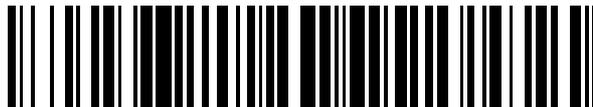


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 642 770**

51 Int. Cl.:

A61B 5/1455 (2006.01)

A61B 5/1459 (2006.01)

A61B 1/06 (2006.01)

A61B 5/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.03.2012 E 12160333 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.09.2017 EP 2505140**

54 Título: **Aparato de medición de información sanguínea**

30 Prioridad:

01.04.2011 JP 2011081754

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

20.11.2017

73 Titular/es:

**FUJIFILM CORPORATION (100.0%)
26-30 Nishiazabu 2-chome
Minato-kuTokyo, JP**

72 Inventor/es:

**YAMAGUCHI, HIROSHI y
SAITO, TAKAAKI**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 642 770 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

Aparato de medición de información sanguínea

5 **Antecedentes de la invención****1. Campo de la invención**

10 La presente invención se refiere a un aparato de medición de información sanguínea para medir un nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina a partir de una señal de imagen de un vaso sanguíneo.

2. Descripción relacionada con la técnica anterior

15 Los endoscopios se usan ampliamente para la observación de una lesión localizada en el interior de un cuerpo humano. El endoscopio está provisto de una sección de inserción para introducirse en el cuerpo humano, y una sección de manipulación para dirigir la sección de inserción. La sección de inserción tiene una ventana de iluminación y una ventana de formación de imágenes en su extremo distal. Una parte de cuerpo interna se muestra a través de la ventana de formación de imágenes mientras que se ilumina con luz a través de la ventana de iluminación y se muestra una imagen endoscópica obtenida en un monitor.

20 Como una fuente de luz del endoscopio está disponible convencionalmente una fuente de luz blanca, tal como una lámpara de xenón o una lámpara de haluro de metal. Además, existe un método, recientemente en el centro de atención, en el que se usa la luz (la luz de banda estrecha) de una banda de longitud de onda estrecha como luz de iluminación para facilitar el descubrimiento de la lesión (véase la publicación de solicitud de patente de Estados Unidos n.º 2008/0281154 correspondiente a la patente japonesa N.º 3583731).

Además, se estudia un método para medir la información de la sangre que fluye a través de un vaso sanguíneo, por ejemplo, un nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina, un flujo de sangre, y similares (véase la publicación abierta a inspección pública de patente japonesa N.º 06-315477). En este método, el vaso sanguíneo se extrae de la imagen endoscópica capturada bajo la luz de banda estrecha, y la información sanguínea se obtiene a partir de una señal de imagen. Este método usa la luz de iluminación de cada banda de longitud de onda de 300 a 400 nm, en la proximidad de 400 nm, 400 a 500 nm, 500 a 600 nm, 450 a 850 nm y similares. Tomando el caso de medir el nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina como ejemplo, se elige una banda de longitud de onda óptima de las cinco bandas de longitud de onda de acuerdo con la parte de cuerpo interna a examinar. En esta banda de longitud de onda elegida, se usan dos longitudes de onda como un conjunto de longitudes de onda, que incluye una longitud de onda de medición en la que la absorbancia varía mucho con el nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina y una longitud de onda de referencia en la que la absorbancia apenas varía. Dos tipos de luz que tienen diferentes longitudes de onda se aplican sucesivamente a la parte de cuerpo interna. A continuación, se corrige una señal de imagen obtenida bajo la luz de la longitud de onda de medición usando una señal de imagen obtenida bajo la luz de la longitud de onda de referencia, con el fin de calcular el nivel de saturación de oxígeno de la sangre a través del vaso sanguíneo.

45 Por cierto, cómo penetra la luz profunda en el tejido humano depende de una banda de longitud de onda de la luz. Aprovechando esta propiedad, puede inspeccionarse la profundidad de una lesión tal como el cáncer. Más específicamente, la conmutación entre los conjuntos de longitudes de onda hace posible medir el nivel de saturación de oxígeno de la sangre que fluye a través de los vasos sanguíneos en diferentes capas de la mucosa desde una superficie mucosa hasta una capa submucosa. Esto permite la inspección de la profundidad o la extensión del cáncer.

50 La publicación abierta a inspección pública de patente japonesa N.º 06-315477 no desvela específicamente la temporización de conmutación de los conjuntos de longitudes de onda. Si la conmutación se realiza manualmente, se requiere una operación complicada. Además, ya que la conmutación manual tiende a tomar mucho tiempo, la parte observada podría moverse. En el caso de una conmutación automática, por el contrario, la conmutación se realiza incluso durante la observación de una parte normal en la que no se requiere conmutación. De este modo, el nivel de saturación de oxígeno se calcula en vano. El documento US-A-5 001 556 desvela un aparato de medición de información sanguínea en el que el elemento ajustable de longitud de onda está realizado por una rueda giratoria que tiene una pluralidad de filtros de longitud de onda que forman dos conjuntos de longitudes de onda. Este aparato de la técnica anterior muestra imágenes que muestran las cantidades de SO₂ y hemoglobina de los respectivos grupos de longitudes de onda y, comparando las diferencias entre las imágenes, pueden observarse y desarrollarse variaciones de las cantidades de SO₂ y hemoglobina en la superficie extrema de la membrana de mucosa con la variación en el interior.

Sumario de la invención

65 Un objetivo de la presente invención es proporcionar un método y un aparato de medición de información sanguínea que pueda realizar la conmutación entre los conjuntos de longitudes de onda fácil y apropiadamente.

El aparato de medición de información sanguínea de acuerdo con la presente invención incluye las características de la reivindicación 1.

5 El conjunto longitud de onda incluye preferentemente al menos un tipo de luz de banda estrecha que tiene una longitud de onda en la que hay una diferencia en un coeficiente de absorción entre la hemoglobina oxigenada y la hemoglobina desoxigenada, y al menos un tipo de luz de banda estrecha que tiene una longitud de onda en la que no hay una diferencia en el coeficiente de absorción entre la hemoglobina oxigenada y la hemoglobina desoxigenada.

10 La sección de conmutación de conjunto longitud de onda puede conmutar sucesivamente entre los conjuntos de longitudes de onda para medir el nivel de saturación de oxígeno con cada conjunto de longitudes de onda, y después de esto elegir de nuevo el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías.

15 Uno de la pluralidad de conjuntos de longitudes de onda puede ser un conjunto de longitudes de onda superficiales que tiene la pluralidad de tipos de luz de banda estrecha en una banda de longitud de onda azul de 400 a 500 nm. El conjunto de longitudes de onda superficiales puede usarse como el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías.

20 El aparato de medición de información sanguínea puede incluir además una sección de detección de localización para detectar una localización de la parte de cuerpo interna dentro de un cuerpo. El conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías puede elegirse a partir de la pluralidad de conjuntos de longitudes de onda de acuerdo con esta localización. La sección de detección de localización puede detectar la localización de la parte de cuerpo interna aplicando un proceso de reconocimiento de imagen a una imagen de la parte de cuerpo interna.

25 La pluralidad de conjuntos de longitudes de onda puede incluir además un conjunto de longitudes de onda intermedias que tiene la pluralidad de tipos de luz de banda estrecha en una banda de longitud de onda verde de 500 a 600 nm. Cuando la sección de detección de localización detecta que la parte de cuerpo interna está localizada en el esófago o en el intestino grueso, el conjunto de longitudes de onda superficiales puede elegirse como el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías. Cuando la sección de detección de localización detecta que la parte de cuerpo interna está localizada en el estómago, el conjunto de longitudes de onda intermedias puede elegirse como el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías. La sección de iluminación puede emitir luz blanca en una banda de longitud de onda ancha como la luz de iluminación. El elemento de cambio de banda de longitud de onda puede estar dispuesto en la sección de iluminación para estrechar la banda de longitud de onda de la luz de iluminación o puede estar dispuesto en la sección de formación de imágenes para estrechar la banda de longitud de onda de la luz reflejada.

40 El monitor puede mostrar los resultados de cálculo del nivel de saturación de oxígeno obtenidos simultáneamente con la conmutación entre la pluralidad de conjuntos de longitudes de onda de una manera en mosaico o por separado en diferentes pantallas sobre una base de conjunto de longitudes de onda.

Los conjuntos de longitudes de onda pueden incluir además un conjunto de longitudes de onda profundas que tenga la pluralidad de tipos de luz de banda estrecha en una banda de longitud de onda roja de 600 a 1000 nm.

45 El aparato de medición de información sanguínea puede incluir además un conmutador de modo para conmutar entre un modo normal y un modo especial. En el modo normal, puede aplicarse luz blanca en una banda de longitud de onda ancha a la parte de cuerpo interna, y puede producirse una imagen a partir de la señal de imagen obtenida bajo la luz blanca y mostrarse en el monitor. En el modo especial, puede calcularse el nivel de saturación de oxígeno y puede mostrarse un resultado del cálculo en el monitor.

50 De acuerdo con la presente invención, la conmutación entre la pluralidad de conjuntos de longitudes de onda puede realizarse fácil y apropiadamente de acuerdo con la información sanguínea medida. Por lo tanto, es posible medir fácilmente la información sanguínea con respecto a la dirección de profundidad del tejido.

Breve descripción de los dibujos

55 Para una comprensión más completa de la presente invención, y de la ventaja de la misma, se hace referencia a continuación a las siguientes descripciones tomadas junto con los dibujos adjuntos, en los que:

60 la figura 1 es una vista externa de un aparato de medición de información sanguínea;
 la figura 2 es un diagrama de bloques del aparato de medición de información sanguínea;
 la figura 3 es una vista explicativa de un filtro de color de una disposición de Bayer;
 la figura 4 es una gráfica que muestra los espectros de sensibilidad de cada uno de los píxeles R, G y B de un CCD;
 la figura 5 es un diagrama de bloques de un procesador de imágenes;
 65 la figura 6 es una gráfica que muestra los espectros de absorción de la hemoglobina oxigenada y de la hemoglobina desoxigenada;

la figura 7 es una gráfica que muestra un ejemplo de los datos de referencia;
 la figura 8 es un diagrama de bloques que muestra la estructura de una CPU de un dispositivo procesador;
 la figura 9 es un ejemplo de una tabla de conjunto de longitudes de onda;
 la figura 10 es una vista explicativa que muestra una profundidad en la que penetra la luz de cada conjunto de
 5 longitudes de onda;
 la figura 11 es un diagrama de temporización de conmutación entre los conjuntos de longitudes de onda;
 la figura 12A es una vista explicativa que muestra un ejemplo de imágenes de saturación de oxígeno de cáncer
 temprano capturadas con la luz de cada conjunto de longitudes de onda;
 la figura 12B es una vista explicativa que muestra un ejemplo de imágenes de saturación de oxígeno de cáncer
 10 avanzado capturadas con la luz de cada conjunto de longitudes de onda;
 la figura 13 es un diagrama de flujo de un proceso de operación en un modo especial; y
 la figura 14 es un diagrama de bloques de un procesador de imágenes de acuerdo con una segunda realización.

