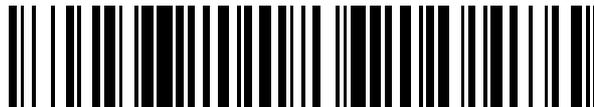


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 528 722**

51 Int. Cl.:

**A61B 1/04** (2006.01)

**A61B 1/055** (2006.01)

**A61B 1/05** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.01.2006 E 06701745 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.11.2014 EP 1845835**

54 Título: **Endoscopio con conjunto en miniatura de formación de imágenes**

30 Prioridad:

**27.01.2005 US 647036 P**

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

**12.02.2015**

73 Titular/es:

**COVIDIEN LP (100.0%)  
15 Hampshire Street  
Mansfield, MA 02048, US**

72 Inventor/es:

**GILBOA, PINHAS**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

**ES 2 528 722 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**

Endoscopio con conjunto en miniatura de formación de imágenes

**5 CAMPO Y ANTECEDENTES DE LA INVENCION**

La presente invención se refiere a endoscopios y, en particular, concierne un sensor en miniatura de formación de imágenes para su uso en endoscopios con un diámetro particularmente pequeño.

10 Se conoce el empleo de endoscopios con sensores de formación de imágenes para la obtención de imágenes de cavidades corporales incluyendo, pero sin limitarse a, los pulmones, el estómago, el colon, y el abdomen. Los endoscopios para formar imágenes de cavidades en el interior de los pulmones típicamente se denominan "broncoscopios", y los que se usan para formar imágenes del interior del colon típicamente se denominan "colonoscopios". Todos estos dispositivos con capacidad de formación de imágenes para examinar el interior de las  
15 cavidades corporales se denominan genéricamente en el presente documento "endoscopios". Hasta hace poco, los endoscopios flexibles empleaban fibra óptica para suministrar la imagen desde la punta distal del endoscopio hasta su extremo proximal. En los últimos años, se han construido vídeo endoscopios, en los que se coloca una videocámara en la punta distal y la imagen se suministra a su extremo proximal a través de cables eléctricos. Esta disposición mejora la calidad de la imagen y le da mayor flexibilidad al endoscopio, dado que los cables eléctricos son más flexibles que los fibroscopios.

Normalmente la videocámara cuenta con un control automático de ganancia (CAG) que controla el tiempo de exposición con el fin de evitar la saturación. El CAG puede implementarse internamente, ocupando cierta zona física, o como alternativa el AG puede controlarse desde el exterior a través de unas líneas de comando. Para sensores extremadamente miniatura, es decir, con diámetros inferiores a 3 milímetros, esta última es la única solución posible. Es necesario alimentar al sensor de imágenes con las señales de control mediante unas líneas exclusivas, además de otras líneas que son necesarias para suministrar energía y sacar el vídeo. Por lo tanto, el número mínimo de líneas necesarias es: al menos dos líneas para el suministro energético, dos líneas para la salida de vídeo y al menos una línea de control, lo que nos da un total de no menos de 5 líneas. En el que la iluminación activa se realiza  
25 mediante elementos emisores de luz asociados con la punta del endoscopio, esto requiere dos líneas adicionales. Si se utiliza una iluminación de tres colores, se requieren cuatro líneas adicionales.

Un endoscopio incluye su propia fuente de luz para iluminar una escena visualizada desde su punta. La luz típicamente se irradia en ondas esféricas en las que la densidad de flujo (la potencia por unidad de área) cae a medida que el área de la esfera aumenta. Cuando esta es la única fuente de iluminación, la intensidad de la luz ilumina los objetos en función de la inversa del cuadrado de la distancia entre la fuente y los objetos. Formar imágenes de pequeñas cavidades intracorpóreas tal como tubos bronquiales requiere un amplio rango dinámico de detección debido a la gran diferencia de distancias entre el tejido adyacente y la distancia relativamente lejana observada en el centro de este tubo. En la práctica, dado que el rango dinámico del sensor es finito, en un amplio  
35 ángulo de visión, en el que se observan tejidos muy cercanos y muy alejados en la misma exposición, es imposible obtener una imagen que esté libre de saturación y al mismo tiempo muestre claramente los elementos oscuros de la escena. Una breve exposición es preferible para adquirir la imagen del tejido adyacente, mientras que los tejidos más distantes requieren una exposición larga.

45 La incorporación de fuentes de luz en la punta distal de un endoscopio miniatura a menudo presenta problemas de distribución lumínica irregular. En particular, cuando se suministran diferentes colores de luz iluminadora desde diferentes diodos emisores de luz (LED), o mediante distintas fibras ópticas desde una fuente externa, las diferentes posiciones geométricas de las fuentes de luz para los diferentes colores a menudo causan un desequilibrio de color entre las diferentes partes de la imagen. Un problema adicional en sistemas muy diminutos es la proximidad de la fuente de luz a la matriz de detectores de imagen que puede conllevar una filtración de luz entre el conjunto de lentes y la matriz de sensores de imagen.

Por lo tanto existe la necesidad de un endoscopio miniatura con el que se consiga una dispersión efectiva de iluminación, se reduzca el número de conexiones por cable necesarias para el chip sensor de imágenes, y de este modo se facilite la implementación de un endoscopio cuyo diámetro no sea superior a 2 milímetros aproximadamente.

60 El documento JP 2000075218 divulga un endoscopio que incluye un tubo portalentes, que sujeta las lentes del objetivo y está formado con una parte externa roscada y una parte que se encaja en la parte exterior periférica, y un cilindro de sujeción de elementos, que sujeta un elemento de captación de imágenes en estado sólido.

El documento US 6.547.722 divulga un endoscopio que incluye una unidad óptica que tiene al menos un miembro óptico, y un marco de soporte de una unidad óptica para soportar la unidad óptica de modo que su posición pueda ajustarse en la dirección del eje óptico

65

SUMARIO DE LA INVENCION

La presente invención consiste en un endoscopio con un conjunto en miniatura de formación de imágenes de acuerdo con las reivindicaciones adjuntas.

5 De acuerdo con las enseñanzas de la presente invención se prevé, un endoscopio que comprende: (a) un cuerpo flexible alargado que tiene una porción de punta distal; y (d) un conjunto de formación de imágenes asociado con la porción de punta distal, incluyendo el conjunto de formación de imágenes: (i) un chip sensor de imágenes que incluye una matriz de dos dimensiones de píxeles sensibles a la luz; y (ii) un conjunto de lentes desplegado para enfocar la luz de un campo de visión sobre el chip sensor de imágenes para generar una imagen de una escena visualizada desde la porción de punta distal, en el que el conjunto de lentes está fijado directamente al chip sensor de imágenes mediante una cantidad de adhesivo transparente.

10 De acuerdo con otra característica de la presente invención, el conjunto de lentes incluye una lente cilíndrica con gradiente de índice. Como alternativa, el conjunto de lentes incluye un ensamblaje de lentes compuestas.

15 De acuerdo con otra característica de la presente invención, el conjunto de lentes tiene un campo de visión de al menos 60° aproximadamente y más preferentemente de al menos 90° aproximadamente.

20 De acuerdo con otra característica de la presente invención, un área de la matriz de dos dimensiones de píxeles sensibles a la luz no es mayor a medio milímetro cuadrado.

De acuerdo con otra característica de la presente invención, el conjunto de formación de imágenes tiene un diámetro de no más de 2 milímetros.

25 De acuerdo con otra característica de la presente invención, también se prevé: (a) al menos una fuente de luz para iluminar la escena visualizada desde la porción de punta distal; y (b) un medio de dispersión óptica superpuesto distalmente sobre dicha fuente de luz de manera que el medio de dispersión óptica sea efectivo para dispersar la iluminación de la fuente de luz, de modo que ilumine la escena visualizada desde la porción de punta distal, sin impedir que la luz reflejada desde la escena alcance el conjunto de lentes.

30 De acuerdo con otra característica de la presente invención, el conjunto de lentes se extiende distalmente más allá de la al menos una fuente de luz, y en la que el medio de dispersión óptica rodea el conjunto de lentes sin superponerse sobre el conjunto de lentes.

35 De acuerdo con otra característica de la presente invención, el conjunto de formación de imágenes además incluye un medio sustancialmente opaco desplegado al menos entre la fuente de luz y la matriz de dos dimensiones de píxeles sensibles a la luz sin obstaculizar la propagación de la iluminación desde la fuente de luz hacia la escena.

40 De acuerdo con otra característica de la presente invención, el conjunto de formación de imágenes además incluye un medio sustancialmente transparente que se superpone sobre ambos, el medio de dispersión óptica y el conjunto de lentes.

