



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS  
ESPAÑA



⑪ Número de publicación: **2 980 684**

⑮ Int. Cl.:

**G02B 9/62** (2006.01)  
**G02B 9/64** (2006.01)  
**G02B 13/00** (2006.01)  
**G02B 13/06** (2006.01)  
**G02B 23/24** (2006.01)  
**A61B 1/00** (2006.01)

⑫

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

⑯ Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.03.2020 E 20160417 (0)**

⑯ Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.04.2024 EP 3767364**

⑮ Título: **Endoscopio de amplio campo de visión**

⑯ Prioridad:

**19.07.2019 EP 19187218**

⑯ Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

**02.10.2024**

⑮ Titular/es:

**HOYA CORPORATION (100.0%)**  
6-10-1 Nishi-Shinjuku Shinjuku-ku  
Tokyo 160-8347, JP

⑯ Inventor/es:

**MAYER, WOLFGANG;**  
**VIEBACH, THOMAS;**  
**ZISCHKE, HOLGER y**  
**SCHROETER, TILMAN**

⑯ Agente/Representante:

**GONZÁLEZ PESES, Gustavo Adolfo**

**ES 2 980 684 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 de amplio campo de visión

**Campo de la invención**

5 La presente invención está relacionada con un endoscopio con un amplio campo de visión, tal como más de 180°, y una porción de punta rígida del mismo. En particular, el endoscopio y la porción de punta rígida, respectivamente, son adecuados para ser insertados en un lumen de un cuerpo humano.

**Antecedentes de la invención**

10 Un objetivo principal de los esfuerzos actuales en el campo de la endoscopia con fines médicos (en particular, en el campo del diagnóstico del cuerpo humano) es aumentar la tasa de detección de adenomas por parte de los médicos. Para este propósito, se desea aumentar el campo de visión (FoV) de los endoscopios a más de 180°, preferentemente al menos 200°. Con FoV tan amplios (WFoV), los médicos pueden observar sin maniobras complejas la zona situada detrás de un pliegue del tracto gastrointestinal o del tracto respiratorio o de un vaso sanguíneo.

15 Los endoscopios convencionales para insertar en un lumen (tal como el tracto gastrointestinal, el tracto respiratorio o un vaso sanguíneo) de un cuerpo humano tienen un FoV máximo de 170° solamente.

20 Otros documentos citados del estado de la técnica son EP 1 629 764 A1 que muestra un endoscopio y un material formador de puntas de endoscopio, JP H10 309259 A que muestra un endoscopio, WO 2017/027749 A1 que muestra un dispositivo de visualización de tejidos totalmente integrado y desechable, US 2007/0213590 A1 que muestra un aparato y procedimientos para examinar, visualizar, diagnosticar, manipular, tratar y registrar anomalías dentro de regiones interiores de cavidades corporales, US 2017/0146778 A1 que muestra una lente gran angular y JP 2008 058387 A que muestra una lente supergran angular y WO 2009/150653 A1 que muestra un sistema óptico para su uso en un endoscopio.

**Sumario de la invención**

25 Es objeto de la invención mejorar la técnica anterior. A saber, de acuerdo con aspectos de la invención, se proporciona una porción de punta rígida para un endoscopio para insertar en un lumen de un cuerpo humano y un endoscopio de acuerdo con las reivindicaciones independientes respectivas. Para más detalles, véanse las reivindicaciones dependientes.

30 De acuerdo con algunas realizaciones de la invención, el médico que utiliza el endoscopio tiene un campo de visión más amplio. De este modo, puede observar fácilmente la zona situada detrás de un pliegue de la pared de un lumen (tal como el tracto gastrointestinal, el tracto respiratorio o un vaso sanguíneo) del cuerpo humano en el que se inserta el endoscopio, sin realizar maniobras complejas para colocar la porción de la punta rígida del endoscopio de forma que el médico pueda observar la zona situada detrás del pliegue, como es necesario con un endoscopio convencional.

Otras ventajas se desprenden de la siguiente descripción detallada.

35 Debe entenderse que cualquiera de las modificaciones anteriores y los ejemplos descritos a continuación pueden aplicarse individualmente o en combinación a los aspectos respectivos a los que se refieren, a menos que se indiquen explícitamente como alternativas excluyentes.

**Breve descripción de los dibujos**

40 Otros detalles, características, objetos y ventajas se desprenden de la siguiente descripción detallada de las realizaciones preferentes de la invención, que debe tomarse junto con los dibujos adjuntos, en los que:

La Fig. 1 muestra una porción distal de un endoscopio;

La Fig. 2 representa una sección transversal de una porción de punta rígida de un endoscopio que aloja un sistema de sensores de acuerdo con algunas realizaciones de la invención;

45 La Fig. 3 representa una vista en planta del extremo distal de la porción de punta rígida de acuerdo con algunas realizaciones de la invención;

La Fig. 4 muestra un endoscopio con una porción de punta rígida muy larga insertada en el intestino de un cuerpo humano;

La Fig. 5 muestra un endoscopio de acuerdo con algunas realizaciones de la invención insertado en el intestino de un cuerpo humano;

50 La Fig. 6 representa la configuración general de una lente objetivo que puede utilizarse en una porción de punta rígida de acuerdo con algunas realizaciones de la invención;

La Fig. 7 muestra la configuración general de un sistema de sensores que puede utilizarse en una porción de punta rígida de acuerdo con algunas realizaciones de la invención;

La Fig. 8 muestra una realización 1 de un sistema de sensores que puede utilizarse en una porción de punta rígida de acuerdo con la invención;

La Fig. 9 muestra una realización 2 de un sistema de sensores que puede utilizarse en una porción de punta rígida de acuerdo con la invención;

5 La Fig. 10 muestra una realización 3 de un sistema de sensores que puede utilizarse en una porción de punta rígida de acuerdo con la invención;

La Fig. 11 muestra una realización 4 de un sistema de sensores que puede utilizarse en una porción de punta rígida de acuerdo con la invención;

10 La Fig. 12 muestra una realización 5 de un sistema de sensores que puede utilizarse en una porción de punta rígida de acuerdo con la invención;

La Fig. 13 muestra una realización 6 de un sistema de sensores que puede utilizarse en una porción de punta rígida de acuerdo con la invención;

15 La Fig. 14 muestra una realización 7 de un sistema de sensores que puede utilizarse en una porción de punta rígida de acuerdo con la invención;

La Fig. 15 muestra una realización 8 de un sistema de sensores que puede utilizarse en una porción de punta rígida de acuerdo con la invención; y

La Fig. 16 muestra un ejemplo 9 comparativo de un sistema de sensores que puede utilizarse en una porción de punta rígida (no cubierta por la invención reivindicada).

#### **Descripción detallada de algunas realizaciones**

20 A continuación, ciertas realizaciones de la presente invención se describen en detalle con referencia a los dibujos adjuntos, en los que las características de las realizaciones se pueden combinar libremente entre sí a menos que se describa lo contrario. Sin embargo, debe entenderse expresamente que la descripción de ciertas realizaciones se da sólo a modo de ejemplo, y que de ninguna manera se pretende que se entienda como una limitación de la invención a los detalles divulgados.

25 A veces, se utilizan los mismos signos de referencia en varias figuras. Designan a miembros iguales o correspondientes.

En el campo de la endoscopia del cuerpo humano, debe garantizarse que la porción de punta rígida de este endoscopio WFoV no sea ni demasiado larga ni demasiado ancha para que pueda utilizarse como un endoscopio terapéutico funcional completo, por ejemplo, en un procedimiento de disección endoscópica de la submucosa (ESD).

30 De este modo, una porción de punta rígida 10 de un endoscopio para insertar en un lumen (tal como el tracto gastrointestinal, el tracto respiratorio o un vaso sanguíneo) de un cuerpo humano no debe ser más larga de 25 mm, preferentemente no más larga de 20 mm, y aún más preferentemente no más larga de 15 mm. Su anchura (diámetro de la sección transversal) no debe ser superior a 18 mm, preferentemente no superior a 16 mm, y aún más preferentemente no superior a 14 mm.

35 La pared de la porción de punta rígida 10 es típicamente un cilindro hueco con una sección transversal circular, por ejemplo de acero inoxidable o titanio. Sin embargo, la porción de punta rígida puede tener una o más hendiduras o protuberancias. La pared de la porción de punta rígida 10 puede estar hecha de un solo miembro o de miembros plurales que están rígidamente conectados entre sí. Su sección transversal puede ser incluso elíptica. En general, la porción de punta rígida 10 tiene un eje central. En cada posición a lo largo del eje central, una sección transversal respectiva de la porción de punta rígida 10 perpendicular al eje central es elíptica con un eje largo y un eje corto. El eje corto no es más largo que el eje largo; en el caso de una sección transversal circular, el eje corto tiene la misma longitud que el eje largo. El eje largo y el eje corto se cruzan en el eje central.

40 A fin de permitir la inserción en un lumen del cuerpo humano, una longitud máxima del eje largo de la sección transversal elíptica (es decir, un diámetro del círculo en caso de una sección transversal circular) es preferentemente no más de 18 mm, más preferentemente no más de 16 mm, y aún más preferentemente no más de 14 mm.

45 A fin de permitir la inserción en un lumen del cuerpo humano, una longitud máxima del eje largo de la sección transversal elíptica (es decir, un diámetro del círculo en caso de una sección transversal circular) es preferentemente no más de 18 mm, más preferentemente no más de 16 mm, y aún más preferentemente no más de 14 mm.

En algunas realizaciones de la invención, la porción de punta rígida está dispuesta en el extremo distal de un endoscopio. Suele estar conectado al extremo proximal mediante un segmento de angulación 12 y un tubo flexible 17 (mostrado en las Figs. 4 y 5). A veces, como se muestra en la Fig. 1, se dice que la porción de punta rígida 10 comprende una punta distal y la parte distal del segmento de angulación 12', que es la parte proximal de la porción de punta rígida 10. Sin embargo, en el contexto de la presente solicitud, el término "segmento de angulación" se define de forma que no comprende la parte proximal de la porción de punta rígida 10. Es decir, un endoscopio comprende en una secuencia desde el extremo distal al extremo proximal la porción de punta rígida 10, el segmento de angulación 12 conectado a la porción de punta rígida 10, y el tubo flexible 17 conectado al segmento de angulación 12.

