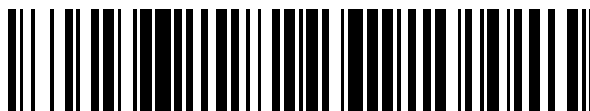


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 744 458**

51 Int. Cl.:

A61B 1/04	(2006.01)
A61B 1/06	(2006.01)
A61B 1/00	(2006.01)
A61B 1/07	(2006.01)
G02B 6/42	(2006.01)
G02B 6/293	(2006.01)
F21V 8/00	(2006.01)
A61B 1/12	(2006.01)
A61B 1/045	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **17.11.2009 PCT/US2009/006155**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **27.05.2010 WO10059197**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.11.2009 E 09756365 (4)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.06.2019 EP 2365773**

54 Título: **Fuente de luz led endoscópica que tiene un sistema de control de retroalimentación**

30 Prioridad:

18.11.2008 US 199597 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
25.02.2020

73 Titular/es:

**STRYKER CORPORATION (100.0%)
2825 Airview Boulevard
Kalamazoo, MI 49002, US**

72 Inventor/es:

**FEINGOLD, BENJAMIN HYMAN;
NAMBAKAM, VASUDEV y
HUI, SIMON S.**

74 Agente/Representante:

SÁEZ MAESO, Ana

ES 2 744 458 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

Fuente de luz led endoscópica que tiene un sistema de control de retroalimentación

Referencia cruzada a aplicaciones relacionadas

5 Esta solicitud reivindica el beneficio de la Solicitud Provisional de los Estados Unidos No. de Serie 61/199 597, presentada el 18 de noviembre de 2008.

Campo de la invención

10 Esta invención se relaciona con un sistema de estado sólido para proporcionar iluminación desde una fuente de luz externa a través de un endoscopio hasta un sitio quirúrgico. La fuente de luz externa incluye un cable de luz de fibra óptica que proporciona luz desde la fuente externa a una entrada de endoscopio. La invención es como se define en las reivindicaciones adjuntas.

Antecedentes de la invención

15 Las fuentes de luz se usan en la endoscopia para inspeccionar regiones dentro de un cuerpo durante la cirugía. Típicamente, un endoscopio incluye un tubo de inserción alargado rígido o flexible equipado con un conjunto de fibras ópticas que se extienden desde un mango proximal a través del cuerpo del endoscopio hasta una punta de visión distal del mismo. Una fuente de luz externa proporciona luz a las fibras ópticas a través de un cable que se conecta a un poste en un lado del endoscopio. En algunas realizaciones, el endoscopio incluye un dispositivo de imágenes para proporcionar una imagen a un monitor para que lo vea un cirujano.

20 Las Figuras 1 y 2 de la técnica anterior están tomadas de la Patente de Estados Unidos No. 6 921 920, que divulga una fuente de luz de estado sólido. Como se ilustra en la Figura 1, un sistema 10 endoscópico para proporcionar iluminación puede incluir una fuente 12 de luz de estado sólido, un monitor 14 de video, una cámara 16 y un endoscopio 18. La fuente 12 de luz genera luz blanca que se transporta a un extremo 22 distal del endoscopio 18 a través de una guía 26 de luz. La guía 26 de luz incluye múltiples fibras y está conectada entre un conector 28 de salida de la fuente 12 de luz y un poste 30 de luz del endoscopio 18. La luz blanca ilumina un área 24 de trabajo en el extremo 22 distal del endoscopio. La cámara 16 de video, conectada a un mango 32 del endoscopio genera señales de video representativas de imágenes en el área 24 de trabajo para visualizar en el monitor 14 de video.

25 La Figura 2 muestra un esquema de una fuente 12 de luz específica para la disposición conocida de la Figura 1. La fuente 12 de luz de la Figura 2 incluye un sistema 34 óptico y un conjunto 36 de lentes utilizada para colimar la luz de un conjunto 38 de LED correspondiente. Un lente 40 de enfoque enfoca después la luz sobre una guía 52 de luz.

30 El conjunto 38 de LED está dispuesta en un conjunto bidimensional de forma circular. El conjunto 36 de lentes correspondiente está ubicado frente a la formación 38 de LED de manera que cada fuente 42 de luz semiconductor se coloca a lo largo de un eje 44 óptico del lente 46 correspondiente. Los lentes 46 coliman la luz emitida por sus LED 42 correspondientes. Los lentes 46 pueden representar lentes individuales, tales como esféricos simples o dobles, lentes compuestos, lentes de tipo índice radiante o combinaciones de cada uno. Otras disposiciones tienen conjuntos de lentes que se implementan como parte de un conjunto de LED mediante adhesión, fusión o similares. Algunas disposiciones tienen un LED de forma rectangular y un conjunto de lentes.

35 La longitud focal del lente 40 y el diámetro de los lentes 46 se eligen en el orden de unos pocos milímetros. Los valores reales se seleccionan con base en el tamaño de la superficie 48 de emisión de LED que determina el campo de visión del lente 46.

40 La luz colimada del conjunto 36 de lentes viaja al lente 40 de enfoque. El lente 40 de enfoque proyecta la imagen de cada superficie 48 de emisión de luz LED en una cara 50 de entrada de la guía 42 de luz. La imagen se amplía de modo que el tamaño sea aproximadamente igual al tamaño de la cara 50 de entrada de la guía 42 de luz. La 42 guía de luz transporta la luz a un endoscopio. La luz pasa a través del endoscopio para iluminar un sitio quirúrgico. La cámara 16 proporciona imágenes del sitio quirúrgico para su visualización en el monitor 14 de video.

45 Un área de preocupación con el sistema endoscópico descrito anteriormente y otros sistemas de iluminación endoscópicos es la transferencia de calor desde una fuente de luz a través de la guía 26 de luz a una unión de metal en el extremo distal del espectro. En algunos casos, la temperatura en el extremo distal del espectro puede ser tan alta como 70°C. Si un cirujano extrae el endoscopio del interior de un paciente y coloca el endoscopio en su cuerpo, se puede quemar la piel de un paciente. Además, cuando el endoscopio está dispuesto dentro del cuerpo de un usuario, existe la posibilidad de que la punta distal metálica lesione el tejido del paciente.

50 Un objeto de la invención es proporcionar un aparato que tenga una pluralidad de fuentes de luz de estado sólido que funcionan a un voltaje o nivel de potencia mínimo mientras proporcionan la cantidad necesaria de luz.

Una realización de la invención es detectar el color de la luz aplicada a través de un endoscopio al sitio quirúrgico. Dependiendo de los valores de color detectados, la potencia de los diodos emisores de luz individuales o de los conjuntos de diodos se controla para equilibrar los colores de la luz para producir una luz blanca. De esta manera, el

balance de blancos en una cámara que recibe luz reflejada desde la fuente de luz no es tan necesario en comparación con las fuentes de luz que no tienen retroalimentación de balance de color.

Otra realización de la invención deja de proporcionar automáticamente potencia a la fuente de luz cuando el extremo distal del cable de fibra óptica se desconecta del endoscopio.

5 Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 es un dibujo de un sistema de endoscopio conocido.

La Figura 2 es un sistema óptico para el sistema de endoscopio de la Figura 1.

La Figura 3 es un diagrama de bloques de una primera realización de fuente de luz de la invención.

La Figura 4 es una óptica de luz para una realización de la fuente de luz.

10 La Figura 5 es una óptica de luz de otra realización de la fuente de luz.

La Figura 6 es un diagrama de bloques de otra realización que incluye una fuente de luz en combinación con una cámara endoscópica.

La Figura 7 es un diagrama de bloques de la fuente de luz de la Figura 6.

La Figura 8 es un diagrama de bloques de la cámara endoscópica de la Figura 6.

15 La Figura 9 es un diagrama de bloques de una fuente de luz que tiene un sensor de presencia de cable de fibra óptica para determinar si el cable está conectado a un endoscopio.

