

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 805 499**

51 Int. Cl.:

A61B 1/00 (2006.01)

H04N 13/296 (2008.01)

G02B 15/14 (2006.01)

G02B 23/24 (2006.01)

H04N 13/239 (2008.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.03.2015 PCT/US2015/021205**

87 Fecha y número de publicación internacional: **24.09.2015 WO15143015**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.03.2015 E 15766017 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.04.2020 EP 3119264**

54 Título: **Endoscopio ópticamente adaptativo**

30 Prioridad:

18.03.2014 US 201461954884 P

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

12.02.2021

73 Titular/es:

**STERIS INSTRUMENT MANAGEMENT SERVICES,
INC. (100.0%)
3316 2nd Avenue North
Birmingham, AL 35222, US**

72 Inventor/es:

**BODOR, PETER PAL y
ZOBEL, JURGEN**

74 Agente/Representante:

DURAN-CORRETJER, S.L.P

ES 2 805 499 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 ópticamente adaptativo

- 5 Esta solicitud reivindica la prioridad a la Solicitud de Patente Provisional de Estados Unidos N° 61/954,884, titulada "Modular Endoscope System" y presentada el 18 de marzo de 2014.

SECTOR DE LA INVENCION

- 10 La invención hace referencia a sistemas ópticos para endoscopios flexibles y rígidos que tienen un bajo límite de difracción y pequeñas aberraciones ópticas geométricas.

ESTADO DE LA TÉCNICA ANTERIOR

- 15 Durante la primera mitad del siglo XX, los sistemas ópticos de los endoscopios tenían bajo brillo y baja resolución, con grandes aberraciones, especialmente en la periferia del campo visual. Los recubrimientos de antirreflexión, los sistemas de múltiples relés, la invención de la lente de varilla y los diseños de objetivos mejorados aumentaron el brillo y la resolución de los sistemas ópticos en los endoscopios. Los recientes incrementos en el número de píxeles en los chips de video para imágenes HD y ultra HD y la mejora de las pantallas de video parecen permitir una mayor resolución de los sistemas ópticos en los endoscopios.

- 20 No obstante, dos leyes físicas limitan la resolución de los instrumentos ópticos. Una ley física que limita la resolución de los instrumentos ópticos es el límite de difracción. En base al llamado límite de difracción de un sistema óptico, la imagen de un punto de objeto cuya imagen fue obtenida por medio de un sistema óptico no puede ser un punto. La imagen es una mancha de un cierto diámetro en el plano de la imagen. Esta mancha se denomina disco de Airy. El tamaño del disco de Airy disminuye con el aumento del tope de apertura, pero no puede ser mejorado con un diseño más complicado o mejorado.

- 30 La segunda limitación de los instrumentos ópticos son las aberraciones ópticas geométricas. Las aberraciones ópticas geométricas no pueden ser evitadas cuando la imagen de un campo ampliado del objeto se forma mediante un sistema óptico, tal como un endoscopio. Cada imagen de un punto del objeto es transferida en una mancha causada por aberraciones. Esta mancha de aberración aumenta con el aumento del tope de apertura, pero puede ser reducida, por otro lado, con diseños ópticos más complejos.

- 35 Estas dos limitaciones de resolución no son independientes. La realidad física es que el disco de Airy y la mancha de aberración se superpone entre sí en una mancha de imagen. El tamaño más pequeño posible de la mancha de la imagen está determinado por el disco de Airy o la mancha de aberración más grande. Por lo tanto, la mancha de la imagen más pequeña se consigue cuando el disco de Airy y la mancha de aberración son aproximadamente del mismo tamaño. No obstante, incluso si el tamaño de la mancha de aberración es extremadamente pequeño, el tamaño de la mancha de la imagen nunca puede ser más pequeño que el disco de Airy.

- 40 Tal como se explica en el presente documento, el tamaño de la mancha de la imagen siempre se considera la mancha combinada del disco de Airy y la mancha de aberración superpuestos. La resolución de un sistema óptico tal como los endoscopios depende del tamaño de la mancha de la imagen. Las manchas de la imagen se superponen a los píxeles del sensor en el campo de la imagen. Con la escala de la formación de imagen del sistema óptico general, la mancha de la imagen puede ser adaptada al tamaño de píxel de un sensor, tal como la retina del ojo humano o como el chip de una cámara de video.

- 45 Si el tamaño de la mancha de la imagen del sistema óptico es mayor que el tamaño de píxel del sensor, la resolución del sistema combinado de obtención de imágenes está limitada por el tamaño de la mancha del sistema óptico y no puede cumplir con la resolución del sensor. Si el tamaño de la mancha de la imagen del sistema óptico es igual al tamaño de píxel del sensor, la resolución del sistema de imagen combinado ahora está limitada por el tamaño igual de la mancha de la imagen y los píxeles del sensor.

- 50 No obstante, para sistemas ópticos tales como los endoscopios con un enfoque fijo, solo se puede generar una imagen del plano del objeto en el plano de imagen correspondiente. Cualquier objeto que se encuentre fuera de estos puntos del objeto de este plano del objeto tendrá un tamaño de mancha de imagen mayor que el tamaño de los píxeles en el sensor y no parecerá nítido.

- 55 Solo si el tamaño de la mancha de la imagen es significativamente más pequeño que el tamaño del píxel del sensor, los puntos del objeto fuera de este plano del objeto tendrán un tamaño de la mancha de la imagen más pequeño que el tamaño de los píxeles en el sensor y aparecerán nítidos. Esto se conoce como la profundidad de campo (PDC, Sept. of Field) de los sistemas ópticos. El alcance de la PDC depende tanto de cuánto menor es la mancha de la imagen que los píxeles en el sensor, como del tamaño del tope de apertura. Cuanto mayor es el tope de apertura, menor es la PDC para un tamaño determinado de la mancha de la imagen.

Los endoscopios flexibles tienen un tope físico, tal como un tope de apertura que se encuentra en el objetivo en la punta del endoscopio. No obstante, los endoscopios rígidos no tienen un tope físico. Para muchos endoscopios rígidos, la apertura está limitada por diseño por el diámetro interior de los tubos del sistema óptico. Debido a la baja transmisión de luz de los endoscopios rígidos, esta apertura máxima es deseable.

La variación del brillo en los sistemas endoscópicos modernos está ajusta comúnmente por el tiempo de integración de los elementos de sensor del chip de video de la cámara endoscópica, y no por una apertura variable. Otras aplicaciones utilizan una fuente de luz sintonizable controlada por la retroalimentación de la cámara de video para ajustar la intensidad de la luz.

Si se utiliza un tope de apertura variable, se pueden modificar la PDC y el tamaño del disco de Airy. El brillo controlado de manera electrónica se puede utilizar correspondiéndose con el brillo óptico en base al tamaño el tope. El tope de apertura formado por el diámetro interior del tubo tiene una imagen correspondiente en la punta distal, la pupila de entrada y en el extremo proximal de la pupila de salida. La pupila de salida se encuentra detrás de la ventana proximal.

Los chips de video con una resolución más alta tienen más píxeles en la misma zona del sensor y, por ello, píxeles más pequeños. Para aumentar la resolución de un endoscopio para cumplir con la resolución de estos chips de video, se debe reducir el tamaño de la mancha de la imagen. Esto requiere una mejor corrección de las aberraciones, así como un disco de Airy más pequeño. La mejor corrección de las aberraciones se consigue comúnmente mediante un sistema óptico más complejo. El disco de Airy más pequeño se puede conseguir aumentando la apertura. La apertura de los endoscopios se puede aumentar con diámetros de lentes más grandes y, en el caso de endoscopios rígidos, además, con sistemas de relés, con un mayor número de sistemas de relés.

No obstante, cuando aumenta la resolución de los sistemas ópticos, la PDC de estos sistemas ópticos disminuye. Acercarse a la resolución ofrecida por los actuales sistemas de imágenes de alta resolución, tal como 1080p HD y ultra HD (HD de 4K) puede provocar que, la apertura de los sistemas ópticos en los endoscopios debe aumentar hasta un punto en el que la PDC se reduce tanto que dichos endoscopios no pueden ser utilizados para una visión general de una cavidad corporal extendida en profundidad.

Para endoscopios con una PDC tan pequeña, la configuración del enfoque es muy importante. Especialmente para inspeccionar campos del objeto a distancias ligeramente diferentes con una alta resolución, el enfoque debe ser cambiado a la distancia a cada campo del objeto. Alternativamente, el enfoque puede ser establecido a una distancia adecuada, y el cirujano debe intentar encontrar esta distancia y mantener el endoscopio estable. Por el contrario, para utilizar dicho endoscopio con alta resolución para la visión general de un campo ampliado del objeto, el tope de apertura debe ser reducido físicamente para aumentar la PDC. La pérdida resultante en la resolución tiene que ser aceptada.

Este equilibrio entre alta resolución y PDC es bien conocido para otros equipos ópticos, y se adoptan medidas para superar dichos problemas. Por ejemplo, en las películas, el director y el camarógrafo utilizan diferentes ajustes, tales como expresión de su técnica. Además, los fotógrafos profesionales utilizan variaciones de estos ajustes de apertura, enfoque y PDC para componer sus imágenes.

Para utilizar endoscopios con una resolución tan alta, se debe diseñar un sistema más modular de obtención de imágenes endoscópicas, que pueda ser adaptado a diversas aplicaciones endoscópicas y situaciones médicas.

La Patente US-A-2007/0258150 hace referencia a un sistema óptico de obtención de imágenes, en concreto para su utilización en un endoscopio. Este sistema utiliza una serie de grupos de lentes.