55 El "segmento de angulación" 12 es la porción activamente maniobrable del endoscopio. Es decir, el segmento de angulación es dirigible hasta en 4 direcciones (arriba/abajo, izquierda/derecha). En cambio, el tubo flexible 17 es flexible pero no dirigible activamente.

En algunas realizaciones de la invención, la porción de punta rígida 10 puede utilizarse de forma autónoma (es decir, sin estar conectada a un segmento de angulación y a un tubo flexible) como endoscopio de flotación libre en la denominada "endoscopía capsular". En algunas realizaciones de la invención, la porción de punta rígida 10 puede conectarse directamente con el tubo flexible 17, sin un segmento de angulación intermedio.

5 La porción de punta rígida tiene suficiente rigidez para no ser dañada o deformada cuando se inserta y se mueve a través del lumen del cuerpo humano de una manera como típicamente lo hacen los médicos.

La Fig. 2 muestra una sección transversal de la porción de punta rígida 10. Como puede verse en la Fig. 2, la porción de punta rígida 10 aloja una lente objetivo 14 (una sola lente objetivo) y un sensor de imagen 7 para capturar la imagen formada por la lente objetivo. La lente del objetivo y el sensor de imagen forman un sistema de sensores 13, y el área del sensor (para convertir fotoeléctricamente una imagen óptica tomada a través de la lente del objetivo único en una señal de imagen eléctrica) del sistema de sensores está dispuesta en el plano de imagen de la lente del objetivo 14. La lente del objetivo 14 puede estar totalmente alojada dentro de la porción de punta rígida 10, o al menos una parte de una lente frontal 1 de la lente del objetivo 14 puede sobresalir del extremo distal de la porción de punta rígida 10.

10 15 Además, la porción de punta rígida comprende típicamente una unidad de iluminación a fin de iluminar la escena capturada por la lente objetivo. Además, la porción de punta rígida puede comprender algunos circuitos para controlar el sensor de imagen y/o la unidad de iluminación y/o para procesar la señal de imagen del sensor de imagen. La porción de punta rígida también puede comprender otros componentes, tales como un canal de trabajo 15 que permite al médico realizar algún tratamiento en el lumen o en la pared del lumen del cuerpo humano y una 20 boquilla de aire/agua 16 para limpiar la superficie frontal de la lente frontal de la lente objetivo 14. Algunos de estos miembros se ven en la vista en planta en el extremo distal de la porción de punta rígida mostrada en la Fig. 3.

25 La lente frontal 1 y los otros miembros, si se proporcionan, están incrustados en una placa frontal que cierra la porción de punta rígida 10 en su extremo distal. El extremo proximal puede estar cerrado o abierto. El canal de trabajo 15, en su caso, los cables eléctricos y las fibras ópticas, en su caso, pasan a través del extremo proximal de la porción de punta rígida 10 hacia el extremo proximal del endoscopio, a menos que la porción de punta rígida 10 se utilice como endoscopio de flotación libre. En este caso, el extremo proximal también está cerrado.

30 Típicamente, un eje óptico de la lente objetivo 14 está dispuesto coincidente con el eje central de la porción de punta rígida 10. Sin embargo, este acuerdo no es obligatorio. El eje óptico puede desplazarse con respecto al eje central para acomodar algún componente (por ejemplo, el canal de trabajo 15) en el espacio resultante. Además, el eje óptico puede estar inclinado con respecto al eje central, como se muestra en el ejemplo de la Fig. 2. De este modo, el campo de visión en una dirección se amplía a costa de un campo de visión reducido en la dirección opuesta. El ángulo de inclinación máximo puede ser de 15°, es decir, el plano de imagen de la lente objetivo y el eje central de la porción de punta rígida forman un ángulo no inferior a 75°.

35 A fin de permitir al médico maniobrar dentro del lumen del cuerpo humano, la longitud de la porción de punta rígida preferentemente no debe exceder de 25 mm, más preferentemente no debe exceder de 22 mm, y aún más preferentemente no debe exceder de 19 mm. Esto puede verse en las Figs. 4 y 5, que muestran un endoscopio insertado en un intestino 200 que tiene paredes intestinales 201. La Fig. 4 muestra un endoscopio con una porción de punta rígida que tiene una longitud de 30 mm, mientras que la Fig. 5 muestra un endoscopio con una porción de punta rígida que tiene una longitud de 23 mm. De una comparación de las Figs. 4 y 5, se observa que la maniobra 40 con el endoscopio de la Fig. 4 es mucho más difícil que la maniobra con el endoscopio de la Fig. 5. Es decir, la longitud de la porción de punta rígida no debe exceder de 30 mm, y preferentemente no es más de 25 mm, más preferentemente no más de 23 mm, y aún más preferentemente no más de 20 mm.

45 Además, al menos la lente frontal 1 de la lente objetivo 14 en la porción de punta rígida 10 de un endoscopio para insertar en un lumen de un cuerpo humano debe tener un espesor mínimo para garantizar que no se rompa durante el funcionamiento. En particular, debe garantizarse que las lentes del objetivo 14 no se rompan dentro del lumen del cuerpo humano. Por lo tanto, la lente frontal 1 tiene un espesor no inferior a 0,45 mm en su centro y no inferior a 0,35 mm en su borde, donde la lente frontal 1 está fijada por su portalentes (en otras palabras: el espesor en el borde de la lente frontal 1 se mide en el borde interior del portalentes de la lente frontal). Más preferentemente, estos 50 valores son 0,50 mm y 0,45 mm, respectivamente. Es preferente que la lente frontal 1 sea de vidrio porque los vidrios son típicamente inertes con respecto a las sustancias presentes en el interior del cuerpo humano (tales como enzimas digestivas, heces, orina, sangre, etc.). No obstante, la lente frontal 1 puede ser de un plástico adecuado.

Además, generalmente es preferente que los radios de curvatura de las lentes en la lente de objetivo único 14 no sean demasiado pequeños para permitir una fabricación de alta precisión. Preferentemente, el radio mínimo de curvatura es de 0,60 mm, más preferentemente de 0,66 mm, y aún más preferentemente de 0,72 mm.

55 55 Algunas realizaciones de la invención proporcionan una porción de punta rígida 10 de un endoscopio para insertar en un lumen de un cuerpo humano que cumple estos requisitos y comprende una sola lente objetivo 14 que tiene un campo de visión (FoV) de no menos de 180°, preferentemente no menos de 200°. Preferentemente, el FoV no es inferior a 220° o incluso a 230°.

La porción de punta rígida 10 también comprende un sensor de imagen. El área del sensor 7 (superficie de imagen) del sensor de imagen está dispuesta en un plano de imagen de la lente de objetivo único 14 (dentro de algunas tolerancias, tales como las tolerancias de fabricación, por ejemplo  $\pm 1$  mm,  $0 \pm 0,5$  mm,  $0 \pm 0,2$  mm). Típicamente, el plano de imagen es perpendicular a un eje óptico de la lente de objetivo único 14 (es decir, la lente de objetivo único 14 típicamente tiene simetría rotacional, pero esto no es obligatorio) de forma que el sensor de imagen está típicamente dispuesto en un plano perpendicular al eje óptico (dentro de algunas tolerancias tales como tolerancias de fabricación, por ejemplo  $\pm 5^\circ$ ,  $0 \pm 2^\circ$ ,  $0 \pm 1^\circ$ ).

El plano de la imagen está situado de forma que la lente objetivo 14 visualiza una porción de una esfera o de un elipsoide en el plano de la imagen. La esfera tiene un radio no inferior a 8 mm ni superior a 12 mm. Un centro de la esfera está situado a no menos de 0 mm y no más de 4 mm hacia el sensor de imagen desde un vértice de la lente objetivo en el lado del objeto (es decir, un lado opuesto a un lado donde se encuentra el sensor de imagen). La profundidad de campo puede variar desde un radio mínimo de 0 mm (más bien: desde la superficie frontal de la lente frontal) o una esfera alrededor del centro que tenga una distancia mínima desde la superficie frontal de la lente de no más de 2 mm, hasta un radio máximo de 50 mm, preferentemente 75 mm, aún más preferentemente 100 mm alrededor del centro. La profundidad de campo (DOF) define la distancia entre los objetos más cercanos y los más lejanos que están aceptablemente enfocados en el plano de la imagen. Puede expresarse como  $DOF = 2 u^2 NC/f^2$  para un círculo de confusión c, una distancia focal f, un número F N y una distancia al individuo u dados. En este caso, se supone que el círculo de confusión tiene un diámetro no superior a 7  $\mu\text{m}$ , preferentemente no superior a 6  $\mu\text{m}$ , y aún más preferentemente no superior a 4,05  $\mu\text{m}$ .

La lente objetiva única 14 puede comprender unidades de lente plurales. Están dispuestas a lo largo del eje óptico de la lente de objetivo único (o en general: dispuestas a lo largo de una línea perpendicular a la zona del sensor de imagen). Cada unidad de lente puede comprender una o más lentes. Algunas de las unidades de lentes pueden incluir lentes cementadas.

El sensor de imagen comprende una matriz bidimensional de píxeles dispuestos en el área del sensor 7. Cada uno de los píxeles está configurado para convertir fotoeléctricamente la luz que incide sobre el píxel en una señal eléctrica de píxel respectiva. Por ejemplo, el sensor puede ser un sensor CCD o un sensor CMOS. La porción de punta rígida 10 puede comprender una parte del circuito de control y/o del circuito de procesamiento del sensor de imagen. Cada uno de estos circuitos puede estar dispuesto total o parcialmente fuera del endoscopio, conectado al extremo proximal del endoscopio. Por ejemplo, el sensor de imagen puede comprender una matriz de no menos de 1024 píxeles o 2048 píxeles o 4096 píxeles dispuestos en el plano de imagen. La señal eléctrica de imagen utilizada para generar una imagen en un dispositivo de visualización (tal como una pantalla o una impresión) puede comprender las señales eléctricas de píxel de una pluralidad de píxeles (por ejemplo, de todos los píxeles). El paso entre píxeles puede ser, por ejemplo, de 0,9  $\mu\text{m}$  a 1,4  $\mu\text{m}$ , y en particular de 1,12  $\mu\text{m}$ . A continuación, se describen con mayor detalle algunas lentes objetivo 14 utilizadas en diferentes porciones de punta rígida 10 de acuerdo con algunas realizaciones de la invención. Sin embargo, la invención no se limita a estas formas de realización o a los principios que se exponen a continuación, siempre que la respectiva porción de punta rígida 10 que comprende la lente objetivo 14 sea adecuada para su inserción en un lumen de un cuerpo humano.