45 De acuerdo con otra característica de la presente invención, la al menos una fuente de luz se implementa como una pluralidad de fuentes de luz de diferentes colores.

50 De acuerdo con otra característica de la presente invención, el chip sensor de imágenes es rectangular, y en la que la pluralidad de fuentes de luz se despliegan a lo largo de no más de dos bordes del chip rectangular, estando la matriz de dos dimensiones de píxeles sensibles a la luz situada proximal a la esquina del chip sensor de imágenes más alejada de los dos bordes del chip rectangular.

De acuerdo con otra característica de la presente invención, la al menos una fuente de luz y el chip sensor de imágenes se despliegan sobre una placa de circuito común.

55 De acuerdo con otra característica de la presente invención, la placa de circuito encaja dentro de una sección transversal circular de 2 milímetros de diámetro.

60 De acuerdo con otra característica de la presente invención, además se prevé una pluralidad de cables que pasan a lo largo del cuerpo flexible alargado para su conexión al chip sensor de imágenes y a la al menos una fuente de luz, estando los cables conectados a regiones de contacto de la placa de circuito sobre un lado proximal de la placa de circuito.

De acuerdo con otra característica de la presente invención, el chip sensor de imágenes está conectado exactamente a cuatro cables de la pluralidad de los mismos.

65

De acuerdo con otra característica de la presente invención, además se prevé un conjunto de sensores de posición que incluye una pluralidad de bobinas de sensores, estando el conjunto de sensores de posición desplegado dentro del cuerpo flexible alargado cerca de un lado proximal de la placa de circuito.

5 También se prevé de acuerdo con las características de las enseñanzas de la presente invención, un endoscopio que comprende: (a) un cuerpo flexible alargado que tiene una porción de punta distal; y (b) un sistema de formación de imágenes asociado con el cuerpo flexible alargado, incluyendo el sistema de formación de imágenes: (i) un chip sensor de imágenes que incluye una matriz de dos dimensiones de píxeles sensibles a la luz, estando el chip sensor de imágenes asociado con la porción de punta distal; (ii) un controlador asociado con una parte proximal del cuerpo flexible alargado, estando el controlador asociado eléctricamente con el chip sensor de imágenes a través de no más de dos cables de comunicaciones que se extienden a lo largo del cuerpo flexible alargado, en el que el chip sensor de imágenes está configurado para responder a una señal de tiempo que genera el controlador para realizar un ciclo de lectura de la matriz de dos dimensiones de píxeles sensibles a la luz en un modo de "efecto persiana" y para transmitir un único fotograma de datos de imagen al controlador, en el que ambos, la señal de tiempo y los datos de imagen se transmiten a través de no más de dos cables de comunicaciones.

De acuerdo con otra característica de la presente invención, la señal de tiempo es una señal de petición de fotograma, y en la que el chip sensor de imágenes está configurado para esperar tras la transmisión de los datos de imagen del único fotograma hasta recibir una señal posterior de petición de fotograma del controlador.

De acuerdo con otra característica de la presente invención, el controlador está configurado para activar el chip sensor de imágenes para generar parejas de fotogramas similares con distintos tiempos de exposición, estando el controlador configurado además para co-procesar las parejas de fotogramas similares para derivar un fotograma mejorado que tenga un rango dinámico mayor que cada uno de los fotogramas similares de la pareja.

De acuerdo con otra característica de la presente invención, también se prevé un sistema de iluminación desplegado para iluminar una escena visualizada desde la porción de punta distal, estando el sistema de iluminación configurado para iluminar selectivamente la escena con cada uno de tres colores diferentes de luz visible, en la que el sistema de iluminación está controlado por el controlador de manera que el controlador derive un fotograma mejorado a partir de una pareja de fotogramas similares con distintos tiempos de exposición que se han tomado como muestra para cada uno de los tres colores diferentes, estando el controlador configurado además para combinar los fotogramas mejorados para generar una imagen en color.

De acuerdo con otra característica de la presente invención, también se prevé un sistema de iluminación que incluye al menos un diodo emisor de luz asociado con la porción de punta distal, estando el diodo emisor de luz y el chip sensor de imágenes montados sobre una placa de circuito común.

De acuerdo con otra característica de la presente invención, también se prevé cierta cantidad de un medio de dispersión óptica superpuesto sobre al menos un diodo emisor de luz para dispersar iluminación desde el diodo emisor de luz.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La invención se describe en este documento únicamente a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

la Figura 1 es una vista esquemática de un endoscopio, construido y operativo de acuerdo con las enseñanzas de la presente invención;

la Figura 2 es una vista isométrica, esquemática, aumentada de una porción de punta distal del endoscopio de la Figura 1 con una cubierta exterior retirada para revelar un conjunto de formación de imágenes, construida y operativa de acuerdo con las enseñanzas de la presente invención;

la Figura 3 es una vista adicional isométrica esquemática aumentada del conjunto de formación de imágenes de la Figura 2;

la Figura 4 es una vista isométrica, parcialmente despiezada del conjunto de formación de imágenes de la Figura 2;

la Figura 5 es una vista en sección transversal esquemática tomada a través del conjunto de formación de imágenes de la Figura 2, que ilustra una estructura en capas de encapsulación del conjunto de formación de imágenes de acuerdo con una característica adicional de la presente invención;

la Figura 6A es una vista isométrica esquemática de un aparato para su uso junto con el conjunto de formación de imágenes de la Figura 2, mostrándose el aparato durante una etapa de alineación de un chip;

la Figura 6B es una vista aumentada de una región de la Figura 6A denominada "B";

la Figura 6C es una vista isométrica esquemática del aparato de la Figura 6A mostrado durante una etapa de acoplamiento de una lente;

la Figura 7 es una representación gráfica de una relación entre la señal de salida de píxeles y el brillo de la escena para dos tiempos de exposición distintos, etiquetados como "T<sub>1</sub>" y "T<sub>2</sub>";

la Figura 8 es una representación gráfica de una relación entre la señal de salida de píxeles y el brillo de la escena derivado a partir de un par de exposiciones de dos tiempos de exposición distintos, como se ilustra en la Figura 7;

la Figura 9 es una representación esquemática del conjunto de un chip sensor de formación de imágenes CMOS a partir del conjunto de formación de imágenes de la Figura 2;

la Figura 10 es una representación funcional de la operación del elemento sensor de imágenes CMOS en píxeles del chip de la Figura 9;

la Figura 11 es una representación esquemática de un primer conjunto de comunicaciones para comunicación bidireccional con el conjunto de sensores de formación de imágenes de la Figura 2 de acuerdo con las enseñanzas de la presente invención; y

la Figura 12 es una representación esquemática de un segundo conjunto de comunicaciones para comunicación bidireccional con el conjunto de sensores de formación de imágenes de la Figura 2 de acuerdo con las enseñanzas de la presente invención.

## DESCRIPCIÓN DE LOS MODOS DE REALIZACIÓN PREFERENTES

La presente invención consiste en un endoscopio con un conjunto en miniatura de formación de imágenes.

Los principios y el funcionamiento de los endoscopios de acuerdo con la presente invención se entenderán mejor con referencia a los dibujos y a la descripción que la acompaña.

Ahora con referencia a los dibujos, la Figura 1 muestra una vista general de un endoscopio, designado en general 10, construido y operativo de acuerdo con las enseñanzas de la presente invención. El endoscopio tiene un cuerpo flexible alargado 12 con una porción de punta distal 14. Como se observa en las Figuras 2-5, un conjunto de formación de imágenes 16 está asociado con una porción de punta distal 14. El conjunto de formación de imágenes 16 incluye un chip sensor de imágenes 18 que incluye una matriz de dos dimensiones 20 de píxeles sensibles a la luz, y un conjunto de lentes 22 desplegado para enfocar la luz de un campo de visión sobre un sensor de imágenes 18 para generar una imagen de una escena visualizada desde la porción de punta distal.

Una característica particularmente preferente de la presente invención es que el cuerpo flexible alargado 12 en general, y el conjunto de formación de imágenes 16 en particular, es un dispositivo de pequeño calibre, preferentemente con un diámetro exterior no mayor a 3 milímetros, y de manera más preferente con un diámetro exterior no mayor a 2 milímetros aproximadamente. Esto permite que el endoscopio pueda introducirse en pequeñas cavidades y pasos corporales que normalmente son inaccesibles para los endoscopios convencionales de mayor tamaño. Por ejemplo, de acuerdo con ciertos modos de realización preferentes, el endoscopio puede insertarse a través de un lumen de trabajo de un broncoscopio convencional y adentrarse por las vías aéreas bronquiales que están más allá del alcance de un broncoscopio convencional, cuando en los procedimientos convencionales se requeriría trabajar "a ciegas". La miniaturización del conjunto de formación de imágenes de un endoscopio de dimensiones tan pequeñas plantea una serie de notables problemas de implementación. La presente invención se refiere principalmente a soluciones efectivas para una serie de dichos problemas.