La Patente US-A-2011/0109749 hace referencia a un procedimiento para activar una función, a saber, una alteración de la nitidez, utilizando una imagen digital en color. El procedimiento puede ser implementado en una cámara desechable, una cámara digital, una cámara réflex, un escáner, una máquina de fax, un endoscopio, una cámara de cine, una videocámara, una cámara de vigilancia, un juego, una cámara de cine o aparato fotográfico integral con o conectado a un teléfono, un asistente personal o un ordenador, una cámara térmica, un aparato de ultrasonidos, un aparato de MRI (obtención de imágenes por resonancia magnética), un aparato de radiografía de rayos X.

CARACTERÍSTICAS DE LA INVENCION

Según la invención, se da a conocer un sistema de formación de imágenes, según la reivindicación 1.

Las ideas dadas a conocer en el presente documento cubren sistemas ópticos para endoscopios que tienen un límite de difracción bajo y pequeñas aberraciones ópticas geométricas. Debido al bajo límite de difracción, estos endoscopios tienen un tope de apertura grande y, por ello, una PDC pequeña, pero alta resolución. Dichos endoscopios solo son útiles para algunas aplicaciones y situaciones. Para muchas otras aplicaciones, el sistema de endoscopio debe ser modular, para adaptarse a diversas situaciones endoscópicas y aplicaciones médicas.

- 5 En una primera variación de las ideas dadas a conocer, el tope de apertura grande resultante en estos sistemas ópticos con bajo límite de difracción y bajo aberraciones geométricas puede ser disminuido para aumentar la PDC cuando lo requiere la aplicación. No obstante, se debe aceptar una disminución en la resolución. La disminución correspondiente en el brillo del sistema óptico general puede ser compensada mediante un aumento del tiempo de integración de los elementos de sensor del chip de video. Alternativamente, se puede utilizar una fuente de luz sintonizable. La fuente de luz sintonizable debe ser controlada mediante la retroalimentación de la cámara de video para ajustar la intensidad de la luz.
- 10 Los endoscopios flexibles tienen un sistema de objetivo en la punta distal del endoscopio que crea una imagen en un paquete de imágenes de fibra flexible o en un chip montado en la punta distal. Dichos sistemas de objetivo tienen un tope de apertura física incorporado en el objetivo. Si dicho tope de apertura es variable, la PDC puede ser aumentada cuando una resolución reducida es aceptable. Asimismo, una lente o grupo de lentes en estos objetivos pueden ser utilizadas para ajustar el enfoque a planos del objeto a diferentes distancias del objeto.
- 15 La mayoría de los endoscopios rígidos no tienen un tope de apertura físico. No obstante, la sección transversal de los haces de luz a través de la apertura se puede reducir en cualquiera de las imágenes correspondientes de la apertura, preferentemente en la pupila de salida del endoscopio.
- 20 Esta pupila de salida se encuentra detrás de la ventana ocular y proximal donde se ubicaría el ojo de un observador. En la presente invención, para endoscopios rígidos con una gran apertura y con baja PDC, un tope de apertura físico con apertura variable está colocado, preferentemente, en esa pupila de salida del endoscopio rígido.
- 25 Se prefiere situar este tope de apertura variable en la punta del sistema de cámara endoscópica, en el que la pupila de salida del endoscopio rígido se superpone a la pupila de entrada del objetivo de la cámara endoscópica. Esa ubicación se conoce comúnmente como el acoplador de la cámara y contiene, detrás de una ventana delantera, el sistema de lentes necesario para enfocar la imagen endoscópica en el chip. El acoplador de la cámara puede formar parte de la carcasa de la cámara que contiene el chip, o el acoplador puede ser una unidad separada.
- 30 Estos topos de apertura variable pueden ser ajustados simplemente de manera mecánica o electromecánica. Con dichos topos de apertura situados en el acoplador de la cámara, el propio endoscopio rígido no tiene partes móviles ni conexiones eléctricas. En esta primera realización preferente, no se utiliza ningún elemento de lente para cambiar el enfoque.
- 35 En una segunda realización preferente de la presente invención, un tope de apertura variable se combina con un elemento de lente o grupo de lentes móvil que se utiliza para enfocar el sistema de obtención de imágenes en diferentes campos del objeto a diferentes distancias del objeto. Este cambio de la posición de enfoque es especialmente importante cuando el sistema óptico del endoscopio es accionado en el tope de apertura máxima con una resolución máxima, pero con la PDC mínima.
- 40 En endoscopios flexibles con grandes aperturas, un elemento de lente o un grupo de lentes en la punta del endoscopio debe ser móvil para ajustar el enfoque del objetivo a los planos del objeto a diferentes distancias del objeto. Los endoscopios rígidos comúnmente no tienen elementos móviles de lente o grupos de lentes y se enfocan en un campo del objeto a una distancia media del objeto. No obstante, la lente de enfoque en el acoplador de la cámara es comúnmente móvil, para ajustar el enfoque del sistema óptico combinado del endoscopio y el acoplador de la cámara a los campos del objeto a diferentes distancias del objeto delante del endoscopio rígido. El medio óptico ajustable en esta segunda realización para endoscopios rígidos, el tope de apertura variable y el elemento de lente o grupo de lentes móvil pueden ser combinados en el acoplador de la cámara.
- 45
- 50 Durante un procedimiento endoscópico, el cirujano se concentra en la aplicación médica y en un procedimiento quirúrgico exitoso. Tiene poco tiempo para evaluar el escenario endoscópico o para ajustar el medio óptico para optimizar la imagen endoscópica en cualquier situación dada. No obstante, si la imagen endoscópica no se optimiza, cuando la distancia al objeto o la posición del alcance cambian, la pérdida en la resolución de los detalles del objeto o la pérdida de PDC sobre la cavidad corporal pueden comprometer el resultado del procedimiento quirúrgico.
- 55 En la presente invención, los ajustes del medio óptico ajustable están relacionados con situaciones en la aplicación endoscópica y el cirujano solo selecciona las situaciones médicas mediante las cuales el medio óptico ajustable cambia de manera correspondiente y de manera automática. Símbolos simples simplifican la selección para el cirujano.
- 60 En este primer tipo de realización, el cirujano puede ajustar el sistema de obtención de imágenes endoscópicas a una configuración general. En correspondencia con este ajuste, el tope de apertura es cerrado de manera mecánica o electromecánica, para aumentar la PDC durante la introducción inicial del endoscopio en la cavidad corporal y la orientación inicial dentro de esta cavidad del cuerpo. Cuando el cirujano ha identificado la zona que desea operar, el cirujano puede cambiar a una segunda posición o a varias posiciones diferentes, para proporcionar una mayor resolución del campo del objeto a la vez que limita la capacidad de mirar alrededor en la cavidad del cuerpo. En esta posición, el tope de apertura variable se abre más y se reduce la PDC. El cirujano puede preferir diversos ajustes para ajustarse a diferentes campos operativos o a diferentes tipos de endoscopios.
- 65

5 En un segundo tipo de realización, el cirujano también puede ajustar el sistema de obtención de imágenes endoscópicas a una configuración general. En correspondencia con este ajuste, el tope de apertura se cierra y un elemento de lente o grupo de lentes móvil es ajustado en una posición de enfoque medio para extender la PDC durante la introducción inicial del endoscopio en la cavidad y la orientación en el interior de esta cavidad del cuerpo. El ajuste del tope de apertura y el elemento de lente o grupo de lentes móvil se puede realizar de manera mecánica o electromecánica.

10 Cuando el cirujano ha identificado la zona en la que desea operar, el cirujano puede cambiar a una segunda posición o a varias posiciones diferentes, proporcionando una mayor resolución del campo del objeto y preferente a una distancia al objeto más cercana hasta la punta del endoscopio. En esta posición, el tope de apertura variable se abre más mediante una menor PDC, y el sistema de obtención de imágenes es enfocado en un campo del objeto a una distancia más cercana a la punta del endoscopio. Este cambio aumenta la resolución al abrir el tope de apertura. Con la distancia más cercana entre el campo del objeto y el endoscopio, la ampliación es mayor y la resolución general aumenta. Para este tipo de realización, el cirujano puede preferir varios ajustes para ajustarse a diferentes campos de operación o a diferentes tipos de endoscopios. El cirujano puede encontrar el mejor enfoque variando la distancia del objeto a la zona de interés que el cirujano ha seleccionado.

20 En un tercer tipo de realización, el ajuste del medio óptico del sistema de obtención de imágenes endoscópicas se controla por medios electrónicos. El cirujano solo introduce el endoscopio en la cavidad del cuerpo, mueve el endoscopio para identificar la posición de los órganos dentro de la cavidad del cuerpo y encuentra la zona de interés. Después de que el cirujano haya identificado y esté tan cerca de la zona de interés como considere apropiado, el cirujano puede comenzar con la inspección y, si es necesario, con el procedimiento quirúrgico.

25 El medio electrónico, preferentemente situado en el controlador de video, analiza la imagen del endoscopio capturado por la cámara de video y ajusta el medio óptico. La imagen endoscópica es analizada en una o varias zonas en el campo central de la imagen endoscópica. La imagen también es analizada en varias zonas en la periferia de la imagen endoscópica.

30 El analizador de imágenes produce números tales como valores de MTF para una frecuencia dada, o niveles de contraste que representan la nitidez de la imagen en cada una de las zonas en el campo central y en el campo periférico. Dichos programas de software que analizan zonas de las imágenes y miden la nitidez son bien conocidos en la técnica y están disponibles comercialmente. Este análisis se realiza en tiempo real y con la frecuencia de la velocidad de actualización de la imagen.

35 Durante el procedimiento, la información sobre la nitidez en el centro del campo de la imagen es utilizada para ajustar el elemento de lente o el grupo de lentes móvil para ser enfocado en el campo del objeto. Con más de una zona medida en el campo central de la imagen endoscópica, los números que representan la nitidez de las imágenes en las diferentes zonas pueden variar. Este es el caso cuando las múltiples zonas medidas en el campo central representan campos del objeto a distancias al objeto ligeramente diferentes. En este caso, el elemento de lente o el grupo de lentes móvil es ajustado de manera que se minimice el máximo de todos los números que representan la nitidez de las múltiples zonas. Este es el mejor compromiso para las posiciones de enfoque de estas múltiples zonas.