Se utilizará cierta terminología en la siguiente descripción solo por conveniencia y referencia, y no será limitante. Por ejemplo, las palabras "hacia arriba", "hacia abajo", "hacia la derecha" y "hacia la izquierda" se referirán a las instrucciones en los dibujos a las que se hace referencia. Las palabras "hacia adentro" y "hacia afuera" se referirán a las direcciones hacia y desde, respectivamente, el centro geométrico de la disposición y las partes designadas de la misma. Dicha terminología incluirá las palabras específicamente mencionadas, derivados de las mismas y palabras de importancia similar.

20 Descripción detallada

Descripción detallada

25 La Figura 3 es un diagrama de bloques de una fuente 60 de luz que incluye una unidad 62 de suministro de potencia que proporciona una pluralidad de salidas 64a, 64b, 64c de potencia a dispositivos emisores de luz de estado sólido, tales como diodos 66a, 66b, 66c emisores de luz. Los diodos 66a-66c emisores de luz proporcionan luz a la óptica 68 de luz, que se describirá con más detalle a continuación. La óptica 68 de luz proporciona una salida 70 de luz colimada hacia y dentro de una barra 72 de transmisión de luz hueca. La salida 70 de luz está destinada a ser de luz blanca.

30 En un extremo distal de la barra 72 de transmisión de luz, una óptica 74 de fibra está orientada para recibir una porción minúscula de la salida 70 de luz. La óptica 74 de fibra proporciona la luz recibida allí a un sensor 76 de color dispuesto en la carcasa de la fuente de luz. El sensor 76 de color proporciona una señal 78 de salida de color a un circuito 80 de balance de color. El circuito de balance de color proporciona señales 82a, 82b, 82c de salida de balance de color a la unidad 62 de suministro de potencia. La unidad 62 de suministro de potencia incluye circuitos 63a-63c de salida de potencia individuales que suministran potencia a LED o conjuntos de LED 66a-66c.

35 En funcionamiento, la realización de fuente de luz ilustrada en la Figura 3 proporciona una salida 70 de luz a la barra 72 de transmisión de luz que es recibida por un cable de fibra óptica que proporciona la salida de luz a un endoscopio.

40 Además de la salida 70 de luz para un endoscopio, la óptica 74 de fibra dispuesta en un borde en el extremo distal de la barra 72 recibe una pequeña porción de la salida 72 de luz y proporciona la luz al sensor 76 de color. El sensor 76 de color detecta las propiedades de la luz y determina qué colores, si los hay, son dominantes dentro de la salida 70 de luz. Por ejemplo, si se proporciona una gran cantidad de luz roja en la salida 70 de luz, la condición cambiará el aspecto o el color de una imagen de un objeto en el que se refleja la salida de luz. Así, el sensor 76 de color recibe luz de la óptica 74 de fibra y determina la intensidad del color en la óptica 74 de fibra. Luego, el sensor 76 de color proporciona señales 78 de salida de color correspondientes a la luz combinada de los LED o elementos 66 emisores de luz de estado sólido.

45 El circuito 80 de balance de color recibe las señales 78 de salida de color desde el sensor 76 de color y determina cuál, si hay, de los diodos de 66a-66c emisores de luz coloreados necesita emitir más o menos luz a la fibra 68 óptica. El circuito 80 de balance de color luego proporciona señales 82a, 82b, 82c de salida de balance de color a la unidad 62 de suministro de potencia. Los circuitos 63a-63c de salida de potencia controlan individualmente los diodos 66a-66c emisores de luz con base en las señales 82 de salida de balance de color para obtener, de acuerdo con una
50 realización, una salida 70 de luz blanca balanceada. Sin embargo, en algunas situaciones, una salida de luz blanca

puede no ser el color de luz más ideal para ver un campo operativo. Por lo tanto, el circuito 80 de balance de color opera para controlar los elementos emisores de luz para proporcionar el color deseado predeterminado.

5 En conclusión, la disposición de fuente de luz mostrada en la Figura 3, que está contenida dentro de una carcasa de fuente de luz, opera para proporcionar una salida 70 de luz de color predeterminado, independientemente de las condiciones o propiedades de los diversos diodos 66a-66c emisores de luz individuales de luz que proporcionan la luz que se procesa y emite a través de la barra 72 de transmisión de luz.

Óptica de luz

10 La Figura 4 ilustra una realización de la óptica 68 de luz proporcionada dentro de la fuente 60 de luz. La realización de la Figura 4 incluye LED 66a-66c rojo, verde y azul, respectivamente. La óptica 68 de luz incluye una pluralidad de paredes para contener la luz proporcionada por los respectivos LED 66a-66c.

La óptica 68 de luz incluye un reflector o espejo 88 dispuesto debajo del LED 66b verde para reflejar la luz verde. El reflector 88 está orientado aproximadamente a un ángulo de 45 grados para reflejar la luz verde en una dirección horizontal sustancialmente transversal como se ilustra en la Figura 4. La luz verde se refleja hacia un primer filtro 90 de paso de banda dicróico que permite que la luz verde pase a través de sí misma.

15 En la Figura 4, el LED 66a rojo proporciona luz roja que se dirige hacia abajo y pasa a través de un segundo filtro 92 dicróico de paso alto en ángulo. Los filtros 90 y 92 dicróicos son filtros de vidrio con recubrimientos dicróicos. Después de pasar a través del filtro 92 dicróico, la luz roja avanza hacia el primer filtro 90 de paso de banda y se refleja transversalmente desde allí y sustancialmente en alineación con la luz verde que pasa a través del filtro 90. Por lo tanto, la luz roja y la luz verde viajan a lo largo de la misma trayectoria óptica.

20 El LED 66c azul proporciona luz a lo largo de una trayectoria transversal a la dirección de la luz desde el LED 66a rojo. La luz azul refleja hacia abajo desde una superficie el filtro 92 dicróico de paso alto en la misma dirección y a lo largo de la misma trayectoria que la luz roja. La luz azul luego se refleja, junto con la luz roja, desde la superficie del filtro 90 dicróico de paso de banda transversalmente, y sustancialmente en la misma dirección que la luz verde.

25 La luz roja, azul y verde combinada pasa a través de un lente 94 de enfoque que estrecha la trayectoria óptica de la luz combinada y luego pasa a través de un lente 96 colimador para ingreso a la barra 72 de transmisión de luz.

La barra 72 de transmisión de luz puede ser una barra de vidrio que está adaptada para la conexión a un extremo 98 proximal de un cable 100 de fibra óptica. Así, la óptica 68 de luz combina una pluralidad de colores para obtener una salida 70 de luz blanca para transferir a un cable 100 de fibra óptica. En algunas realizaciones, el cable 100 de fibra óptica incluye una pluralidad de fibras ópticas que se extienden a lo largo de su longitud.

30 La Figura 5 es otra realización de la óptica 68 de luz que difiere de la realización mostrada en la Figura 4. En la Figura 5, todos los LED 66a-66c están colocados transversalmente a una trayectoria de salida óptica de la óptica 68 de luz.

35 El LED 66a rojo proporciona luz reflejada transversalmente por un reflector o espejo 88 en ángulo. La luz roja viaja a lo largo de una trayectoria óptica y pasa a través de un filtro 104 de paso alto en ángulo. El LED 66b verde proporciona luz en una trayectoria descendente paralela que se refleja transversalmente por el filtro 104 dicróico de paso alto. El filtro 104 dicróico está orientado a un ángulo de aproximadamente 45° para que la luz roja y verde se combinen y recorran esencialmente la misma trayectoria óptica.

El LED 66c azul también emite luz en una dirección hacia abajo que se refleja transversalmente por un filtro 106 dicróico de paso alto en ángulo. El filtro 106 dicróico permite que la luz roja y verde pasen a través de la misma trayectoria óptica que la luz azul.