Descripción de las realizaciones preferidas

15 Como se muestra en la figura 1, un aparato de medición de información sanguínea 2 está constituido de un
 endoscopio electrónico 10, un dispositivo procesador 11, y un dispositivo de fuente de luz 12. Como es ampliamente
 conocido, el endoscopio electrónico 10 incluye una sección de inserción flexible 13 para introducirse en un cuerpo de
 un paciente, una sección de manipulación 14 acoplada a un extremo de base de la sección de inserción 13, un
 20 conector 15 conectado al dispositivo procesador 11 y al dispositivo de fuente de luz 12, y un cable universal 16 para
 conectarse entre la sección de manipulación 14 y el conector 15. Obsérvese que, el aparato de medición de
 información sanguínea 2 es idéntico a un aparato de endoscopia electrónico bien conocido, excepto en que un
 procesador de imágenes y una CPU del dispositivo procesador 11 tienen la función adicional de medir la información
 sanguínea.

25 La sección de manipulación 14 se proporciona con diversos miembros de operación, incluyendo una manija en
 ángulo para plegar de manera flexible una parte de extremo distal 17 de la sección de inserción 13 hacia arriba y
 hacia abajo y de lado a lado, un botón de suministro de aire/agua para expulsar aire y agua de una boquilla de
 suministro de aire/agua, un botón de liberación para capturar una imagen de observación fija (imagen endoscópica)
 30 y similares.

La sección de manipulación 14 tiene una entrada de instrumento médico en su lado de extremo delantero. En la
 entrada de instrumento médico, se inserta un instrumento médico tal como un fórceps o un cauterio eléctrico. La
 entrada de instrumento médico está acoplada a una salida de instrumento médico dispuesta en la parte de extremo
 35 distal 17 a través de un canal proporcionado en la sección de inserción 13.

El dispositivo procesador 11 está conectado eléctricamente al dispositivo de fuente de luz 12 con un cable, y realiza
 un control centralizado del aparato de medición de información sanguínea 2. El dispositivo procesador 11 suministra
 alimentación al endoscopio electrónico 10 a través de un cable de transmisión de encaminado a través del cable
 40 universal de 16 y de la sección de inserción 13, y controla la operación de un CCD 33 (véase la figura 2)
 proporcionado en la parte de extremo distal 17. El dispositivo procesador 11 recibe una señal de imagen emitida
 desde el CCD 33 a través del cable de transmisión, y se aplican diversos procesos a la señal de imagen recibida
 para producir unos datos de imagen. Los datos de imagen producidos en el dispositivo procesador 11 se envían a un
 monitor 18 conectado al dispositivo procesador 11 con un cable, de tal manera que una imagen de observación se
 45 muestra en una pantalla del monitor 18.

El aparato de medición de información sanguínea 2 tiene un modo normal para observar una parte de cuerpo interna
 bajo iluminación con luz blanca, y un modo especial para calcular la información sanguínea con la aplicación de luz
 de banda estrecha a la parte de cuerpo interna. La conmutación de modo se realiza operando un conmutador de
 50 modo 19. El aparato de medición de información sanguínea 2 se pone automáticamente en el modo normal
 inmediatamente después de encender la alimentación mediante una orden del dispositivo procesador 11.

En la figura 2, la parte de extremo distal 17 tiene una ventana de formación de imágenes 30, una ventana de
 iluminación 31, y similares. El CCD 33 para mostrar el interior del cuerpo está dispuesto en el rebaje de la ventana
 55 de formación de imágenes 30 a través del medio de un sistema óptico objetivo 32 que incluye un grupo de lentes y
 un prisma. La luz de iluminación se emite desde el dispositivo de fuente de luz 12 y se guía a través de una guía de
 luz 34 encaminada a través del cable universal 16 y de la sección de inserción 13 y se aplica a través de una lente
 de iluminación 35 y de la ventana de iluminación 31 a la parte de cuerpo interna.

60 La luz de iluminación se refleja desde la parte de cuerpo interna, e incide en el CCD 33 a través de la ventana de
 formación de imágenes 30 y el sistema óptico objetivo 32. El CCD 33 realiza la conversión fotoeléctrica de la luz
 reflejada, y emite la señal de imagen. En un plano de formación de imágenes del CCD 33, se forma un filtro de color
 que tiene una pluralidad de segmentos de color, por ejemplo, un filtro de color primario RGB (rojo, verde y azul) 36
 de una disposición Bayer, como se muestra en la figura 3. La figura 4 muestra los espectros de sensibilidad de cada
 65 uno de los píxeles R, G y B del CCD 33 atribuibles a la transmitancia espectral del filtro de color primario 36 y a la
 sensibilidad espectral de los propios píxeles. El píxel R tiene un pico de sensibilidad en la proximidad de 600 nm. El

píxel G tiene un pico de sensibilidad en la proximidad de 530 nm. El píxel B tiene un pico de sensibilidad en la proximidad de 460 nm. El píxel R tiene una sensibilidad espectral amplia y es sensible a la luz que tiene longitudes de onda incluso en un intervalo de infrarrojos en la proximidad de 1000 nm.

5 Un procesador secundario analógico (AFE) 37 incluye un circuito de muestreo doble correlacionado (CDS), un controlador automático de ganancia (AGC), y un convertidor de analógico a digital (A/D). El CDS aplica un proceso de muestreo doble correlacionado a la señal de imagen emitida desde el CCD 33, para eliminar el ruido de reinicio y el ruido de amplificación que se producen en el CCD 33. El AGC amplifica la señal de imagen después de la eliminación del ruido por el CDS con una ganancia (factor de amplificación) especificada por el dispositivo
10 procesador 11. El A/D convierte la señal de imagen amplificada por el AGC en una señal digital de un número de bits predeterminado. La señal de imagen digitalizada por el A/D se introduce a través del cable de transmisión a un procesador de imágenes 49 del dispositivo procesador 11.

15 Un controlador de CCD 38 genera un pulso de accionamiento (un pulso de exploración vertical/horizontal, un pulso de obturador electrónico, un pulso de lectura, un pulso de reinicio, y similares) del CCD 33 y un pulso de sincronización del AFE 37. El CCD 33 realiza la operación de captura de imágenes en respuesta al pulso de accionamiento procedente del controlador de CCD 38, y emite la señal de imagen. Cada parte del AFE 37 opera basándose en el pulso de sincronización procedente del controlador de CCD 38.

20 Después de que se conecte el endoscopio electrónico 10 al dispositivo procesador 11, una CPU 39 acciona el controlador de CCD 38 en respuesta a una orden de inicio de operación procedente de una CPU 45 del dispositivo procesador 11, y ajusta la ganancia del AGC del AFE 37 a través del controlador de CCD 38.

25 La CPU 45 realiza un control centralizado de la totalidad del dispositivo de procesador 11. La CPU 45 está conectada a cada parte a través de un bus de datos, un bus de direcciones y unas líneas de control (todos no mostrados). Una ROM 46 almacena diversos programas (SO, programas de aplicación y similares) y datos (datos gráficos y similares) para controlar la operación del dispositivo procesador 11. La CPU 45 lee los programas y los datos necesarios de la ROM 46, y carga los programas en una RAM 47 que es una memoria de trabajo, y ejecuta los programas en secuencia. La CPU 45 también obtiene información variando desde un examen a un examen, tales
30 como datos de texto que incluyen una fecha de examen, el nombre de un paciente y el nombre de un médico desde un panel de operaciones del dispositivo procesador 11 o a través de una red, por ejemplo, una LAN (red de área local), y escribe la información en la RAM 47.

35 Una unidad de operación 48 es un dispositivo de entrada bien conocido, que incluye el panel de operaciones proporcionado en un armario del dispositivo procesador 11, un ratón y un teclado. La CPU 45 opera cada parte en respuesta a las señales de operación procedentes de la unidad de operación 48 y desde el botón de liberación y el conmutador de modo 19 proporcionados en la sección de manipulación 14 del endoscopio electrónico 10.

40 El procesador de imágenes 49 calcula la información sanguínea, como se describe más adelante en detalle, además de someter la señal de imagen introducida desde el endoscopio electrónico 10 a diversos procesos de imagen, tales como la interpolación de color, ajuste de balance de blancos, corrección gamma, mejora de la imagen, reducción de ruido de imagen y conversión de color.

45 Un controlador de visualización 50 recibe los datos gráficos de la ROM 46 y de la RAM 47 a través de la CPU 45. Los datos gráficos incluyen una máscara de visualización para cubrir un área de píxeles ineficaz de la imagen de observación para exponer solamente un área de píxeles eficaz, los datos de texto tales como la fecha del examen, el nombre del paciente, el nombre del médico, un nombre de modo de examen elegido en la actualidad, una interfaz gráfica de usuario (GUI) y similares. El controlador de visualización 50 realiza diversos procesos de control de visualización. Más específicamente, el controlador de visualización 50 superpone la máscara de visualización, los
50 datos de texto y la GUI en una imagen procedente del procesador de imágenes 49, y dibuja la imagen después del proceso de superposición en la pantalla del monitor 18.

El controlador de visualización 50 tiene una memoria de fotograma para almacenar temporalmente la imagen procedente del procesador de imágenes 49. El controlador de visualización 50 lee la imagen procedente de la memoria de fotograma, y convierte la imagen leída en una señal de vídeo (señal de componente, señal compuesta, y similares) compatible con un formato de visualización del monitor 18. Por lo tanto, la imagen de observación se muestra en el monitor 18.

60 Además de los componentes descritos anteriormente, el dispositivo procesador 11 está provisto de un circuito de compresión para comprimir las imágenes en un formato de compresión predeterminado (por ejemplo, un formato JPEG), una interfaz de medios para escribir la imagen comprimida en un medio extraíble, tales como una tarjeta CF, un disco magneto-óptico (MO) o un CD-R, una interfaz de red para controlar la transmisión de diversos tipos de datos a través de una red tal como la LAN y similares. El circuito de compresión, la interfaz de medios y la interfaz de red están conectados a la CPU 45 a través del bus de datos.

65 El dispositivo de fuente de luz 12 tiene una primera fuente de luz 55 y una segunda fuente de luz 56. Las fuentes de

luz primera y segunda 55 y 56 tienen una estructura idéntica, y tienen una lámpara de xenón, una lámpara halógena, un LED blanco (diodo emisor de luz) o similares que emiten luz blanca de una banda de longitud de onda ancha que se extiende desde el azul al rojo, por ejemplo, desde 400 nm a 1000 nm. Como alternativa, como las fuentes de luz primera y segunda 55 y 56, puede usarse otra fuente de luz que emita la luz blanca mezclando la luz láser
 5 semiconductor que es una luz de excitación azul o ultravioleta con una fluorescencia de color verde a amarillo a rojo emitida desde un fósforo por excitación.

Las fuentes de luz primera y segunda 55 y 56 se accionan por los controladores de fuente de luz 57 y 58, respectivamente. Una lente de condensador 59 recoge la luz emitida desde la primera fuente de luz 55 y conduce la
 10 luz hacia una guía de luz 34a dispuesta en un lado de salida de luz de la primera fuente de luz 55. Una lente de condensador 60 recoge la luz emitida desde la segunda fuente de luz 56 y conduce la luz hacia una guía de luz 34b dispuesta en un lado de salida de luz de la segunda fuente de luz 56. Las guías de luz 34a y 34b están acopladas a la única guía de luz 34 por medio de un acoplador 61. Un tope de abertura variable 62 está dispuesto entre la lente de condensador 59 y la guía de luz 34a para ajustar la cantidad de luz incidente sobre una entrada de luz de la guía
 15 de luz 34a y un tope de abertura variable 63 está dispuesto entre la lente de condensador 60 y la guía de luz 34b para ajustar la cantidad de luz incidente sobre una entrada de luz de la guía de luz 34b. En lugar de proporcionar el acoplador 61, cada una de las dos fuentes de luz 55 y 56 puede estar provista de una guía de luz, para transmitir la luz por separado a la ventana de iluminación 31.