45 Los números que produce el analizador de imágenes, que representan la nitidez de las imágenes para las múltiples zonas en el campo periférico, se utilizan para evaluar la necesidad de más PDC. Si todo el campo del objeto que supervisa el endoscopio tiene una profundidad extendida, el elemento de lente o el grupo de lentes móvil pueden ser ajustados para enfocar la distancia al objeto representada por los campos del objeto en la zona central. No obstante, los campos del objeto que se muestran en la periferia de la imagen endoscópica estarán fuera de enfoque. Esto significa que los números que representan la nitidez de las imágenes en las zonas periféricas tendrán más valor que los números que representan la nitidez de las imágenes en las zonas centrales.

50 El medio electrónico disminuirá el tope de apertura ajustable y con ello aumentará la PDC del endoscopio. Esto hará que los objetos periféricos parezcan más nítidos, y los números que representan la nitidez de las imágenes en las zonas periféricas disminuirán. No obstante, la resolución general del endoscopio disminuirá debido al menor tope de apertura. Además, los números que representan la nitidez de las imágenes en las zonas centrales también disminuirán. El enfoque para la zona central de la imagen endoscópica, no obstante, se mantendrá.

60 Este proceso continuará hasta que se consigue un equilibrio entre los números que representan la nitidez de las imágenes en las zonas centrales y los números que representan la nitidez de las imágenes en las zonas periféricas. Este equilibrio puede significar que los valores son iguales o, en caso de que la parte central de la imagen endoscópica sea más importante, el proceso se puede detener si la imagen periférica ha mejorado hasta una relación predeterminada entre los números que representan la nitidez de las zonas centrales y la nitidez de las zonas periféricas.

65 Si las distancias al objeto de los campos del objeto observados en la zona central y las distancias al objeto de los

campos del objeto observados en la zona periférica están en el mismo intervalo, los números que representan la nitidez de las imágenes en las zonas centrales y los números que representan la nitidez de las imágenes en las zonas periféricas estarán en el mismo intervalo, y el tope de apertura no necesitará estar cerrado. El medio electrónico está configurado para seleccionar el mejor equilibrio entre la resolución y la PDC en cualquier posición que el médico seleccione para el endoscopio en base a las necesidades quirúrgicas.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

- La figura 1 representa la distribución de luz en un disco de Airy, mostrada como un gráfico tridimensional para baja resolución y alta resolución.
- La figura 2 representa aberraciones ópticas geométricas tales como un diagrama de manchas para el punto de la imagen axial y fuera del punto de la imagen axial.
- La figura 3 representa una comparación del disco de Airy y las aberraciones ópticas geométricas para diferentes tamaños de tope para el centro y el borde del campo de la imagen.
- La figura 4 es una ilustración del tamaño de la mancha de la imagen que es igual al tamaño de píxel del sensor (rayos en la mancha de la imagen ampliados).
- La figura 5 es una ilustración del tamaño de la mancha de la imagen que es menor que el tamaño de píxel del sensor fijo (rayos en la mancha de la imagen ampliados).
- La figura 6 es una ilustración de diferentes posiciones del objeto en las que el tamaño de la mancha de la imagen es menor o igual que el tamaño de píxel del sensor fijo.
- La figura 7 es una ilustración de las posiciones extremas del objeto en las que el tamaño de la mancha de la imagen es igual al tamaño de píxel del sensor fijo.
- La figura 8 es una ilustración de cómo el tope de apertura más pequeño está relacionado con una zona extendida del objeto todavía nítida en el sensor (PDC grande).
- La figura 9 es una ilustración de un ejemplo de las posiciones extremas del objeto para un tamaño de apertura más pequeño (PDC grande).
- La figura 10 es una ilustración de un sistema de objetivo a modo de ejemplo para endoscopio flexible con tope de apertura del sistema de lentes y paquete de imágenes de fibra o chip de video.
- La figura 11 es una ilustración de un último relé a modo de ejemplo de un endoscopio con una ventana ocular proximal y pupila de salida.
- La figura 12 es una ilustración de un acoplador de cámara con ventanas delantera y trasera.
- La figura 13 es una ilustración de un último relé a modo de ejemplo de endoscopio con pupila ocular, ventana proximal y salida adaptada al acoplador y a la cámara.
- La figura 14 es una fotografía de una imagen endoscópica de un modelo anatómico que muestra la profundidad extendida en el campo del objeto.
- La figura 15 es una fotografía de una imagen endoscópica que muestra un instrumento haciendo cirugía en un órgano en el abdomen.
- La figura 16 es una ilustración de un último relé a modo de ejemplo de un endoscopio con una ventana ocular, proximal, y pupila de salida que está acoplada a un tope de apertura variable y a un sistema de lentes que puede ser enfocado.
- La figura 17 es una ilustración de muestra para un símbolo simple para la configuración de la cámara que incluye, de izquierda a derecha, visión general, posición media y posición de primer plano.
- La figura 18 es una ilustración de los campos en el espacio de la imagen para detectar la nitidez en el centro (C) y los campos periféricos (P) para comparar con el campo central.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

Las primeras figuras muestran los términos ópticos y físicos utilizados en la descripción de los antecedentes de la invención. Las figuras sucesivas muestran los diferentes tipos de realizaciones.

- La figura 1 representa la distribución de luz en un disco de Airy. La representación se muestra como un gráfico tridimensional de la distribución de la intensidad de la luz alrededor de la zona de un punto teórico de la imagen. La figura izquierda muestra un disco de Airy para una apertura pequeña con baja resolución y la figura derecha muestra una apertura más grande con una resolución más alta.
- La figura 2 representa las aberraciones ópticas geométricas de un sistema óptico, en el que las aberraciones ópticas geométricas se representan como un diagrama de manchas donde una multitud de rayos pasan a través de la apertura de un sistema óptico que golpea el plano de la imagen. Cada rayo representa una parte igual de intensidad de luz y forma una mancha en el plano de la imagen. El tamaño de la mancha muestra cuánto se corrigen las aberraciones. La figura de la izquierda muestra las aberraciones de un punto de la imagen axial. La figura de la derecha muestra las aberraciones de un punto de la imagen fuera del eje con aberraciones asimétricas adicionales.
- La figura 3 muestra cómo el tamaño del disco de Airy y las aberraciones ópticas geométricas se influyen entre sí. La fila central de la figura 3 representa los gráficos 1 a 4 de la izquierda a la derecha con un tope de apertura creciente y las aberraciones ópticas geométricas puras como un diagrama de manchas. Cada gráfico muestra las aberraciones ópticas geométricas para un punto axial (izquierda) y un punto no axial (derecha). Cada gráfico también muestra como una superposición a la aberración óptica geométrica el tamaño del disco de Airy limitado por

difracción como un círculo negro. De los gráficos 1 a 4, el tope de apertura aumenta, mientras que el tamaño del disco de Airy limitado por difracción disminuye. No obstante, al aumentar la apertura, la aberración óptica geométrica empeora. El disco de Airy real resultante es ahora el disco de Airy limitado por difracción deformado por las aberraciones ópticas geométricas. Para cada uno de los cuatro gráficos se muestra el disco de Airy correspondiente. La fila superior "A" muestra los discos de Airy correspondientes para los puntos axiales correspondientes. La fila inferior "O" muestra los discos de Airy correspondientes para los correspondientes puntos fuera del eje.

En el gráfico 1 de la figura 3, las aberraciones ópticas geométricas son pequeñas en relación con el disco de Airy limitado por difracción. Por lo tanto, el disco de Airy es grande (con una apertura pequeña) pero está deformado mínimamente por las aberraciones ópticas geométricas. En los gráficos 2, 3 y 4 de la figura 3, las aberraciones ópticas geométricas aumentan y el disco de Airy limitado por difracción disminuye. Por lo tanto, el disco de Airy se hace más pequeño (y la apertura aumenta), pero las aberraciones ópticas geométricas deforman significativamente el disco de Airy. Además, una cantidad sustancial de la intensidad de la luz es desviada en la zona que rodea el disco de Airy limitado por difracción. Esta serie de gráficos muestra que la mejor mancha de imagen se consigue para una apertura en la que el disco de Airy limitado por difracción se superpone a la mancha creada por las aberraciones ópticas geométricas.

Las figuras 4 y 5 muestran la mancha de la imagen resultante en relación con el tamaño de un píxel en un chip de video. La figura 4 demuestra que cuando los rayos de un plano de objeto dado no forman un tamaño de mancha pequeño en el plano de la imagen, el tamaño resultante de la mancha de la imagen es igual al tamaño del píxel en un chip de video. En este caso, cualquier otro plano de objeto delante o detrás de este plano de objeto dado no puede formar una imagen nítida. El tamaño resultante de las manchas de la imagen para estas distancias al objeto es mayor que el tamaño del píxel en un chip de video.

La figura 5 muestra que cuando los rayos de un plano de objeto dado forman un tamaño de mancha muy pequeño en el plano de la imagen, el tamaño resultante de la mancha de la imagen es más pequeño que el tamaño del píxel en un chip de video. En este caso, otros planos del objeto delante o detrás de este plano del objeto dado aún pueden formar una imagen nítida. El tamaño resultante de las manchas de la imagen es aún más pequeño o igual al tamaño del píxel en un chip de video. El intervalo de distancias al objeto en el que los planos del objeto aún pueden formar una imagen nítida en el píxel del chip de video se denomina PDC.