40 La luz roja, azul y verde se combinan a lo largo de una única trayectoria óptica y viajan a un lente 94 de enfoque. El lente 94 de enfoque enfoca la luz combinada y dirige la luz a un lente 96 colimador. El lente 96 colimador orienta la luz en una dirección recta para entrar en la barra 72 receptora. Como se discutió anteriormente, la barra 72 receptora transfiere luz al extremo 98 proximal de un cable 100 de fibra óptica. El extremo 98 proximal del cable 100 de fibra óptica se inserta en una fuente de luz que contiene la barra 72 de transmisión de luz. La barra 72 está orientada de manera que el extremo distal de la misma se abre a través de una pared de la carcasa para recibir el extremo 98 proximal del cable 100 de fibra óptica.

Fuente de luz controlada por entradas de la cámara

50 El diagrama de bloques de la Figura 6 muestra otra realización de la invención en la que la fuente 60 de luz se controla mediante señales de retroalimentación de una cámara 110. El extremo 98 proximal del cable 100 de fibra óptica se conecta a la fuente 60 de luz como se discutió anteriormente, y un extremo distal del cable de fibra óptica se conecta a un puerto receptor de luz de un endoscopio 112. El endoscopio tiene una trayectoria óptica allí para proyectar la salida de luz blanca recibida en el puerto hacia afuera desde un extremo 114 distal del mismo. Luego se proporciona una imagen reflejada a un sensor 116 de imagen de la cámara 110 dispuesta en un extremo proximal del endoscopio 112.

Como se discutirá con más detalle a continuación, la cámara 110 emite una o ambas de una señal 118 de balance de color y una señal 120 de velocidad de obturación. La señal 118 de color y la señal 120 de velocidad de obturación se proporcionan como señales de control a la fuente 60 de luz. En la Figura 6, una imagen recibida por la cámara 110 también se proporciona como una salida 122 de imagen y se muestra en un monitor 124 de video.

5 El diagrama de bloques de la cámara 110 ilustrado en la Figura 7 se proporciona con el fin de mostrar detalles de procesamiento para proporcionar las señales 118, 120 a la fuente 60 de luz. El diagrama no pretende representar una operación detallada de la cámara 110 o elementos estructurales de la cámara. Por lo tanto, varias unidades 122, 130, 134, 140 mostradas en el diagrama de bloques de la Figura 7 pueden proporcionarse como operaciones realizadas por un único procesador.

10 La cámara 110 está destinada a ser una cámara digital de alta definición que tiene, por ejemplo, una tasa de imagen de 60 cuadros por segundo, y que tiene la capacidad de ajustar la velocidad de obturación para los cuadros respectivos.

El sensor 116 de imagen que se muestra en la Figura 7, detecta una imagen desde un sitio quirúrgico y proporciona una señal 128 de imagen detectada a las unidades 130, 132, 134 de procesamiento de la cámara 110.

15 El elemento 130 sensor de color recibe la señal 128 de imagen y determina el balance de blancos de la imagen y qué colores, si los hay, están restando valor a la salida de luz de color predeterminada deseada, que típicamente es luz blanca. El elemento 130 sensor de color emite una señal 118 de balance de color que contiene la información de color medida.

20 La unidad 132 de procesamiento de imagen también recibe la señal 128 de imagen y proporciona una salida 122 de imagen al monitor de video 124 para visualizarla de manera estándar.

La unidad 134 de detección de intensidad de luz también recibe la señal 128 de imagen. La unidad 134 de detección de intensidad de luz determina el brillo de la imagen y, por lo tanto, la velocidad de obturación requerida para el sensor 116 de imagen. La unidad 134 de detección de intensidad de luz proporciona una señal 136 de realimentación de intensidad a un generador 140 de ancho de pulso de obturador.

25 El generador 140 de ancho de pulso de obturador proporciona una señal 120 de velocidad de obturación al sensor 116 de imagen para controlar la velocidad del obturador del mismo. La velocidad del obturador aumenta en el tiempo (tiempo de apertura) cuando se necesita detectar más luz y la velocidad del obturador disminuye en el tiempo cuando se ingresa una imagen de luz brillante al sensor 116 de imagen. Esta operación de control de brillo generalmente se proporciona en cámaras de video digital.

30 Fuente de luz

La fuente 60 de luz ilustrada en el diagrama de bloques de la Figura 8 coopera con las señales 118, 120 de entrada recibidas de la cámara 110 (ilustrada en la Figura 7) de la siguiente manera. La señal 118 de balance de color de la cámara 110 es recibida por un circuito 148 de balance de color de la fuente 60 de luz. La señal 120 de velocidad de obturación de la cámara es recibida por un generador 150 de ancho de pulso de la fuente 60 de luz. El generador 150 de ancho de pulso proporciona señales 151 de salida a una unidad 152 de potencia de fuente de luz. La unidad 152 de potencia de fuente de luz también recibe una pluralidad de salidas 156a-156c de balance de color del circuito 148 de balance de color.

40 La unidad 152 de potencia de fuente de luz incluye circuitos 160a, 160b, 160c de salida de suministro de potencia individual que reciben las salidas 156a-156c de balance de color respectivas e incluye la salida 151 de generador de ancho de pulso del generador 150 de ancho de pulso.

Los circuitos 160a-160c de salida de suministro de potencia se conectan a los respectivos LED 66a-66c, que proporcionan luz a la óptica 68 de luz de la manera descrita anteriormente con respecto a las Figuras 3-5. Como se muestra en la Figura 3, la óptica de luz proporciona una salida 70 de luz a un cable 100 de fibra óptica.

45 En funcionamiento, como se discutió anteriormente, la cámara 110 determina una señal 118 de balance de color y determina una señal 120 de velocidad de obturación. Las señales 118, 120 se proporcionan a la fuente 60 de luz.

Como se describe con respecto a la Figura 3, la señal 118 de balance de color es procesada por el circuito 148 de balance de color para proporcionar salidas 156a-156c de balance de color a los circuitos 160a-160c de suministro de potencia que dan como resultado una salida de luz de color predeterminada. El ajuste de color explica los cambios necesarios en la intensidad de los colores de luz individuales proporcionados por los LED 66a-66c.

50 Modulación

La salida 70 de luz de la óptica 68 de luz ilustrada en la Figura 8 está modulada de acuerdo con la velocidad de obturación del sensor 116 de imagen de la cámara. Por lo tanto, los LED 66a-66c están modulados para proporcionar periódicamente la salida 70 de luz.

En funcionamiento, la señal 120 de velocidad de obturación es recibida por el generador 150 de ancho de pulso de la fuente 60 de luz. El generador 150 de ancho de pulso proporciona pulsos 151 que tienen un ancho para controlar la cantidad de tiempo que los LED 66a-66c emiten luz durante cada cuadro de funcionamiento del sensor de imagen de la cámara 110.

5 Por ejemplo, si la cámara 110 requiere una velocidad de obturación más lenta, la unidad 152 de potencia de fuente de luz debe emitir luz a los LED 66a-66c durante un período de tiempo más largo. Por lo tanto, la disposición de retroalimentación se equilibra de manera que la salida 70 de luz de la fuente de luz permite que el sensor 116 de imagen funcione a una velocidad de obturación predeterminada o dentro de un intervalo deseado predeterminado de velocidades de obturación. Los LED 66a-66c deben pulsarse en sincronismo con la velocidad de obturación de la
10 cámara para proporcionar una salida 70 de luz adecuada mientras se usa menos potencia.