Un elemento ajustable de longitud de onda 64 está dispuesto entre la segunda fuente de luz 56 y la lente de condensador 60. El elemento ajustable de longitud de onda 64 se acciona por un controlador de elemento 65 para conmutar una banda de longitud de onda de la luz a transmitirse a su través. Como elemento ajustable de longitud de onda 64, puede usarse un etalon en el que la operación de un accionador, por ejemplo un elemento piezoeléctrico, varía una distancia superficial entre dos placas fabricadas de filtros reflectantes altos, con el fin de
 20 controlar la banda de longitud de onda de la luz a transmitir. En otro caso, puede usarse un filtro ajustable de cristal líquido en el que un filtro birrefringente y una celda de cristal líquido nemática se intercalan entre los filtros de polarización, y varían una tensión impresionada en la celda de cristal líquido que controla la banda de longitud de onda de la luz a transmitir. En otro caso adicional, puede usarse un filtro rotativo en el que se combinan una pluralidad de filtros de interferencia (filtros de etapa de banda) como el elemento ajustable de longitud de onda 64.

Una CPU 66 del dispositivo de fuente de luz 12 se comunica con la CPU 45 del dispositivo procesador 11. La CPU 66 realiza el control de encendido y apagado de la luz láser a partir de cada fuente de luz individual 55, 56 y el control de cantidad de luz por cada tope de abertura variable individual 62, 63 a través de los controladores de fuente de luz 57 y 58. Además, la CPU 66 controla la operación del elemento ajustable de longitud de onda 64 a
 35 través del accionador de elementos 65.

Cuando se elige el modo normal, la CPU 45 controla la operación del controlador de fuente de luz 57 a través de la CPU 66 con el fin de encender solo la primera fuente de luz 55. Por lo tanto, se aplica solo la luz blanca a la parte de cuerpo interna. Cuando se elige el modo especial, se enciende la segunda fuente de luz 56, mientras que se apaga la primera fuente de luz 55. Por lo tanto, solo la luz de banda estrecha filtrada a través del elemento ajustable de longitud de onda 64 se aplica a la parte de cuerpo interna.
 40

Como se muestra en la figura 5, el procesador de imágenes 49 tiene una sección de determinación de área de vaso sanguíneo 71, una sección de cálculo de información sanguínea (sección de cálculo de nivel de saturación de oxígeno) 70, y una sección de producción de imágenes de información sanguínea (sección de producción de imágenes de saturación de oxígeno) 73. La sección de determinación de área de vaso sanguíneo 71 analiza la imagen introducida desde el AFE 37 y determina (extrae) un área de un vaso sanguíneo en la imagen haciendo referencia, por ejemplo, a la diferencia en un valor de luminancia entre el área de vaso sanguíneo y la otra área. La sección de cálculo de información sanguínea 70 calcula la información sanguínea a partir de la señal de imagen del área de vaso sanguíneo determinada. La información sanguínea incluye un nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina, un flujo sanguíneo, una profundidad del vaso sanguíneo, y similares. En la realización de acuerdo con la invención, se mide el nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina.
 45
 50

Como se muestra en la figura 6, un coeficiente de absorción μ_a de la hemoglobina varía con una longitud de onda de la luz de iluminación. El coeficiente de absorción μ_a representa la magnitud (absorbancia) de la luz absorbida por la hemoglobina, y es un coeficiente de una expresión $I_0 \exp(-\mu_a X x)$, que representa la atenuación de la luz aplicada a la hemoglobina. Obsérvese que, I_0 indica la intensidad de la luz de iluminación, y x (cm) indica la profundidad para los vasos sanguíneos a partir de una superficie de la parte de cuerpo interna.
 55

Un espectro de absorción de la hemoglobina desoxigenada Hb que no está unido al oxígeno es diferente del de la hemoglobina oxigenada HbO que está unido al oxígeno. La hemoglobina desoxigenada Hb y la hemoglobina oxigenada HbO tienen los coeficientes de absorción μ_a diferentes excepto en los puntos isosbéticos (puntos de intersección del espectro de absorción de la Hb y la HbO) en los que la hemoglobina desoxigenada Hb y la hemoglobina oxigenada HbO tienen el mismo coeficiente de absorción μ_a .
 60
 65

La diferencia en el coeficiente de absorción μ_a provoca una variación en la intensidad de la luz reflejada, incluso si una luz de la misma intensidad y la misma longitud de onda se aplica al mismo vaso sanguíneo. Si se aplica una luz de la misma intensidad y diferentes longitudes de onda, la intensidad de la luz reflejada varía, debido a que el coeficiente de absorción μ_a depende de la longitud de onda. Por esta razón, el análisis de una pluralidad de imágenes capturadas bajo una irradiación con una pluralidad de tipos de luz de banda estrecha de diferentes bandas de longitudes de onda hace posible obtener una relación entre la hemoglobina oxigenada y la hemoglobina desoxigenada en el vaso sanguíneo, es decir, la información del nivel de saturación de oxígeno.

La sección de cálculo de información sanguínea 70 tiene una memoria de fotograma (no mostrada) que almacena temporalmente la pluralidad de imágenes capturadas bajo la pluralidad de tipos de luz de banda estrecha de diferentes bandas de longitud de onda. La sección de cálculo de información sanguínea 70 lee cada imagen de la memoria de fotograma y calcula los parámetros de imagen, por ejemplo, la absorbancia mediante varias operaciones aritméticas, usando la señal de imagen del área de vaso sanguíneo determinada en cada imagen por la sección de determinación de área de vaso sanguíneo 71, por ejemplo, a partir de una relación o diferencia en la señal de imagen (valor de píxel) del mismo pigmento entre fotogramas. A modo de ejemplo, cuando se aplica sucesivamente a la parte de cuerpo interna una primera a tercera luz de banda estrecha y se calcula el nivel de saturación de oxígeno a partir de los fotogramas primero a tercero G1 a G3 capturados bajo la luz de banda estrecha primera a tercera, la sección de cálculo de información sanguínea 70 calcula G1/G3 y G2/G3 como los parámetros de imagen.

Los datos de referencia 72 incluyen una función o una tabla de datos que representa la relación entre los parámetros de imagen y el nivel de saturación de oxígeno, como se muestra en la figura 7, en una base de conjunto de longitudes de onda. La relación entre los parámetros de imagen y el nivel de saturación de oxígeno se obtiene de antemano mediante experimentos y similares. La sección de cálculo de información sanguínea 70 obtiene el nivel de saturación de oxígeno correspondiente a los parámetros de imagen a partir de los datos de referencia 72 mediante la sustitución de los parámetros de imagen calculados en la función o una búsqueda en la tabla de datos. A continuación, se emite un resultado del cálculo del nivel de saturación de oxígeno a la sección de producción de imágenes de información sanguínea 73 y a la CPU 45.

La sección de producción de imágenes de información sanguínea 73 produce una imagen de saturación de oxígeno en la que el resultado del cálculo se refleja basándose en un mapa de colores para mostrar el resultado del cálculo de la sección de cálculo de información sanguínea 70 con colores artificiales. La imagen de saturación de oxígeno tiene datos de texto de un valor del nivel de saturación de oxígeno, que la sección de cálculo de información sanguínea 70 calcula a partir de los datos de referencia 72. De acuerdo con el mapa de colores, por ejemplo, el cian se asigna a una región hipóxica que tiene un nivel de saturación de oxígeno relativamente bajo. El magenta se asigna a una región media que tiene un nivel de saturación de oxígeno medio, y el amarillo se asigna a una región hiperóxica que tiene el nivel de saturación de oxígeno relativamente alto.

Como se muestra en la figura 8, ejecutando el programa almacenado en la ROM 46 hace que la CPU 45 funcione como una sección de comparación 80 y una sección de conmutación de conjuntos de longitudes de onda 81. La sección de comparación 80 compara el resultado del cálculo del nivel de saturación de oxígeno a partir de la sección de cálculo de información sanguínea 70 con un valor umbral TH almacenado de antemano en la ROM 46. El valor umbral TH se establece en un valor que indica un tejido canceroso típico y se determina a partir de datos de examen acumulados en el pasado. Cuando el resultado del cálculo del nivel de saturación de oxígeno es el valor umbral TH o más, la sección de comparación 80 juzga que no existe tejido canceroso y no realiza ningún examen adicional (medición). Por otra parte, cuando el resultado del cálculo del nivel de saturación de oxígeno es menor que el valor umbral TH, la sección de comparación 80 juzga que existe tejido canceroso. En este caso, la sección de comparación 80 emite una señal de detección de región hipóxica, que indica la existencia del tejido canceroso, a la sección de conmutación de conjuntos de longitudes de onda 81, y continúa el examen adicional del tejido canceroso.

La sección de conmutación de conjuntos de longitudes de onda 81 elige uno de los conjuntos de longitudes de onda cada uno de los cuales incluye una pluralidad de tipos de luz de banda estrecha usado para el cálculo del nivel de saturación de oxígeno, a partir de una tabla de conjuntos de longitudes de onda 82 de la figura 9 almacenada en la ROM 46. En la tabla de conjuntos de longitudes de onda 82, se almacenan anteriormente los conjuntos de longitudes de onda que son adecuados para el cálculo del nivel de saturación de oxígeno del vaso sanguíneo en cada capa superficial, intermedia y profunda. Cada conjunto de longitudes de onda incluye la pluralidad de tipos de luz de banda estrecha que penetran adecuadamente en una profundidad objetivo. Además, al menos uno de la pluralidad de tipos de luz de banda estrecha tiene una banda de longitud de onda elegida entre las longitudes de onda en las que el coeficiente de absorción μ_a de la hemoglobina oxigenada difiere mucho del de la hemoglobina desoxigenada. Al menos otro de la pluralidad de tipos de luz de banda estrecha tiene una banda de longitud de onda elegida a partir de las longitudes de onda de los puntos isosbéticos sin tener la diferencia en el coeficiente de absorción μ_a . A modo de ejemplo, un conjunto de longitudes de onda superficiales incluye una luz de banda estrecha de 405 nm (punto isosbético), 445 nm y 473 nm elegida entre una banda de longitud de onda relativamente corta de 400 a 500 nm. Un conjunto de longitudes de onda profundas incluye una luz de banda estrecha de 680 nm, 805 nm (punto isosbético) y 950 nm que está cerca de la luz infrarroja seleccionada a partir de una banda de longitud de onda de 600 a 1000 nm. Un conjunto de longitudes de onda intermedias incluye una luz de banda estrecha de 540 nm, 550

nm y 580 nm elegida a partir de una banda de longitud de onda de 500 a 600 nm. Como se muestra en la figura 10, la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda superficiales alcanza una profundidad del orden de varias decenas de micrómetros de una superficie de mucosa. La luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda intermedias alcanza una profundidad de varias decenas a diversos cientos de micrómetros, que es más profunda que la profundidad que alcanza el conjunto de longitudes de onda superficial. La luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda profundas alcanza una profundidad desde una mucosa muscular hasta una capa submucosa. Obsérvese que, cada conjunto de longitudes de onda incluye tres tipos de luz de banda estrecha en esta realización, pero puede incluir en su lugar dos o cuatro o más tipos de luz de banda estrecha.