A saber, la lente de objetivo único 14 consta, en orden desde un lado del objeto a un lado de la imagen: dos lentes de menisco (una primera lente de menisco 1 que es la lente frontal y una segunda lente de menisco 2), cada una de las cuales tiene un lado convexo hacia el lado del objeto; una primera unidad condensadora 3 que condensa la luz procedente de la segunda lente de menisco 2; un tope de apertura 4; una segunda unidad condensadora 5 que condensa la luz procedente del tope de apertura 4. Cada una de las unidades condensadoras primera y segunda 3, 5 puede comprender una o más lentes y el número total de lentes en las dos unidades condensadoras 3, 5 no es inferior a cuatro ni superior a seis. Un vértice de la segunda lente de menisco 2 está separado de la superficie de la lente en el lado de la imagen de la primera lente de menisco 1.

De acuerdo con la invención y las realizaciones de la invención (en particular las realizaciones 1 a 8 descritas a continuación), el radio de la primera lente de menisco 1 en el lado de la imagen (r2), el radio de la segunda lente de menisco 2 en el lado del objeto (r3) y el radio de la segunda lente de menisco 2 en el lado de la imagen (r4) cumplen al menos dos de las tres condiciones siguientes:

$$r2/r4 \geq 1.40 \quad (1);$$

$$r4/r3 \geq 0.111 \quad (2);$$

y

$$r2/r3 \geq 0.16 \quad (3).$$

El significado de estas condiciones es el siguiente:

De acuerdo con la condición (1), las curvaturas en el lado de la imagen de las lentes de menisco primera y segunda 1, 2 son sustancialmente iguales, o la curvatura en el lado de la imagen de la lente de menisco 2 es más

fuerte que la de la lente de menisco primera 1. En la técnica anterior, este cociente es típicamente más pequeño que 1, lo que significa que la curvatura del lado de la imagen de la primera lente de menisco es más fuerte que la de la segunda lente de menisco. Si no se cumple la condición (1), aumenta la distorsión  $f\theta$ . Además, la función de transferencia de modulación a 150 líneas por mm (MTF@150lp/mm) con un ángulo de visión de 115° disminuye si no se cumple la condición (1) (por ejemplo, debido a una disminución de  $r_2$  mientras se mantienen  $r_3$  y  $r_4$ ).

La segunda condición (2) define que la curvatura en el lado objeto de la segunda lente de menisco 2 es mucho menor que en el lado imagen de la segunda lente de menisco 2. Sin embargo, también define que la curvatura en el lado del objeto de la segunda lente de menisco 2 no es despreciable en comparación con la del lado de la imagen.

En la técnica anterior, la segunda lente de un objetivo de este tipo con un amplio campo de visión (un objetivo de ojo de pez) es sustancialmente plano-convexa y, en algunos casos, puede ser incluso una lente bicóncava. En contraste con la técnica anterior, de acuerdo con algunas realizaciones de la invención, la segunda lente de menisco 2 es una "verdadera" lente de menisco y no sustancialmente una lente plano-cóncava o una lente bicóncava.

Si no se cumple la condición (2), la MTF@150lp/mm a un ángulo de visión de 115° disminuye (por ejemplo, debido a un aumento de  $r_3$  mientras se mantienen  $r_2$  y  $r_4$ ). Además, el FoV puede disminuir.

La tercera condición (3) define que la curvatura en el lado imagen de la primera lente de menisco 1 es más fuerte que en el lado objeto de la segunda lente de menisco 2. Esta es la razón por la que el vértice de la segunda lente de menisco 2 está separado de la primera lente de menisco 1. La condición (3) también define que la curvatura en el lado del objeto de la segunda lente de menisco 2 no es despreciable en comparación con la curvatura en el lado de la imagen de la primera lente de menisco 1. Como se ha comentado con la condición (2), en la técnica anterior, la superficie en el lado del objeto de la segunda lente es típicamente sustancialmente plana (una lente plano-cóncava o incluso una lente bicóncava). En algunas realizaciones de la invención, la curvatura en el lado del objeto de la segunda lente de menisco 2 no debe considerarse sustancialmente plana. De este modo, la superficie del lado de la imagen de la primera lente de menisco 1 y la superficie del lado del objeto de la segunda lente de menisco 2 forman una especie de lente de menisco de aire.

Si no se cumple la condición (3), la MTF@150lp/mm en un ángulo de visión de 115° disminuye (por ejemplo, debido a una disminución de  $r_2$  mientras se mantienen  $r_3$  y  $r_4$ , o debido a un aumento de  $r_3$  mientras se mantienen  $r_2$  y  $r_4$ ). Además, el FoV puede disminuir.

Preferentemente, se cumple al menos una de las siguientes condiciones (1'), (2') y (3'):

$$r_2/r_4 \geq 1.55 \quad (1');$$

$$r_4/r_3 \geq 0.131 \quad (2');$$

y

$$r_2/r_3 \geq 0.20 \quad (3').$$

Más preferentemente, se cumple al menos una de las siguientes condiciones (1''), (2'') y (3''):

$$r_2/r_4 \geq 1.64 \quad (1'');$$

$$r_4/r_3 \geq 0.152 \quad (2'');$$

y

$$r_2/r_3 \geq 0.24 \quad (3'').$$

Aún más preferentemente, se cumple al menos una de las siguientes condiciones (1'''), (2''') y (3'''):

$$r_2/r_4 \geq 1.64 \quad (1''');$$

$$r_4/r_3 \geq 0.19 \quad (2''');$$

y

$$r_2/r_3 \geq 0.35 \quad (3''').$$

Preferentemente, se cumple además al menos una de las siguientes condiciones:

$$1.98 \geq r_2/r_4 \quad (4);$$

$$0.35 \geq r_4/r_3 \quad (5);$$

y

$$0.65 \geq r_2/r_3 \quad (6).$$

Si se cumple al menos una de las condiciones (4) a (6), se garantiza que la lente respectiva pueda fabricarse fácilmente. Es decir, en estos casos, no se requiere que la superficie respectiva sea una semiesfera. Además, la MTF@150lp/mm con un ángulo de visión de 115° disminuye si no se cumplen las condiciones (5) y (6) (por ejemplo, debido a un  $r_3$  mayor con  $r_4$  y  $r_2$  constantes). Además, si no se cumplen las condiciones (4) y (6) (por ejemplo, debido a un  $r_2$  mayor con  $r_4$  y  $r_3$  constantes), la MTF@150lp/mm con un ángulo de visión de 115° disminuye y el FoV disminuye debido al viñeteado.

Más preferentemente, se cumple adicionalmente al menos una de las siguientes condiciones:

10  $1.94 \geq r_2/r_4 \quad (4');$   
 $0.32 \geq r_4/r_3 \quad (5');$

y

$$0.61 \geq r_2/r_3 \quad (6').$$

Aún más preferentemente, se cumple adicionalmente al menos una de las siguientes condiciones:

15  $r_2/r_4 \geq 1.90 \quad (1''');$   
 $0.24 \geq r_4/r_3 \quad (5''');$   
  
y  
 $0.40 \geq r_2/r_3 \quad (6'').$

20 De acuerdo con algunas realizaciones de la invención, la lente objetivo tiene un campo de visión de no menos de 225°. Preferentemente, el campo de visión no es inferior a 230°, o incluso no es inferior a 234°. Por otra parte, para facilitar la fabricación de la lente objetivo, el campo de visión puede ser inferior o igual a 240°, preferentemente inferior o igual a 236°.

25 Obsérvese que el campo de visión se define de forma que el círculo de imagen de una esfera que tiene una distancia de 8 mm desde el vértice de la primera lente de menisco tiene un diámetro de 2,08 mm a 2,18 mm, y un ángulo de rayo principal no es mayor de 28° en cada posición en el círculo de imagen. Por lo tanto, se puede utilizar un detector de imágenes semiconductor convencional, tal como el Omnivision OV5670, para capturar la imagen sin viñeteado.

De acuerdo con algunas realizaciones de la invención, si un radio de la primera lente de menisco 1 en el lado del objeto se denota  $r_1$ , se cumple la siguiente condición (7):

30  $4.0 \leq r_1/r_4 \leq 7.6 \quad (7).$

Más preferentemente, se cumple una de las siguientes condiciones (7') y (7''):

$$4.0 \leq r_1/r_4 \leq 6.0 \quad (7');$$

$$4.5 \leq r_1/r_4 \leq 5.5 \quad (7'').$$

35 La primera lente de menisco tiene un diámetro mayor entre todas las lentes comprendidas en la lente objetivo 14. Un diámetro de la primera lente de menisco 1 puede no ser mayor que el diámetro de la porción de punta rígida. Sin embargo, en particular si la porción de punta rígida 10 comprende también otros componentes en su extremo distal (tal como un canal de trabajo 15, una boquilla de aire/agua 16 y/o una unidad de iluminación, véase, por ejemplo, la Fig. 3), el diámetro de la primera lente de menisco 1 no es preferentemente superior a 7 mm.

40 De acuerdo con algunas realizaciones de la invención, la suma de los índices de refracción de la primera y segunda lentes de menisco 1, 2 no es inferior a 3,56, y/o una suma de los números de Abbe de la primera y segunda lentes de menisco no es inferior a 58. Los índices de refracción se determinan a una longitud de onda de 587,6 nm. El número de Abbe se define como  $vd = (n_d - 1)/(n_F - n_C)$ , siendo  $n_d$ ,  $n_F$  y  $n_C$  los índices de refracción del material a las longitudes de onda de las líneas espectrales Fraunhofer d-, F- y C- (587,6 nm, 486,1 nm y 656,3 nm, respectivamente). Preferentemente, la suma de los índices de refracción no es inferior a 3,8 o incluso no inferior a 4.

45 En consecuencia, la suma de los números de Abbe es preferentemente no inferior a 60 y aún más preferentemente no inferior a 70.