Concretamente, una de las cuestiones que aquejan tales implementaciones en miniatura de un sensor de formación de imágenes es cómo conseguir y mantener la correcta alineación del conjunto de lentes 22 con la matriz de sensores 20 cuando ambos, el conjunto de lentes y el chip sensor tienen un tamaño del orden de un milímetro o menos. De acuerdo con un aspecto de la presente invención, esta cuestión se aborda fijando directamente el conjunto de lentes 22 al chip sensor de imágenes 18 mediante una cantidad de adhesivo transparente 26 (Figura 5, que se muestra con un ligero exceso en los lados de las lentes). De acuerdo con un aspecto adicional y complementario de la presente invención, se prevé un aparato (Figuras 6A-6C) para facilitar la fijación del conjunto de lentes 22 al chip sensor de imágenes 18 correctamente alineado con la matriz 20.

Un problema adicional que aqueja las implementaciones en miniatura de un sensor de formación de imágenes es la indeseada o desigual distribución de la radiación de iluminación. El endoscopio 10 incluye al menos una fuente de iluminación, tal como diodos emisores de luz ("LED") 24a, 24b y 24c. Debido a la proximidad de las fuentes de luz a la matriz de sensores, podría filtrarse luz alrededor de la base del conjunto de lentes 22, degradando de este modo la calidad de la imagen. Asimismo, en particular cuando se despliegan distintas fuentes de luz coloreada, asimétricamente con respecto al conjunto de lentes, la iluminación tiende a no ser uniforme a lo largo de la escena visualizada y a variar entre los distintos colores, conllevando un desequilibrio de color en la imagen de salida. De acuerdo con un aspecto adicional de la presente invención, la cuestión de la filtración de luz se trata tal y como se ilustra en la Figura 5, desplegando un medio sustancialmente opaco 28 entre las fuentes de luz 24a, 24b y 24c y la matriz de dos dimensiones 20 de píxeles sensible a la luz sin impedir que la iluminación se propague desde las fuentes de luz 24a, 24b y 24c hacia la escena que se va a visualizar. De acuerdo con un segundo aspecto adicional de la presente invención, el problema de la distribución no uniforme de luz se trata, como también se ilustra en la Figura 5, desplegando un medio de dispersión óptica 30 superpuesto distalmente sobre las fuentes de luz 24a, 24b y 24c de manera que el medio 30 sea efectivo para dispersar la iluminación de la fuente de luz, de modo que ilumine la escena visualizada desde la porción de punta distal, sin impedir que la luz reflejada desde la escena alcance el conjunto de lentes 22.

Una cuestión adicional, problemática para la miniaturización del endoscopio 10 es el número de cables de conexión que es necesario acoplar al conjunto de formación de imágenes 16. De acuerdo con otro aspecto más de la presente invención, el número de conexiones al chip sensor de imágenes 18 se reduce a un total de cuatro: dos conexiones para energía y dos conexiones para comunicaciones. Para este fin, la presente invención prevé ambos, un sistema y un método para hacer funcionar un sistema sensor de imágenes en el que se utilizan dos conexiones de comunicaciones bidireccionalmente tanto para una petición de fotograma al conjunto de formación de imágenes como para la salida de datos desde el conjunto de formación de imágenes.

Estos y otros aspectos de la presente invención se entenderán mejor a partir de la siguiente descripción detallada.

Antes de abordar las características de la presente invención, resultará de ayuda definir cierta terminología tal y como se usa en la descripción y reivindicaciones de este documento. En primer lugar, se hace referencia a "luz" y a "iluminación". Estos términos se utilizan en el presente documento para referirse genéricamente a todas las partes del espectro electromagnético que pueden detectarse con sensores de imágenes a base de silicio, de bajo coste, tal como los sensores CMOS. Esto incluye todo el rango de longitudes de onda a partir del ultravioleta próximo hasta el infrarrojo próximo (longitudes de onda de entre 0,25 micras y 1,1 micras). De manera más preferente, se utiliza luz visible en el rango de longitudes de onda de 0,4 micras aproximadamente a 0,75 micras aproximadamente. La luz puede ser monocromática, o puede contener cierto número de colores diferentes simultánea o alternativamente. También puede usarse un amplio espectro de luz blanca. A continuación se tratan ciertas opciones particularmente preferentes para la iluminación.

El término "fuente de luz" se utiliza en este documento para referirse a cualquier componente que emita luz desde el conjunto de formación de imágenes 16 hacia la escena que se va a visualizar. La fuente puede o bien generar luz, como en el caso de un LED, o bien puede traer luz desde una ubicación remota, como en el caso de una fibra óptica que trae luz desde una fuente asociada con una parte proximal del cuerpo del endoscopio.

La escena visualizada mediante el conjunto de formación de imágenes 16 puede ser cualquier escena visible desde la porción de punta distal 14 del endoscopio. Típicamente, la invención se implementa como un conjunto de formación de imágenes orientado hacia delante en el que el eje óptico del conjunto de lentes 22 es aproximadamente paralelo a un eje central de una porción de punta distal 14. Cabe destacar, sin embargo, que otras implementaciones, tales como un endoscopio de visualización lateral, también quedan englobadas dentro del ámbito de la presente invención.

A continuación, volviendo a las características del conjunto de formación de imágenes 16 con más detalle, de acuerdo con una primera opción preferente, el conjunto de lentes 22 incluye lentes cilíndricas con gradiente de índice ("GRIN"). Como alternativa, se utiliza un ensamblaje de lentes compuestas en miniatura fabricadas a partir de componentes polímeros moldeados por inyección (típicamente policarbonato). En cualquier caso, el conjunto de lentes 22 es preferentemente cilíndrico con una altura total de no más de 1,5 milímetros aproximadamente y un diámetro de no más de un milímetro aproximadamente. El campo de visión del conjunto de lentes 22 preferentemente es de al menos 60° aproximadamente, y de manera más preferente de al menos 90° aproximadamente.

El chip sensor de imágenes 18 es preferentemente un chip CMOS cuyas mayores dimensiones son de aproximadamente un milímetro cuadrado. Aproximadamente la mitad del área superficial (p. ej., un cuadrado de aproximadamente 0,7 mm de lado) acomoda la matriz de sensores 20 mientras que el resto de la superficie se usa para los componentes electrónicos asociados para leer la matriz, como se muestra esquemáticamente en la Figura 9, tal y como se conoce en la técnica. Por tanto, el área de una matriz de dos dimensiones 20 típicamente no supera el medio milímetro cuadrado aproximadamente (es decir,  $5 \times 10^{-7} \text{ m}^2$ ). Se ha descubierto que estas dimensiones, con la tecnología de producción actual disponible en el mercado, son suficientes para implementar una matriz de sensores monocromos con una resolución de aproximadamente 100x100 píxeles.

Cada píxel está estructurado a partir de la clásica arquitectura de tres transistores como se describe en la Figura 10. El conmutador M1 es efectivo para reiniciar los píxeles y cargar el fotodiodo. La luz incidente entonces descarga el diodo y crea una diferencia de tensión comparada con el nivel de reinicio. La tensión del fotodiodo se lee mediante un transistor M2 que actúa como un seguidor de la fuente. Se suministra la tensión de salida en la lectura de columna. El sensor funciona en un modo de 'efecto persiana', es decir, cada fila se reinicia a su vez durante la lectura de esa fila. El resto de los componentes del chip sensor de imágenes 18 ilustrados en la Figura 9 constituyen los periféricos lógicos necesarios para leer la matriz. La lógica de control incluye un decodificador de dirección vertical, un registro de desplazamiento horizontal, amplificadores de columna para retirar el ruido de patrón fijo y una sección que genera el fotograma requerido y pulsos de línea controlados por un oscilador interno. Puesto que el área del chip es extremadamente pequeña, no es posible incorporar características más sofisticadas como una ganancia programable, ajuste de desfase, control de ganancia interno automático, etc. en el chip. En su lugar, es preferible implementar un control más sofisticado usando un controlador independiente situado lejos del sensor y conectado por cables que pasan a lo largo del endoscopio. Esta subdivisión requiere una comunicación bidireccional entre el controlador y el conjunto de formación de imágenes, como se tratará más adelante.