Esto se representa adicionalmente en las figuras 6 a 9. La figura 6 muestra en tres filas el mismo sistema óptico en el que la imagen de diferentes distancias al objeto se compara con el tamaño de un píxel de un chip de video situado en un plano de imagen fijo. La fila central muestra la distancia al objeto en la que la mancha de la imagen se minimiza en el plano de la imagen. La fila superior muestra una distancia al objeto más lejos del sistema óptico, en la que la mancha de la imagen es tan grande como el píxel del chip de video. La fila inferior muestra una distancia al objeto más cercana al sistema óptico, en la que la mancha de la imagen también es tan grande como el píxel del chip de video. El intervalo entre estas dos distancias extremas al objeto es la PDC. La figura 7 muestra las dos distancias extremas al objeto que forman la PDC superpuesta en una figura.

La figura 8 muestra el mismo sistema óptico con un tope de apertura más pequeño. La figura 8 muestra en tres filas el mismo sistema óptico con un tope de apertura más pequeño, en la que la imagen de diferentes distancias al objeto se compara con el tamaño de un píxel de un chip de video situado en un plano de imagen fijo. La fila central nuevamente muestra la distancia al objeto en la que la mancha de la imagen se minimiza en el plano de la imagen. La fila superior de la figura 8 muestra una distancia al objeto más alejada del sistema óptico en la que la mancha de la imagen es tan grande como el píxel del chip de video. La fila inferior muestra una distancia al objeto más cercana al sistema óptico, en la que la mancha de la imagen también es tan grande como el píxel del chip de video. El intervalo entre estas dos distancias extremas al objeto es mayor que en la figura 6, lo que da como resultado una PDC más grande. La figura 9 muestra las dos distancias extremas al objeto que forman la PDC superpuesta en una figura.

La figura 10 representa un sistema óptico a modo de ejemplo para un endoscopio flexible. En el lado derecho en el plano de la imagen está dispuesto un sensor de imagen. Este sensor de imagen puede ser un chip de video o un paquete de imágenes de fibra. El tamaño de píxel del sensor de imagen y el tamaño del tope de apertura en el medio del objetivo limita la PDC. La última lente puede ser móvil, para ajustar el centro del campo del objeto para permitir el enfoque óptimo.

La figura 11 representa el último relé de un endoscopio y un ocular con la ventana proximal. Se muestran rayos para los puntos axiales y periféricos y el haz de rayos que atraviesa la pupila de salida. La pupila de salida se encuentra detrás de la ventana proximal en la que se encuentra el ojo del observador.

La figura 12 muestra el sistema de lentes de un acoplador de cámara con una ventana delantera y una trasera. El haz de rayos para los puntos axiales y periféricos atraviesa la pupila de entrada del acoplador de la cámara. En el lado derecho está el campo de la imagen en el que se encuentra el chip de video.

En la figura 13, el último relé de la figura 11 está superpuesto al acoplador de cámara de la figura 12. La pupila de salida del endoscopio cae exactamente sobre la pupila de entrada del acoplador de la cámara. Por lo tanto, el

diámetro del tope de apertura del endoscopio rígido puede ser modificado modificando el diámetro de la pupila de entrada del acoplador de la cámara. Las dos flechas indican esta posición del tope de apertura.

5 La figura 14 muestra una fotografía de una imagen endoscópica del abdomen en un modelo anatómico. La profundidad en la cavidad del cuerpo y las diferentes distancias a los órganos y huesos demuestran la necesidad de una PDC grande en la posición de vista general.

10 La figura 15, en contraste con la figura 14, muestra una fotografía endoscópica de un instrumento durante la cirugía en un órgano. La imagen borrosa en la figura 15 demuestra la necesidad de tener un enfoque adecuado y una alta resolución alrededor de la zona central. Una PDC ampliada no es necesaria.

15 La figura 16, como la figura 13, representa el último relé de la figura 11 superpuesto al acoplador de cámara de la figura 12. La pupila de salida del endoscopio cae exactamente sobre la pupila de entrada del acoplador de la cámara. El diámetro del tope de apertura del endoscopio rígido puede ser modificado modificando el diámetro de la pupila de entrada del acoplador de la cámara. Además, la lente del acoplador puede ser movida para enfocar campos del objeto desde diferentes distancias al objeto delante del endoscopio rígido en el chip de video. Las dos flechas verticales indican esta posición del tope de apertura y las dos flechas horizontales muestran el movimiento axial de las lentes de acoplamiento para ajustar el enfoque.

20 La figura 17 muestra símbolos simples diseñados para avisar al cirujano para seleccionar los ajustes apropiados para diferentes situaciones endoscópicas y quirúrgicas. El círculo en la figura 17 representa el objeto en el centro y las líneas en ángulo representan todo el campo de visión. El símbolo de la izquierda indica una posición de vista general, en la que el objeto central es de menor importancia, pero se necesita una PDC para mirar alrededor de todo el campo de visión. El símbolo de la derecha indica que el objeto central llena todo el campo de visión donde la PDC no es importante, pero se requiere una alta resolución.

30 La figura 18 muestra el campo de la imagen representado por la imagen endoscópica en la que uno o varios campos en la zona de la imagen se utiliza para medir la nitidez relativa en estos campos. La imagen de la izquierda muestra una realización preferente en la que solo se utiliza un campo en el centro (C) de la imagen para medir la nitidez en esta zona de la imagen. A continuación, se ajusta el enfoque con un grupo de lentes en el endoscopio o en el acoplador para mantener el mejor enfoque. La PDC es preseleccionada mediante el tope de apertura, dependiendo de si la situación endoscópica y quirúrgica requiere una visión general completa de la cavidad del cuerpo o la mejor resolución del campo central.

35 La imagen de la derecha en la figura 18 muestra otra realización preferente, en la que un campo en el centro (C) de la imagen está rodeado por campos periféricos (P). El campo central se utiliza para medir la nitidez de la zona central de la imagen central. El enfoque es ajustado con un grupo de lentes en el endoscopio o en el acoplador, para optimizar el enfoque. Los campos periféricos también se utilizan para medir la nitidez en estas zonas periféricas de la imagen. La información de las zonas periféricas se utiliza para determinar si es necesaria una PDC mayor. La nitidez medida en estas zonas periféricas es comparada con la nitidez en la zona central. Si la nitidez medida en las zonas periféricas es peor que en la zona central, es necesaria una PDC mayor para esta situación endoscópica.

45 El medio electrónico en la cámara se utiliza para cerrar el tope de apertura de manera automática. El enfoque se mantendrá de manera constante en la distancia al objeto del objeto en el campo central. No obstante, la nitidez en el campo central disminuirá debido a la disminución de la resolución. No obstante, la PDC aumenta simultáneamente con un aumento en la nitidez de los campos periféricos.

50 Cuando el tope de apertura disminuye de manera continua, la nitidez en el centro disminuirá, pero la nitidez en los campos periféricos aumentará. Este proceso continúa hasta que se consigue un equilibrio entre un campo central relativamente nítido y campos periféricos relativamente nítidos. En dicho punto, todos los campos en el campo de la imagen tendrán aproximadamente la misma nitidez, lo que permitirá al cirujano mirar alrededor en el campo de la imagen. Si la nitidez medida en las zonas periféricas es de la misma nitidez que la nitidez en la zona central, no se necesita un aumento de PDC para esta situación endoscópica.

55 El medio electrónico en la cámara se utiliza para abrir de manera automática el tope de apertura. El enfoque puede ser controlado de manera automática por el campo central. La nitidez en el campo central aumentará debido a una mayor resolución. No obstante, esto hará que disminuya la PDC. Si los campos periféricos son objetos a distancias del objeto diferentes a la del objeto en el campo central, la nitidez en los campos periféricos disminuirá. El aumento en la resolución del campo central aumentará hasta que los campos periféricos se vuelvan menos nítidos que el campo central. Esto continúa hasta que se consigue un equilibrio entre un campo central nítido y campos periféricos igualmente nítidos. Todos los campos en el campo de la imagen vuelven a tener la misma nitidez, pero el cirujano mira esta vez en una zona de campo pequeña con mayor resolución, porque no se necesita una PDC adicional.

65 Se debe resaltar que las realizaciones descritas en el presente documento son a modo de ejemplo, y que son posibles diversos cambios y modificaciones a las realizaciones mostradas en el presente documento.