De acuerdo con algunas realizaciones, la primera unidad de condensación 3 consta de una, dos o tres lentes. Por ejemplo, la primera unidad de condensación 3 puede consistir en una única lente biconvexa. Como otro ejemplo, la primera unidad de condensación 3 puede consistir en una lente biconvexa y una lente de menisco que tenga un lado cóncavo hacia el lado del objeto. Estas lentes pueden estar cementadas. Como opción adicional, la primera unidad

5 de condensación 3 puede consistir en una lente de menisco con un lado cóncavo hacia el lado del objeto y una lente plano-convexa. Como ejemplo con tres lentes, la primera unidad condensadora 3 puede constar de una lente bicóncava y dos lentes planoconvexas, en las que la lente bicóncava y la primera de las dos lentes planoconvexas pueden estar cementadas. Como otra opción, la primera unidad condensadora 3 puede consistir en una lente plano-  
10 cóncava y una lente plano-convexa, en la que las dos superficies planas pueden estar cementadas, y una lente plano-convexa. Estos ejemplos no son limitativos.

En consecuencia, la segunda unidad de condensación 5 puede constar de dos, tres o cuatro lentes. Por ejemplo, la segunda unidad de condensación 5 puede consistir en una única unidad (lentes cementadas) compuesta por dos o tres lentes, que pueden estar cementadas. Esta unidad también puede ser útil para corregir la aberración cromática y garantizar que el ángulo del rayo principal no sea superior a un valor predeterminado, tal como 30°, o, preferentemente, 28°. Además, la segunda unidad de condensación 5 puede constar de otra unidad formada por una sola lente o un doblete, en la que la otra unidad está más cerca del tope de apertura que la primera. Estos ejemplos no son limitativos.

15 De acuerdo con algunas realizaciones de la invención, la lente objetivo tiene pequeñas distorsiones. Por ejemplo, la función de transferencia de modulación (MTF) a 300 pares de líneas por mm (MTF@300lp/mm) es superior al 13% (preferentemente superior al 15%) en un ángulo de visión de 0°, la MTF@150lp/mm es superior al 22% (preferentemente superior al 25%) en un ángulo de visión de 115°, y la MTF@100lp/mm es superior al 45% (preferentemente superior al 50%) en todos los ángulos de visión.

20 La Fig. 7 muestra un sistema sensor 13 que puede emplearse en una porción de punta rígida 10 de acuerdo con algunas realizaciones de la invención. El sistema sensor 13 comprende la lente objetivo 14 y el sensor de imagen con la zona del sensor 7. Como se muestra en la Fig. 7, el sensor de imagen puede estar cubierto por una cubierta de cristal 6 que cubre la zona del sensor 7. En este caso, la cubierta de cristal 6 está situada entre la segunda unidad de condensación 5 y la zona del sensor 7.

25 Una longitud a través de la lente objetiva 14 desde un vértice de la primera lente de menisco 1 hasta la zona del sensor 7 puede no ser superior a 10 mm. Por lo tanto, el sistema de sensor 13 es particularmente adecuado para una porción de punta rígida 10 de un endoscopio para insertar en un lumen de un cuerpo humano de forma que incluso algún circuito de procesamiento y/o circuito de control puede estar dispuesto detrás del sensor (visto desde el lado del objeto). El sistema de sensores 13 puede optimizarse para obtener imágenes de una esfera situada 8 mm por delante del vértice de la primera lente de menisco 1. En este caso, el círculo de la imagen debe ajustarse al área del sensor 7 del dispositivo sensor. Es decir, el círculo de imagen está incluido en el área del sensor 7. En un ejemplo, el círculo de imagen puede tener un diámetro no inferior a 2,08 mm ni superior a 2,20 mm.

30 Sin embargo, en algunas realizaciones, el círculo de imagen incluye el área del sensor 7, o una parte importante del área del sensor 7 y el círculo de imagen se solapan (por ejemplo, más del 70%, más preferentemente más del 80%, o más preferentemente más del 90%). En algunas realizaciones, si el diámetro del círculo de imagen se denota  $d_i$ , el campo de visión de la lente objetiva 14 se denota  $FoV$ , un diámetro de la primera lente de menisco 1 se denota  $d_1$ , y un número  $F$  de la lente objetiva se denota  $F$ , puede cumplirse la siguiente condición (8):

$$55 \leq (d_i * FoV) / (d_1 * F) \quad (8).$$

Además, puede cumplirse la siguiente condición (9):

$$(d_i * FoV) / (d_1 * F) \leq 140 \quad (9).$$

40 En algunas realizaciones, el límite inferior de acuerdo con la condición (8) puede ser preferentemente 60 o 64. En algunas realizaciones, el límite superior de acuerdo con la condición (9) puede ser preferentemente 135 o 131.

45 De acuerdo con la condición (8), el espacio se utiliza de forma especialmente eficaz.

50 En el contexto de la presente solicitud, el término lente define un cuerpo transparente que tiene una superficie frontal y una superficie posterior y un medio con un índice efectivo mayor que 1. El índice de refracción es (sustancialmente) homogéneo en toda la lente. Normalmente, las superficies de las lentes son esféricas. Sin embargo, la superficie de la lente puede ser asférica, siempre que se desvíe de una superficie esférica en no más del 10% (preferentemente el 5%, más preferentemente el 2%) del radio respectivo. Normalmente, el material de las lentes es el vidrio. Sin embargo, en algunas realizaciones, una o más de las lentes pueden ser de plástico.

La lente frontal 1 (primera lente de menisco) debe tener preferentemente una alta resistencia contra ácidos y/o bases. Es preferente que la lente frontal sea muy resistente a los arañazos.

Una o más de las lentes pueden tener un revestimiento antirreflectante o un revestimiento para mejorar la resistencia contra ácidos y/o bases y/o para mejorar la resistencia al rayado. Mientras este revestimiento no tenga un espesor superior al 10% (preferentemente el 5%, más preferentemente el 1%) del espesor máximo de la lente, estos revestimientos se incluyen en la definición de la lente, aunque estos revestimientos suelen tener un índice de refracción diferente al del resto de la lente.

En las Figuras 8 a 15 y las Tablas 1 a 8 correspondientes, se especifica con mayor detalle la lente objetivo 14 empleada en las porciones de punta rígida 10 de acuerdo con las realizaciones 1 a 8 de la invención. En la Figura 16 y la correspondiente Tabla 9, se especifica con mayor detalle la lente objetivo 14 empleada en las porciones de punta rígida 10 de acuerdo con el ejemplo comparativo 9 no cubierto por la invención reivindicada. Cada una de estas figuras muestra una vista en sección transversal a través de un sistema sensor 13 que comprende la respectiva lente objetivo especificada 14. Además, se muestran una trayectoria de luz central y una trayectoria de luz en un FoV extremo. En las Tablas se indican los parámetros respectivos de las lentes. Los radios, espesores y diámetros claros se indican en mm. En el cuadro 10 se resumen algunos de los parámetros pertinentes para las realizaciones 1 a 8 y el ejemplo comparativo 9. La Tabla 11 indica los índices de refracción y los números de Abbe de los vidrios utilizados para las realizaciones 1 a 8 y el ejemplo comparativo 9. Sin embargo, la invención no se limita a estas gafas.

TABLA 1: Datos de la lente de la realización 1

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente
OBJ	10	8		0
1	4,55868	0,45	N-LASF31A	6,997118
2	2,025763	0,83		3,897222
3	3.325	0,2	N-LASF31A	3,924294
4	1,05	1,019041		2,095081
5	-14,08837	0,199991	N-ZK7	2,092911
6	2,237832	2,050761	S-LAH88	1,824766
7	-12,34576	0,01991829		2
STO	Infinito	0,0197823		0,508221
9	2,659707	1,1507	N-LAK34	2
10	-1,874717	0,01963665		2
11	2,117432	0,7167899	S-LAH97	1,588087
12	-1,054733	0,4242363	S-NPH3	1,591373
13	-5,81968	0,1999944	S-NPH2	1,756799
14	8,599747	0,196		1,828844
15	Infinito	0,4	N-ZK7	2,4
16	Infinito	0,04		2,4
IMA	Infinito			2,127379

TABLA 2: Datos de la lente de la realización 2

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente

## ES 2 980 684 T3

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente
OBJ	10	8		0
1	4,1	0,45	N-LASF31A	5,8
2	1,78	0,65		3,3
3	3,164661	0,2	N-LASF31A	3,3
4	0,985	0,78		1,854
5	-3,73	0,23	N-BAK4	1,854
6	3,690252	0,67	S-LAH79	2,2
7	-20,7	0,02008416		2,2
8	1,685	0,79	S-LAH59	1,8
9	Infinito	0,01991532		1,2488
STO	Infinito	0,1198657		0,4533332
11	-7,76	0,6196602	S-LAL19	1,2488
12	-1,26	0,01985869		1,8
13	2,175186	0,7	S-LAH59	1,48
14	-0,91	0,48	S-NPH3	1,48
15	13,1	0,165		1,8
16	Infinito	0,4	N-ZK7	2,8
17	Infinito	0,04		2,8
IMA	Infinito			2,088328

TABLA 3: Datos de la lente de la realización 3

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente
OBJ	10	8		0
1	4	0,79	N-LASF31A	6,37094
2	1,55	0,8		2,945
3	4	0,2	S-LAH88	2,945
4	0,8	0,48		1,52
5	4	1,78	S-LAH55	2
6	-2	0,02		2
STO	Infinito	0,01975939		0,3647792

## ES 2 980 684 T3

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente
8	10,75	0,99	S-LAL7	2
9	-1,2	0,125		2
10	3,5	0,6450499	S-LAH59	1,4
11	-0,8	0,1998505	S-NPH3	1,4
12	16,42	0,396		2
13	Infinito	0,4	N-ZK7	2,8
14	Infinito	0,04		2,8
IMA	Infinito			2,102247

TABLA 4: Datos de la lente de la realización 4

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente
OBJ	10	8		0
1	4	0,59	N-LASF31A	5,738571
2	1,55	0,705		2,8675
3	4	0,1998624	S-LAH98	2,8675
4	0,944	0,495		1,74
5	4	1,95	S-LAH79	1,74
6	-4	0,02		1,74
STO	Infinito	0,02		0,3347869
8	Infinito	1,065	N-LAK33B	1,74
9	-1.122	0,02		1,74
10	2,925	0,745	S-LAH59	1,44
11	-0,8	0,27	S-NPH2	1,44
12	6,0525	0,3938605		1,74
13	Infinito	0,4	N-ZK7	2,8
14	Infinito	0,04		2,8
IMA	Infinito			2,113744

