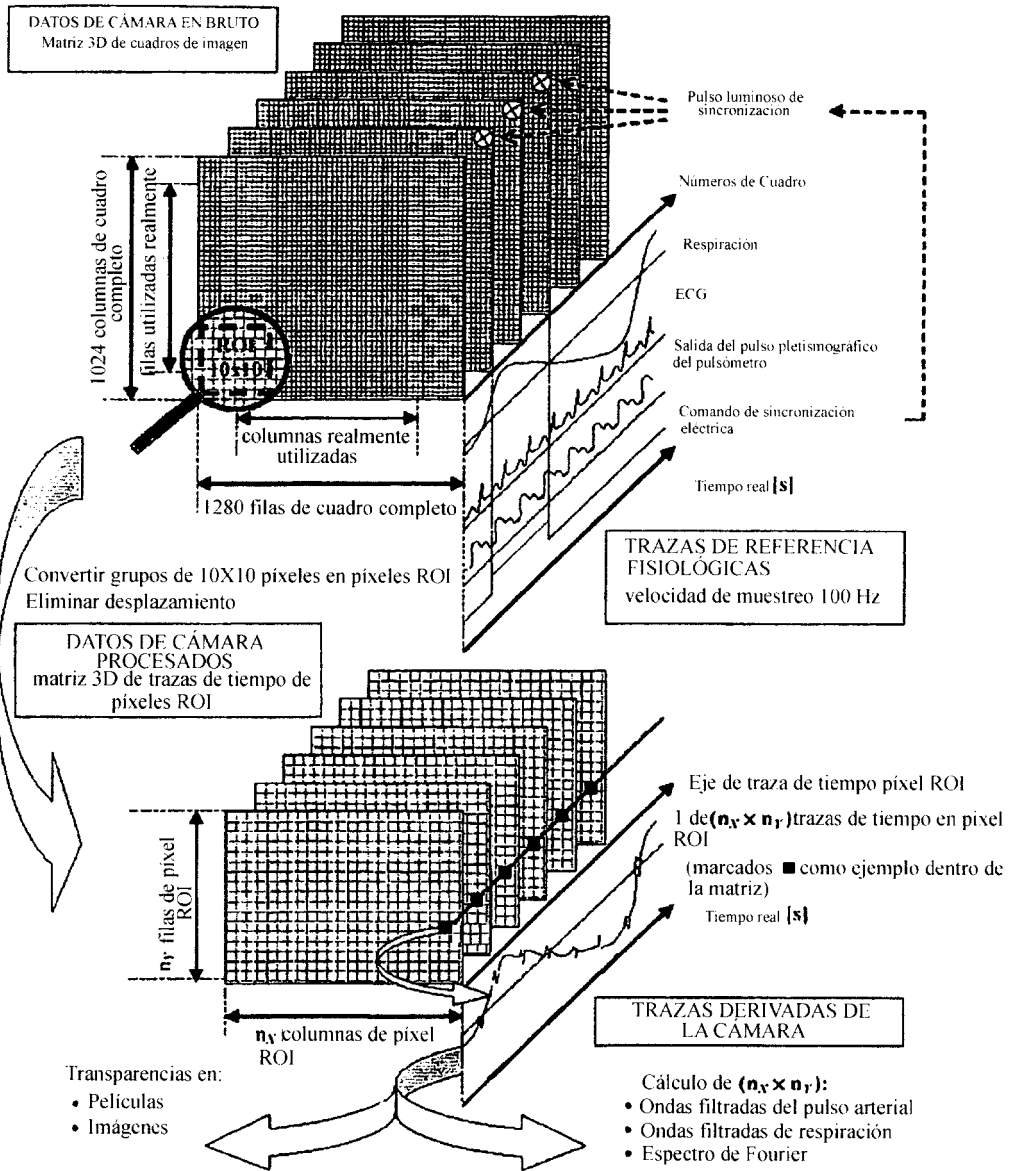


Figura 8

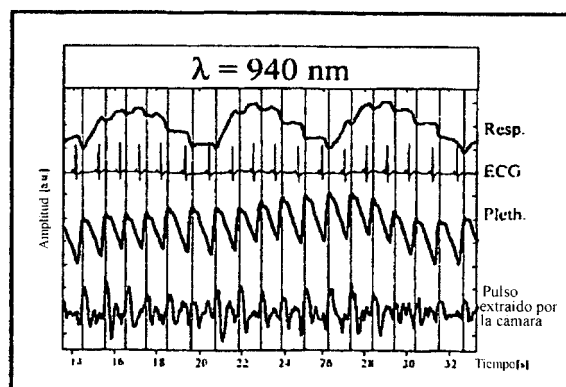
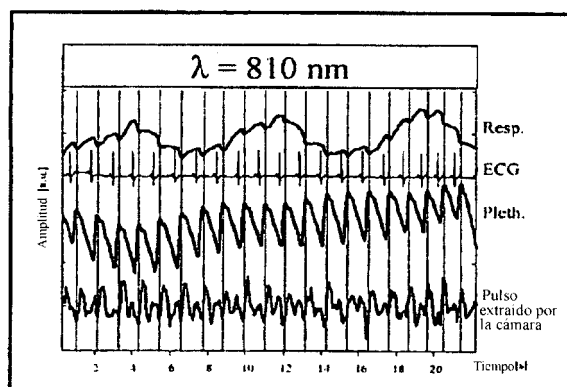
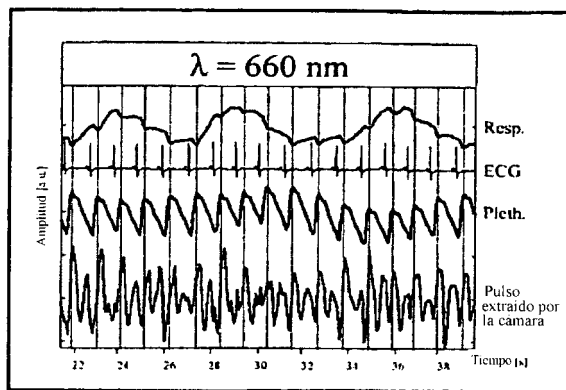