En algunas realizaciones, el intervalo predeterminado de velocidades de obturación se elige para minimizar la intensidad o el período de tiempo de la salida 70 de luz desde la fuente 60 de luz. Al minimizar el período de tiempo para la salida 70 de luz, al tiempo que se mantiene la salida 122 de imagen deseada para la cámara 110, se reduce el calor generado en el extremo 114 distal del endoscopio 112 por el paso de luz desde la fuente 60 de luz a través del mismo. Además, minimizar la intensidad de la salida 70 de luz también reduce la cantidad de calor generado por la luz en el extremo 114 distal del endoscopio 112. Por lo tanto, en esta disposición con control de retroalimentación, el sensor 116 de imagen funciona preferiblemente a la velocidad de obturación más rápida aceptable con el fin de reducir la intensidad y/o el período de modulación de la luz proporcionada al sensor 116 de imagen.
15

En algunas realizaciones, solo la señal 120 de velocidad de obturación que tiene un ancho de pulso predeterminado se proporciona a la fuente 60 de luz para modular la salida 70 de luz.
20

En algunas realizaciones, solo la señal 118 de balance de color se proporciona a la fuente 60 de luz para controlar la salida de luz de cada uno de los LED 66a-66c. Finalmente, en otra realización (no mostrada), la señal 136 de retroalimentación de intensidad de luz se proporciona a la fuente 60 de luz para controlar solo la intensidad de la luz emitida desde allí.

25 En algunas realizaciones, el sistema compensa la distancia objetivo de un órgano o tejido desde el sensor 116 de imagen en el sitio quirúrgico. Por ejemplo, cuanto mayor sea la distancia del objetivo desde el sensor 116 de imagen, mayor será la intensidad de la salida 70 de luz para proporcionar una visualización óptima.

Alternativas

30 Mientras que las realizaciones de las Figuras 3-8 muestran los LED 66 como tres LED definidos por un LED 66a rojo, un LED 66b verde y un LED 66c azul, se contemplan otras realizaciones. Primero, en lugar de los LED individuales, cada uno de los LED puede definirse mediante un conjunto de LED u otros dispositivos de estado sólido.

Otras realizaciones pueden incluir LED cian, magenta y ámbar. Además, se contempla cualquier combinación de uno o más de LED rojo, verde, azul, cian, magenta y ámbar. En algunas realizaciones, la salida de luz puede ser generada por LED blancos o una combinación de LED blancos y rojos. Finalmente, en otra realización más, se genera una salida
35 70 de luz blanca mediante LED azules recubiertos con fósforo amarillo.

En algunas realizaciones, la barra 72 de transmisión de luz de la fuente 60 de luz tiene una forma rectangular para acoplar a un extremo 98 proximal del cable 100 de fibra óptica, que también tiene una forma rectangular. Esta disposición proporciona una trayectoria de transmisión de luz más eficiente entre la barra 72 de transmisión de luz y el cable 100 de fibra óptica, ya que la geometría LED de la fuente 60 de luz es rectangular.

40 Fuente de luz automática apagada

La realización de la Figura 9 de la invención incluye una disposición para detectar cuándo se separa el extremo distal del cable 100 de fibra óptica del puerto del endoscopio 112. Cuando se separa el extremo distal del cable 100 de fibra óptica, la fuente 60 de luz se apaga automáticamente para minimizar la cantidad de energía de luz y calor emitida por la fuente 60 de luz y, por lo tanto, la cantidad de luz/calor proporcionada a lo largo del cable 100 de fibra óptica y a través del endoscopio 112 hasta el extremo 114 distal del mismo. El extremo 114 distal del endoscopio 112 puede tener una estructura metálica o elementos que pueden recalentarse.
45

La fuente 60 de luz ilustrada en la Figura 9 incluye una unidad 170 de detección de desconexión de cable de fibra óptica para determinar cuándo el extremo distal del cable 100 de fibra óptica se separa del endoscopio 112. La unidad 170 de detección de desconexión de cable incluye un diodo 174 de salida de láser y un sensor 176 de fotodiodo. Un controlador de láser y circuito 178 de temporización, proporciona periódicamente una salida 180 de accionamiento de diodo de láser al diodo 174 de láser. Después de que el diodo 174 de láser emite un pulso o señal láser, el pulso láser se refleja mediante el filtro 179 dicróico y pasa a través del lente 94 de enfoque y el lente 96 colimador al cable 100 de fibra óptica. La luz láser pasa a lo largo del cable 100 de fibra óptica hasta el extremo distal del mismo. Si el extremo distal del cable 100 de fibra óptica no está conectado al endoscopio 112, el pulso láser se refleja en el extremo distal abierto y viaja de regreso a través del cable 100 de fibra óptica, los lentes 94, 96 y se refleja en el filtro 179 dicróico.
50
55

El pulso láser es luego detectado por el sensor 176 de fotodiodo, que proporciona una señal 182 de reflexión de pulso láser al controlador de láser y al circuito 178 de temporización. El controlador de láser y el circuito 178 de temporización determina el período de tiempo para que el pulso láser regrese a la unidad 170 de detección y luego proporciona un valor 186 de salida de temporización al controlador 188.

- 5 El controlador 188 está programado con la longitud física del cable 100 de fibra óptica y compara la duración del tiempo del valor 186 de salida de temporización con un intervalo de valores de tiempo correspondiente a la longitud conocida para el cable 100 de fibra óptica. Si los valores de la señal de longitud de tiempo están dentro del intervalo predeterminado para el tiempo de reflexión esperado, el controlador 188 envía una señal 190 de desconexión o apagado de potencia al suministro 62 de potencia, que apaga el suministro de potencia para que no se proporcione salida 64 de potencia al LED 66. Por lo tanto, al desconectar el cable 100 de fibra óptica del endoscopio 112, la fuente 60 de luz ya no emite ni transmite luz ni calor al endoscopio.
- 10

Aunque se divulgan en detalle realizaciones preferidas particulares de la invención con fines ilustrativos, se reconocerá que las variaciones o modificaciones del aparato divulgado, incluyendo la reorganización de partes, se encuentran dentro del alcance de la presente invención.