Como se muestra en la figura 11, cuando el aparato de medición de información sanguínea 2 se pone en el modo especial mediante la operación del conmutador de modo 19, la sección de conmutación de conjuntos de longitudes de onda 81 elige el conjunto de longitudes de onda superficiales como un conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías para detectar la región hipóxica (región anómala). La CPU 66 del dispositivo de fuente de luz 12 controla la operación del elemento ajustable de longitud de onda 64 de tal manera que los tres tipos de luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda superficiales se emiten sucesivamente en una unidad de un período de acumulación de carga del CCD 33. Tras la introducción de la señal de detección de región hipóxica de la sección de comparación 80, la sección de conmutación de conjuntos de longitudes de onda 81 emite a la CPU 66 unas señales que indican la conmutación del conjunto de longitudes de onda superficiales al conjunto de longitudes de onda intermedias y la conmutación del conjunto de longitudes de onda intermedias al conjunto de longitudes de onda profundas. Por lo tanto, la CPU 66 controla la operación del elemento ajustable de longitud de onda 64 de tal manera que la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda intermedias y después de esto la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda profundas se emiten sucesivamente en la unidad del período de acumulación de carga del CCD 33. Después de la emisión de la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda profundas, se aplica de nuevo la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda superficiales que es el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías. El orden de conmutación del conjunto de longitudes de onda intermedia y del conjunto de longitudes de onda de profundidad puede ser opuesto.

Una imagen de saturación de oxígeno Gb se obtiene bajo la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda superficial, y desencadena la emisión de la señal de detección de región hipóxica. Una imagen de saturación de oxígeno Gg se obtiene bajo la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda intermedias. Una imagen de saturación de oxígeno Gr se obtiene bajo la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda profundas. Estas imágenes de saturación de oxígeno Gb, Gg y Gr muestran la información del nivel de saturación de oxígeno de la parte de cuerpo interna, que la sección de comparación 80 juzga para ser la región hipóxica, con respecto a una dirección de profundidad. El controlador de visualización 50 muestra de manera simultánea las imágenes de saturación de oxígeno Gb, Gg y Gr en el monitor 18 de una manera en mosaico o por separado en diferentes pantallas. La visualización simultánea y la visualización por separado pueden conmutarse manual o automáticamente una vez cada tiempo predeterminado. Esto facilita la comparación entre las imágenes y el diagnóstico suave.

La CPU 45 escribe en la ROM 46 o en el medio extraíble las imágenes de saturación de oxígeno Gb, Gg, y Gr en un estado de asociarse entre sí.

Como es ampliamente conocido, el tejido canceroso induce el crecimiento de los vasos sanguíneos (angiogénesis) mediante la secreción de diversos factores de crecimiento tal como un factor de crecimiento endotelial vascular (VEGF), siendo un importante contribuyente a la angiogénesis. El VEGF puede inducir el crecimiento capilar (neovascularización) y aumentar un flujo sanguíneo en el tejido canceroso, para compensar la falta de oxígeno y otros nutrientes esenciales necesarios para la propagación o metástasis del tejido canceroso. Una red neovascular que incluye los capilares recién formados crece hacia dentro desde el tejido canceroso y está conectada a un vaso sanguíneo grueso. Por lo tanto, el propio tejido canceroso tiene el nivel de saturación de oxígeno relativamente bajo (región hipóxica), mientras que una región de los capilares recién formados que rodean el tejido canceroso tiene el nivel de saturación de oxígeno relativamente alto (región hiperóxica).

Como se muestra en la figura 12A, en el caso de un cáncer temprano el tejido está presente dentro de una superficie de mucosa y no invade la mucosa muscular, los capilares recién formados rodean el tejido canceroso en la capa superficial y en la capa intermedia. La imagen de saturación de oxígeno Gb del tejido canceroso y su entorno muestra, en general, una región intermedia hipóxica correspondiente al tejido canceroso y una región anular hiperóxica correspondiente a los capilares recién formados. La imagen de saturación de oxígeno Gg bajo la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda intermedias no muestra ninguna región correspondiente al tejido canceroso, mientras que muestra solo una región anular hiperóxica correspondiente a los capilares recién formados. La imagen de saturación de oxígeno Gr bajo la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda profundas no muestra ninguna variación en el nivel de saturación de oxígeno.

Por otro lado, en el caso de un cáncer avanzado, el tejido se extiende desde la superficie de la mucosa hasta la capa de submucosa, como se muestra en la figura 12B, la imagen de saturación de oxígeno Gb está casi ocupada con una región hipóxica correspondiente al tejido canceroso. La imagen de saturación de oxígeno Gg muestra una región intermedia hipóxica correspondiente al tejido canceroso y una región anular hiperóxica correspondiente a los

capilares recién formados, como con la imagen de saturación de oxígeno Gb de la figura 12A. La imagen de saturación de oxígeno Gr muestra solo una región anular hiperóxica correspondiente a los capilares recién formados.

5 Como ha descrito anteriormente, las regiones hipóxicas y hiperóxicas mostradas en las imágenes de saturación de oxígeno Gb, GG y Gr varían de acuerdo con la etapa del cáncer. Por lo tanto, la observación de las imágenes de saturación de oxígeno Gb, Gg, y Gr y el análisis de un patrón de las regiones hipóxicas y hiperóxicas permiten la comprensión de la etapa (profundidad) del cáncer.

10 A continuación, se describirá la operación del aparato de medición de información sanguínea 2 haciendo referencia a la figura 13. Al observar el interior del cuerpo del paciente con el endoscopio electrónico 10, se introduce la información relacionada con el paciente y similares y el inicio de un examen se ordena desde la unidad de operación 48. Después del inicio del examen, la sección de inserción 13 del endoscopio electrónico 10 se introduce en el cuerpo del paciente. Mientras que el interior del cuerpo del paciente se irradia con la luz de iluminación procedente del dispositivo de fuente de luz 12, el CCD 33 captura la imagen de observación del interior del cuerpo. La imagen de observación se muestra en el monitor 18.

20 Para ser más específicos, la señal de imagen emitida desde el CCD 33 se somete a diversos procesos en cada componente del AFE 37, y se introduce en el procesador de imágenes 49. El procesador de imágenes 49 aplica los diversos procesos de imagen a la señal de imagen introducida, y produce la imagen del interior del cuerpo. La imagen procesada por el procesador de imágenes 49 se introduce en el controlador de visualización 50. El controlador de visualización 50 realiza los diversos procesos de control de visualización de acuerdo con los datos gráficos. De este modo, la imagen de observación se muestra en el monitor 18.

25 Durante la observación del interior del cuerpo, se conmuta un modo de observación de acuerdo como sea necesario. Cuando la sección de inserción 13 del endoscopio electrónico 10 se introduce en el cuerpo del paciente, se elige el modo normal para realizar la operación de inserción con una vista amplia, en otras palabras, mientras se observa la imagen del interior del cuerpo capturada bajo la luz blanca. Cuando se descubre una lesión que necesita una inspección de detalle y se obtiene el nivel de saturación de oxígeno de la lesión, se elige el modo especial para obtener las imágenes de saturación de oxígeno capturadas con la luz de banda estrecha de las bandas de longitud de onda apropiadas. Cuando sea necesario, se captura la imagen fija operando el botón de liberación proporcionado en el endoscopio electrónico 10. Cuando se requiere algún tratamiento, se inserta un instrumento médico necesario en el canal del endoscopio electrónico 10 para realizar la eliminación de la lesión, la administración de un medicamento, y similares.

35 En el modo normal, la CPU 45 ordena a la CPU 66 encender la primera fuente de luz 55, por lo que se aplica la luz blanca desde la ventana de iluminación 31 a la parte de cuerpo interna.

40 Por otra parte, cuando se elige el modo especial mediante la operación del conmutador de modo 19, como se muestra en S10 de la figura 13, la sección de conmutación de conjuntos de longitudes de onda 81 elige el conjunto de longitudes de onda superficiales como el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías. La CPU 66 apaga la primera fuente de luz 55, y enciende la segunda fuente de luz 56. La CPU 66 controla la operación del elemento ajustable de longitud de onda 64, de tal manera que los tres tipos de luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda superficiales se emiten sucesivamente en la unidad del período de acumulación de carga del CCD 33. El CCD 33 capta la luz reflejada de la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías (S11).

50 En el procesador de imágenes 49, después de que la sección de determinación de área de vaso sanguíneo 71 determine el área del vaso sanguíneo, la sección de cálculo de información sanguínea 70 calcula el nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina en el vaso sanguíneo basándose en los datos de referencia 72 (S12). La sección de producción de imágenes de información sanguínea 73 produce la imagen de saturación de oxígeno basándose en el resultado del cálculo del nivel de saturación de oxígeno. La imagen de saturación de oxígeno se muestra en el monitor 18 (S13).

55 El resultado del cálculo del nivel de saturación de oxígeno se emite a la CPU 45 del dispositivo procesador 11. En la CPU 45, la sección de comparación 80 compara el resultado del cálculo del nivel de saturación de oxígeno con el valor umbral TH (S14).

60 Cuando el resultado del cálculo del nivel de saturación de oxígeno es igual o mayor que el valor umbral TH (NO en S14), el conjunto de longitudes de onda no se cambia. La captura de la imagen bajo la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda superficiales (S11), el cálculo del nivel de saturación de oxígeno (S12), y la producción y la visualización de la imagen de saturación de oxígeno (S13) se repiten. Por otra parte, cuando el resultado del cálculo del nivel de saturación de oxígeno es menor que el valor umbral TH (SI en S14), la sección de comparación 80 emite la señal de detección de región hipóxica a la sección de conmutación de conjuntos de longitudes de onda 81.

En respuesta a la entrada de la señal de detección de región hipóxica de la sección de comparación 80, la sección de conmutación de conjuntos de longitudes de onda 81 emite a la CPU 66 una señal para conmutar en sucesión el conjunto de longitudes de onda intermedias y el conjunto de longitudes de onda profundas. Por lo tanto, la CPU 66 controla el operación del elemento ajustable de longitud de onda 64, de tal manera que los tres tipos de luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda intermedias y los tres tipos de luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda profundas se emiten en sucesión en la unidad del período de acumulación de carga del CCD 33. El CCD 33 capta la luz reflejada de la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda intermedias, y a continuación la luz reflejada de la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda profundas en sucesión (S15).

Como con S12, la sección de cálculo de información sanguínea 70 calcula el nivel de saturación de oxígeno basándose en los datos de imagen que se obtienen por el CCD 33 que captura la luz reflejada de la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda intermedias y del conjunto de longitudes de onda profundas (S16). La sección de producción de imágenes de información sanguínea 73 produce las imágenes de saturación de oxígeno Gb, Gg y Gr con la luz de banda estrecha del conjunto de longitud de onda superficiales, el conjunto de longitudes de onda intermedias, y el conjunto de longitudes de onda profundas, respectivamente. Las imágenes de saturación de oxígeno Gb, Gg y Gr se muestran en el monitor 18 de manera simultánea de una manera en mosaico o por separado en diferentes pantallas (S17). Las imágenes de saturación de oxígeno Gb, Gg y Gr están relacionadas entre sí, y se escriben en la memoria ROM 46 y en el medio extraíble. Después de la emisión de la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda profundas, la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda superficiales, que es el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías, se emite de nuevo en S11. El procedimiento anterior se continúa hasta que se complete el modo especial (SI en S18) mediante la elección del modo normal mediante la operación del conmutador de modo 19.