REIVINDICACIONES

1. Sistema de obtención de imágenes para un endoscopio con un sistema óptico, comprendiendo el sistema de obtención de imágenes,
- 5 un sistema de video endoscópico, que incluye un sensor de video y una unidad de control configurada para procesar una imagen óptica en la que una sección transversal de una apertura del sistema óptico es ajustable y el sistema óptico está configurado para enfocar diferentes distancias del objeto por medio de un elemento de lente o un grupo de lentes móvil, para optimizar el sistema de obtención de imágenes para diversas aplicaciones endoscópicas, y en el que la unidad de control está configurada para procesar la imagen óptica utilizando un medio electrónico para
- 10 analizar la imagen óptica del endoscopio capturada por una cámara de video en varias zonas periféricas de la imagen óptica, para determinar la nitidez de la imagen óptica en la periferia y para ajustar la apertura del sistema óptico hasta conseguir un equilibrio entre la nitidez del campo central y la nitidez de los campos periféricos.
2. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 1, en el que el endoscopio es un endoscopio flexible, configurado para permitir el ajuste de la apertura en un objetivo en una punta del endoscopio y para permitir el ajuste del elemento de lente o el grupo de lentes en el objetivo.
- 15
3. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 1, en el que el sistema óptico del endoscopio es un endoscopio rígido que incluye un sistema de objetivo, un sistema de retransmisión y un ocular, en el que el sistema de video endoscópico está situado en un extremo proximal del sistema óptico con un acoplador de cámara endoscópica que incluye un sistema de lentes, un cabezal de cámara que incluye el sensor de video y la unidad de control en la que la sección transversal de la apertura del sistema óptico es ajustable en el acoplador de la cámara y el elemento de lente o el grupo de lentes móvil en el acoplador de la cámara es ajustable.
- 20
4. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 1, en el que la unidad de control incluye un medio electrónico configurado para analizar la imagen del endoscopio capturada por el sensor de video en una zona central de la imagen, para determinar la nitidez de la imagen y para ajustar el elemento de lente o el grupo de lentes para aumentar la nitidez de la imagen en el campo central.
- 25
5. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 1, en el que la sección transversal de la apertura del sistema óptico es ajustable mediante un medio mecánico y el elemento de lente o grupo de lentes es ajustable mediante otro medio mecánico.
- 30
6. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 1, en el que la sección transversal de la apertura del sistema óptico es ajustable mediante medios electromecánicos y el elemento de lente o el grupo de lentes es ajustable mediante otros medios electromecánicos.
- 35
7. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 1, en el que la sección transversal de la apertura del sistema óptico es ajustable mediante medios mecánicos y el elemento de lente o el grupo de lentes está en una posición fija.
- 40
8. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 1, en el que un número de modelo del endoscopio puede ser escrito en la unidad de control para ajustar un diámetro mínimo y un diámetro máximo para la apertura y ajustar un intervalo de enfoque para el elemento de lente o grupo de lentes para el endoscopio.
- 45
9. Sistema de obtención de imágenes, según las reivindicaciones 1 o 2, que comprende, además, un paquete de imágenes de fibra que está configurado para transmitir la imagen óptica a un extremo proximal del endoscopio en el que el sensor de video está situado en el extremo proximal del endoscopio fuera de una cavidad del cuerpo.
- 50
10. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 2, en el que el sistema de video endoscópico que incluye el sensor de video está situado en una punta del endoscopio detrás del objetivo, e incluye un cable eléctrico configurado para transmitir una imagen de video a un extremo proximal del endoscopio fuera de una cavidad del cuerpo, transfiriendo la imagen de video a la unidad de control del sistema de obtención de imágenes.
- 55
11. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 6, en el que el medio electromecánico está configurado para analizar la imagen óptica del endoscopio utilizando uno o varios campos separados en una zona central de la imagen para determinar la nitidez de la imagen óptica en cada campo y para ajustar el elemento de lente o el grupo de lentes para aumentar la nitidez de la imagen óptica de todos los campos centrales.
- 60
12. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 6, en el que el medio electromecánico está configurado para calcular una función de transferencia de modulación para una frecuencia dada para un campo de imagen en un centro de la imagen óptica, o para calcular la función de transferencia de modulación para una frecuencia dada para todos los campos de la imagen en el centro y la periferia de la imagen endoscópica, para determinar la nitidez medida de cada campo.
- 65
13. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 6, en el que el medio electromecánico está

configurado para calcular un nivel de contraste para un campo de la imagen en el centro de la imagen óptica, o para calcular niveles de contraste para todos los campos de la imagen en el centro y la periferia de la imagen óptica, para determinar la nitidez de cada campo medido.

- 5 14. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 5, en el que el medio mecánico para reducir la apertura y el medio mecánico para mover el elemento de lente o el grupo de lentes están acoplados a un indicador mecánico marcado con símbolos relacionados con situaciones quirúrgicas.
- 10 15. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 7, en el que el medio mecánico para reducir la apertura está acoplado con un indicador mecánico marcado con símbolos relacionados con situaciones quirúrgicas.
- 15 16. Sistema de obtención de imágenes, según las reivindicaciones 1, 2 o 4, en el que el sistema óptico es un estéreo endoscopio flexible y el medio mecánico para reducir la apertura y el medio para mover el elemento de lente o el grupo de lentes están acoplados uno a otro para el canal izquierdo y derecho.
- 20 17. Sistema de obtención de imágenes, según las reivindicaciones 1 o 5, en el que el sistema óptico es un estéreo endoscopio rígido, y el medio para reducir el tope de apertura y el medio para mover el elemento de lente o el grupo de lentes están acoplados uno a otro para el canal izquierdo y derecho.
18. Sistema de obtención de imágenes, según la reivindicación 1, en el que el sistema de video endoscópico que incluye el sensor de video está situado en la punta del endoscopio detrás de un objetivo, e incluye un cable eléctrico configurado para transmitir una imagen de video a un extremo proximal del endoscopio fuera de la cavidad del cuerpo, transfiriendo la imagen de video a la unidad de control del sistema de obtención de imágenes.

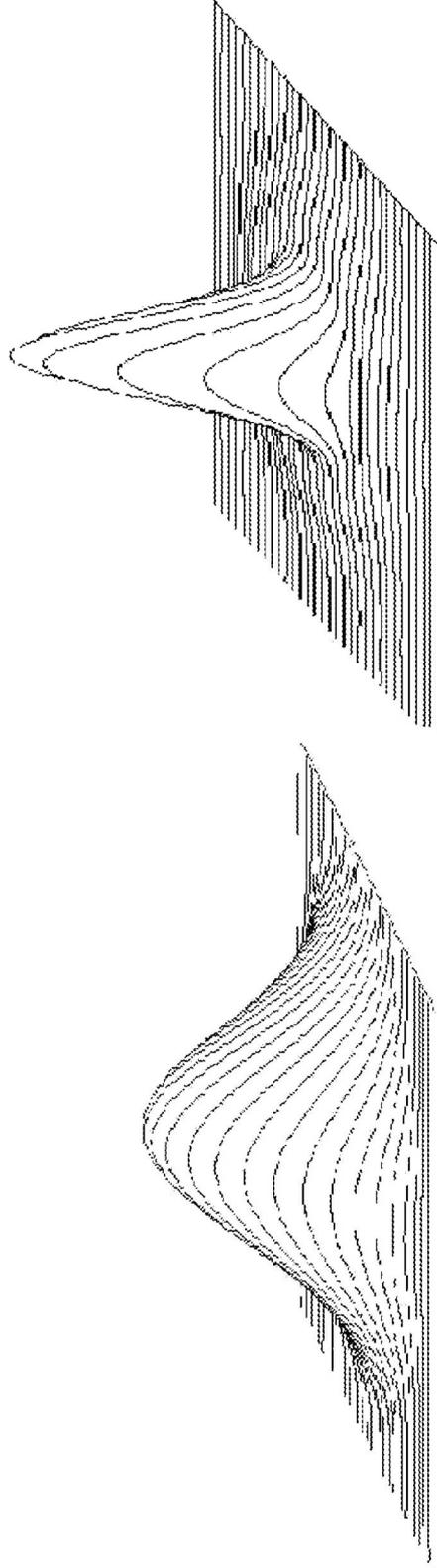
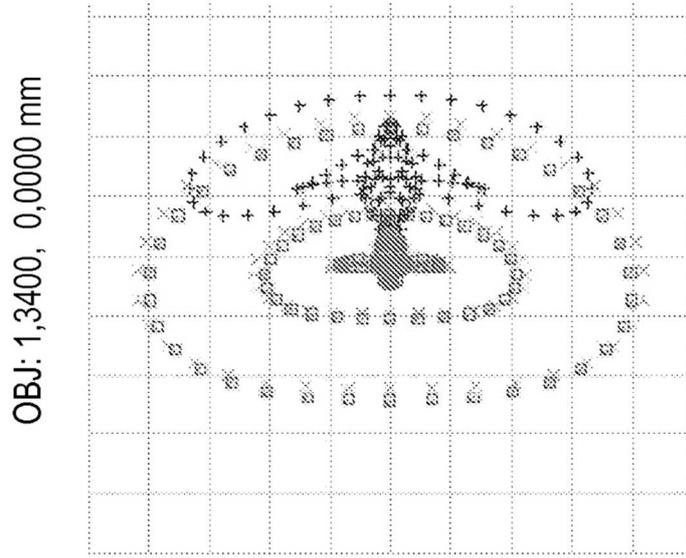