15

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de fuente de luz de endoscopio externo para proporcionar luz a un endoscopio (112), y el endoscopio capaz de emitir la luz en un extremo distal para iluminar un campo operativo, donde el sistema de fuente de luz de endoscopio comprende:
- 5 una carcasa;
- una pluralidad de diodos (66a, 66b, 66c) emisores de luz dispuestos en la carcasa;
- una pluralidad de elementos (90, 92, 104, 106) de filtro dicróico dispuestos en la carcasa para recibir luz de los diodos (66a, 66b, 66c) emisores de luz;
- 10 un dispositivo (68, 94, 96) de mezcla y colimación de luz dispuesto en la carcasa para recibir la luz de los elementos (90, 92, 104, 106) de filtro dicróico;
- una interfaz (74) para conectar un cable (100) de fibra óptica al dispositivo de mezcla y colimación de luz;
- un sensor (76, 130) de color para detectar un valor de color de la iluminación en una trayectoria de luz; y
- un controlador (80, 148, 150) dispuesto en la carcasa para recibir el valor de color del sensor (76, 130) de color y comparar el valor de color con un valor de color predeterminado,
- 15 en el que el controlador (80, 148, 150) es capaz de variar una señal de potencia para controlar la intensidad de luz emitida por al menos uno de la pluralidad de diodos (66a, 66b, 66c) emisores de luz, de modo que el valor de color detectado por el sensor (76, 130) de color corresponde a una salida de luz de color predeterminada.
2. El sistema de fuente de luz endoscópica de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dichos (66a, 66b, 66c) diodos emisores de luz comprenden al menos uno de cada uno de los diodos emisores de luz rojos, verdes y azules.
- 20 3. El sistema de fuente de luz endoscópica de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dichos diodos (66a, 66b, 66c) emisores de luz comprenden al menos dos colores de diodos emisores de luz roja, verde, azul, cian, magenta y ámbar.
4. El sistema de fuente de luz endoscópica de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dichos diodos (66a, 66b, 66c) emisores de luz comprenden una combinación de diodos emisores de luz blanca y roja.
5. El sistema de fuente de luz endoscópica de acuerdo con la reivindicación 1,
- 25 en el que dicho cable (100) de luz de fibra comprende una pluralidad de fibras ópticas, y una de dichas fibras (74) ópticas proporciona luz a dicho sensor (76) de color.
6. El sistema de fuente de luz endoscópica de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho sensor (76, 130) de color se coloca dentro de la interfaz.
- 30 7. El sistema de fuente de luz endoscópica de acuerdo con la reivindicación 1, que incluye un recubrimiento dicróico para reflejar la luz de los diodos emisores de luz (66a, 66b, 66c) hacia un extremo proximal de la interfaz.
8. El sistema de fuente de luz endoscópica de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho sensor (76, 130) de color comprende el sensor (116) de imagen de una cámara (110) endoscópica.
9. El sistema de fuente de luz endoscópica de acuerdo con la reivindicación 8, que incluye una unidad (134) de detección de intensidad de luz para determinar la intensidad de la luz detectada por dicho sensor de imagen (116), donde el controlador (80, 148, 150) recibe la intensidad determinada y controla la intensidad de la salida de luz de los diodos (66a, 66b, 66c) emisores de luz.
- 35 10. El sistema de fuente de luz endoscópica de acuerdo con la reivindicación 8, para proporcionar luz al endoscopio (112) y para operar en operación sincronizada con la cámara (110) endoscópica conectada al endoscopio, en el que el sensor (116) de imagen de la cámara (110) que se proporciona para detectar el valor de color detecta una imagen
- 40 en un sitio quirúrgico, una unidad (134, 140) de control de cámara para determinar la cantidad de luz recibida por el sensor (116) de imagen y proporcionar un tiempo de apertura del obturador rápido para la cámara (110) que recibe luz brillante y que proporciona un tiempo de apertura del obturador más lento para recibir luz tenue en un sitio quirúrgico, en el que el tiempo de apertura del obturador da como resultado una imagen que tiene las características de luz deseadas, el controlador (148, 150) para recibir los resultados del tiempo de apertura del obturador y la velocidad del obturador desde la unidad de control de cámara y que controla una fuente (62, 152) de alimentación a los diodos (66a, 66b, 66c) emisores de luz dependiendo de los resultados del obturador para que los diodos (66a, 66b, 66c) emisores de luz y el sensor (116) de imagen de la cámara (110) estén sincronizados.
- 45 11. Un método para proporcionar luz a un endoscopio, donde el endoscopio es capaz de emitir la luz en un extremo distal para iluminar un campo operativo, donde el método comprende los pasos de:

proporcionar una pluralidad de diodos emisores de luz;

filtrar la luz con una pluralidad de elementos de filtro dicroico;

colimar y mezclar de luz recibida de los elementos de filtro dicroico;

detectar un valor de color de la iluminación en la trayectoria de la luz;

5 recibir el valor de color y comparar el valor de color con un valor de color predeterminado; y

variar una señal de potencia para controlar la intensidad de luz emitida por al menos uno de la pluralidad de diodos emisores de luz de modo que el valor de color detectado corresponda a una salida de luz de color predeterminada.

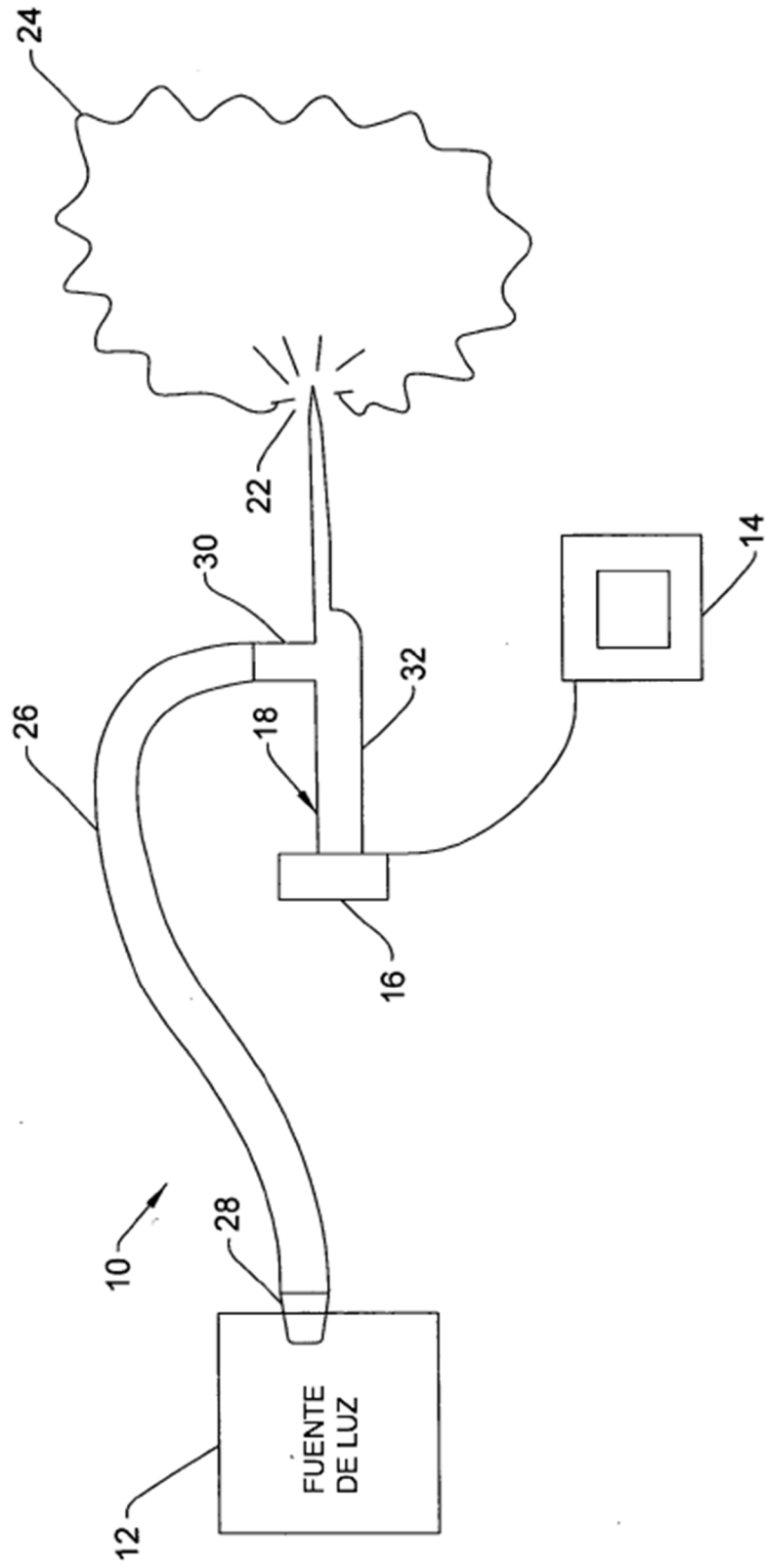


FIG. 1 (TÉCNICA ANTERIOR)