Figura 9

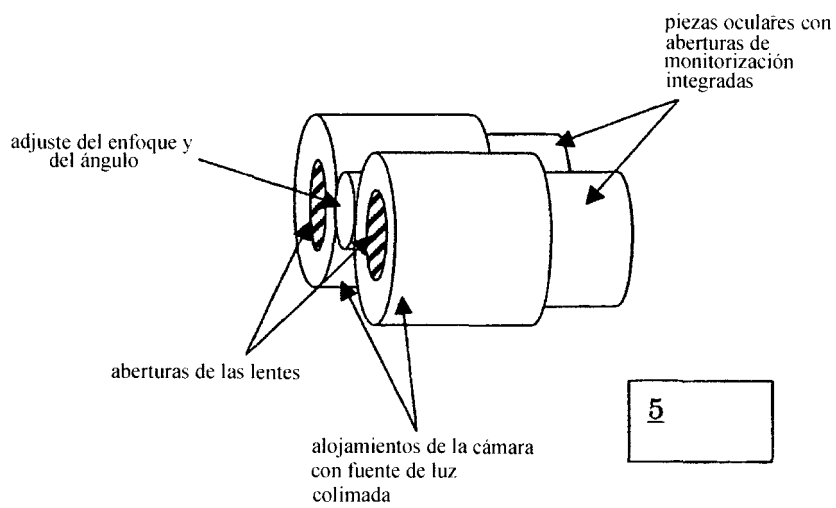


Figura 10

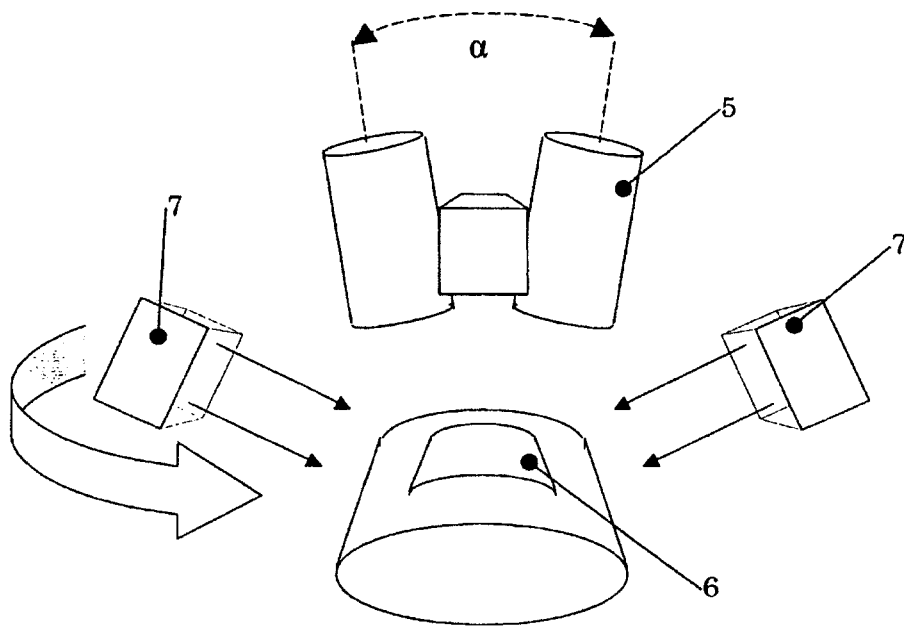


Figura 11