FIG. 1



+ 0,4861
× 0,5876
□ 0,6563

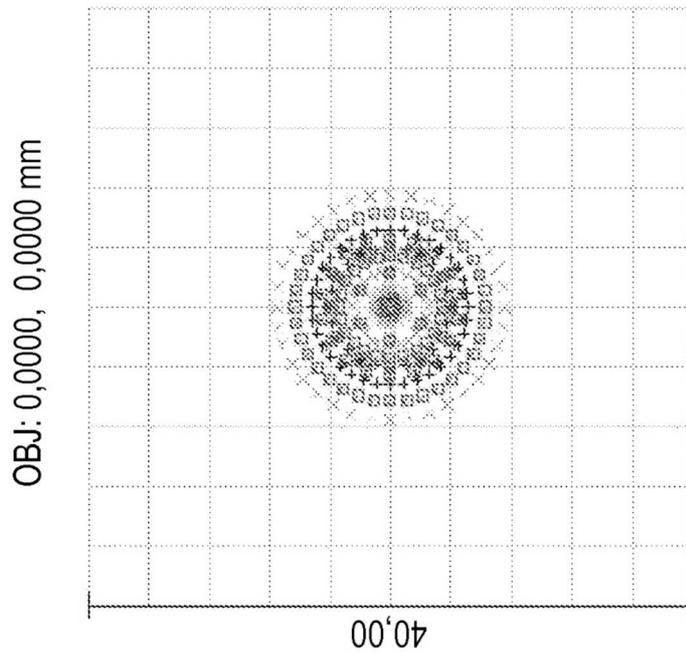


FIG. 2

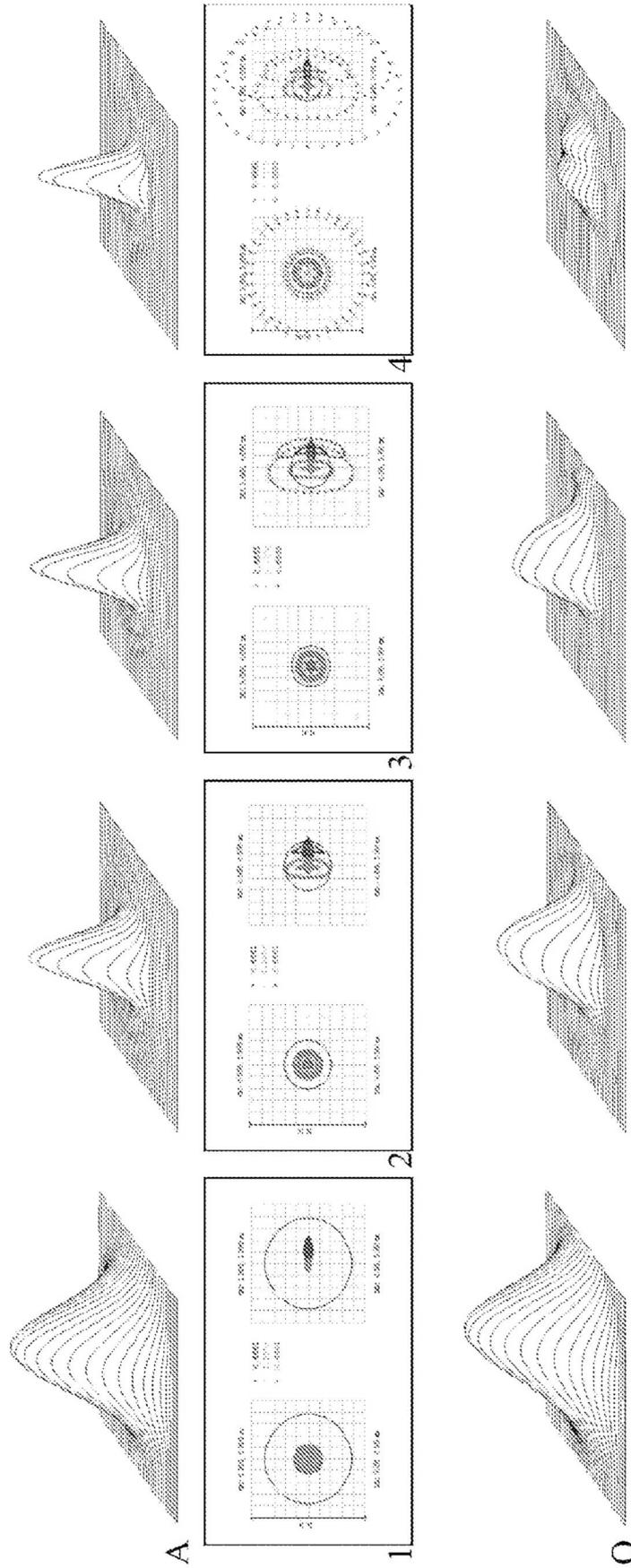


FIG. 3

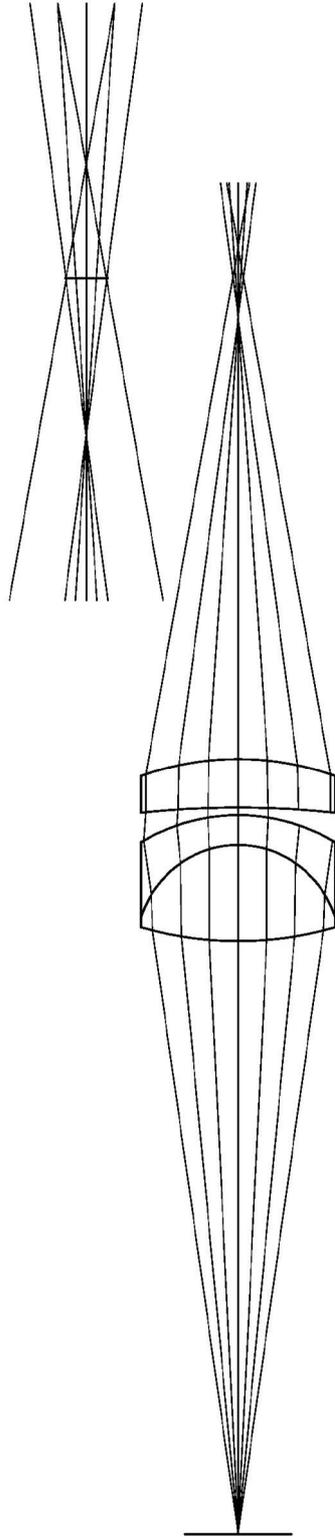


FIG. 4

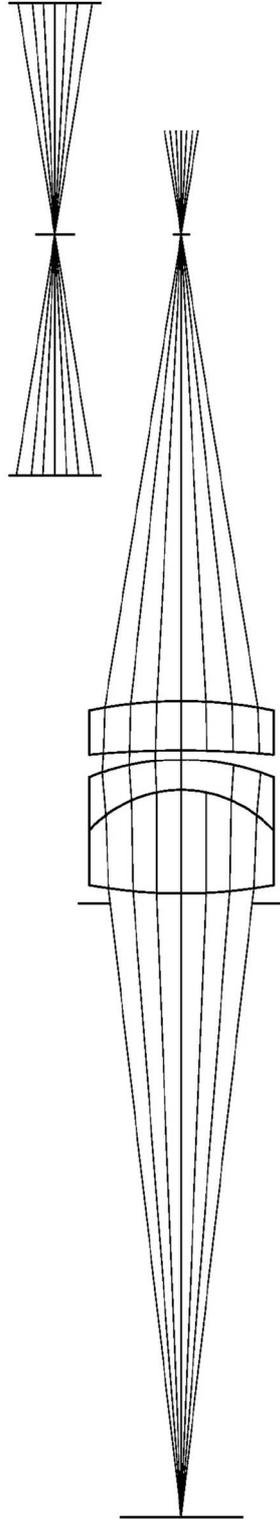


FIG. 5

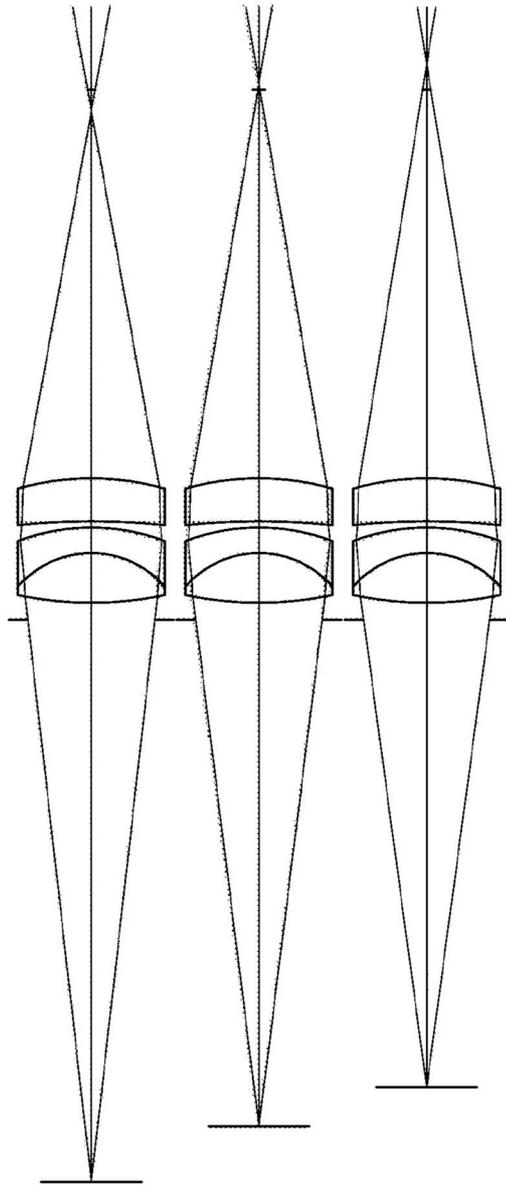


FIG. 6

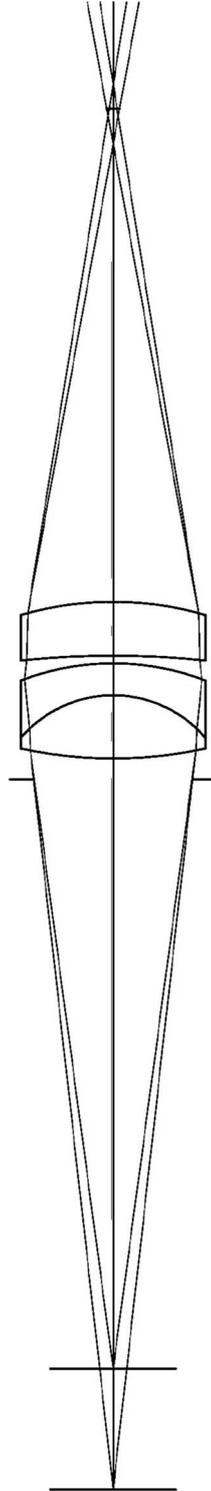


FIG. 7

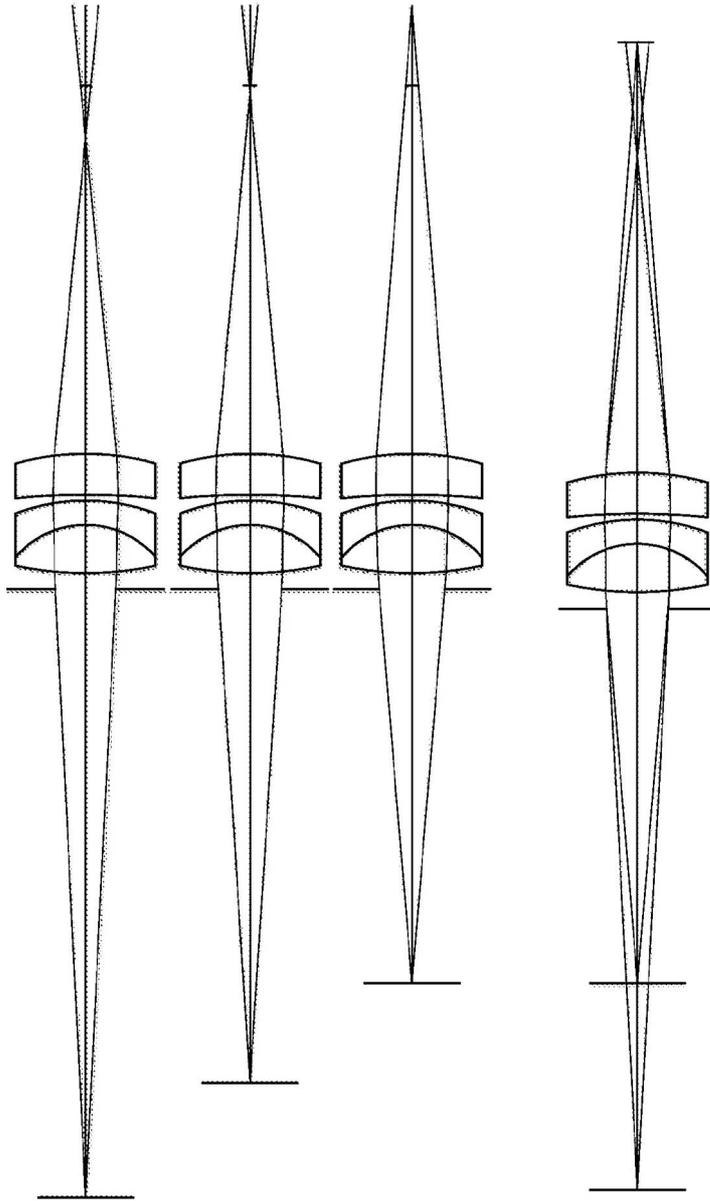


FIG. 8

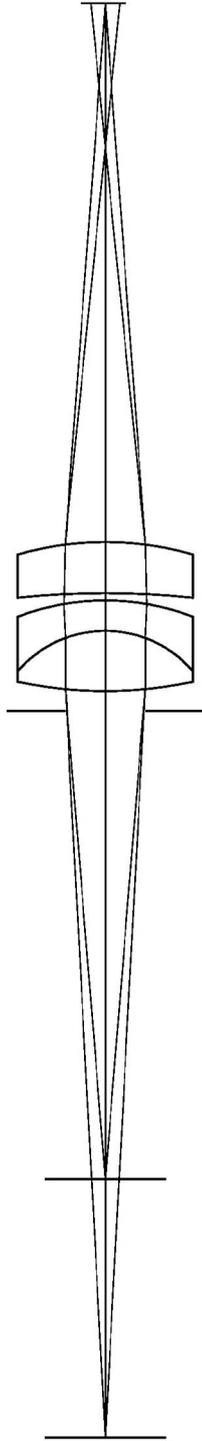


FIG. 9