Como se ha descrito anteriormente, de acuerdo con la presente invención, el nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina en el vaso sanguíneo se calcula a partir los datos de imagen que se obtienen bajo irradiación con la luz de banda estrecha del conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías, y la región hipóxica se detecta a través de la comparación entre el resultado del cálculo y el valor umbral TH. Cuando se detecta la región hipóxica, el nivel de saturación de oxígeno se calcula con la luz de banda estrecha de cada conjunto de longitudes de onda conmutando entre los conjuntos de longitudes de onda. Por lo tanto, es posible obtener información del nivel de saturación de oxígeno en la dirección de profundidad desde la superficie de la mucosa a la capa submucosa, lo que facilita la comprensión del estado del cáncer, fácil y automáticamente sin imponer ninguna carga en un operador.

Al trazar una historia de las imágenes de saturación de oxígeno Gb, Gg, y Gr de un único paciente durante una pluralidad de exámenes, puede obtenerse una velocidad de crecimiento del cáncer. Esto es útil para distinguir un carcinoma indiferenciado, que prolifera rápidamente después de la metástasis.

En la actualidad, en un campo de observación del tejido canceroso con la luz de banda estrecha, se ha establecido un método de diagnóstico usando una imagen de los capilares en la superficie superficial, y hay un interés en el nivel de saturación de oxígeno de los capilares en la superficie superficial. Por esta razón, en esta realización, el conjunto de longitudes de onda superficiales se elige como el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías para detectar la región hipóxica. Cuando la parte de cuerpo interna a observar está localizada en el esófago o en el intestino grueso, el conjunto de longitudes de onda superficiales se elige preferentemente como el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías.

El conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías no se limita al conjunto de longitudes de onda superficiales, sino que puede elegirse en su lugar el conjunto de longitudes de onda intermedias. El conjunto de longitudes de onda superficiales puede detectar la región hipóxica (tejido canceroso) presente en la superficie de la mucosa, pero no es adecuado para descubrir el cáncer gástrico escirro en el que una superficie de una lesión se cubre a veces con el tejido normal, o el tejido normal se deja a veces en una lesión de una manera discreta. Para descubrir tal cáncer gástrico escirro, cuya región hipóxica no se manifiesta ella misma en la superficie de la mucosa, se elige preferentemente el conjunto de longitudes de onda intermedias como el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías, debido a que el conjunto de longitudes de onda intermedias es adecuado para el cálculo del nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina en un vaso sanguíneo relativamente grueso en el intermedio de la mucosa.

El conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías puede elegirse de acuerdo con una localización de la parte de cuerpo interna a examinar, en lugar de estar fijado en el conjunto de longitudes de onda específicas. Por ejemplo, en un caso donde el endoscopio electrónico 10 es un esofagogastroduodenoscopio, el conjunto de longitudes de onda superficiales se elige como el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías cuando se observa el esófago, y el conjunto de longitudes de onda intermedias se elige como el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías cuando se observa el estómago para descubrir el cáncer gástrico escirro. El conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías puede conmutarse manualmente accionando una parte de operación específica proporcionada en la sección de manipulación 14 o similares del endoscopio electrónico 10. En otro caso, el procesador de imágenes 49 puede incluir una sección de detección de localización 90, como se muestra en la figura 14. La sección de detección de localización 90 distingue si la parte de cuerpo interna a examinar

está en el esófago o en el estómago mediante una técnica bien conocida de reconocimiento de imágenes y similares, y el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías puede conmutarse automáticamente de acuerdo con un resultado de distinción.

5 La técnica de reconocimiento de imágenes incluye un método en el que la sección de detección de localización 90 puede reconocer un patrón de cardias de una forma única colocado en un punto de unión entre el esófago y el estómago. También hay un método en el que el tamaño de una sección oscura puede compararse con un valor umbral, debido a que el tamaño de la sección oscura visto en la imagen es pequeño durante un curso desde el esófago hasta el cardias, mientras que es grande en el estómago. Otro método que no sea la técnica de
10 reconocimiento de imágenes también puede estar disponible. Por ejemplo, la posición de la parte de extremo distal 17 del endoscopio electrónico 10 puede detectarse por CT, o la parte de extremo distal 17 puede estar provista de un sensor de pH para usar la diferencia de pH entre el esófago y el estómago.

15 Cuando se elige el conjunto de longitudes de onda intermedias como el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías, el valor umbral TH usado en la sección de comparación 80 se cambia a un valor específico para el conjunto de longitudes de onda intermedias. Por otra parte, si el resultado del cálculo del nivel de saturación de oxígeno es menor que el valor umbral TH en la sección de comparación 80, la sección de conmutación de conjuntos de longitudes de onda 81 conmuta entre los conjuntos de longitudes de onda del conjunto de longitudes de onda intermedias al conjunto de longitudes de onda superficiales y a continuación al conjunto de longitudes de onda
20 profundas. Después del cálculo del nivel de saturación de oxígeno con el conjunto de longitudes de onda profundas, se elige de nuevo el conjunto de longitudes de onda intermedias. Omitiendo la conmutación del conjunto de longitudes de onda superficiales, puede realizarse solo la conmutación para el conjunto de longitudes de onda profundas.

25 La tabla de conjunto de longitudes de onda 82 de la figura 9 muestra solo un ejemplo de cada conjunto de longitudes de onda. Siendo otro conjunto de longitudes de onda una combinación de otras longitudes de onda, puede usarse además o en lugar de los conjuntos de longitudes de onda mostrados en la tabla 82. Por ejemplo, la superficie de la mucosa puede subdividirse en capas superficiales, intermedias, y profundas, y pueden prepararse los conjuntos de longitudes de onda para las capas subdivididas superficiales, intermedias, y profundas.
30

En lugar de la región hipóxica, puede detectarse la región hiperóxica usando el conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías, y puede conmutarse el conjunto de longitudes de onda en respuesta a la detección de la región hiperóxica.

35 El modo especial puede incluir un modo de obtener una imagen de vasos sanguíneos superficial, intermedia o profunda (imagen visible de una ruta de vaso sanguíneo) bajo irradiación con un tipo de luz de banda estrecha que tiene una longitud de onda central de 450 nm, 550 nm, 780 nm, o similares, un modo de observar la fluorescencia emitida desde la parte de cuerpo interna aplicando luz de excitación después de la administración de una sustancia fluorescente al tejido vivo del cuerpo, un modo de observar la autofluorescencia del tejido vivo del cuerpo, y
40 similares.

El elemento ajustable de longitud de onda puede disponerse en un extremo de salida de la guía de luz 34, en lugar de entre la segunda fuente de luz 56 y la guía de luz 34b. En otro caso, el elemento ajustable de longitud de onda puede disponerse no en un sistema óptico de iluminación, sino en un sistema óptico objetivo para la toma de la
45 imagen de la parte de cuerpo interna, por ejemplo, detrás de la ventana de formación de imágenes 30 o en el plano de formación de imágenes del CCD 33.

50 En las realizaciones anteriores, el nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina se calcula a partir de la absorbancia o concentración que es un logaritmo de la absorbancia, pero el flujo de sangre puede calcularse a partir de la absorbancia o similares. El nivel de saturación de oxígeno puede calcularse en un punto mínimo, en lugar de en un área correspondiente a un área de formación de imágenes del CCD como se ha descrito anteriormente.

55 El endoscopio electrónico se usa en la realización anterior, pero otros tipos de endoscopio están disponibles, incluyendo un fibroscopio con una guía de imagen, un endoscopio ultrasónico que tiene un dispositivo de formación de imágenes y un transductor ultrasónico en su extremo distal, y similares. La presente invención puede aplicarse a un sistema que obtiene la información del nivel de saturación de oxígeno y similares aplicando la luz de banda estrecha a una superficie del cuerpo del paciente, en lugar de en el interior del cuerpo del paciente. En un caso de este tipo, la sección de inserción para introducirse en el cuerpo del paciente es innecesaria.

60 Aunque la presente invención se ha descrito totalmente por medio de la realización preferida de la misma haciendo referencia a los dibujos adjuntos, serán evidentes diversos cambios y modificaciones para los expertos en la materia.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato de medición de información sanguínea (2), que comprende:

5 una sección de iluminación (12) para aplicar luz de iluminación a una parte de cuerpo interna que tiene un vaso sanguíneo;
 una sección de formación de imágenes (33) para realizar la conversión fotoeléctrica de la luz reflejada desde dicha parte de cuerpo interna irradiada con dicha luz de iluminación y emitir una señal de imagen;
 10 un elemento de cambio de banda de longitud de onda (64) para cambiar una banda de longitud de onda de dicha luz de iluminación a aplicarse a dicha parte de cuerpo interna o dicha luz reflejada a incidir sobre dicha sección de formación de imágenes (33) de acuerdo con uno de una pluralidad de conjuntos de longitudes de onda;
 una sección de cálculo de información sanguínea (70) para calcular la información sanguínea de la sangre que fluye a través de dicho vaso sanguíneo basándose en dicha señal de imagen;
 15 una sección de comparación (80) para comparar dicha información sanguínea calculada con un valor umbral;
 una sección de conmutación de conjuntos de longitudes de onda (81) para controlar dicho elemento de cambio de banda de longitud de onda (64) con el fin de conmutar entre dicha pluralidad de conjuntos de longitudes de onda de acuerdo con un resultado de comparación de dicha sección de comparación (80), incluyendo cada uno de dichos conjuntos de longitudes de onda una pluralidad de tipos de luz de banda estrecha que penetran hasta profundidades similares en dicha parte de cuerpo interna; y
 20 un monitor (18) para mostrar dicha información sanguínea medida con cada uno de dichos conjuntos de longitudes de onda, en donde dicha información sanguínea es un nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina calculado basándose en la absorbancia,
 dicha sección de conmutación de conjuntos de longitudes de onda (81) está configurada para elegir uno de dicha pluralidad de conjuntos de longitudes de onda como un conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías usado para la detección de una región anómala;
 25 cuando dicho nivel de saturación de oxígeno medido con dicho conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías es menor que dicho valor umbral, dicha sección de comparación (80) emite una señal de detección de región anómala; y
 dicha sección de conmutación de conjuntos de longitudes de onda (81) está configurada para conmutar en respuesta a dicha señal de detección de región anómala de dicho conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías a uno de dichos otros conjuntos de longitudes de onda, para medir dicho nivel de saturación de oxígeno de dicha sangre que fluye a través de dicho vaso sanguíneo a una diferente profundidad.

35 2. El aparato de medición de información sanguínea (2) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho conjunto de longitudes de onda incluye al menos un tipo de luz de banda estrecha que tiene una longitud de onda en la que hay una diferencia en un coeficiente de absorción entre la hemoglobina oxigenada y la hemoglobina desoxigenada, y al menos un tipo de luz de banda estrecha que tiene una longitud de onda en la que no hay diferencia en dicho coeficiente de absorción entre dicha hemoglobina oxigenada y dicha hemoglobina desoxigenada.

40 3. El aparato de medición de información sanguínea (2) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha sección de conmutación de conjuntos de longitudes de onda (81) está configurada para conmutar sucesivamente entre dichos conjuntos de longitudes de onda para medir dicho nivel de saturación de oxígeno con cada dicho conjunto de longitudes de onda, y después de esto elegir de nuevo dicho conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías.