TABLA 5: Datos de la lente de la realización 5

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente

# ES 2 980 684 T3

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente
OBJ	10	8		0
1	4,470595	0,64	N-LASF31A	6,559377
2	1,75	0,8989142		3,295538
3	5,033335	0,25	S-LAH98	3,295538
4	1,0292	0,7127569		1,908204
5	-7,05	1,318777	N-SF5	1,904173
6	-10,46952	0,01993368		1,904173
7	2,44618	1,005609	S-TIH57	1,340317
8	-5,766399	0,2006649		1,340317
STO	Infinito	0,1880398		0,3875774
10	2,461588	0,1998451	N-SF66	1,2
11	0,9250964	0,6519993	S-FPM2	1,2
12	-1,436212	0,01971113		1,2
13	4,717489	0,1996736	SF57HTULTRA	1,7
14	0,9249851	0,8086821	N-LASF41	1,7
15	6,792067	0,325		1,66361
16	Infinito	0,4	N-ZK7	2,8
17	Infinito	0,04		2,8
IMA	Infinito			2,133736

TABLA 6: Datos de la lente de la realización 6

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente
OBJ	10	8		0
1	3,457952	0,465	N-LASF31A	5,267703
2	1,433196	0,8250966		2,731529
3	5,172053	0,205	N-LASF31A	2,731529
4	0,851609	0,305		1,575477
5	1,352223	0,264521	L-LAH91	1,550358
6	0,7774331	0,16		1,220027
7	1,420964	0,5499949	S-LAH93	1,220027

# ES 2 980 684 T3

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente
8	-2,37154	0.025		1,220027
9	-1,973259	0,4522523	N-LAK7	1,220027
10	-1,241067	0,03150913		1,220027
STO	Infinito	0,2157904		0,4668453
12	-4,307316	0,3943424	S-LAH65V	1,220027
13	-1,300063	0,02		1,220027
14	3,031296	0,7344458	N-LAK33B	1,22755
15	0,7485767	0,4092024	S-NPH3	1,303808
16	-6,679741	0.223		1,684501
17	Infinito	0,4	N-ZK7	2,8
18	Infinito	0,04		2,8
IMA	Infinito			2,133043

TABLA 7: Datos de la lente de la realización 7

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente
OBJ	10	8		0
1	5,111192	1,3	S-NBH55	7,762728
2	1.337	0,7524318		2,529821
3	5,351464	0,2	S-NBH55	2,529821
4	0,8152746	0,3556025		1,466356
5	2,527006	1,164849	N-SF66	1,460702
6	-4,35126	0,06336355		1,460702
STO	Infinito	0,01969143		0,2854687
8	-36,85842	0,7725588	S-LAH97	1,460702
9	-0,9044592	0,01950727		1,460702
10	3,323635	0,7508668	S-LAH64	1,205833
11	-0,7232511	0,2031823	S-NPH3	1,290018
12	-9,779682	0.324		1,579365
13	Infinito	0,4	N-ZK7	2,8

# ES 2 980 684 T3

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente
14	Infinito	0,04		2,8
IMA	Infinito			2,148502

TABLA 8: Datos de la lente de la realización 8

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente
OBJ	10	8		0
1	6,19235	1,182976	N-BK7	8,692166
2	1.337	0,633347		2,52571
3	3,182967	0,2	LASF35	2,52571
4	0,8152746	0,3666209		1,494221
5	2,237081	1,224584	N-SF66	1,487515
6	-7,384379	0,02		1,487515
STO	-7,384379	0,03342331		0,2814958
8	-8,916423	0,6581249	S-LAH65VS	1,487515
9	-0,9127536	0,01998613		1,487515
10	3,656165	0,9232674	N-LASF31A	1,230488
11	-0,7223008	0,3520501	S-NPH3	1,358825
12	-29,90218	0,22		1,724946
13	Infinito	0,4	N-ZK7	2,8
14	Infinito	0,04		2,8
IMA	Infinito			2,179126

TABLA 9: Datos de la lente del ejemplo comparativo 9

Surf	Radio	Espesor	Vidrio	Diam transparente
OBJ	10	8		19,56464
1	5,7	0,47	N-LASF31A	6,918603
2	2	1,35		3,74
3	-35.027	0,4	N-LASF41	4,18
4	1,46	0,75		2,8
5	3,33	0,62	N-SF66	3,4
6	1,46	2,1	E-FD1	2,4
7	-6,3	0,6		2,4

# ES 2 980 684 T3

8	4,0388	0,83	S-FPL53	2
9	-4,0388	0		2
STO	Infinito	0,1		0,6289341
11	2,1379	0,85	S-FPL53	2
12	-5,1195	0,1		2
13	2.222	1,13	S-FPL53	2
14	-1,3	0,4	FDS18	2
15	-15,07	0,455		2
16	Infinito	0,4	N-BK7	2,151092
17	Infinito	0,045		2,343473
IMA	Infinito			2,178735

TABLA 10: Datos varios de las realizaciones 1 a 8 y ejemplo comparativo 9

Emb. #	Figura	F-No.	f [mm]	TTL [mm]	FOV[°]	ø lente frontal/r4	r2/r4	r4/r3	r2/r3	r1/r4
1	Fig. 8	2,8	0,54	7.937	235	6,66667	1,92952	0,31579	0,60932	4,34190
2	Fig. 9	4	0.535	6.354	230	5,88832	1,80711	0,31122	0,56240	4,16244
3	Fig. 10	4	0.526	6.886	230	7,96375	1,93750	0,20000	0,38750	5,00000
4	Fig. 11	4	0.528	6.914	230	6,07945	1,64195	0,23600	0,38750	4,23729
5	Fig. 12	4	0.517	8.228	235	6,08649	1,70068	0,20872	0,35497	4,17881
6	Fig. 13	2,8	0.524	5,72	235	6,19036	1,68390	0,16454	0,27707	4,06345
7	Fig. 14	4	0,5225	6.366	235	9,52165	1,63989	0,15236	0,24986	6,26886
8	Fig. 15	4	0,5524	6.274	240	10,66111	1,63989	0,25614	0,42004	7,59475
9	Fig. 16	4	0,6853	10,6	230	4,73972	1,36986	-0,04168	-0,05710	3,90411

TABLA 11

Vidrio	Índice de refracción nd	Número de Abbe vd
N-LASF31A	1.883	40,76
S-NBH55	1,8	29,84
N-BK7	1,5168	64,17
LASF35	2,02204	29,06
S-LAH98	1,95375	32,32

## ES 2 980 684 T3

Vidrio	Índice de refracción nd	Número de Abbe vd
S-LAH88	1,9165	31,6
L-LAH91	1,7645	49,09
S-LAH93	1,90525	35,04
S-LAH55	1,83481	42,7
N-SF5	1,67271	32,25
N-LAK7	1,6516	58,52
N-LAK33B	1.755	52,3
N-LAK34	1,72916	54,5
N-BAK4	1,56883	55,98
S-TIH57	1.963	24,11
N-SF66	1,92286	20,88
S-FPM2	1,59522	67,74
S-LAH79	2,0033	28,3
S-LAH59	1.816	46,6
S-LAH64	1.788	47,4
S-LAH65V	1.804	46,6
S-LAH65VS	1.804	46,53
S-LAH97	1.755	52,32
S-LAL19	1,72916	54,09
S-LAL7	1,6516	58,55
N-SF57HULTRA	1,84666	23,78
N-LASF41	1,83501	43,13
S-NPH3	1,95906	17,47
S-NPH2	1,92286	18,9
N-ZK7	1,50847	61,19
E-FD1	1,71736	29,5
S-FPL53	1,43875	94,93
FDS18	1,9459	17,98

## REIVINDICACIONES

1. Una porción de punta rígida (10) para un endoscopio para insertar en un lumen de un cuerpo humano, en la que

la porción de punta rígida tiene un eje central que se extiende desde un extremo distal de la porción de punta rígida hasta un extremo proximal de la porción de punta rígida;

5 en cada posición a lo largo del eje central, una sección transversal respectiva de la porción de punta rígida perpendicular al eje central es elíptica con un eje largo y un eje corto no más largo que el eje largo; el eje largo y el eje corto se cruzan en el eje central;

10 la porción de punta rígida aloja un sistema sensor que comprende una lente objetiva única (14); y un sensor de imagen (7), en el que

un área de sensor del sensor de imagen para convertir fotoeléctricamente una imagen óptica tomada a través de la lente de objetivo único en una señal de imagen eléctrica está dispuesta en un plano de imagen de la lente de objetivo único;

15 una lente frontal (1) en un lado del objeto de la lente de objetivo único está dispuesta en el extremo distal de la porción de punta rígida,

**caracterizado en que**

20 la lente objetiva única tiene un campo de visión no inferior a 180°; el plano de la imagen está situado de tal forma que la lente del objetivo visualiza una porción de una esfera en el plano de la imagen; la esfera tiene un radio de no menos de 8 mm y no más de 12 mm; un centro de la esfera está situado a no menos de 0 mm y no más de 4 mm hacia el sensor de imagen desde un vértice de la lente del objetivo en un lado opuesto a un lado en el que está situado el sensor de imagen; y de que consta la lente del objetivo, en orden desde el lado del objeto hasta el lado de la imagen:

25 la lente frontal es una primera lente de menisco que tiene un lado convexo hacia el lado del objeto; una segunda lente (2);

25 una primera unidad condensadora (3) configurada para condensar la luz procedente de la segunda lente; un tope de apertura (4);

30 una segunda unidad condensadora (5) configurada para condensar la luz procedente del tope de apertura; en la que un número total de lentes en la primera y segunda unidades condensadoras no es inferior a 4 ni superior a 6;

30 la segunda lente es una segunda lente de menisco (2) que tiene un lado convexo hacia el lado del objeto; un ápice de la segunda lente de menisco está separado de la primera lente de menisco; si un radio de la primera lente de menisco en el lado de la imagen se denota  $r_2$ , un radio de la segunda lente de menisco en el lado del objeto se denota  $r_3$ , y un radio de la segunda lente de menisco en el lado de la imagen se denota  $r_4$ , se cumplen al menos dos de las tres condiciones siguientes:

$$r_2/r_4 \geq 1.40;$$

$$r_4/r_3 \geq 0.111;$$

y

$$r_2/r_3 \geq 0.16.$$

40 2. La porción de punta rígida de acuerdo con la reivindicación 1, en la que, en cada posición a lo largo del eje central, la sección transversal respectiva es circular tal que el eje largo respectivo y el eje corto respectivo tienen una misma longitud respectiva.