Como se ha tratado anteriormente, la luz de una fuente puntual radia sobre una superficie que está en frente de la fuente con una densidad de flujo que varía inversamente con el cuadrado de la distancia entre la fuente y la superficie. Por ejemplo, la diferencia entre la densidad de flujo radiada sobre dos superficies, una situada a 1 mm de la fuente y la otra a 20 mm de la fuente, es un factor de 400. El rango dinámico de los sensores de imágenes es finito. Con frecuencia, cuando una imagen combina zonas con un brillo muy elevado y un brillo muy bajo, el resultado es o bien una saturación de las zonas más brillantes o una pobre representación de las zonas más oscuras. Un endoscopio en miniatura situado en un tubo intra-corporal muy pequeño, por ejemplo en los bronquios más pequeños, esencialmente padece este efecto. La imagen combina porciones muy cercanas y muy lejanas de tejido, a partir del tejido adyacente de los lados, hasta 25-30 mm, a lo largo del centro del tubo. En consecuencia no hay una gran diferencia entre la luz reflejada desde el tejido adyacente y desde las porciones lejanas. Una imagen de dicho tubo necesariamente sufrirá o bien de una saturación del tejido muy proximal o de una calidad demasiado pobre de representación y con mucho ruido de las zonas oscuras del centro de ese tubo.

Para tratar este problema, preferentemente se expone cada fotograma de vídeo con dos tiempos de exposición diferentes. La Figura 7 muestra la respuesta de salida a dichas exposiciones. Para una escena que contenga una amplia variedad de niveles de brillo, un tiempo de exposición  $T_1$  suficientemente corto evita la saturación por toda la escena. Un segundo  $T_2$  de exposición, más largo que  $T_1$  por un factor de aproximadamente 10 veces, produce una mejor imagen de las zonas más oscuras de la imagen, pero produce saturación para los elementos de la composición más brillantes que algún valor de  $M$ . Estas dos imágenes se combinan entonces, como se muestra en la figura 8 en la que los píxeles por encima del nivel de brillo  $M$  se toman de la exposición  $T_1$ , y los elementos más oscuros que  $M$  se toman de la exposición  $T_2$  con sus valores aumentados o reducidos por un factor  $T_1/T_2$  para corregir la diferencia de exposición.

Con el fin de conseguir una formación de imágenes en color usando una matriz de sensores monocromo, la presente invención preferentemente emplea una pluralidad de fuentes de luz de diferentes colores, y en particular, fuentes de rojo, verde y azul (RVA), que se ilustran en el presente documento como LED 24a, 24b y 24c. Al capturar los fotogramas usando una iluminación secuencial por cada uno de los colores primarios por sí solos, los fotogramas monocromáticos representan cada uno un canal de una imagen en color RVA.

Al combinar la técnica de la doble exposición con las tres iluminaciones distintas de cada color, se obtienen seis exposiciones para cada fotograma de color. Cada exposición tiene su propia duración, controlada externamente activando y desactivando la correspondiente fuente de iluminación de acuerdo con los métodos de control de la exposición que se van a describir más abajo. Las parejas de exposiciones largas/cortas primero se combinan, como se ha descrito anteriormente. La imagen final en color es pues la combinación de las dobles exposiciones para cada una de las tres exposiciones RVA. En primer lugar, cada una de las tres capas básicas RVA se recoge de acuerdo con la técnica de dobles exposiciones descrita anteriormente. Entonces la imagen final en color se obtiene a través de la corrección cromática efectuada por la multiplicación de cada capa de color en las constantes de equilibrio blanco. Se necesita una sincronización exacta para activar y desactivar los LED para obtener una exposición homogénea por todo el fotograma y de cada fotograma y para evitar una mezcla de colores entre fotogramas. Preferentemente se emprende un ciclo de lectura de "efecto persiana" entre exposiciones, es decir, cuando la escena está oscura debido a la falta de iluminación, para evitar mezclar los fotogramas de color.

Cualquier sensor de imágenes padece en cierta medida un ruido de patrón fijo que surge a partir de la variación del desfase y ganancia de los píxeles individuales. Los datos para corregir estas variaciones pueden medirse y almacenarse en una memoria, por ejemplo una EPROM, implementada como parte del endoscopio. Podría producirse una distorsión adicional a partir de cualquier aberración cromática no corregida del conjunto de lentes 22. Puesto que cada color tiene su propia capa, las distorsiones geométricas debido a los cambios de color pueden corregirse matemáticamente utilizando transformaciones geométricas. Las constantes para estas transformaciones pueden calibrarse individualmente y almacenarse en la memoria del endoscopio.

Ahora volviendo a la filtración y a la distribución de luz, como primera precaución para minimizar la posibilidad de que se filtre luz de las fuentes de luz directamente a la matriz de sensores, preferentemente las fuentes de luz se sitúan tan lejos de la matriz de sensores como lo permitan las dimensiones del conjunto de formación de imágenes. Por tanto, en el ejemplo preferente que se muestra en este documento (por ejemplo en la Figura 5), el chip sensor de imágenes 18 es rectangular, y más particularmente cuadrado. Las fuentes de luz 24a, 24b y 24c están desplegadas a lo largo de no más de dos bordes del chip rectangular 18 y la matriz de sensores 20 está situada proximal a la esquina del chip sensor de imágenes 18 más alejada de los dos bordes anteriormente mencionados.

Como precaución adicional contra la filtración de luz, el conjunto de formación de imágenes 16 preferentemente además incluye una cantidad de un medio sustancialmente opaco 28 desplegado al menos entre las fuentes de luz 24a, 24b y 24c y la matriz de sensores 20 de manera que se evite impedir que la iluminación se propague desde la fuente de luz hacia la escena.

Con el fin de mejorar la uniformidad de la iluminación, y más particularmente, para hacer que la distribución espacial de la luz desde los distintos LED de color sea más similar, el conjunto de formación de imágenes 16 preferentemente también incluye un medio de dispersión óptica 30 superpuesto distalmente sobre las fuentes de luz 24a, 24b y 24c

de manera que el medio de dispersión óptica 30 sea efectivo para dispersar la iluminación de las fuentes de luz 24a, 24b y 24c, de modo que ilumine la escena visualizada desde la porción de punta distal, sin impedir que la luz reflejada desde la escena alcance el conjunto de lentes 22. Ventajosamente esto puede lograrse garantizando que el conjunto de lentes 22 se extiende distalmente más allá de las fuentes de luz 24a, 24b y 24c, y desplegando el medio de dispersión óptica 30 rodeando el conjunto de lentes 30 sin estar superpuesto sobre la lente. El medio de dispersión óptica adecuado incluye, pero sin limitarse a, adhesivos descritos comercialmente como "fogged epoxy" (epóxido empañado) y adhesivos claros con mezclas de pequeños sólidos cristalinos o particulados de otro modo que provoquen una adecuada dispersión de la luz.

Opcionalmente, el conjunto de formación de imágenes 16 puede incluir además un medio sustancialmente transparente (no se muestra) superpuesto sobre ambos, el medio de dispersión óptica 30 y conjunto de lentes 22 para encapsular y proteger el conjunto de formación de imágenes 16.

Preferentemente, el conjunto de formación de imágenes 16 incluye una placa de circuito 32 común, que proporciona una estructura común de montaje para las fuentes de luz 24a, 24b y 24c y el chip sensor de imágenes 18. Opcionalmente, las fuentes de luz pueden elevarse por encima del nivel de la superficie de la placa de circuito utilizando un bloque soporte (no se muestra) para reducir o evitar que el ensamblaje de lentes haga sombra sobre la iluminación. La placa de circuito 32 preferentemente encaja dentro de una sección transversal circular de 2 milímetros de diámetro. De manera más preferente, se utiliza una placa de circuito básicamente circular, con un diámetro de no más de 1,8 milímetros aproximadamente. Esto facilita la construcción de un endoscopio con un diámetro externo no superior a 2 milímetros aproximadamente.

Los cables eléctricos 42 para suministrar energía a las fuentes de luz 24a, 24b y 24c y para suministrar energía y transferir datos hacia y desde el chip sensor de imágenes 18 pasan a lo largo del cuerpo flexible alargado 12. Con el fin de facilitar la conexión de estos cables a sus respectivos dispositivos sin ocupar valioso espacio de la superficie en la parte superior de la placa de circuito, las conexiones de los cables preferentemente se efectúan mediante conexiones a regiones de contacto de la placa de circuito sobre un lado proximal de la placa de circuito, es decir, orientadas lejos de la dirección de visualización. Las conexiones entre estas regiones de contacto y los componentes sobre la placa de circuito se efectúan a través de agujeros pasantes en la placa de circuito, tal y como se conoce en la técnica. La alineación de los cables para el acoplamiento de las correspondientes almohadillas de contacto puede efectuarse utilizando varias técnicas. A modo de ejemplo particularmente preferente pero no limitante, que se ilustra en la Figura 4, los cables se sujetan en la formación requerida mediante un disco posicionador 34 configurado para dejar que se proyecte un pequeño tramo de cada cable sin recubrir. Un bloque adaptador 36 se forma con canales periféricos dentro de los cuales se fijan los extremos de los cables con una pequeña gota de adhesivo conductor o soldadura. Los canales periféricos se forman con revestimientos conductores que están conectados eléctricamente a almohadillas de contacto 38. Las almohadillas de contacto 38 se despliegan de modo que estén alineadas con las correspondientes regiones de contacto en la cara posterior de la placa de circuito 32. El bloque adaptador 36 y la placa de circuito 32 típicamente se conectan aplicando una gota de adhesivo conductor o soldadura en cada una de las almohadillas de contacto 38.

