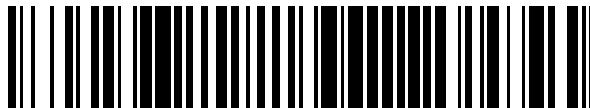


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 702 947**

51 Int. Cl.:

A61B 3/13 (2006.01)

A61B 90/30 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.07.2005 PCT/EP2005/007803**

87 Fecha y número de publicación internacional: **16.02.2006 WO06015690**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.07.2005 E 05766830 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.09.2018 EP 1776034**

54 Título: **Dispositivo de iluminación, así como dispositivo de observación**

30 Prioridad:

06.08.2004 DE 102004038372

18.10.2004 DE 102004050651

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

06.03.2019

73 Titular/es:

CARL ZEISS MEDITEC AG (100.0%)

Göschwitzer Strasse 51-52

07745 Jena, DE

72 Inventor/es:

**REIMER, PETER;
ABRAMOWSKY, HEINZ;
KOLSTER, DANIEL;
STRÄHLE, FRITZ y
ABELE, ALFONS**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 702 947 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

Dispositivo de iluminación, así como dispositivo de observación

La presente invención se refiere a un microscopio quirúrgico para la oftalmología.

5 Un microscopio quirúrgico oftalmológico se emplea, por ejemplo, para una aplicación especial en la cirugía oftalmológica, en concreto en la cirugía de cataratas.

En la cirugía de cataratas, una lente ocular nublada, por ejemplo, por la catarata se reemplaza por una lente artificial.

10 La lente de un ojo se encuentra dentro de una vaina fina, la llamada cápsula del cristalino. Para extraer la lente del ojo se crea, mediante una fina incisión en la cápsula del cristalino, un acceso a la lente, y la lente se divide en primer lugar, por medio de un instrumento microquirúrgico, en pequeños fragmentos individuales que después se retiran mediante un dispositivo de succión.

15 Este proceso se lleva a cabo bajo observación microscópica, por ejemplo, bajo observación estereomicroscópica, utilizando un dispositivo de iluminación especialmente diseñado para tales intervenciones. Este dispositivo de iluminación proporciona tanto una iluminación del entorno, necesaria para la iluminación de todo el campo de operación, como también una iluminación de fondo roja, crucial para la cirugía de cataratas, del propio campo de operación limitado a la zona de la pupila del cristalino. Esta retroiluminación roja es el resultado de la proporción de luz que, a través de los medios oculares transparentes, llega finalmente a la retina y que, como consecuencia de una buena circulación sanguínea, presenta un color rojo y que es dispersada por la retina, por lo que el cirujano la puede percibir a través del microscopio quirúrgico como iluminación de fondo roja. Esta iluminación de fondo roja, muy característica en la cirugía de cataratas, se conoce en los círculos especializados generalmente bajo el término "reflejo rojo".

20 Para un reconocimiento óptimo de los detalles relevantes para la cirugía de cataratas, una retroiluminación roja lo más homogénea posible es para el cirujano un requisito necesario. Por lo tanto, una exigencia primordial formulada al dispositivo de iluminación es la de garantizar la mejor homogeneidad posible del reflejo rojo por toda la pupila del paciente.

25 Para una eliminación completa de los restos de la lente fragmentada en partículas minúsculas y para una perfecta detección de las membranas transparentes, por ejemplo, de la cápsula del cristalino, se debe cumplir otro requisito más, concretamente un buen contraste de los objetos de fase y, a ser posible, también por toda la pupila del paciente.

En el pasado, ya se han divulgado diferentes soluciones en relación con la generación de esta retroiluminación roja.

30 En el documento US-A-4,779,968 se describe una iluminación coaxial para un microscopio quirúrgico. De acuerdo con esta solución, se prevé un módulo de iluminación que se puede insertar posteriormente como componente adicional en los microscopios quirúrgicos existentes. Este componente adicional se monta preferiblemente por el lado del objeto por debajo del objetivo principal del dispositivo de observación. El acoplamiento de iluminación en el eje del microscopio se realiza con una placa divisora o con un cubo divisor.