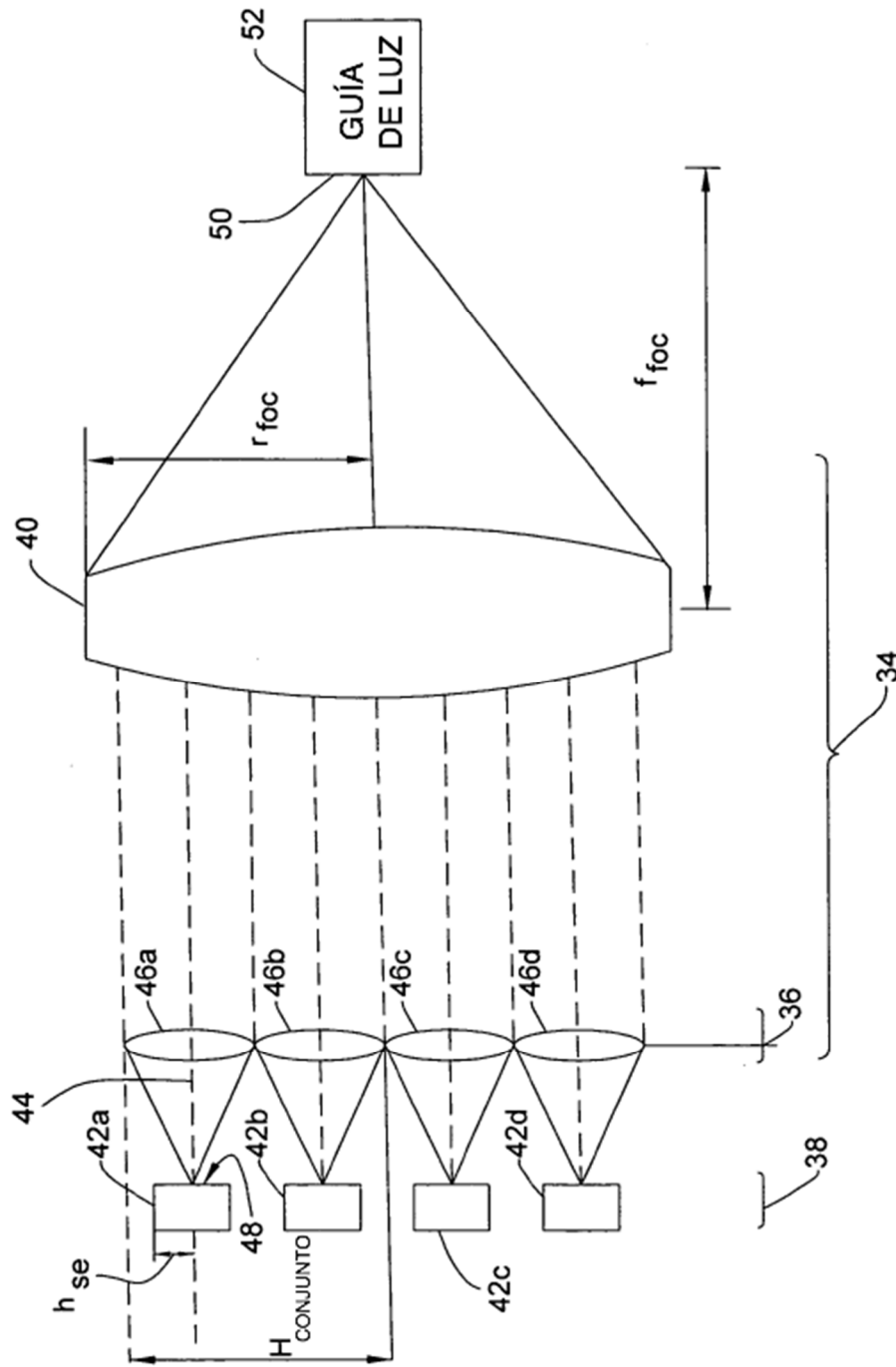


FIG. 2 (TÉCNICA ANTERIOR)