Preferentemente, la porción de punta distal 14 incluye un conjunto de sensores de posición 40 (Figura 2), que incluye una pluralidad de bobinas de sensores, desplegadas cerca de un lado proximal de la placa de circuito. El conjunto de sensores de posición 40 preferentemente se implementa como conjunto de sensores de un sistema de medición de posición con seis grados de libertad, y más preferentemente de acuerdo con las enseñanzas de la patente de los EEUU N<sup>o</sup>. 6.188.355 y las solicitudes de PCT publicadas con los N<sup>o</sup>. WO 00/10456 y WO 01/67035, todas las cuales quedan incorporadas al presente documento por referencia. El conjunto de sensores de posición 40 proporciona un seguimiento de la posición del conjunto de formación de imágenes 16 dentro del cuerpo, facilitando de este modo la navegación del endoscopio y la integración de los datos de formación de imágenes con otras fuentes de información disponibles.

Como se ha mencionado anteriormente, uno de los factores problemáticos para la miniaturización de un endoscopio es el número de cables 42 que se extienden a lo largo del cuerpo flexible y deben conectarse al conjunto de formación de imágenes. Para reducir el número de cables todo lo posible, una característica particularmente preferente de ciertos modos de realización de la presente invención es que el chip sensor de imágenes 18 esté conectado exactamente a cuatro cables. El funcionamiento del conjunto de formación de imágenes 16 se controla mediante un controlador, que puede implementarse como una unidad electrónica exclusiva o como parte de un sistema informático de uso general 44 (Figura 1), asociado con una parte proximal del cuerpo flexible alargado 12. Para efectuar la conexión de los cuatro cables del chip sensor de imágenes, el controlador está asociado eléctricamente con el chip sensor de imágenes 18 a través de no más de dos cables de comunicaciones 42 que se extienden a lo largo del cuerpo flexible alargado 12. La comunicación preferentemente se efectúa bi-direccionalmente, al configurar el chip sensor de imágenes 18 para que responda a una señal de petición de fotograma generada por el controlador para realizar un ciclo de lectura de la matriz de dos dimensiones de píxeles sensibles a la luz en un modo de efecto persiana, y transmitir los datos de imagen de un único fotograma al controlador. Ambos, la señal de petición de fotograma y los datos de imagen se transmiten a través de uno o de los dos cables de comunicaciones. Preferentemente, al menos los datos de imagen se transmiten por ambos cables usando una señal diferencial a fin de minimizar la corrupción de datos.

Preferentemente el controlador controla la sincronización del ciclo de lectura del chip sensor de imágenes 18. Por tanto, el chip sensor de imágenes 18 preferentemente está configurado para esperar tras la transmisión de los datos de imagen del único fotograma hasta recibir una señal posterior de petición de fotograma del controlador. En la práctica, dado que el conjunto de formación de imágenes funciona en la oscuridad, el control de exposición preferentemente se efectúa controlando principalmente el tiempo de activación de las fuentes de iluminación, también controlado por el controlador. Sin embargo, para un uso eficiente del tiempo, es preferible que se inicie un ciclo de lectura del chip inmediatamente después de que se complete cada exposición. Por tanto, el controlador preferentemente está configurado para generar señales de petición de fotogramas al final de los pares de periodos desiguales, correspondientes a los anteriormente mencionados tiempos de exposición largo y corto para cada color de iluminación. Como se ha explicado anteriormente, se generan parejas de fotogramas similares con diferentes tiempos de exposición, y el controlador los co-procesa para derivar un fotograma mejorado que tenga un rango dinámico mayor que cada uno de los fotogramas similares de la pareja. En la anteriormente mencionada implementación preferente de formación de imágenes en color, el controlador preferentemente también está configurado para combinar los fotogramas mejorados para cada uno de los tres colores de iluminación para generar una imagen en color.

Un ejemplo no limitante de una simple implementación electrónica de la comunicación bidireccional entre el chip sensor de imágenes 18 y el controlador se ilustra en la Figura 11. La electrónica del chip sensor de imágenes 18 en este documento se designa con el 500 mientras que la electrónica externa (parte del controlador) se designa 550. El chip sensor de imágenes funciona en modo de efecto persiana con una sincronización externa a través de peticiones de fotogramas desde el controlador transmitidas a lo largo de la línea de salida de vídeo 510, que preferentemente es una línea diferencial dual.

La señal de salida de vídeo, ya sea digital o analógica, se deriva a través de un excitador 506 y se transmite a través del conmutador cerrado 504 y a lo largo de la línea 510 hasta un receptor 552, que suministra la señal de vídeo 556 a su destino final (p. ej., un sistema informático 44 o cualquier otro equipo requerido). Una vez que se ha transferido un fotograma completo, se abre el conmutador 504, y el sensor de imágenes espera una orden de petición de fotograma. En este estado, las celdas recogen los electrones fotones. Para activar una petición de fotograma, el conmutador 554 está cerrado, en conexión a tierra 510, y por lo tanto cambiando la salida del amplificador 502 de modo que active el siguiente ciclo de lectura de la matriz de imágenes. El ciclo de lectura también reinicia los píxeles durante la transferencia de datos de la salida de imagen, fila a fila. La electrónica externa 550 puede controlarse mediante un PC, un micro-controlador o cualquier otra máquina adecuada del estado de la técnica.

Un segundo ejemplo no limitante de una arquitectura más sofisticada se describe en la figura 12. En este caso, la electrónica del sensor de imágenes 600 y la electrónica externa 650 están conectadas mediante una línea de comunicaciones bidireccional 610, de nuevo preferentemente una línea diferencial dual. Durante la transmisión de datos de la imagen de vídeo, un primer conmutador 602 conecta el excitador de salida 604 a la línea 610 y un segundo conmutador 652 conecta la línea 610 a un amplificador 654 para recibir la señal. Una vez que se ha completado la transferencia de un fotograma, los conmutadores 602 y 652 cambian de estado, permitiendo que el excitador 656 envíe datos digitales al sensor de imágenes, recibidos por un amplificador 606 y almacenados en la memoria 608. Estos datos digitales se utilizan para controlar el retraso entre fotogramas de vídeo secuenciales utilizando un contador de cuenta atrás. Como opción este puerto puede servir también para otros comandos de control.

En cualquiera de los casos anteriores, una implementación práctica del conjunto electrónico se encuentra totalmente dentro de las capacidades de un del experto habitual en la técnica y no se tratará con más detalle en este documento.

Volviendo finalmente a las Figuras 6A-6C, se muestra un aparato 200 útil para ensamblar el conjunto de formación de imágenes 16, y en particular, para el acoplamiento correctamente alineado del conjunto de lentes 22 con un adhesivo claro a la matriz de sensores del chip 18. El aparato 200 tiene una primera plataforma ajustable 202 con una superficie de agarre 204 (Figura 6B) para enganchar la placa de circuito 32 que soporta el chip sensor de imágenes 18. La plataforma ajustable 202 se monta bajo un microscopio 206 para poder ver el chip 18 y para que la matriz de sensores 20 pueda centrarse bajo una retícula de microscopio 206 ajustando la plataforma 202. El aparato 200 además incluye un soporte ajustable 208 en el que se monta a modo de bisagra una solapa 210 abisagrada. La solapa abisagrada 210 incluye un portales 212 para retener un conjunto de lentes 22 en una posición centrada bien definida. El soporte ajustable 208 también permite el ajuste de la posición de la solapa abisagrada 210 para centrar un marcador sobre la cara posterior (superior) del portales 212 con respecto a la retícula del microscopio cuando la solapa está en su posición abatida (Figura 6C).