35 En el documento DE 40 28 605 C2 se describe un dispositivo de iluminación para un microscopio quirúrgico que permite una combinación de iluminación de grado cero, coaxial y oblicua. Para ello, el dispositivo de iluminación dispone de espejos parciales desplazables y de un espejo fijo de seis grados con los respectivos diafragmas variables, con los que se pueden cambiar el ángulo de iluminación y los componentes de luz de la respectiva dirección de iluminación. Lo esencial de esta solución conocida radica en aumentar el contraste mediante una iluminación coaxial, tratándose en el caso de la iluminación coaxial de una iluminación oblicua cercana al eje.

40 En el documento DE 196 38 263 A1 se revela un dispositivo de observación oftalmológica en el que se trata de suprimir el reflejo corneal que es inevitable cuando se ilumina el ojo de un paciente para observar las secciones anteriores del ojo. Esto se consigue mediante la colocación de un absorbedor de luz en forma de punto negro cerca de un diafragma de campo de una iluminación por lo demás conocida.

45 En el documento US-A-6,011,647 se describe un sistema de iluminación conmutable para un microscopio quirúrgico oftalmológico, en el que es posible cambiar entre una iluminación de entorno y una iluminación optimizada de "reflejo rojo" durante la operación. El dispositivo de iluminación consta de fuente de luz, colector, diafragma de campo de iluminación, espejo deflector, lente de campo y objetivo principal. Con esta iluminación optimizada de "reflejo rojo" no se proyecta, como en el caso de la iluminación de entorno, el diafragma de campo de iluminación, sino el filamento de la fuente de luz en la pupila del ojo como un plano de objeto.

50 En el documento EP 1 109 046 A1 se revela un dispositivo de iluminación para un microscopio quirúrgico que presenta dos elementos de reflexión desplazables de forma independiente el uno del otro, mediante los cuales se pueden modificar independientemente tanto el ángulo de la luz incidente con el eje óptico del objetivo del microscopio, como también la intensidad de los diferentes rayos de luz.

55 Para la cirugía ocular, y aquí especialmente en las operaciones de cataratas, se requiere un "reflejo rojo" homogéneo y brillante y un buen contraste de los objetos de fase en toda el área de la pupila ocular del paciente.

Los microscopios quirúrgicos utilizados hasta ahora cumplen estos requisitos para áreas más o menos grandes de la pupila ocular. Siempre se tiene que llegar a un compromiso entre los requisitos principales de un buen "reflejo rojo" homogéneo y un buen contraste de los objetos de fase.

5 En la mayoría de los casos se ilumina en un ángulo pequeño para la observación. Sin embargo, esto da lugar a que el "reflejo rojo" a través de la pupila del paciente no aparezca de manera uniformemente brillante. Hasta ahora se han obtenido buenos resultados con un ángulo de iluminación de entre 2 y 4 grados. Este ángulo proporciona un buen compromiso entre un buen contraste y la iluminación de la pupila del paciente. Sin embargo, el "reflejo rojo" reacciona sensiblemente a un giro del ojo del paciente durante la operación.

10 Ciertamente, los experimentos con una iluminación coaxial han dado lugar a un "reflejo rojo" bueno y homogéneo, pero también a un contraste pobre de los objetos de fase, por lo que hasta ahora no han demostrado su eficacia en la práctica. En estos casos, las ópticas de iluminación se disponían de manera que un espejo de iluminación (o prisma) se encontrara entre las dos trayectorias de los rayos del estereomicroscopio. Por lo tanto, no se trataba de una iluminación exacta de 0° que se realiza exactamente desde la misma dirección que la observación.

15 En el documento DE 43 26 761 A1 se describe un estereomicroscopio que permite una visualización de alto contraste de medios transparentes. Esto se consigue por medio de elementos de contraste de fase especiales. En la trayectoria de los rayos de iluminación se puede prever un diafragma de fuente de luz que sirve para el dimensionamiento del tamaño y/o de la forma de la imagen de la fuente de luz deseada en el fondo de ojo. El diafragma de la fuente de luz se puede disponer de manera que pueda girar entrando y saliendo de la trayectoria de los rayos de iluminación.