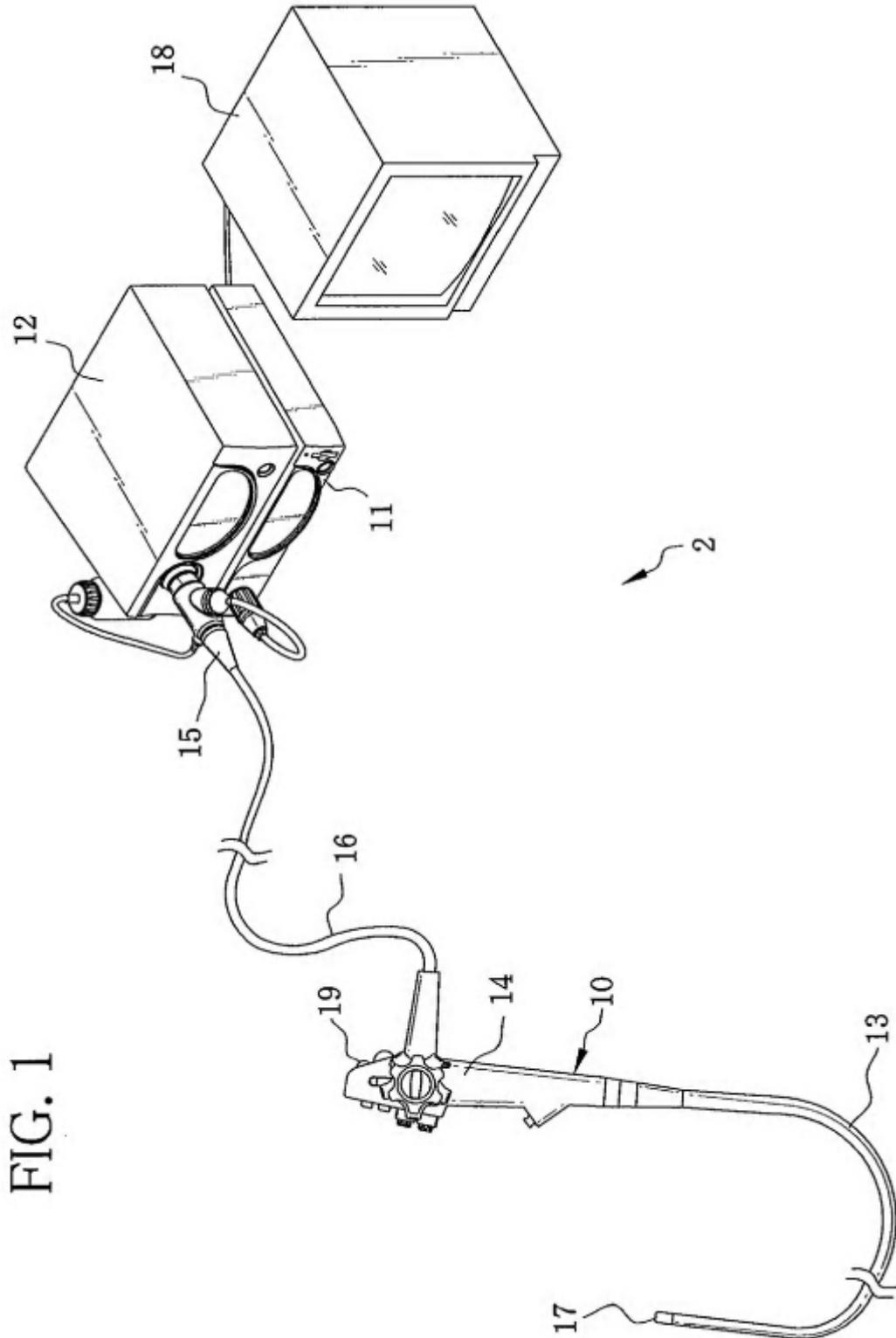
45 4. El aparato de medición de información sanguínea (2) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que uno de dicha pluralidad de conjuntos de longitudes de onda es un conjunto de longitudes de onda superficiales que tiene dicha pluralidad de tipos de luz de banda estrecha en una banda de longitud de onda azul de 400 a 500 nm, y usándose dicho conjunto de longitudes de onda superficiales como dicho conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías.

50 5. El aparato de medición de información sanguínea (2) de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además una sección de detección de localización (90) para detectar una localización de dicha parte de cuerpo interna dentro de un cuerpo, eligiéndose un conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías a partir de dicha pluralidad de conjuntos de longitudes de onda de acuerdo con dicha localización.

60 6. El aparato de medición de información sanguínea (2) de acuerdo con la reivindicación 5, en el que dicha sección de detección de localización (90) está configurada para detectar dicha localización de dicha parte de cuerpo interna dentro de dicho cuerpo aplicando un proceso de reconocimiento de imagen para una imagen de dicha parte de cuerpo interna.

7. El aparato de medición de información sanguínea (2) de acuerdo con la reivindicación 5, en el que dicha pluralidad de conjuntos de longitudes de onda incluye un conjunto de longitudes de onda superficiales que tiene dicha pluralidad de tipos de luz de banda estrecha en una banda de longitud de onda azul de 400 a 500 nm, y un conjunto de longitudes de onda intermedias que tiene dicha pluralidad de tipos de luz de banda estrecha en una banda de longitud de onda verde de 500 a 600 nm;

- cuando dicha sección de detección de localización (90) detecta que dicha parte de cuerpo interna está localizada en el esófago o en el intestino grueso, dicho conjunto de longitudes de onda superficiales se elige como dicho conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías; y
- 5 cuando dicha sección de detección de localización (90) detecta que dicha parte de cuerpo interna está localizada en el estómago, dicho conjunto de longitudes de onda intermedias se elige como dicho conjunto de longitudes de onda de detección de anomalías.
8. El aparato de medición de información sanguínea (2) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que
- 10 dicha sección de iluminación (12) está configurada para emitir luz blanca en una banda de longitud de onda ancha como dicha luz de iluminación; y
- dicho elemento de cambio de banda de longitud de onda (64) está dispuesto en dicha sección de iluminación (12) para estrechar dicha banda de longitud de onda de dicha luz de iluminación, o está dispuesto en dicha sección de formación de imágenes (33) para estrechar dicha banda de longitud de onda de dicha luz reflejada.
- 15 9. El aparato de medición de información sanguínea (2) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho monitor (18) está configurado para mostrar los resultados de cálculo de dicho nivel de saturación de oxígeno obtenidos conmutando simultáneamente entre dicha pluralidad de conjuntos de longitudes de onda de una manera en mosaico o por separado en diferentes pantallas sobre una base de conjunto de longitudes de onda.
- 20 10. El aparato de medición de información sanguínea (2) de acuerdo con la reivindicación 7, en el que dichos conjuntos de longitudes de onda incluyen un conjunto de longitudes de onda profundas que tiene dicha pluralidad de tipos de luz de banda estrecha en una banda de longitud de onda roja de 600 a 1000 nm.
11. El aparato de medición de información sanguínea (2) de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además
- 25 un conmutador de modo (19) para conmutar entre un modo normal y un modo especial, en el que en dicho modo normal, la luz blanca en una banda de longitud de onda ancha se aplica a dicha parte de cuerpo interna y se produce una imagen a partir de dicha señal de imagen obtenida bajo dicha luz blanca y mostrada en dicho monitor (18); y
- 30 en dicho modo especial, se calcula dicho nivel de saturación de oxígeno y se muestra un resultado del cálculo en dicho monitor (18).