Antes de su uso, la solapa abisagrada 210 se abate a la posición de la Figura 6C y el soporte ajustable 208 se ajusta hasta que el portales 212 esté centrado con respecto a la retícula del microscopio. La solapa 210 se levanta entonces a la posición de la Figura 6A, y el conjunto de lentes 22 se inserta en el portales 212. La placa de circuito 32 se engancha en la superficie de agarre 204 y la plataforma ajustable 202 se ajusta para centrar la matriz de sensores 20 con respecto a la retícula del microscopio. Una pequeña cantidad de adhesivo claro se aplica entonces en el extremo del conjunto de lentes 22 y la solapa abisagrada 210 se abate con cuidado para poner el

conjunto de lentes 22 en contacto con la matriz de sensores, donde se deja hasta que se seque. La solapa abisagrada 210 preferentemente está configurada para aplicar una presión de contacto predefinida entre el conjunto de lentes y la matriz de sensores, ayudando de este modo a garantizar que el conjunto de lentes se asiente perfectamente contra la superficie del chip.

5 Se apreciará que las descripciones anteriores tienen por objeto servir únicamente como ejemplos, y que muchos otros modos de realización son posibles dentro del ámbito de la presente invención tal y como se definen en las reivindicaciones adjuntas.

**REIVINDICACIONES**

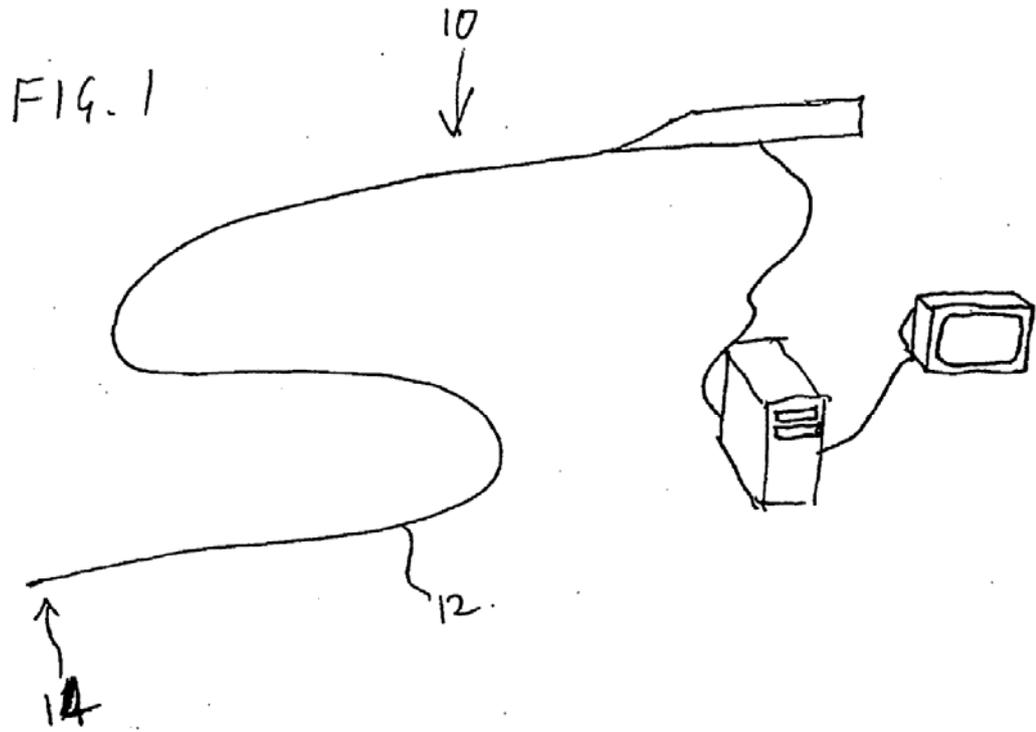
1. Un endoscopio (10) que comprende:

- 5 (a) un cuerpo flexible alargado (12) que tiene una porción de punta distal (14);  
 (b) al menos una fuente de luz (24a, 24b, 24c) para iluminar la escena visualizada desde dicha porción de punta distal;  
 (c) un medio de dispersión óptica (30) superpuesto distalmente sobre dicha fuente de luz de manera que dicho medio de dispersión óptica sea efectivo para dispersar la iluminación de dicha fuente de luz, de modo que  
 10 ilumine la escena visualizada desde dicha porción de punta distal, sin impedir que la luz reflejada desde la escena alcance dicho conjunto de lentes;  
 (d) un conjunto de formación de imágenes (16) asociado con dicha porción de punta distal, incluyendo dicho conjunto de formación de imágenes:
- 15 (i) un chip sensor de imágenes (18) que incluye una matriz de dos dimensiones (20) de píxeles sensibles a la luz; y  
 (ii) un conjunto de lentes (22) desplegado para enfocar la luz de un campo de visión sobre dicho chip sensor de imágenes para generar una imagen de una escena visualizada desde dicha porción de punta distal, en el  
 20 que dicho conjunto de lentes está fijado directamente a dicho chip sensor de imágenes mediante una cantidad de adhesivo transparente, caracterizado por que;  
 dicho conjunto de lentes se extiende distalmente más allá de dicha al menos una fuente de luz, y en el que dicho medio de dispersión óptica rodea dicho conjunto de lentes sin superponerse sobre dicho conjunto de lentes.
- 25 2. El endoscopio de la reivindicación 1, en el que dicho conjunto de lentes incluye una lente cilíndrica con gradiente de índice.
- 30 3. El endoscopio de la reivindicación 1, en el que dicho conjunto de lentes incluye un ensamblaje de lentes compuestas.
4. El endoscopio de la reivindicación 1, en el que dicho conjunto de lentes tiene un campo de visión de al menos 60 [grados] aproximadamente.
- 35 5. El endoscopio de la reivindicación 1, en el que dicho conjunto de lentes tiene un campo de visión de al menos 90 [grados] aproximadamente.
6. El endoscopio de la reivindicación 1, en el que un área de dicha matriz de dos dimensiones de píxeles sensibles a la luz no es mayor a medio milímetro cuadrado.
- 40 7. El endoscopio de la reivindicación 1, en el que dicho conjunto de formación de imágenes tiene un diámetro de no más de 2 milímetros.
8. El endoscopio de la reivindicación 1, en el que dicho conjunto de formación de imágenes además incluye un medio sustancialmente opaco desplegado al menos entre dicha fuente de luz y dicha matriz de dos dimensiones de píxeles sensibles a la luz sin impedir que la iluminación se propague desde dicha fuente de luz hacia la escena.
- 45 9. El endoscopio de la reivindicación 1, en el que dicho conjunto de formación de imágenes además incluye un medio sustancialmente transparente superpuesto sobre ambos, dicho medio de dispersión óptica y dicho conjunto de lentes.
- 50 10. El endoscopio de la reivindicación 1, en el que dicha al menos una fuente de luz se implementa como una pluralidad de fuentes de luz de diferentes colores.
- 55 11. El endoscopio de la reivindicación 10, en el que dicho chip sensor de imágenes es rectangular, y en el que dicha pluralidad de fuentes de luz se despliegan a lo largo de no más de dos bordes de dicho chip rectangular, estando dicha matriz de dos dimensiones de píxeles sensibles a la luz situada proximal a la esquina de dicho chip sensor de imágenes más alejada de dichos dos bordes de dicho chip rectangular.
- 60 12. El endoscopio de la reivindicación 1, en el que dicha al menos una fuente de luz y dicho chip sensor de imágenes se despliegan sobre una placa de circuito común.
13. El endoscopio de la reivindicación 12, en el que dicha placa de circuito encaja dentro de una sección transversal circular de 2 milímetros de diámetro.
- 65

14. El endoscopio de la reivindicación 12, que además comprende una pluralidad de cables que pasan a lo largo de dicho cuerpo flexible alargado para su conexión a dicho chip sensor de imágenes y a dicha al menos una fuente de luz, estando dichos cables conectados a regiones de contacto de dicha placa de circuito sobre un lado proximal de dicha placa de circuito.

5 15. El endoscopio de la reivindicación 14, en el que dicho sensor de imágenes está conectado exactamente a cuatro de dicha pluralidad de cables.

10 16. El endoscopio de la reivindicación 12, que además comprende un conjunto de sensores de posición (40) que incluye una pluralidad de bobinas de sensores, estando dicho conjunto de sensores de posición desplegado dentro de dicho cuerpo flexible alargado cerca de un lado proximal de dicha placa de circuito.