20 En el documento DE 44 17 273 A1 se describe finalmente un dispositivo de iluminación para microscopios quirúrgicos en el que el haz de rayos de iluminación se divide en al menos dos haces de rayos de iluminación parciales, desarrollándose cada haz de rayos de iluminación del rayo de iluminación de forma coaxial respecto a un haz de rayos de observación. Se trata de mejorar así el "reflejo rojo".

25 Partiendo del estado de la técnica antes mencionado, la presente invención tiene por objeto mejorar un microscopio quirúrgico del tipo anteriormente mencionado para perfeccionar aún más la optimización deseada. En particular, se pretende proporcionar un microscopio quirúrgico con el que se pueda poner en práctica una solución óptima de los requisitos prácticos relativos a la homogeneidad del "reflejo rojo" y/o un buen contraste de los restos de lente o de las membranas en la cápsula de la lente.

30 Esta tarea se resuelve según la invención por medio del microscopio quirúrgico para oftalmología con las características de la reivindicación independiente 1. Otras ventajas, características, detalles, aspectos y efectos de la invención resultan de las reivindicaciones dependientes, de la descripción, así como de los dibujos.

35 Por lo tanto, la esencia de esta invención reside inicialmente en una nueva concepción del dispositivo de iluminación. La nueva concepción del dispositivo de iluminación consiste, entre otras cosas, en que el mismo genera al menos dos haces de rayos procedentes de una o varias fuentes de luz, desarrollándose los ejes ópticos de estos haces de rayos de forma coaxial respecto a los ejes ópticos de los haces de rayos de observación.

40 Se puede prever, por ejemplo, una única fuente de luz que genere inicialmente un único haz de rayos de iluminación. Este haz de rayos de iluminación se divide a continuación, a través de elementos adecuados, por ejemplo, divisores de haz o similares, en el número deseado de haces de rayos parciales de iluminación. Por ejemplo, también se puede prever que el dispositivo de iluminación presente dos o más fuentes de luz, en cuyo caso cada fuente de luz genera un haz de rayos parciales de iluminación.

Se crea así una verdadera iluminación coaxial. Por "coaxial" se entiende generalmente la iluminación cercana al eje. Esto incluye tanto la iluminación exactamente por debajo de cero grados, como también la iluminación oblicua cerca del eje en un ángulo de 2 grados o menos. Esto se podría definir como "esencialmente coaxial". Unos ejemplos a este respecto se explicarán con más detalle a lo largo de la descripción.

45 El nuevo concepto de iluminación de al menos dos haces de rayos parciales de iluminación coaxiales produce, según la invención, dos o más puntos de iluminación de tamaño variable en el fondo de un ojo.

La invención no se limita a un tamaño determinado de los puntos de iluminación. Los puntos de iluminación presentan una geometría redonda.

50 Por medio de una imagen limpia y de difracción limitada de la fuente de luz (secundaria) en el fondo del ojo se obtiene, además de un "reflejo rojo" homogéneo, un buen contraste de los objetos de fase.

Los diámetros de los puntos de iluminación pueden variar ventajosamente en un rango de entre 0,5 y 1,5 mm en el fondo del ojo. Lógicamente, los puntos de iluminación también pueden presentar un diámetro mayor o menor. El diámetro del/de los punto(s) de iluminación se puede(n) diseñar de manera que no sobrepase(n) 1,5 mm, preferiblemente 1,0 mm, y con mayor preferencia 0,5 mm en el fondo del objeto a observar.

55 La variación de los diámetros de los puntos de iluminación se debe a una variación del haz de rayos parciales de iluminación.

Los haces de rayos de iluminación se diseñan/pueden diseñar ventajosamente de manera que el tamaño de los puntos de iluminación en el fondo del ojo no exceda 1 vez, preferiblemente 0,7 veces, más preferiblemente 0,5 veces, con especial preferencia 0,3 veces, la superficie de la sección transversal de los haces de rayos de observación en el fondo del ojo.