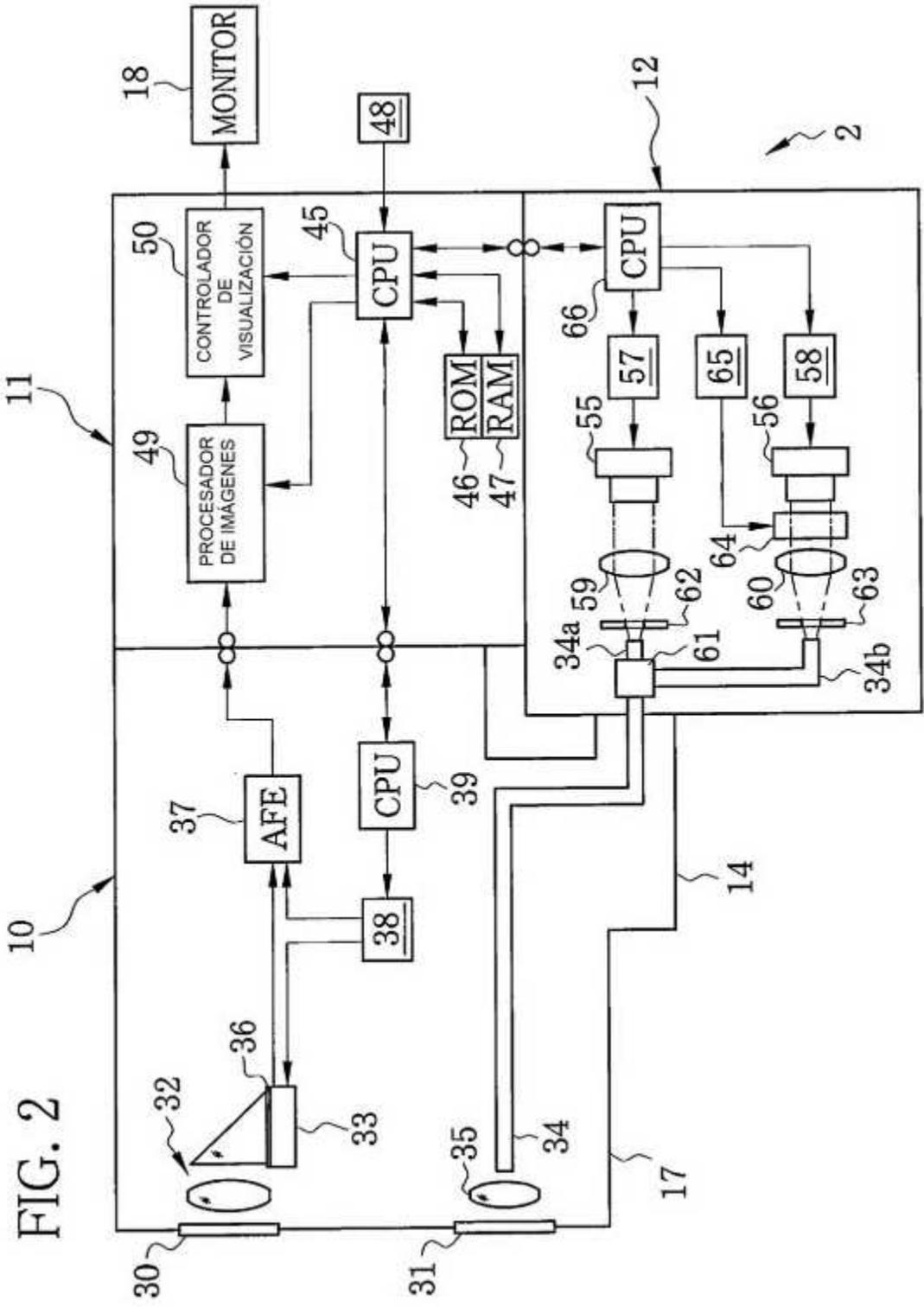


FIG. 2

FIG. 3

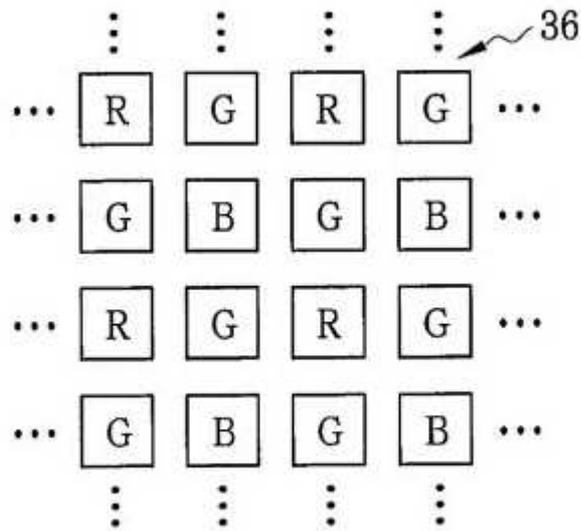


FIG. 4

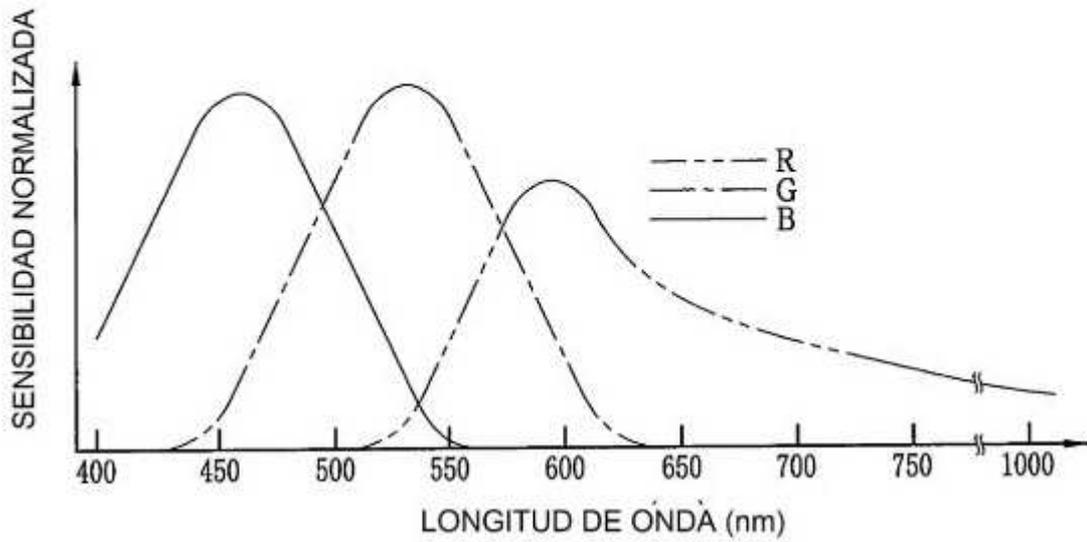


FIG. 5

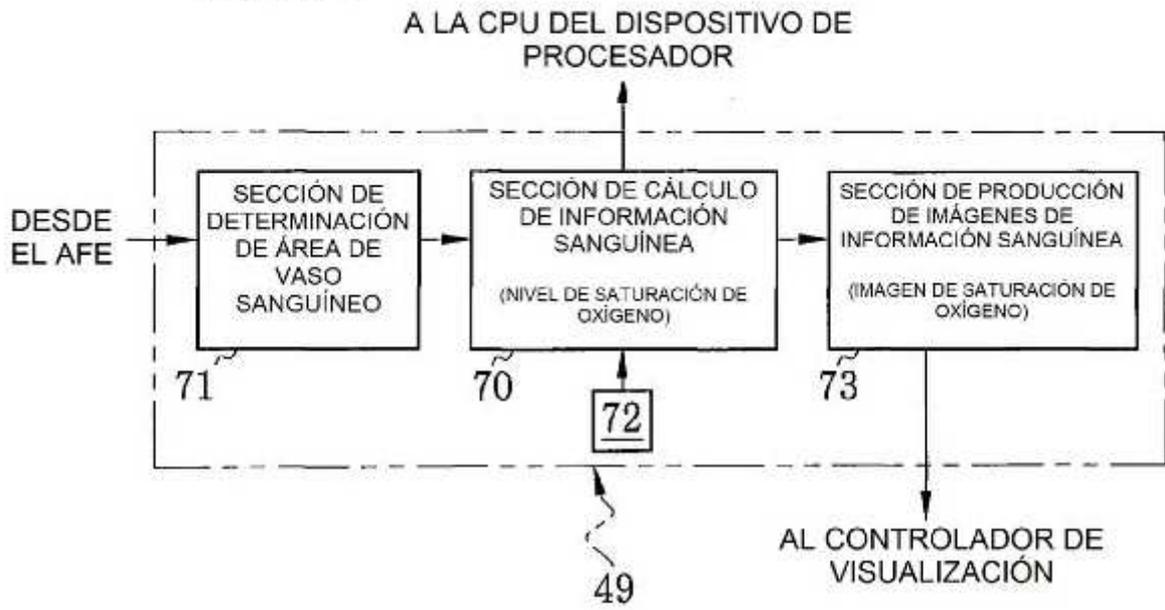


FIG. 6

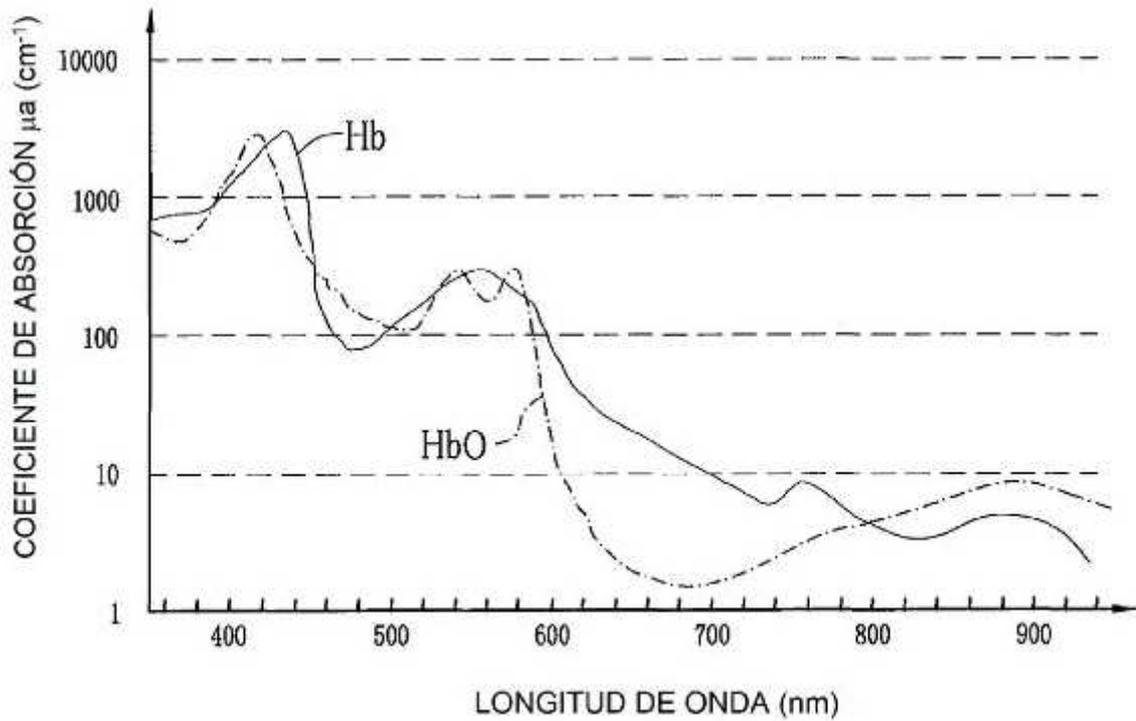


FIG. 7

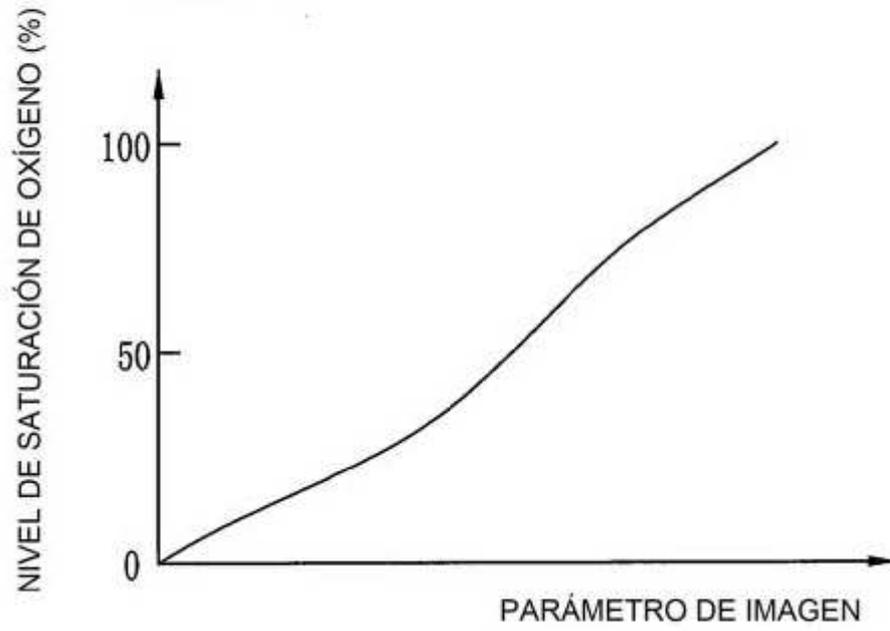


FIG. 8

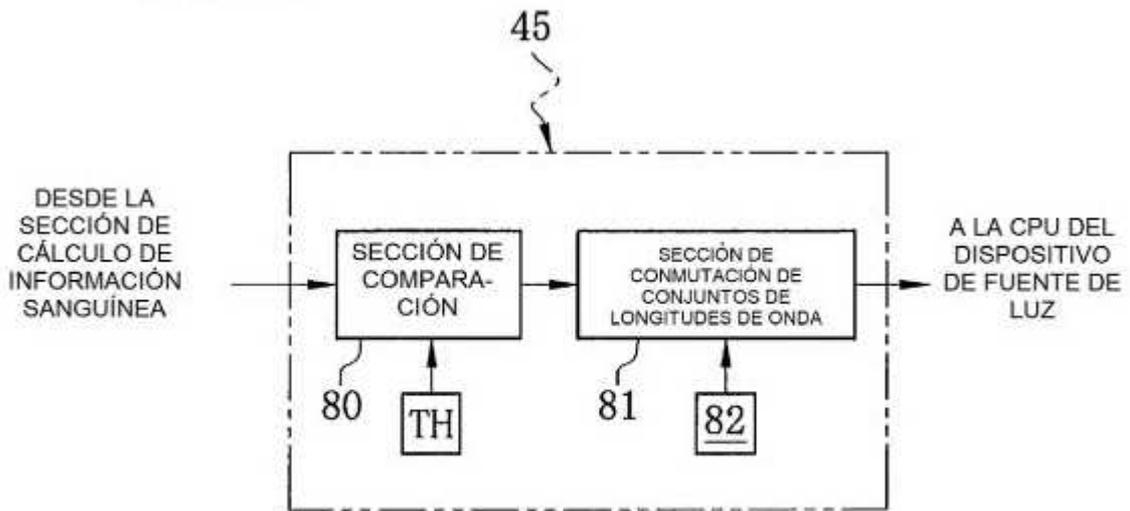


FIG. 9

82

PROFUNDIDAD	CONJUNTO DE LONGITUDES DE ONDA (nm)
CAPA SUPERFICIAL	405, 445, 473
CAPA INTERMEDIA	540, 550, 580
CAPA PROFUNDA	680, 805, 950