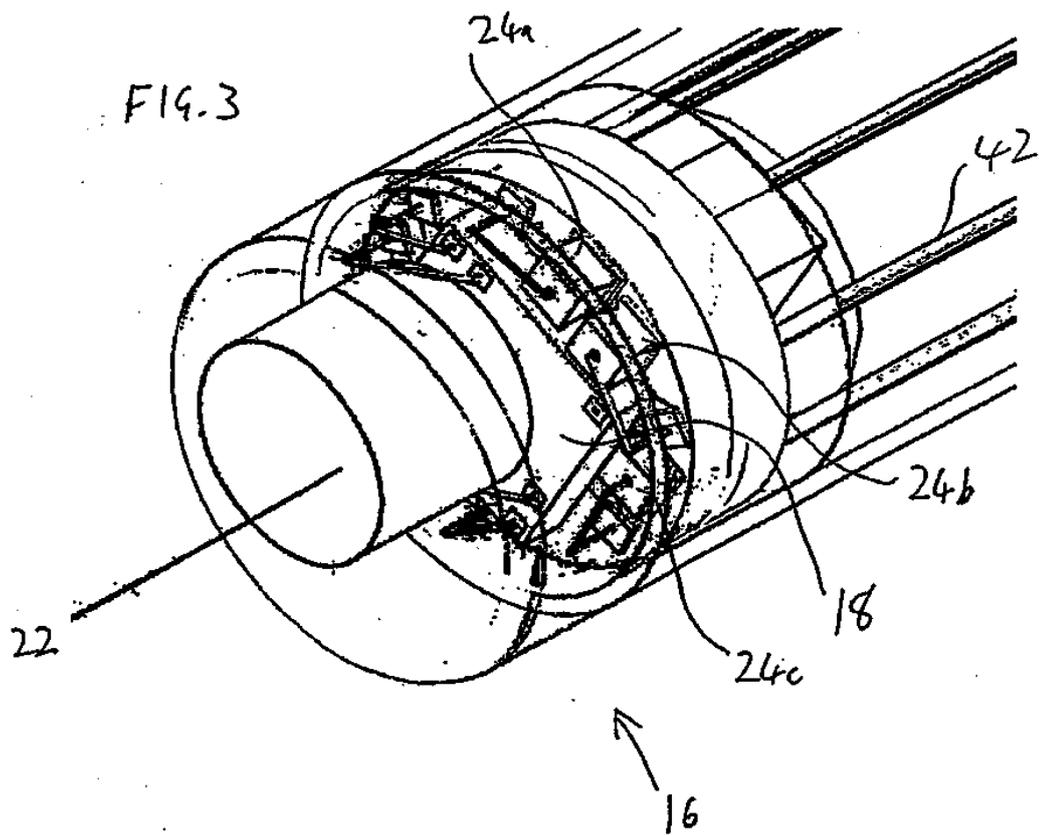
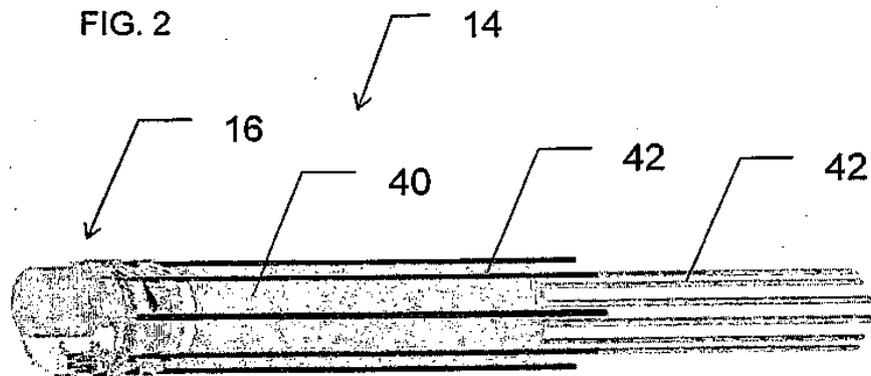


FIG. 4

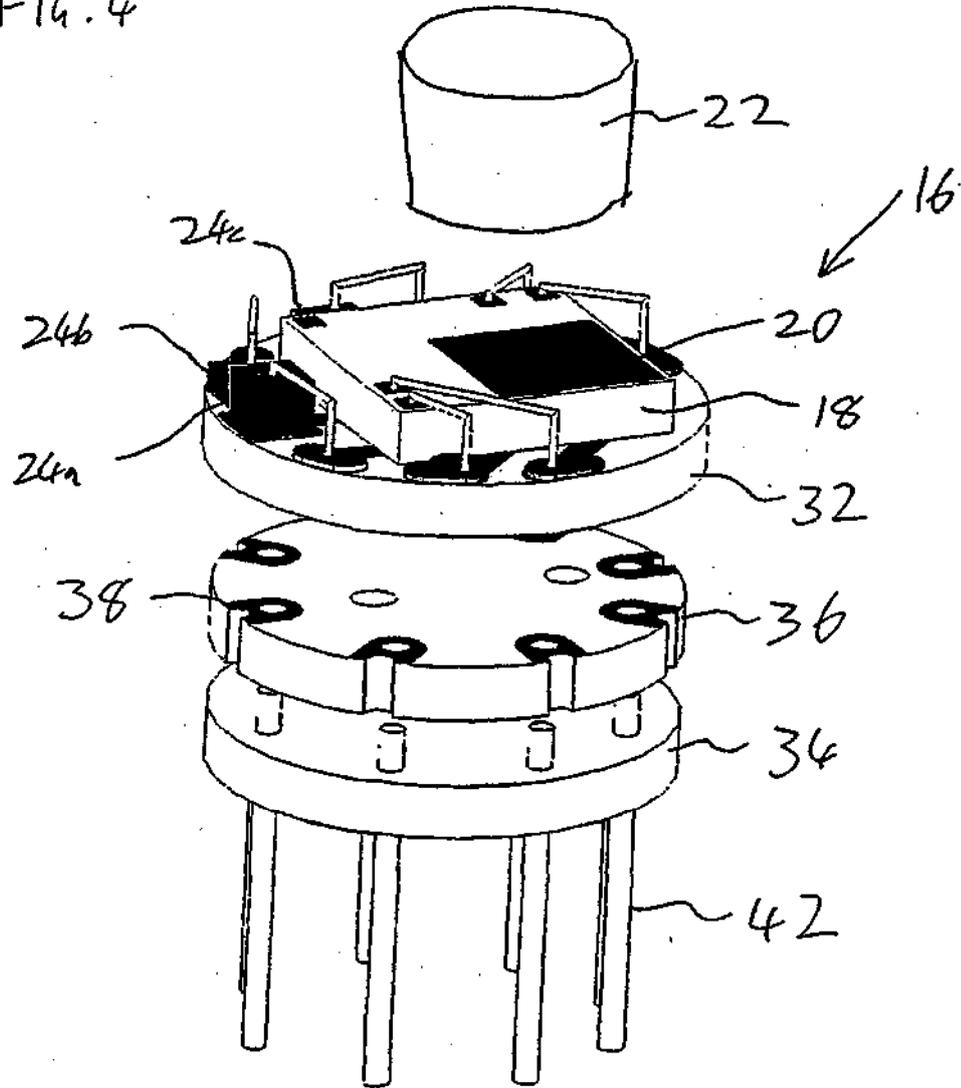
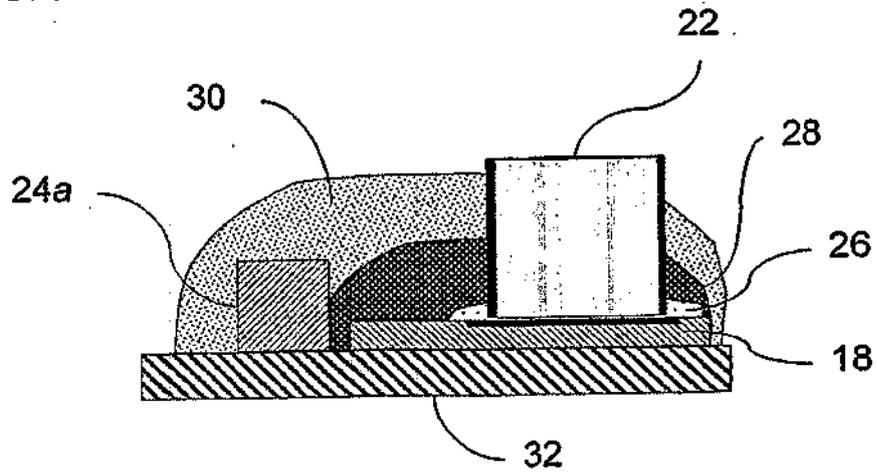