5 La variación de los diámetros de los puntos de iluminación se produce con la ayuda de diafragmas de diámetros variables (diafragmas de iris). También es posible realizar la variación a través de un sistema de zoom adecuado. Esta última variante tiene la ventaja adicional de que la intensidad de la luz en el punto de iluminación aumenta cuando se reduce el diámetro del punto de iluminación.

10 Mediante la variación de los puntos de iluminación en el fondo de un ojo se puede influir en la intensidad (brillo) y en la homogeneidad del "reflejo rojo". Cuanto mayor se elija el diámetro del punto de iluminación luz, tanto más homogéneo y brillante será el "reflejo rojo". Cuanto menor sea el diámetro del punto de iluminación, tanto mejor será el contraste del "reflejo rojo". El diámetro adecuado de un punto de iluminación se puede ajustar libremente en función de las necesidades y del caso de aplicación.

15 Con el dispositivo de iluminación se produce una iluminación coaxial exacta que proporciona un "reflejo rojo" homogéneo y que además es insensible al movimiento del ojo del paciente. De este modo se puede eliminar también un seguimiento eventual de la iluminación para optimizar el "reflejo rojo" cuando el ojo gira, lo que simplifica el diseño del dispositivo de iluminación o del microscopio quirúrgico correspondiente.

20 Según la invención, cada haz de rayos de iluminación se guía de manera que un ojo esté iluminado desde la misma dirección respecto a cada haz de rayos de observación, en la cual también se lleva a cabo la observación (observación de 0°). Cada haz de rayos parciales de iluminación se guía de manera que, para el trayecto del haz de rayos de observación izquierdo y derecho del microscopio quirúrgico (estereoscópico), el ojo se ilumine desde la misma dirección en la que también se realiza la observación. Por lo tanto, existe una iluminación exacta de 0° para cada trayectoria del haz de rayos de observación.

25 De acuerdo con otra forma de realización según la invención, cada haz de rayos parciales de iluminación se guía de modo que un ojo se ilumine en un ángulo de 2 grados o menos, preferiblemente de 1 grado o menos, con respecto a cada haz de rayos de observación (iluminación oblicua cerca del eje). Por consiguiente, el ojo se ilumina en un pequeño ángulo para la observación.

30 Gracias a una conducción limpia y de difracción limitada del rayo para la iluminación y a los puntos de iluminación de pequeño tamaño en el fondo de ojo del paciente se obtienen un "reflejo rojo" óptimo y a la vez un buen contraste. Además, este dispositivo de iluminación reacciona de forma muy poco crítica a un giro del ojo del paciente durante la operación.

35 En otra variante de realización se prevé de forma ventajosa que la distancia entre el centro del punto de iluminación con respecto al centro de la sección transversal del haz de rayos de observación en el fondo de ojo sea de 0,8 veces, preferiblemente de 0,5 veces, preferiblemente de 0,2 veces, y con especial preferencia de 0,05 veces, el radio de la sección transversal del haz de rayos de observación en el fondo de ojo.

40 Con el dispositivo de iluminación de un microscopio quirúrgico según la presente invención se puede conseguir especialmente que el tamaño óptimo del punto de iluminación dependa de la visión defectuosa del paciente y de la ampliación del microscopio quirúrgico. Esto se logra, por ejemplo, mediante la indicación relativa del tamaño del punto de iluminación respecto a la sección transversal del cono de rayos de observación en el fondo de ojo. Se realizan las características fundamentales para un reflejo rojo óptimo, a saber, un tamaño pequeño del punto para un buen contraste, así como la posición del punto de iluminación en el fondo del ojo.

El dispositivo de iluminación puede presentar ventajosamente al menos un elemento de objetivo. El elemento de objetivo también se puede diseñar como elemento de objetivo del microscopio quirúrgico, en particular como su objetivo principal. Sin embargo, esto no se considera absolutamente necesario.

45 Además, en el dispositivo de iluminación se pueden prever varios elementos ópticos que se disponen entre al menos una fuente de luz y al menos un elemento de objetivo.