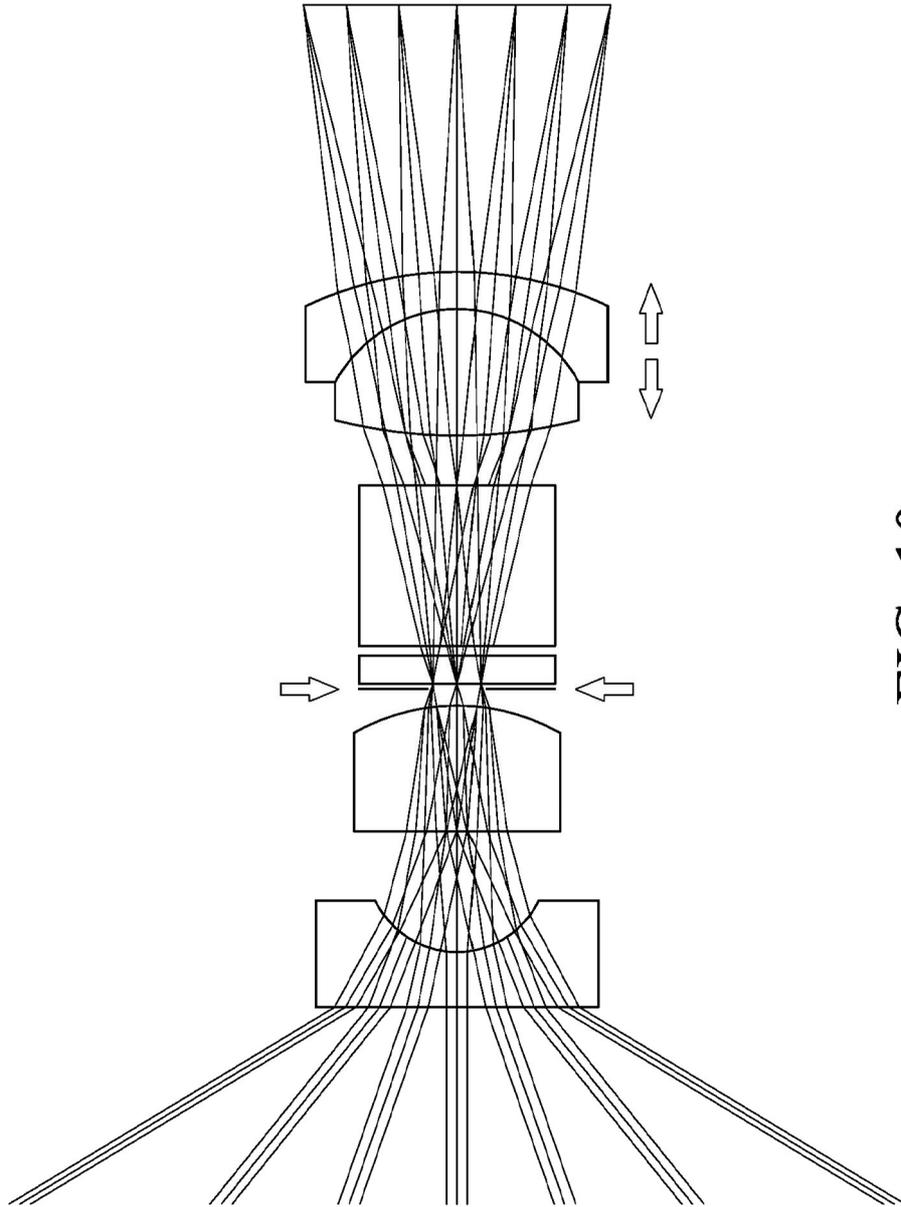


FIG. 10



FIG. 11

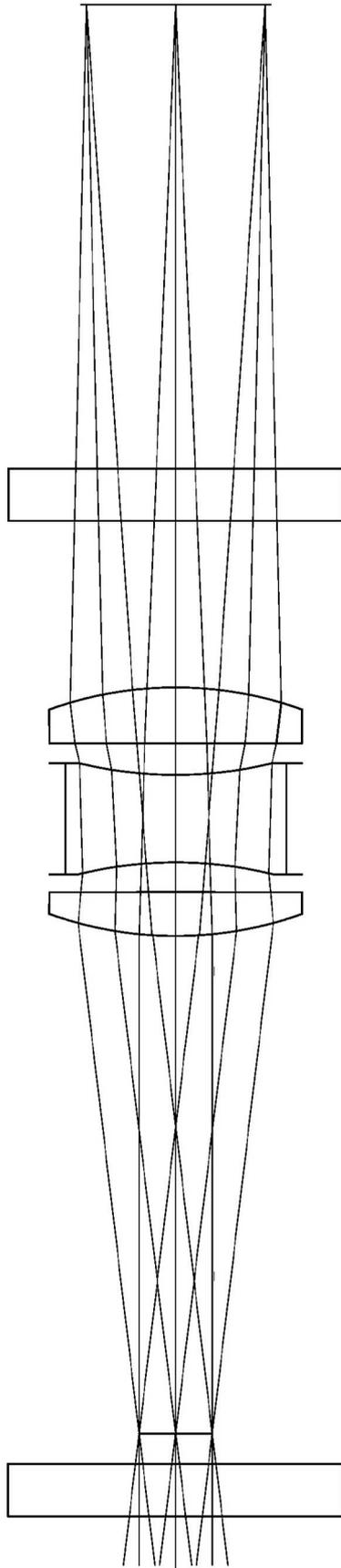


FIG. 12

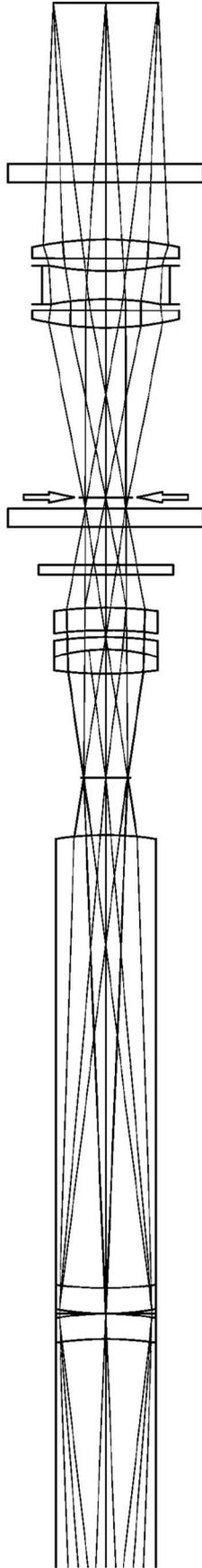


FIG. 13

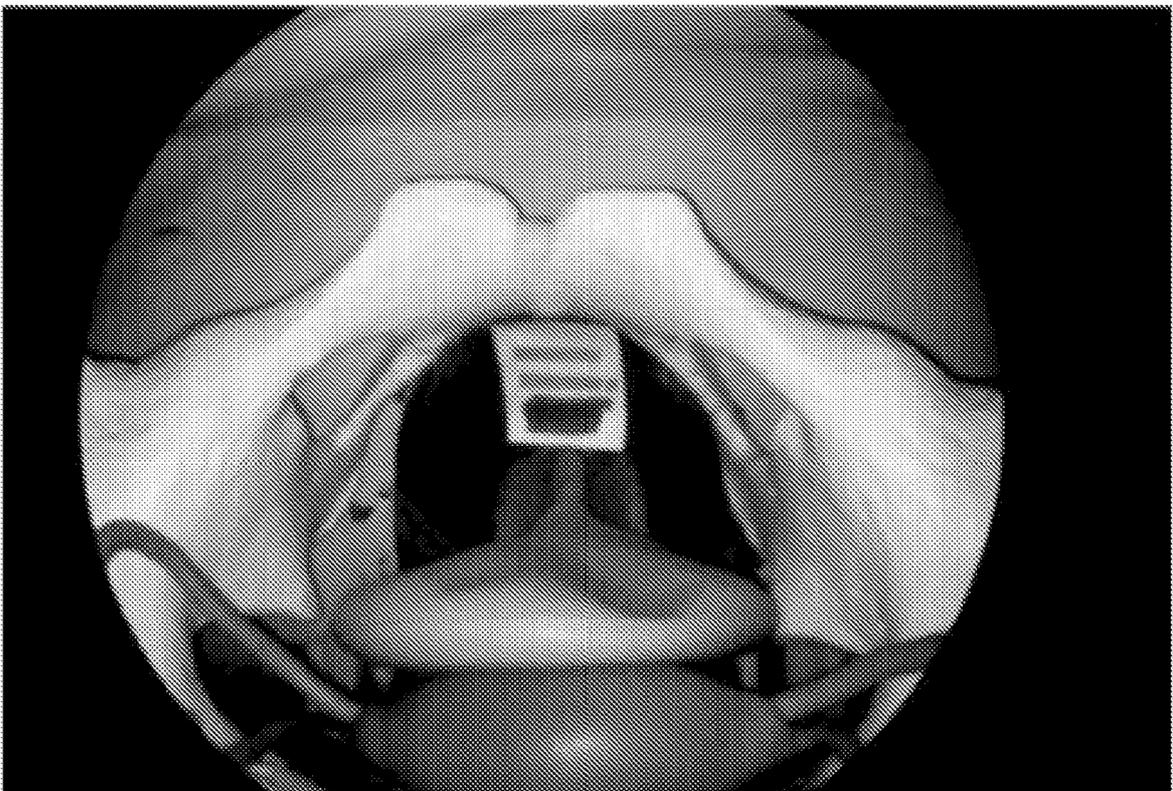


FIG. 14

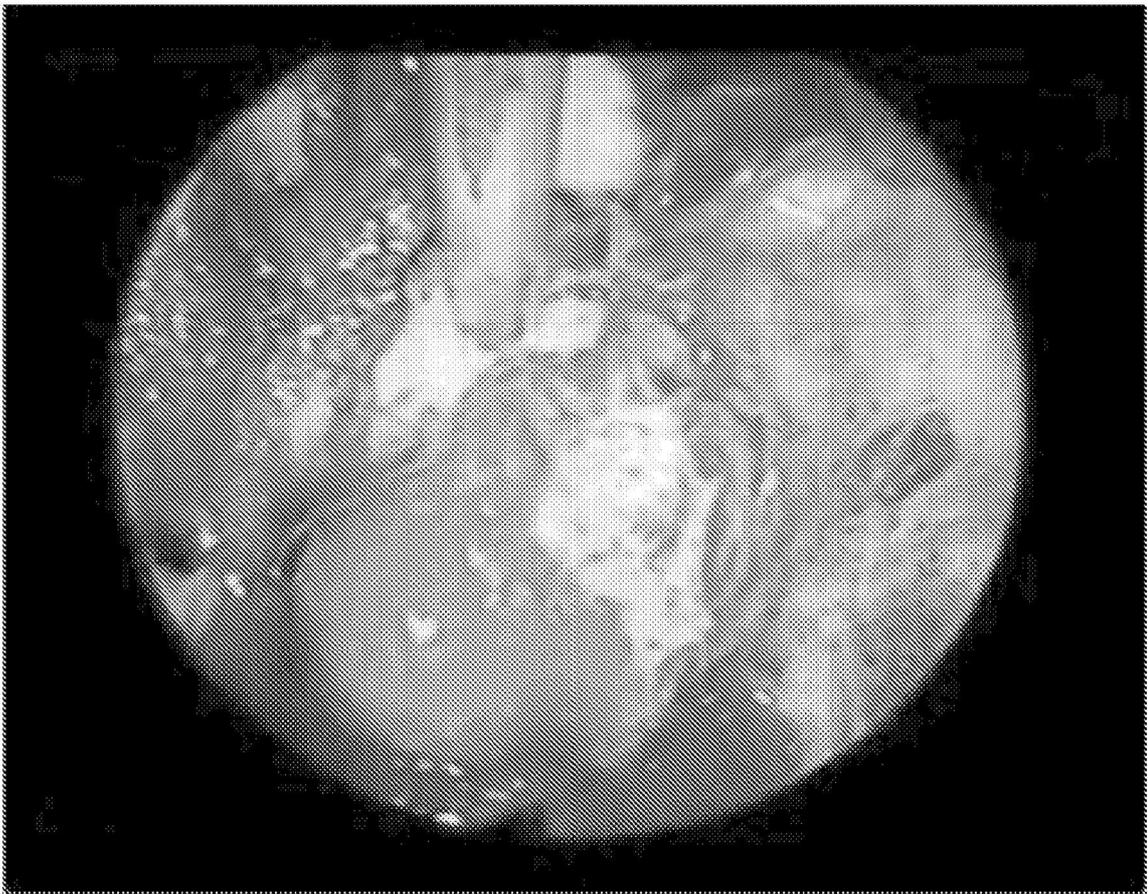


FIG. 15

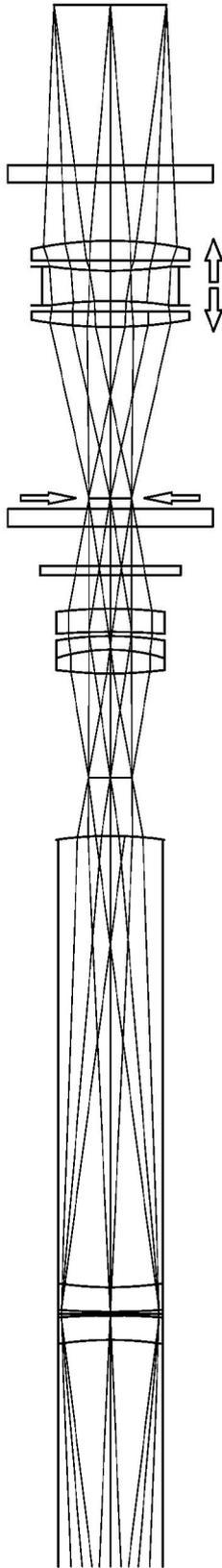


FIG. 16

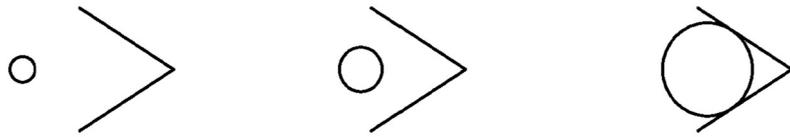


FIG. 17

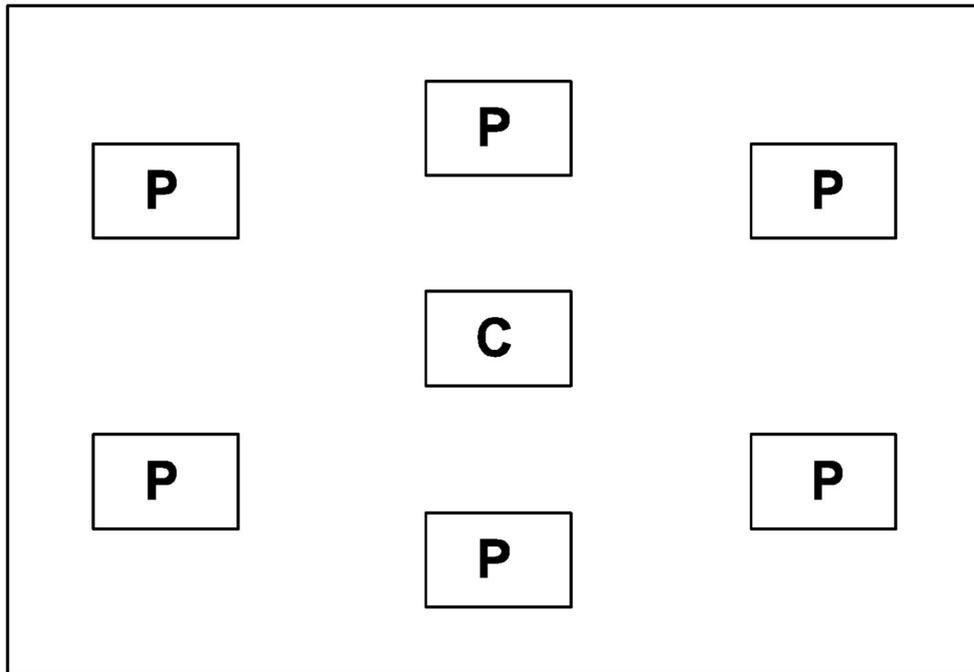


FIG. 18

REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN

5 *Esta lista de referencias citada por el solicitante es únicamente para mayor comodidad del lector. No forman parte del documento de la Patente Europea. Incluso teniendo en cuenta que la compilación de las referencias se ha efectuado con gran cuidado, los errores u omisiones no pueden descartarse; la EPO se exime de toda responsabilidad al respecto.*

Documentos de patentes citados en la descripción

- US 61954884
- US 20110109749 A
- US 20070258150 A

10