FIG. 5



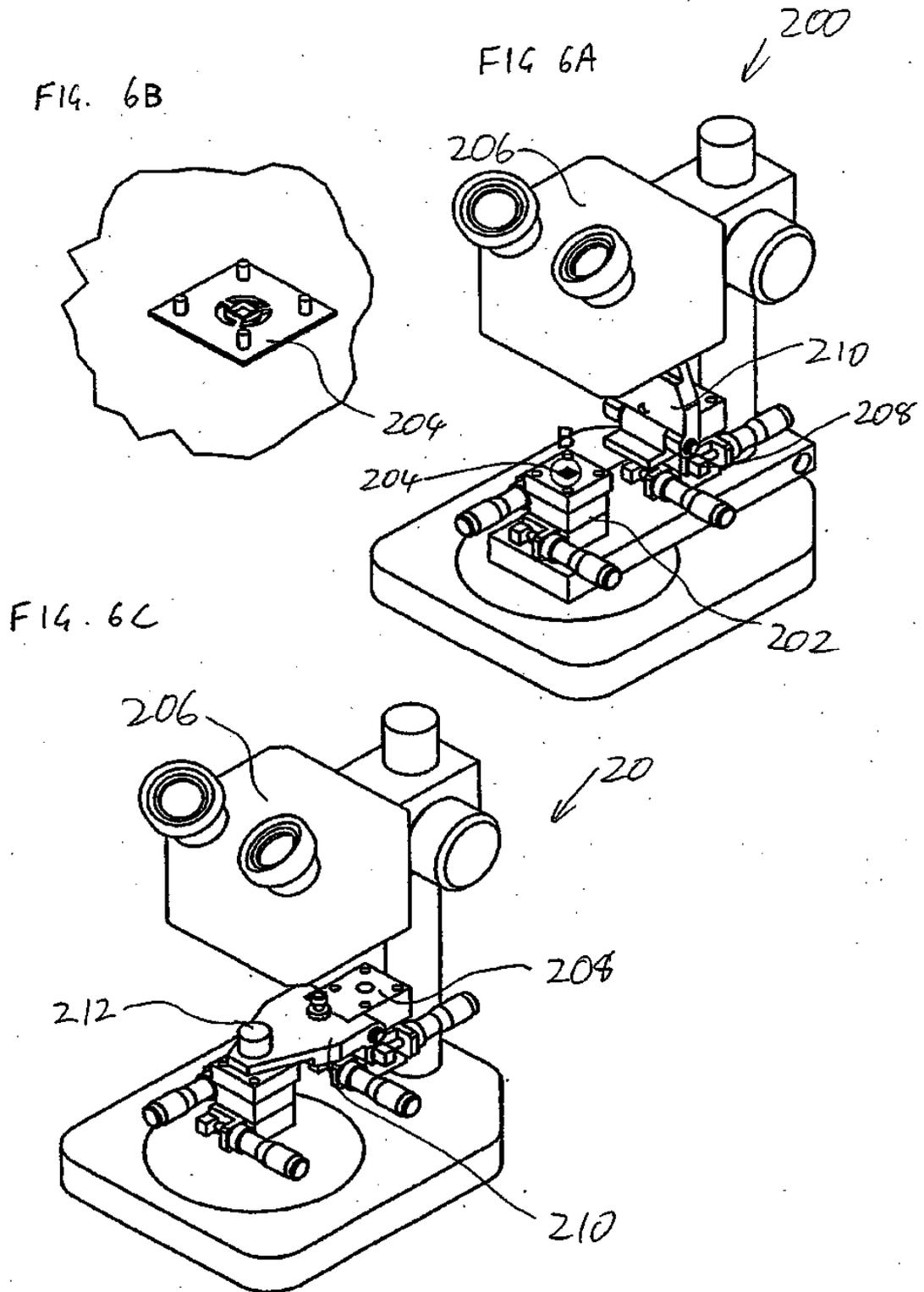


FIG. 7

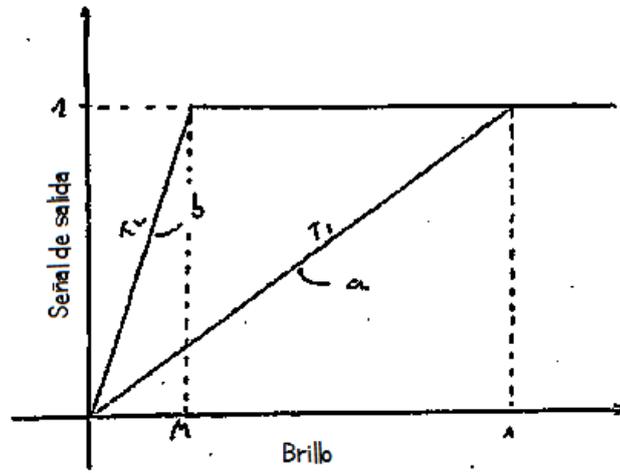


FIG. 8

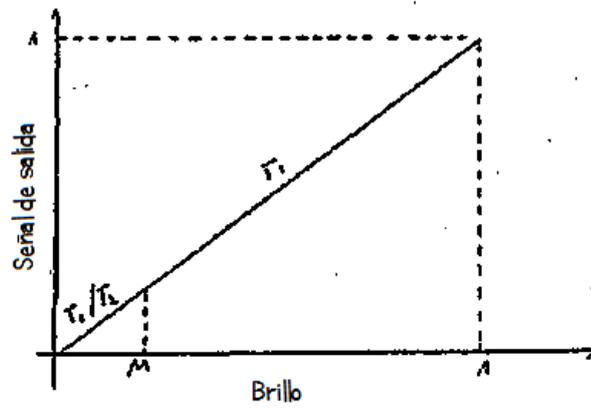


FIG. 9

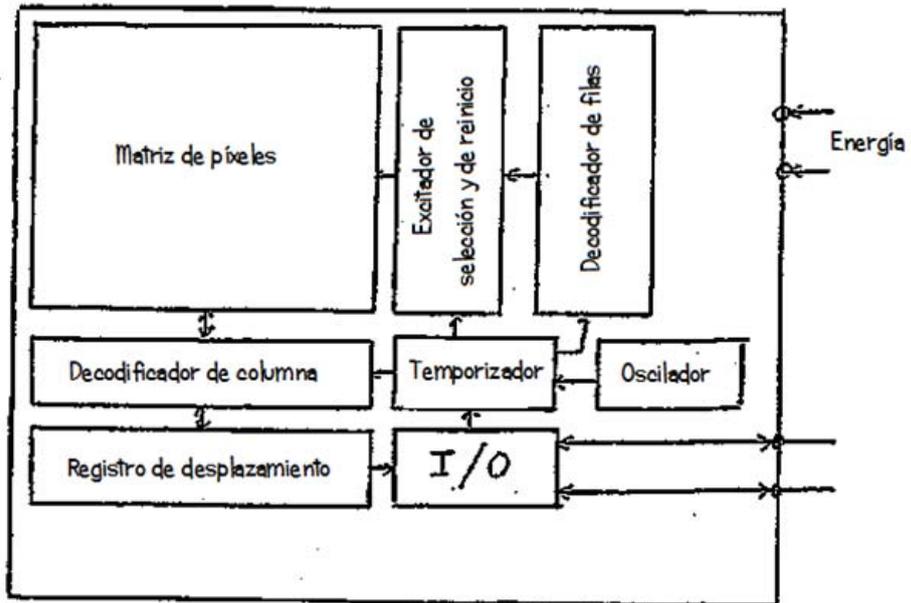


FIG. 10

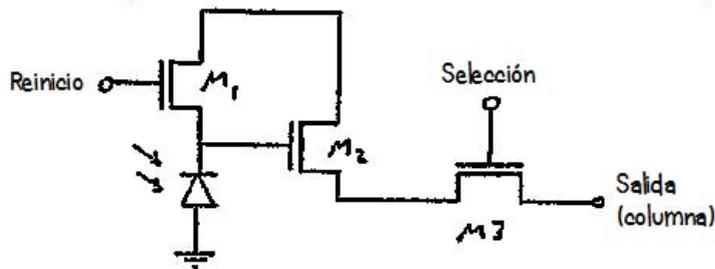


FIG. 11

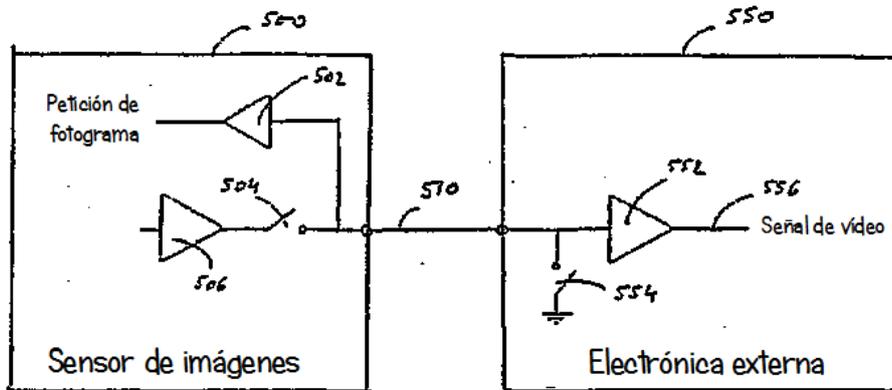


FIG. 12