50 En una forma de realización ventajosa se prevén elementos para superponer respectivamente un haz de rayos de observación y un haz de rayos parciales de iluminación o el haz de rayos de iluminación. Estos elementos se pueden configurar de diversas maneras y disponer en lugares diferentes. A continuación se explicarán al respecto algunos ejemplos no exclusivos.

55 Se puede prever, por ejemplo, que los elementos de superposición se dispongan de manera que una superposición del haz de rayos de observación y del haz de rayos parciales de iluminación o del haz de rayos de iluminación se produzca por encima del elemento de objetivo. La superposición del haz de rayos de observación y del haz de rayos parciales de iluminación o del haz de rayos de iluminación se puede producir, por ejemplo, en la trayectoria de rayos paralela por encima del objetivo principal.

También se puede prever, por ejemplo, que los elementos para la superposición se dispongan de manera que la superposición del haz de rayos de observación y del haz de rayos parciales de iluminación o del haz de rayos de iluminación se produzca por encima del elemento de objetivo. La superposición del haz de rayos de observación y

del haz de rayos parciales de iluminación o del haz de rayos de iluminación se puede producir, por ejemplo, en la trayectoria de rayo paralela por encima del objetivo principal.

También se puede prever, por ejemplo, que los elementos para la superposición se dispongan de manera que una superposición del haz de rayos de observación y del haz de rayos parciales de iluminación o del haz de rayos de iluminación se produzca por debajo del elemento de objetivo. Por lo tanto, existe también la posibilidad de superponer el haz de rayos parciales de iluminación o el haz de rayos de iluminación y el haz de rayos de observación por debajo del objetivo principal. En este caso resulta ventajoso que los haces de rayos parciales de iluminación se inclinen con respecto a la distancia focal del objetivo principal.

Especialmente en el caso mencionado en último lugar se puede prever ventajosamente que el elemento de objetivo se configure en forma de un así llamado sistema óptico de varioscopio. En el caso de un sistema óptico de varioscopio se trata generalmente de una óptica con al menos dos elementos ópticos separados por una distancia, siendo posible cambiar mediante variación de esta distancia la distancia de trabajo libre entre el objetivo y el plano del objetivo. Un sistema óptico de varioscopio de este tipo ya se conoce en el estado de la técnica. En el caso antes descrito con superposición de los haces de rayos por debajo del elemento de objetivo se considera muy ventajoso que, al utilizar un sistema óptico de varioscopio, los haces de rayos parciales de iluminación se conduzcan de acuerdo con la distancia de trabajo libre.

Como ya se ha explicado antes, la invención no se limita a determinados tipos de configuración de "elementos de superposición". Los elementos para la superposición pueden presentar, por ejemplo, al menos un elemento óptico en forma de prisma y/o de placa divisora del rayo y/o de espejo, por ejemplo, de un espejo parcialmente transparente y/o de un espejo perforado. Lógicamente, los elementos también pueden tener otra forma, por lo que la invención no se limita a los ejemplos indicados.

Según la invención se prevé un dispositivo para la variación de la sección transversal del haz de al menos un rayo de iluminación y/o de al menos un haz de rayos parciales de iluminación. El dispositivo se ha diseñado como diafragma de iris. Mediante el montaje de un dispositivo correspondiente en el dispositivo de iluminación, por ejemplo, en el rayo de iluminación, es posible variar la mancha iluminada en el fondo del ojo del paciente. Una pequeña mancha iluminada proporciona un contraste mejor. En las operaciones de cataratas se puede dar el caso de que especialmente con cataratas densas, el "reflejo rojo" aparezca demasiado oscuro. En este supuesto resulta ventajoso aumentar la mancha iluminada y, por consiguiente, el brillo. Con esta medida no se incrementa la intensidad del rayo sobre la retina. No hay que esperar efectos negativos sobre el contraste, dado que, en caso de una catarata muy densa, la mancha iluminada se dispersa de por sí.

Otra ventaja del dispositivo de iluminación consiste en que en la superficie anterior de la córnea del ojo del paciente sólo se pueda ver un reflejo de la córnea, dado que en este punto los haces de rayos parciales de iluminación se cubren aproximadamente.