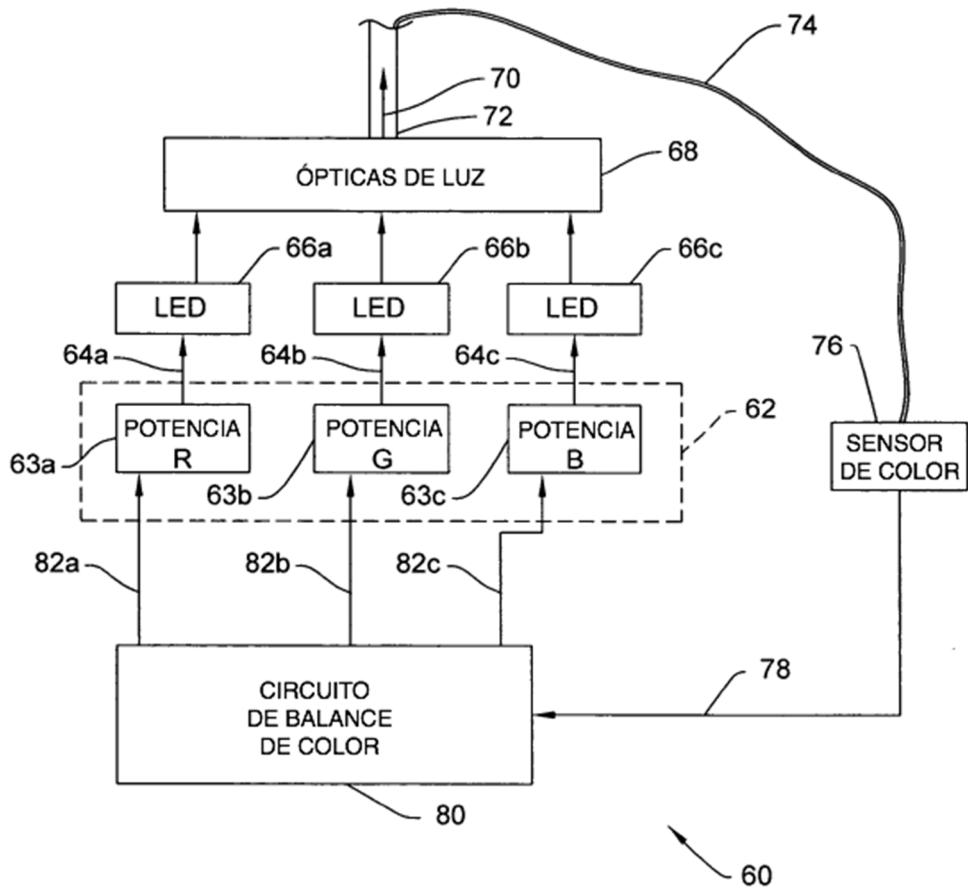


FIG. 3

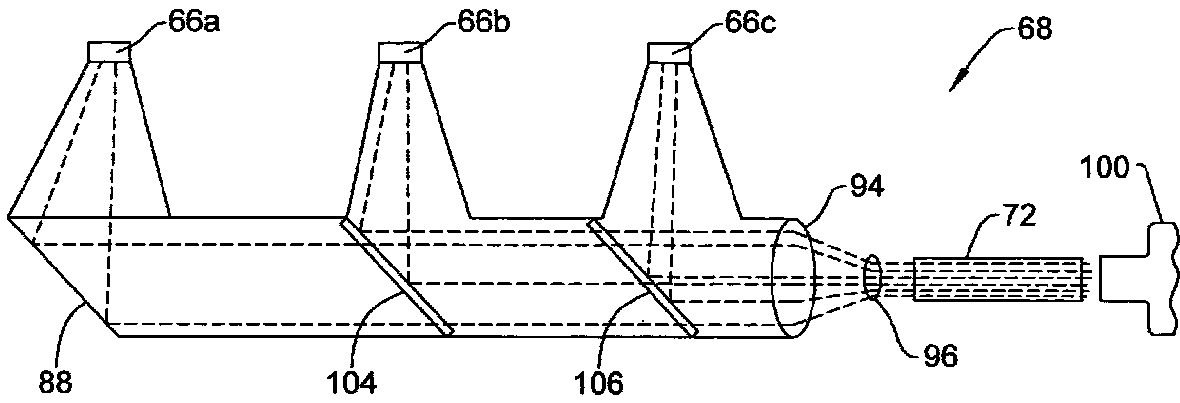


FIG. 5

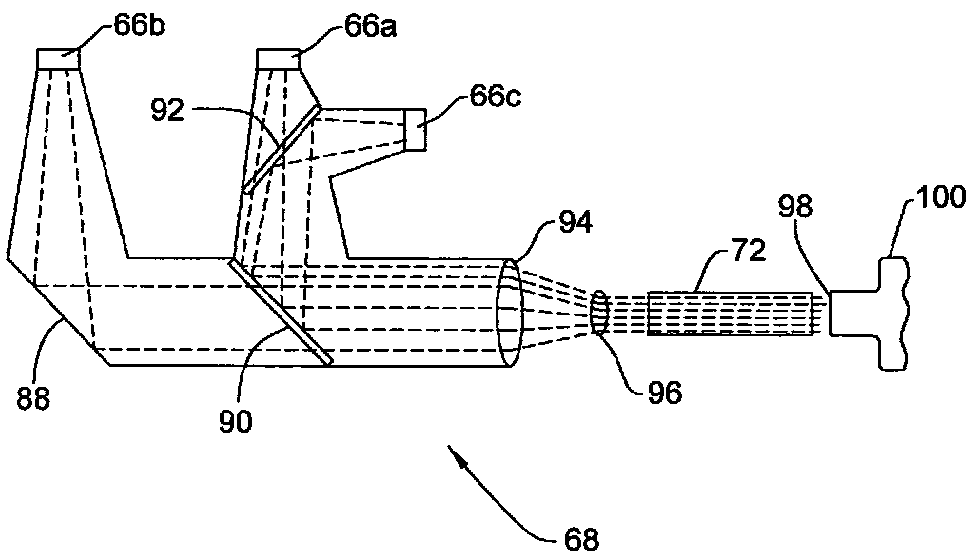


FIG. 4

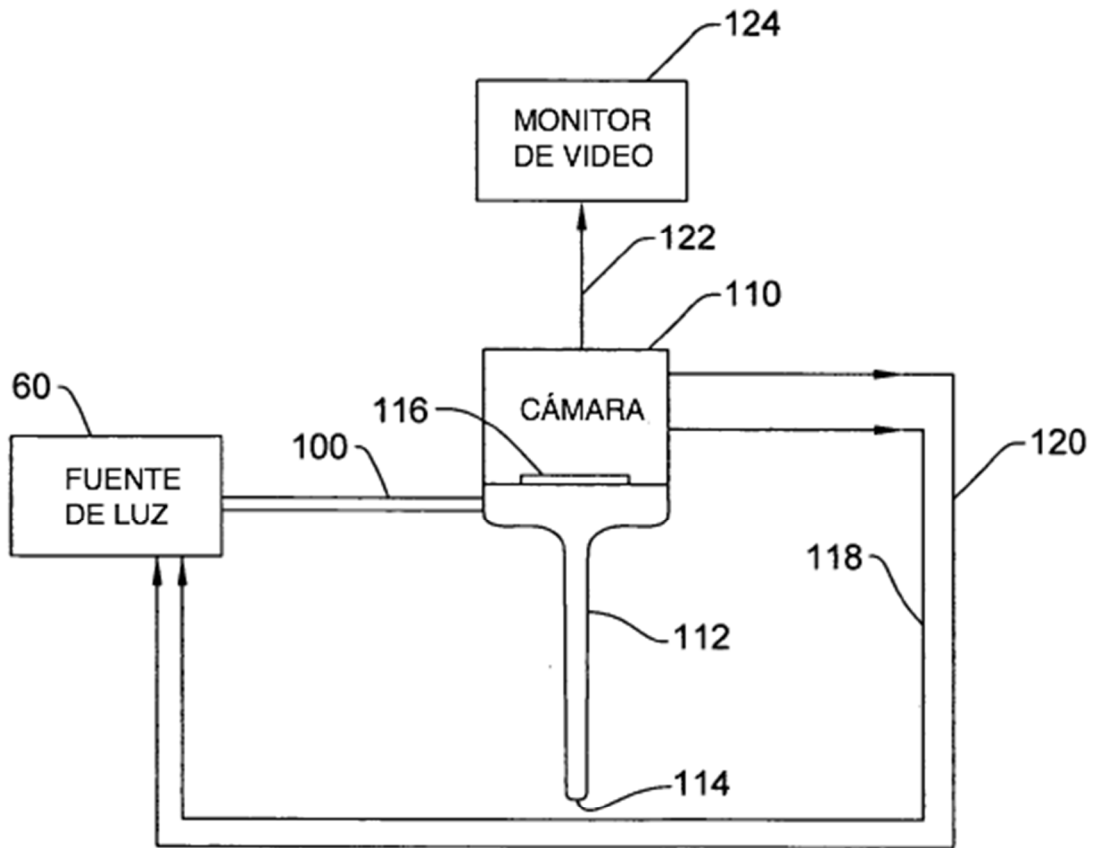