3. La porción de punta rígida de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 y 2, en la que una longitud máxima de los ejes largos para todas las secciones transversales no es superior a 18 mm.

45 4. La porción de punta rígida de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en la que una longitud de la porción de punta rígida a lo largo del eje central no es superior a 30 mm.

5. La porción de punta rígida de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en la que el plano de imagen está dispuesto perpendicular al eje central o inclinado con respecto al eje central en un ángulo no inferior a 75°.

6. La porción de punta rígida de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en la que al menos uno de

50 un espesor de la lente frontal en un centro de la lente frontal no es inferior a 0,45 mm; y un espesor de la lente frontal en un borde de la lente frontal no es inferior a 0,3 mm.

7. La porción de punta rígida de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en la que se cumple al menos una de las siguientes condiciones:

$$1.98 \geq r_2/r_4;$$

$$0.35 \geq r_4/r_3;$$

y

$$0.65 \geq r_2/r_3.$$

5 8. La porción de punta rígida de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en la que se cumple al menos una de las siguientes condiciones:

la primera unidad de condensación consta de una lente, dos lentes o tres lentes; y  
la segunda unidad de condensación consta de tres o cuatro lentes.

10 9. La porción de punta rígida de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en la que, si un radio de la primera lente de menisco en el lado del objeto se denota  $r_1$ , se cumple la siguiente condición:

$$4.0 \leq r_1/r_4 \leq 7.6.$$

10. La porción de punta rígida de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en la que un diámetro de la primera lente de menisco no es superior a 7 mm.

15 11. La porción de punta rígida de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en la que una longitud óptica desde un vértice de la primera lente de menisco hasta la zona del sensor no es superior a 10 mm.

12. La porción de punta rígida de acuerdo con la reivindicación 11, en la que

se incluye en el área del sensor un círculo de imagen de una esfera situada 8 mm por delante del vértice de la primera lente de menisco en el área del sensor, y  
un ángulo del rayo principal en cada ubicación del círculo de la imagen no es superior a 30°.

20 13. Un endoscopio, que comprende

un tubo flexible (17);

un segmento de angulación (12); y

la porción de punta rígida de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, en la que

un extremo proximal del segmento de angulación está unido a un extremo distal del tubo flexible;

25 el extremo proximal de la porción de punta rígida está unido a un extremo distal del segmento de angulación,  
y

el endoscopio sirve para introducirse en el lumen del cuerpo humano.