En una forma de realización ventajosa se puede prever que se dispongan dos o más fuentes de luz y que por medio de cada fuente de luz se genere un haz de rayos parciales de iluminación. Así se pueden utilizar fuentes de luz independientes, generando cada fuente de luz un haz de rayos parciales de iluminación propio.

En otra variante de realización ventajosa se puede prever que se disponga una única fuente de luz y que se prevean elementos para la división del haz de rayos de iluminación de la fuente de luz en dos o más haces de rayos parciales de iluminación. Se puede tratar de divisores de rayos adecuados en forma de prismas, espejos parcialmente transparentes y elementos similares.

La presente invención no se limita al empleo de fuentes de luz determinadas. A continuación se indican algunos ejemplos ventajosos, pero no exclusivos. La fuente de luz, al menos una, se puede diseñar como lámpara, especialmente como lámpara halógena o lámpara de xenón, como láser, como proyector no térmico, como conductor de luz, especialmente como haz de conductores de luz de fibras, como al menos un LED (diodo que emite luz), como al menos un OLED (diodo que emite luz orgánica) o similar. También son posibles combinaciones de diferentes fuentes de luz.

Convenientemente la fuente de luz se puede formar a partir de un conjunto de uno o varios diodos luminosos (LED), especialmente de diodos luminosos orgánicos (OLED). Los diodos luminosos orgánicos se han desarrollado originalmente como micropantallas. Al contrario que los LCDs que necesitan una iluminación posterior, los OLEDs lucen ellos mismos como proyectores Lambert (emisores superficiales).

Como fuente de iluminación estructurada, los OLEDs ofrecen una buena eficiencia lumínica y pequeñas estructuras sin espacios intermedios oscuros. De acuerdo con una geometría de iluminación deseada se pueden conectar algunas de las fuentes de luz más pequeñas, quedando otras desconectadas. Frente a los LEDs, el factor de llenado de los OLEDs es más alto, lo que significa que se puede conseguir una densidad de relleno más elevada. El empleo de una pantalla de LEDs o de OLEDs permite una conexión programable y, por ejemplo, también automatizable de diferentes modos de iluminación sin necesidad de mover componentes mecánicos como, por ejemplo, anillos de contraste de fase, filtros, atenuadores y similares. Especialmente idóneos resultan, por ejemplo, OLEDs blancos, cuyo espectro viene determinado por una mezcla de moléculas orgánicas.