FIG. 6

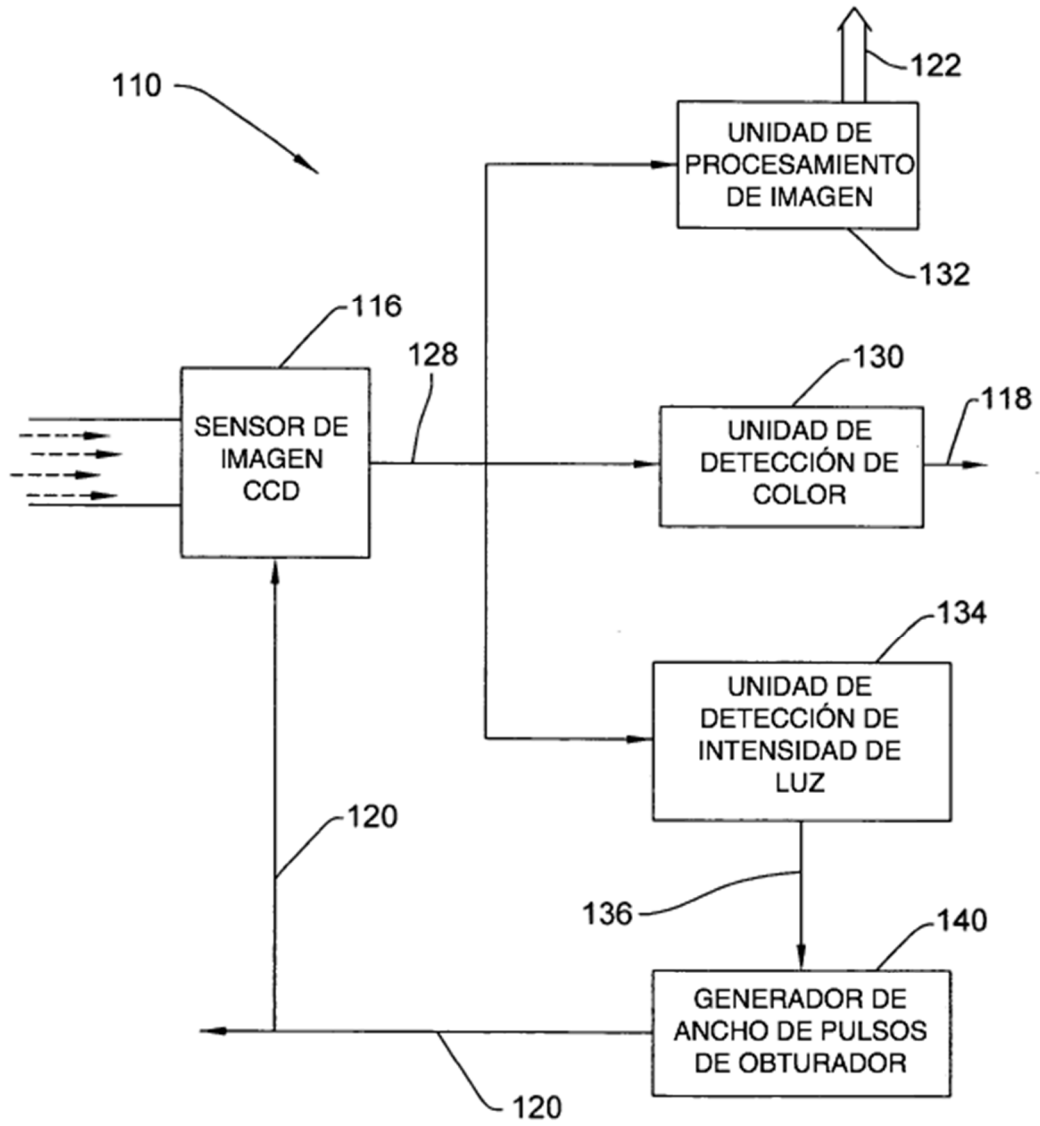


FIG. 7

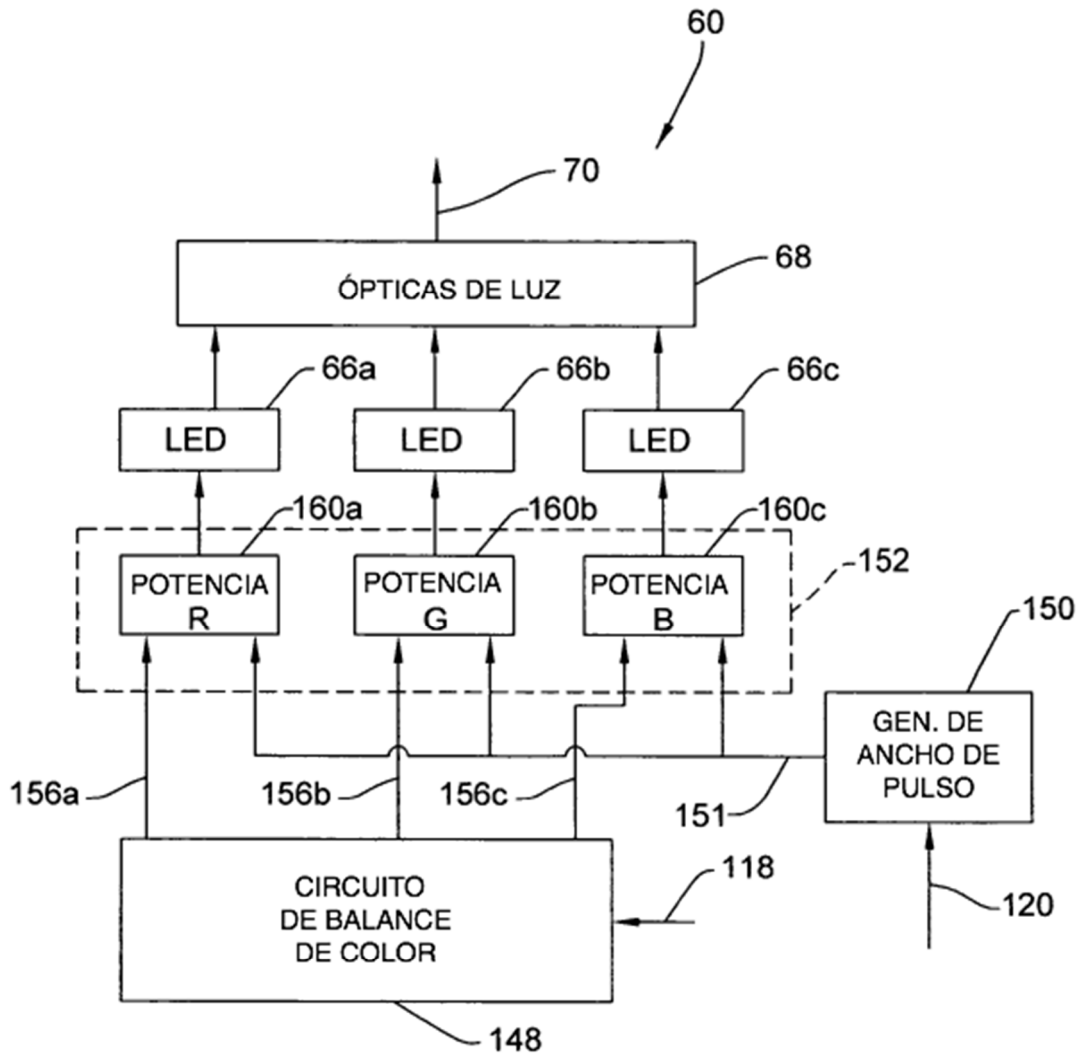


FIG. 8

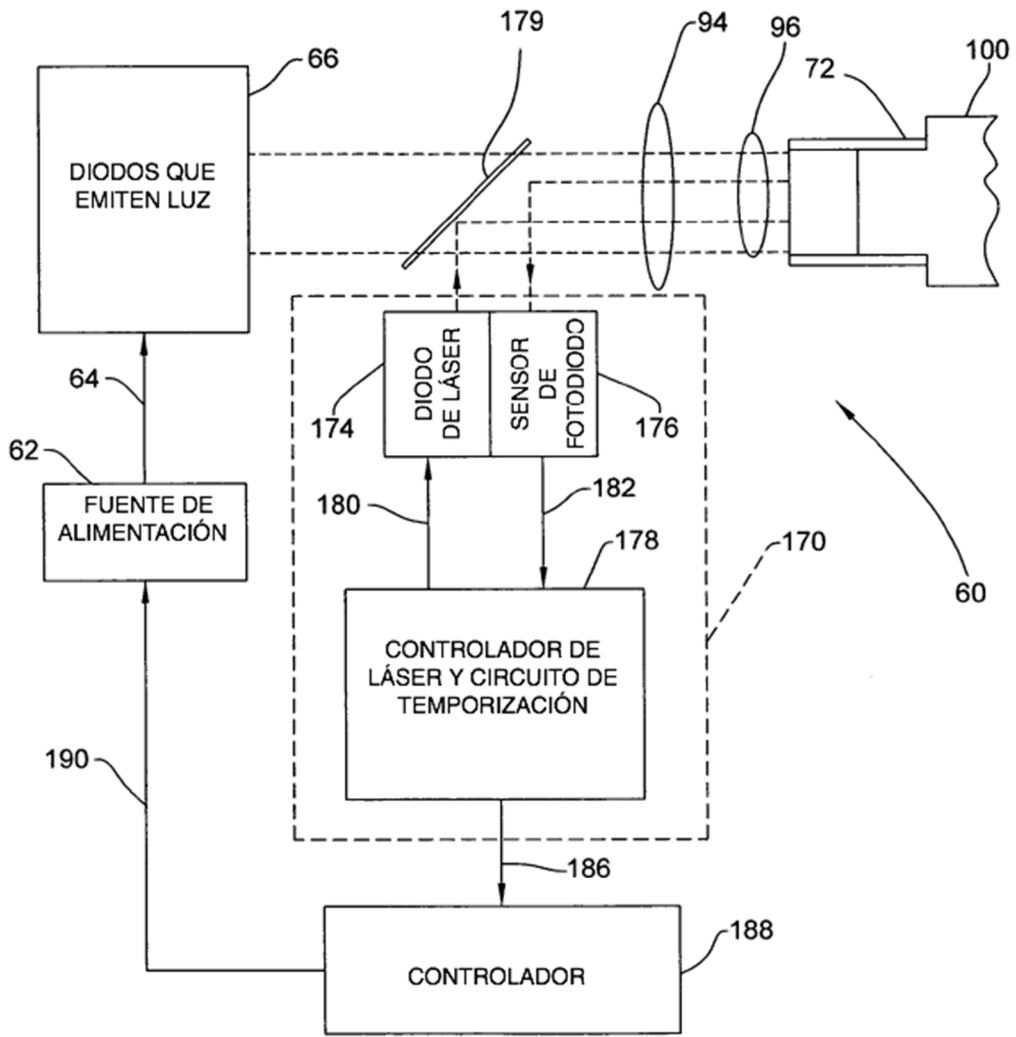


FIG. 9