Fig. 1

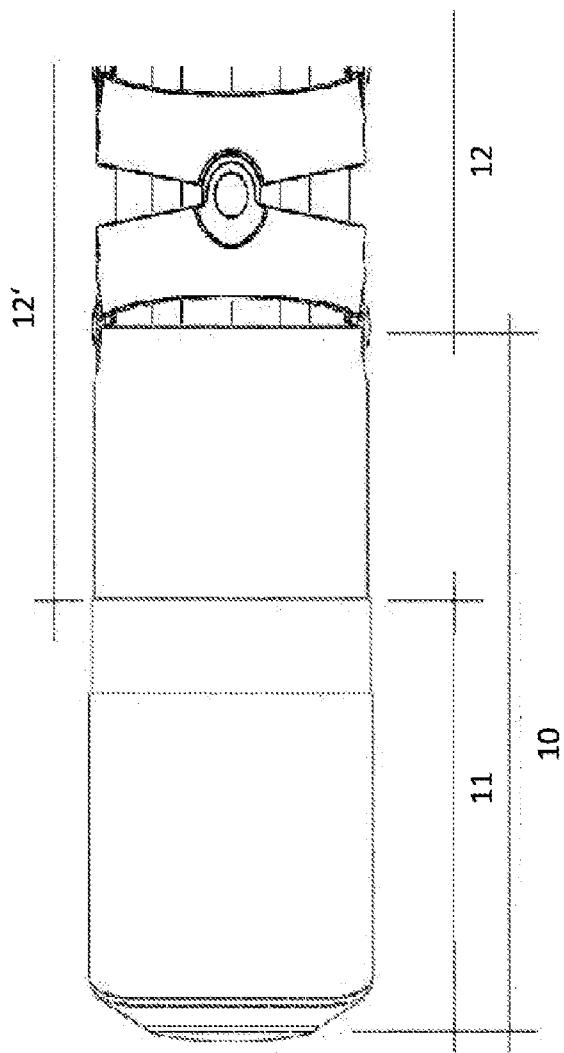


Fig. 2

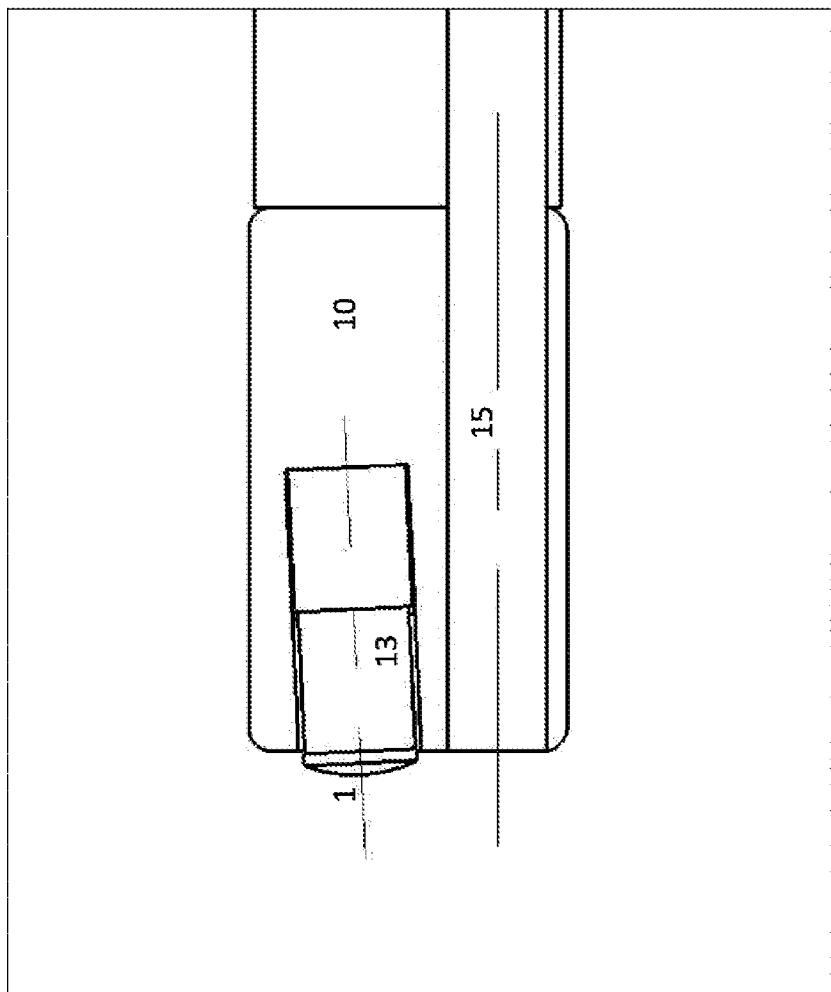


Fig. 3

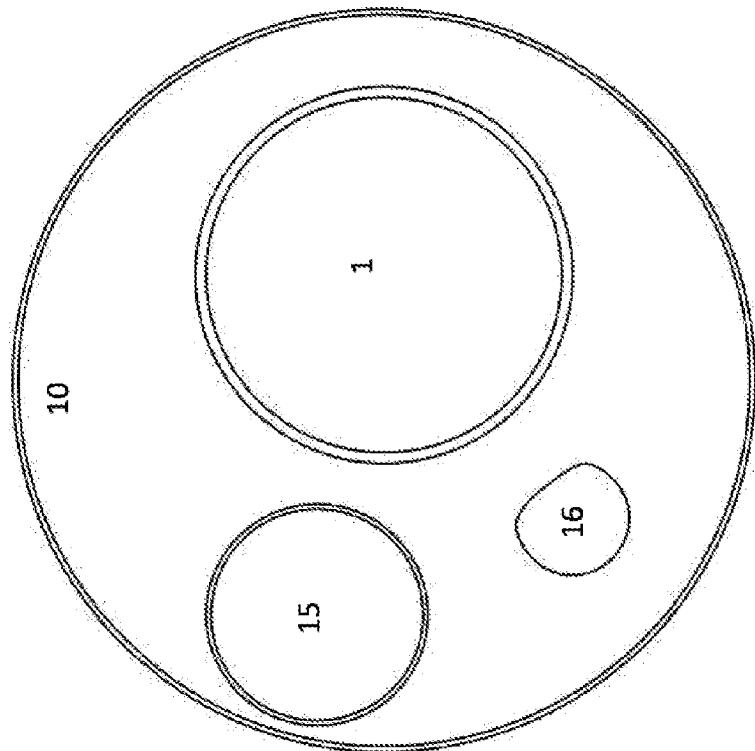


Fig. 4

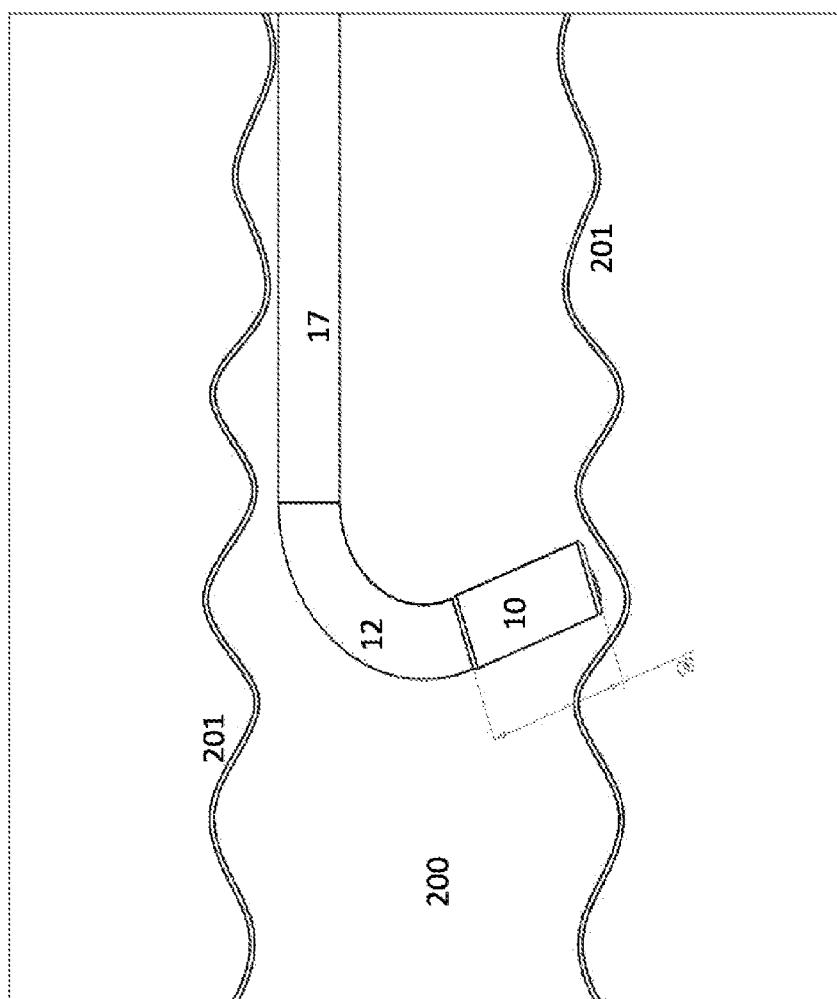


Fig. 5

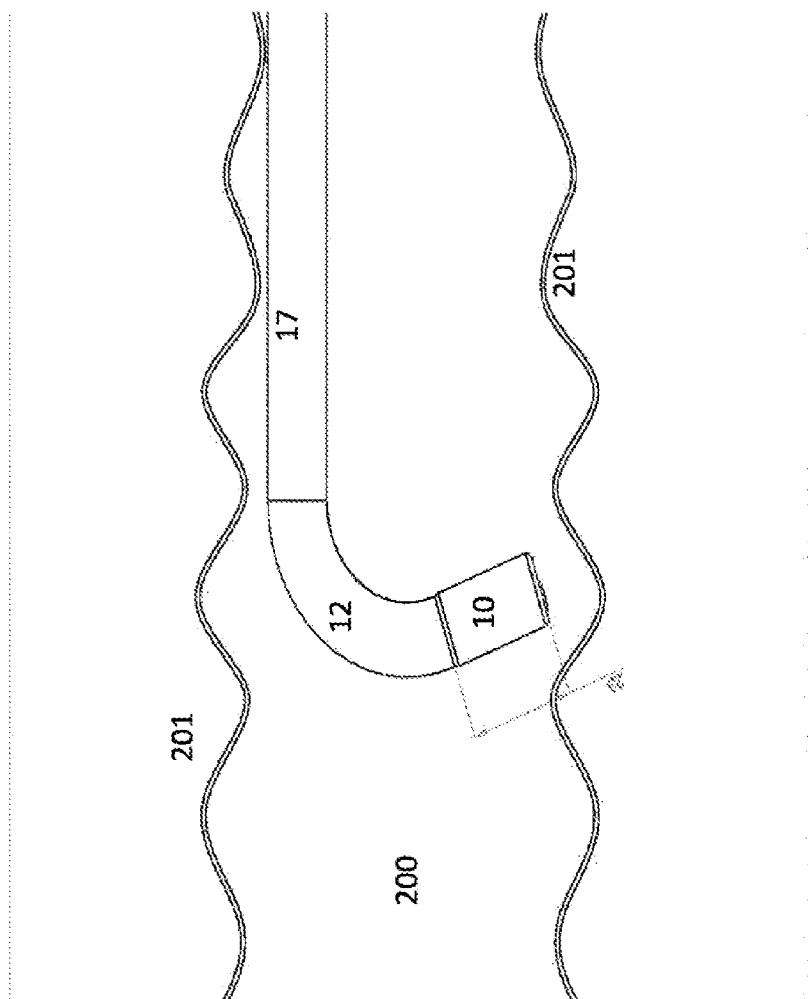


Fig. 6

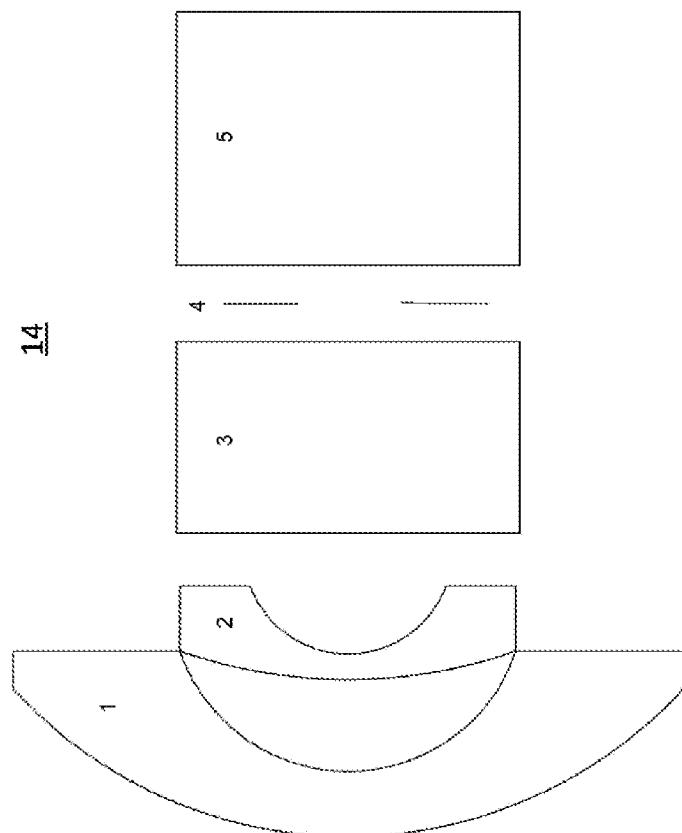


Fig. 7

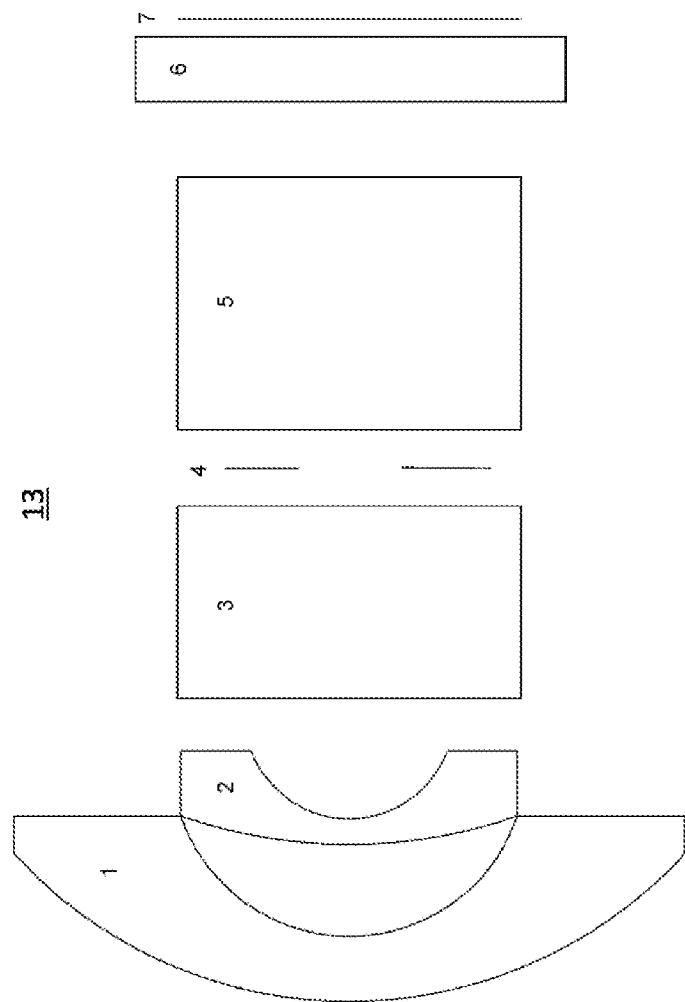


Fig 8

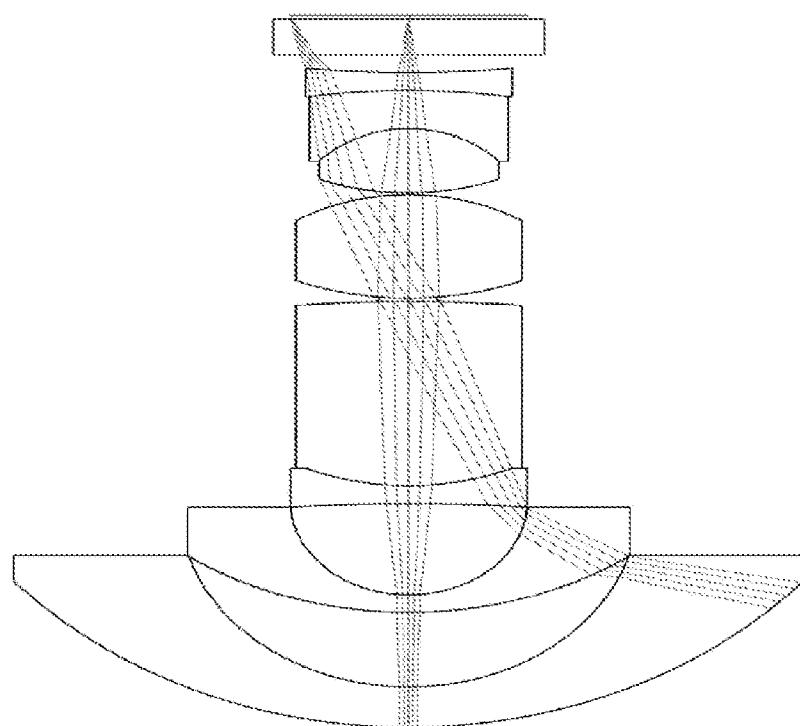