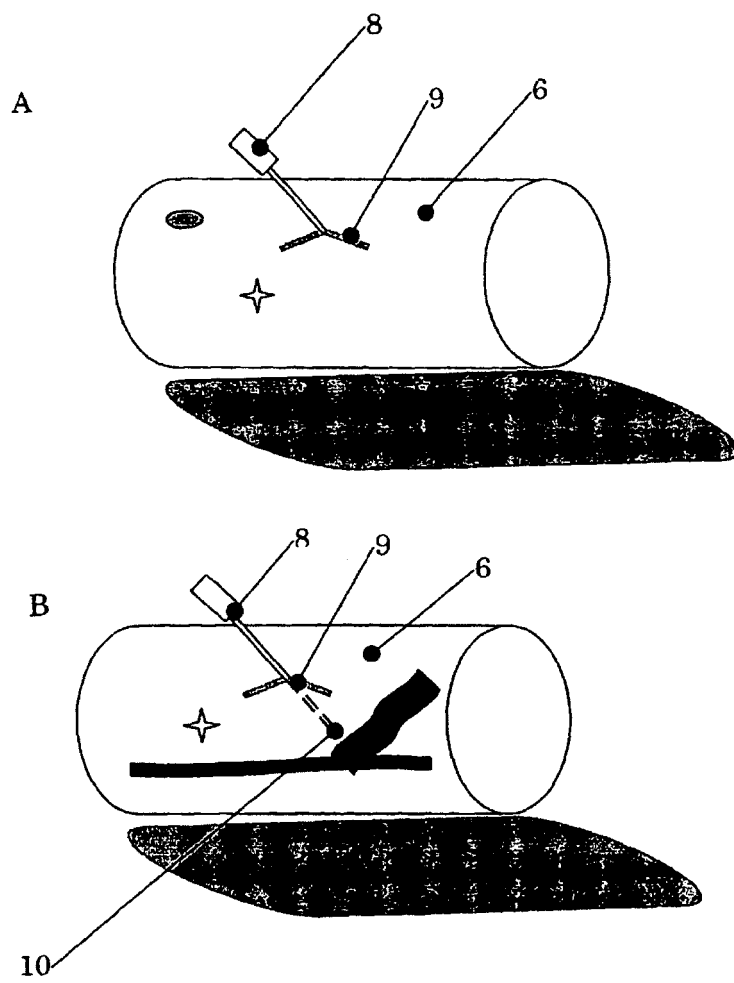


Figura 12

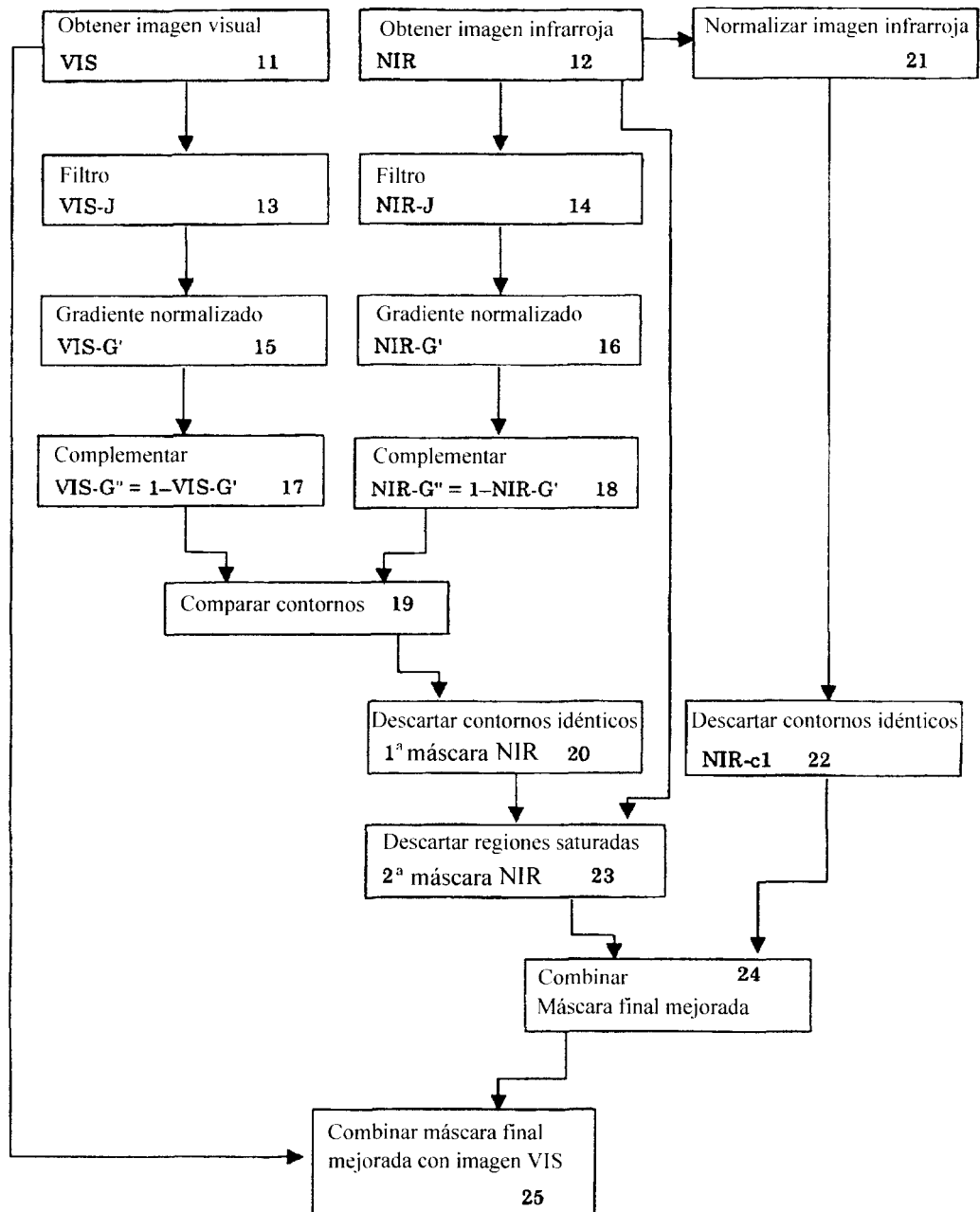
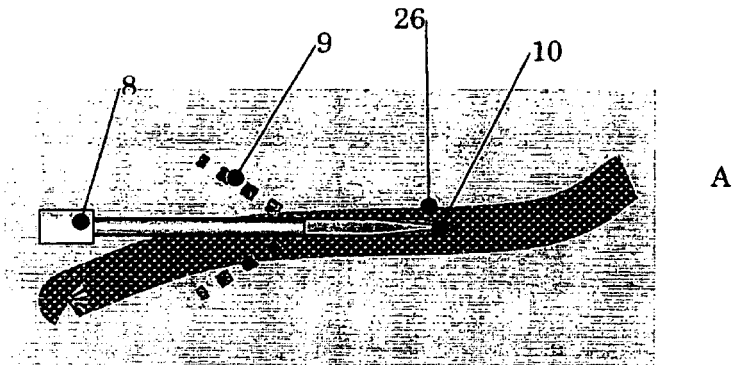