FIG. 10

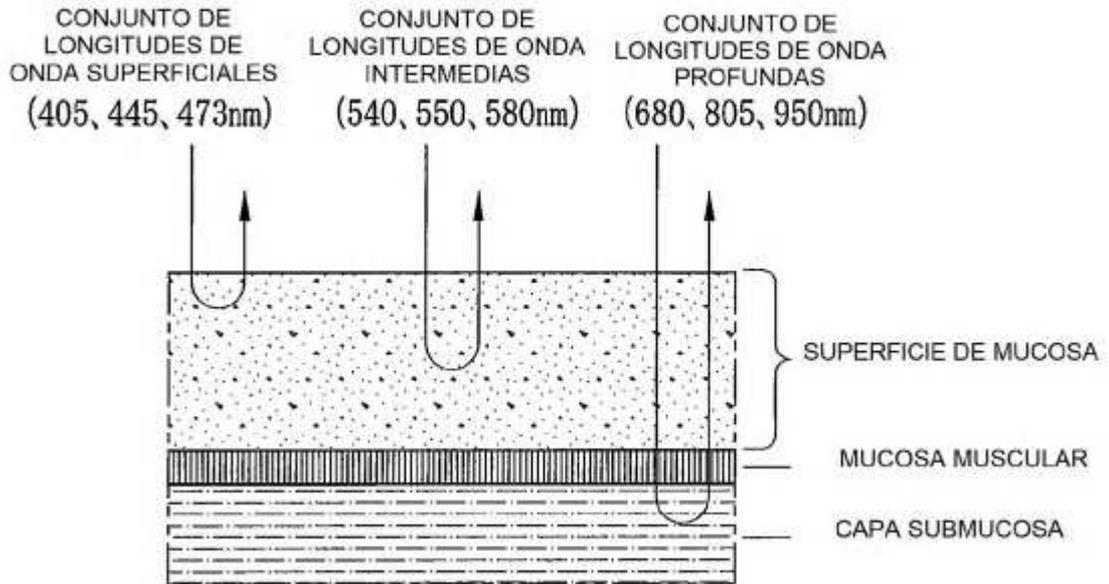


FIG. 12A

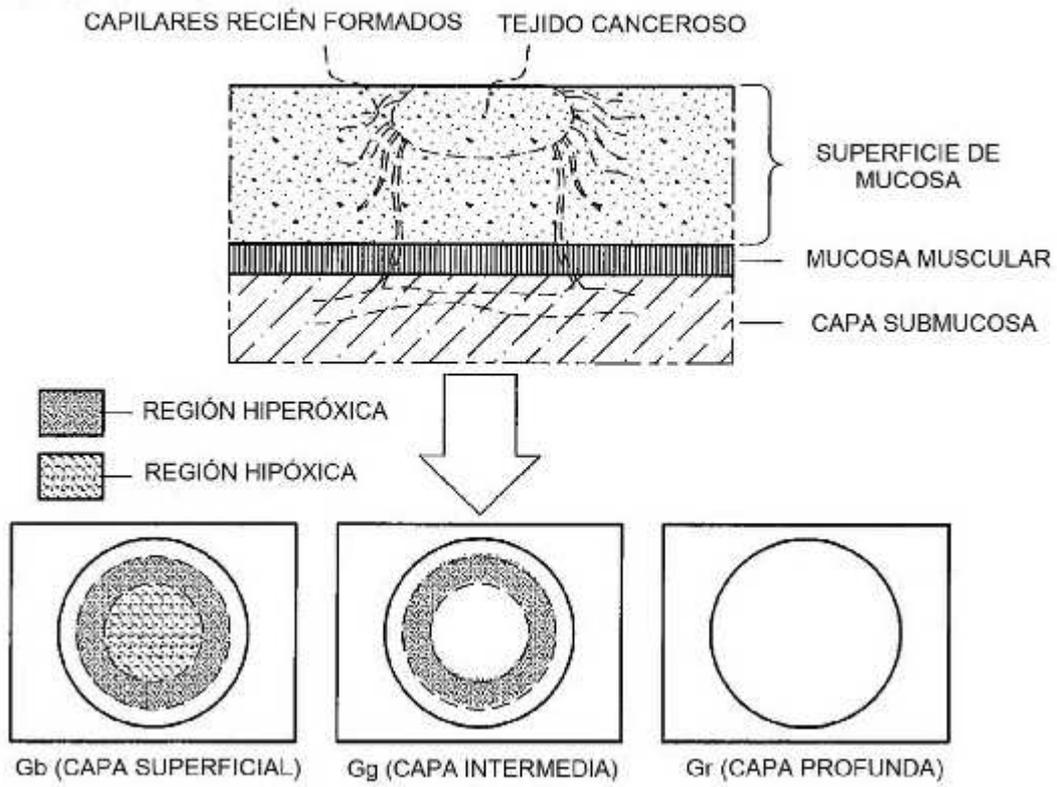


FIG. 12B

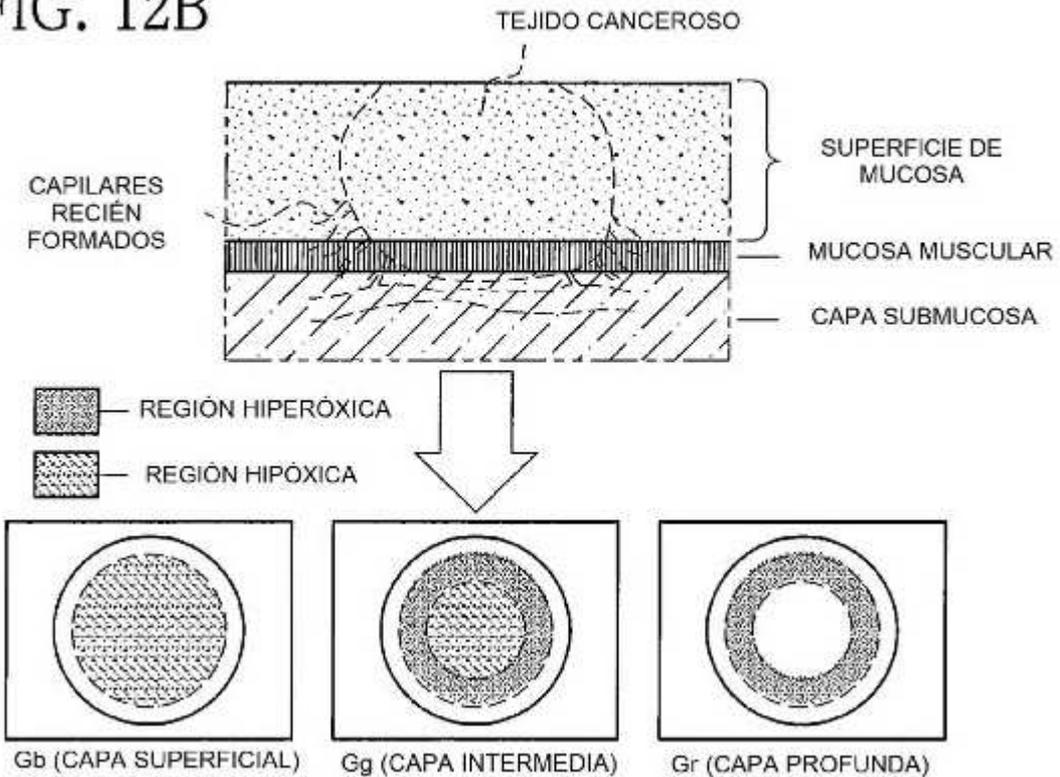


FIG. 13

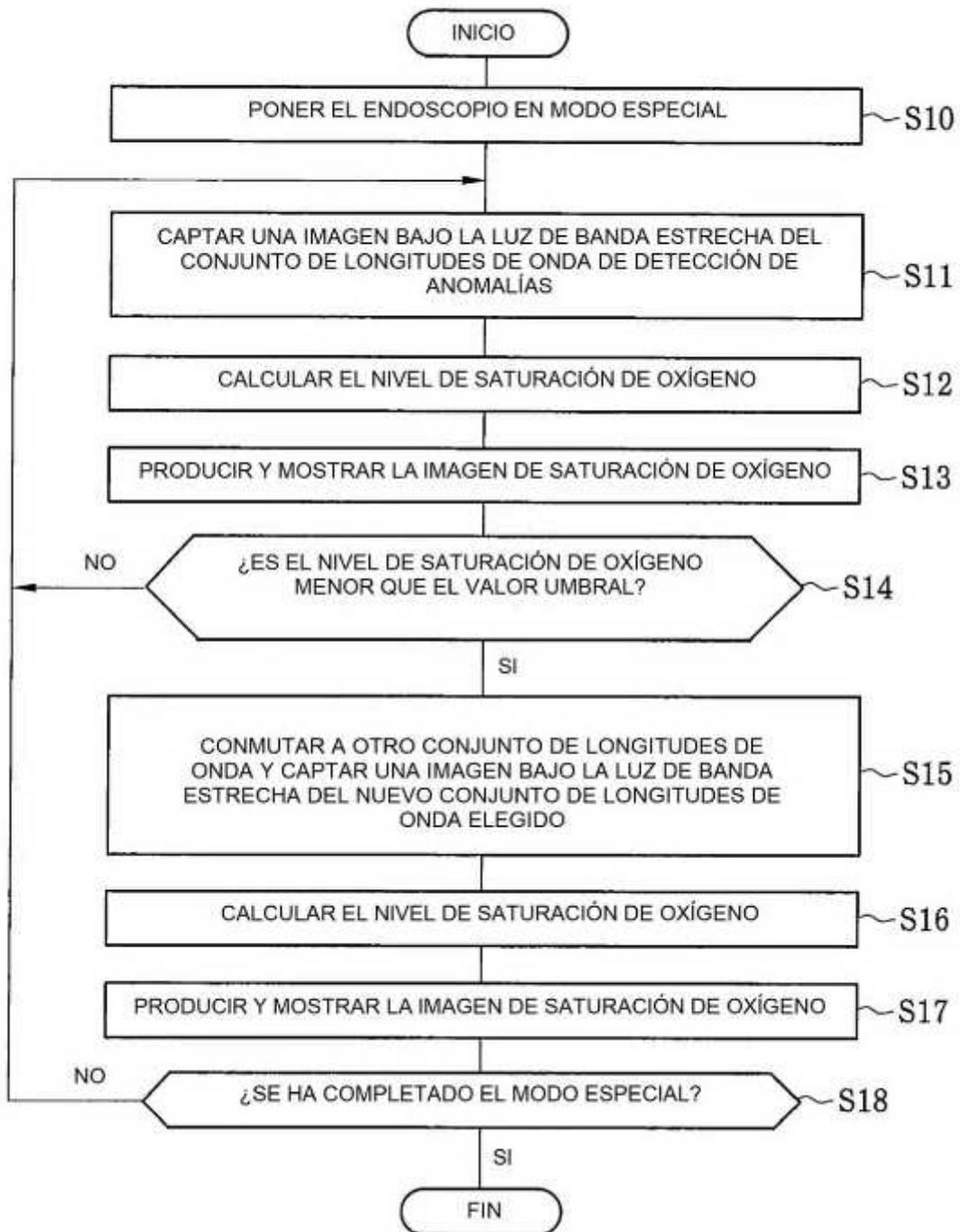


FIG. 14