Fig. 9

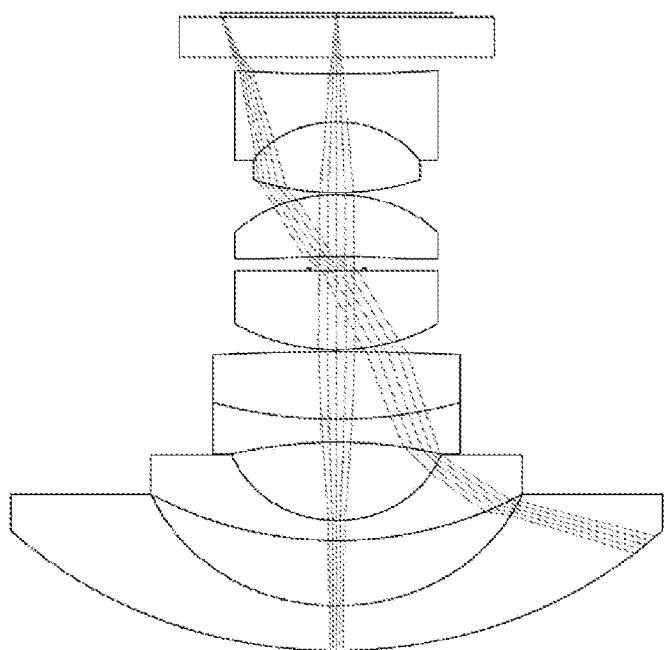


Fig. 10

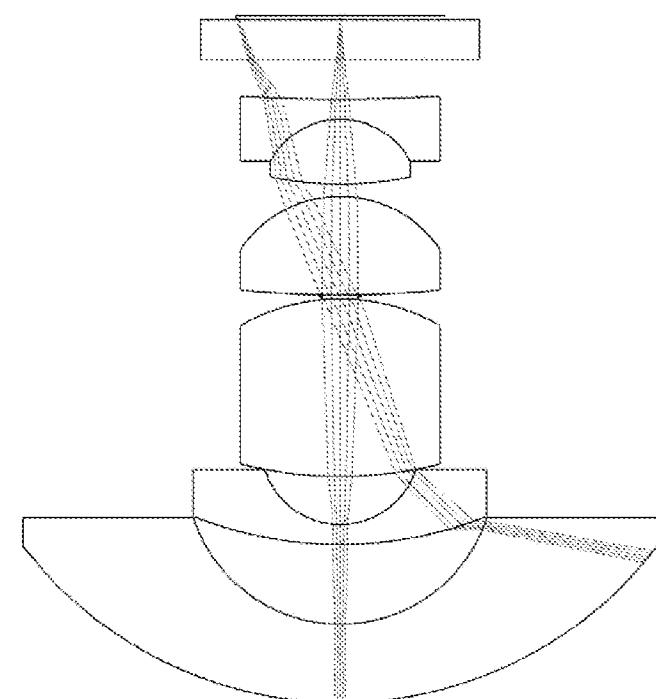


Fig. 11

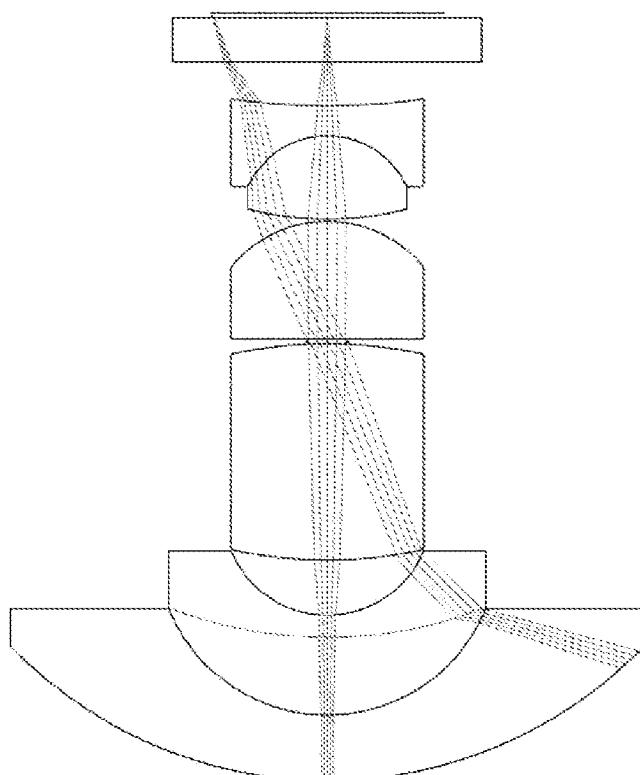


Fig. 12

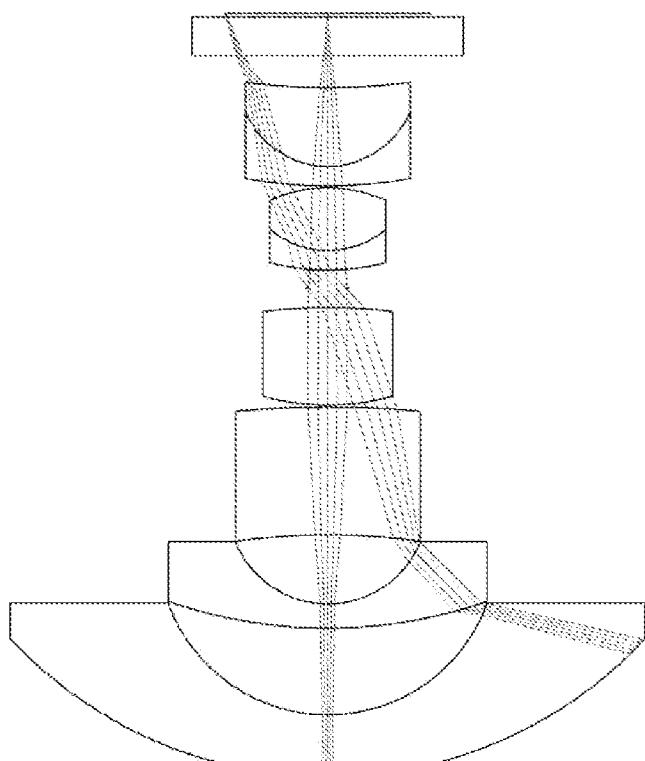


Fig. 13

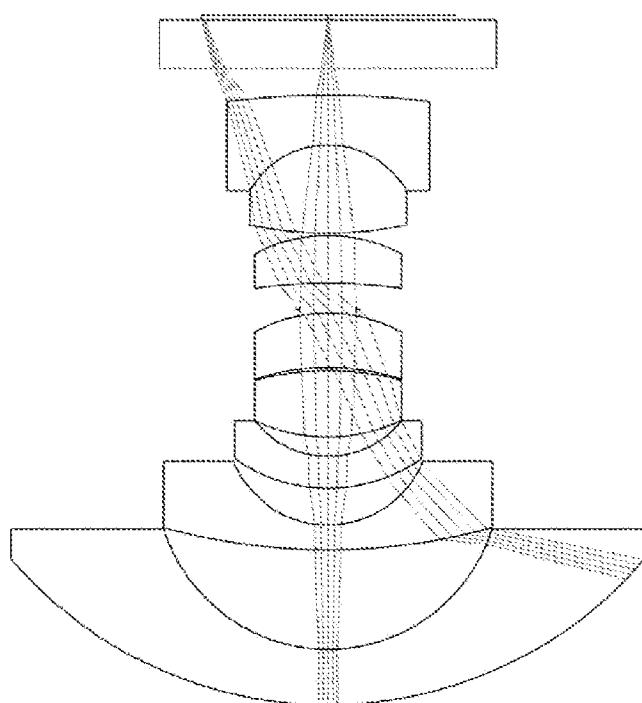


Fig. 14

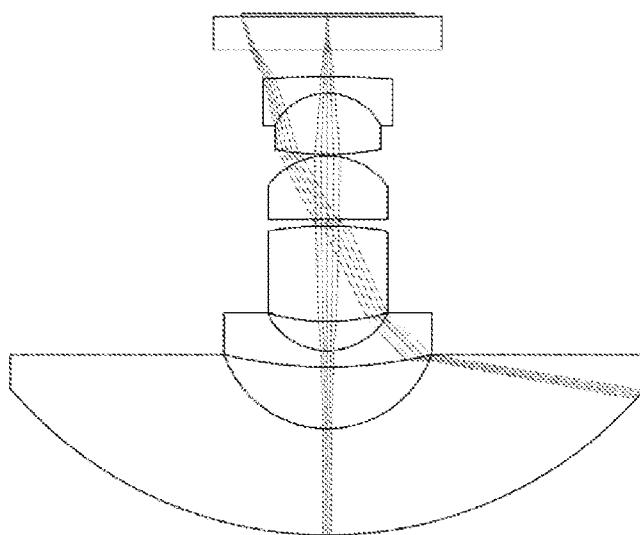


Fig. 15

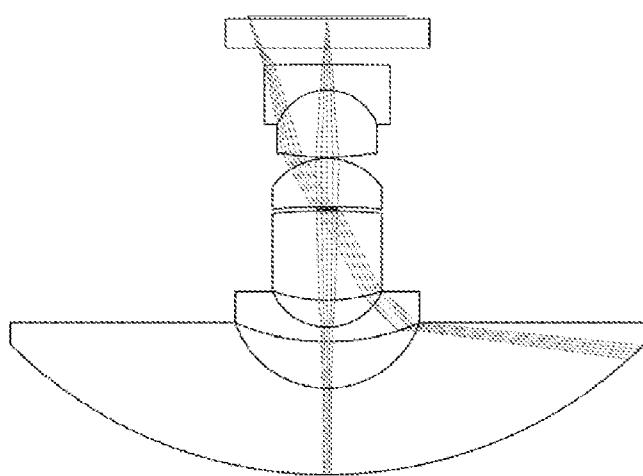


Fig. 16