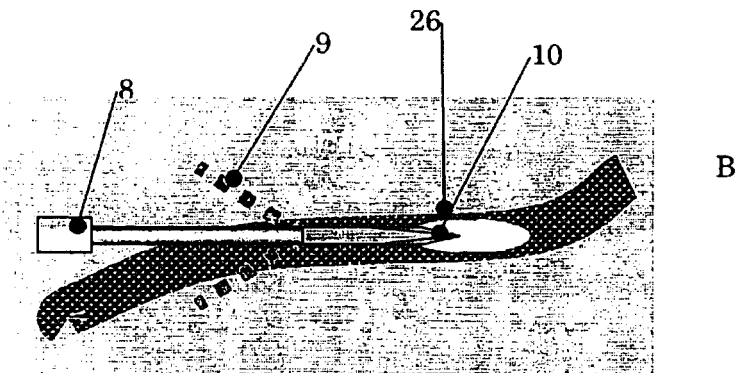


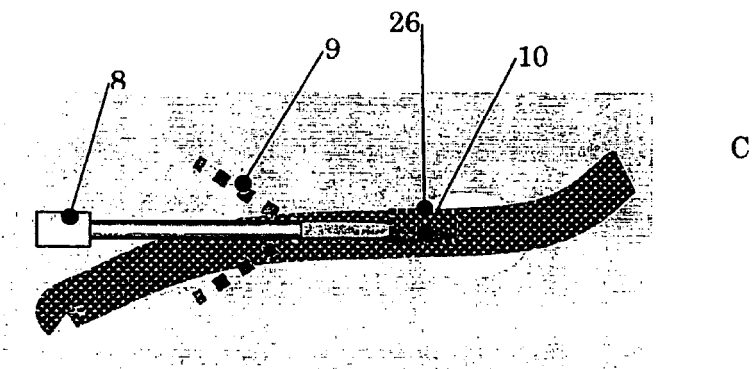
Figura 13



A



B



C