- En resumen, el microscopio quirúrgico antes descrito presenta toda una serie de ventajas. Por medio de una iluminación coaxial, especialmente por medio de una "auténtica" iluminación de 0° se puede generar un "reflejo rojo" muy homogéneo y brillante. El "reflejo rojo" reacciona a un ladeo del ojo del paciente con muy poca sensibilidad. Eso significa que se puede prescindir de un seguimiento en cuanto a los ángulos. A través de la integración de un dispositivo para la variación de la sección transversal del haz de rayos, por ejemplo, de un diafragma de iris (doble), el brillo del "reflejo rojo" y el contraste de las estructuras de fase se pueden adaptar a la situación de tratamiento y optimizar. Con la reducción del diámetro del diafragma de iris mejora el contraste, pero al mismo tiempo disminuye también el brillo.
- El microscopio quirúrgico puede presentar, por ejemplo, un elemento de objetivo principal idéntico a un elemento de objetivo del dispositivo de iluminación. Además se pueden prever elementos para superponer respectivamente un haz de rayos de observación y un haz de rayos parciales de iluminación o un haz de rayos de iluminación. Los elementos para la superposición se pueden disponer de forma que una superposición del haz de rayos de observación y del haz de rayos parciales de iluminación o del haz de rayos de iluminación se produzca por encima del elemento de objetivo principal.
- En otra forma de realización se puede prever que el microscopio presente un elemento de objetivo principal idéntico a un elemento de objetivo del dispositivo de iluminación, que se instalen elementos para superponer respectivamente un haz de rayos de observación y un haz de rayos parciales de iluminación o un haz de rayos de iluminación y que los elementos para la superposición se dispongan de manera que una superposición de haz de rayos de observación y un haz de rayos parciales de iluminación o un haz de rayos de iluminación se produzca por debajo del elemento de objetivo principal.
- Para el caso mencionado en último lugar se puede prever ventajosamente que el elemento de objetivo principal se configure a modo de un así llamado sistema óptico de varioscopio. En relación con el diseño y con el funcionamiento del sistema óptico de varioscopio nos remitimos a las explicaciones correspondientes dadas anteriormente en relación con el dispositivo de iluminación según la invención.
- El microscopio quirúrgico se puede diseñar ventajosamente como estereomicroscopio. El sistema óptico de un microscopio quirúrgico se compone siempre de varios componentes, en concreto del tubo, del cuerpo base de microscopio, etc. Adicionalmente, en muchos microscopios quirúrgicos cabe la posibilidad de conectar diferentes módulos complementarios, por ejemplo, un tubo de observación para otro observador asistente, una cámara de vídeo para la documentación u otros equipos similares.
- Dentro del cuerpo base del microscopio se pueden agrupar, a su vez, varios grupos de construcción como, por ejemplo, un dispositivo de iluminación, un dispositivo de aumento, el objetivo principal u otros similares. El tamaño característico del objetivo principal es su distancia focal que establece la distancia de trabajo entre el microscopio quirúrgico y el campo de intervención y que también influye en el aumento total del microscopio.
- En al menos una trayectoria de rayos de observación se puede prever preferiblemente un sistema de aumento. Se puede tratar, por ejemplo, de un cambiador de aumentos con el que se puedan ajustar diferentes aumentos. En muchos casos de aplicación basta con un cambiador de aumentos escalonados. Sin embargo, también es posible utilizar como sistema de aumento unos sistemas de aumento pancráticos, por medio de los cuales se puede conseguir un aumento sin escalonamientos (sistema zoom).
- Se puede prever ventajosamente que la pupila del dispositivo de observación, que ya se ha descrito antes, se sitúe en el sistema de aumento.
- En al menos una trayectoria de rayos de observaciones se pueden prever además un elemento de tubo y un elemento ocular. La función de un elemento ocular es generalmente el aumento posterior de la imagen intermedia que se produce en el tubo, así como posiblemente la compensación de eventuales ametropías del usuario de un microscopio como éste.
- Además se prevé ventajosamente que el plano del objeto del ojo se forme en el foco del objetivo principal. Así se consigue que el ojo se proyecte a través del objetivo principal hacia el infinito.
- De acuerdo con una forma de realización preferida, el microscopio quirúrgico puede ser un estereomicroscopio basado en el principio del telescopio, que se compone fundamentalmente de los tres componentes ópticos, a saber, del sistema de zoom del objetivo principal (afocal), así como del telescopio binocular compuesto de tubo y de oculares.
- Entre los distintos componentes parciales del microscopio quirúrgico los haces de rayos de observación se desarrollan preferiblemente paralelos, por lo que los diferentes componentes parciales se pueden intercambiar y combinar de forma modular.
- Según la presente invención, se han definido especialmente los requisitos principales para un sistema de iluminación optimizado en la cirugía de cataratas, concretamente una iluminación coaxial para la homogeneidad del reflejo rojo y una imagen estigmática de difracción limitada de los puntos de iluminación bien definidos para el buen contraste del reflejo rojo.
- Para la generación de haces de luz coaxiales se propone, por ejemplo, un sistema de prismas.

Además, el microscopio quirúrgico según la invención permite un cambio fácil entre la iluminación optimizada de reflejo rojo y la iluminación del entorno indispensable en la aplicación práctica para la iluminación completa del máximo campo de visión durante la observación estereoscópica.

5 La invención se explica ahora con más detalle a la vista de ejemplos de realización y con referencia a los dibujos adjuntos. Se muestra en la

Figura 1 en una representación esquemática, un posible conjunto para generar una iluminación de 0° y, al mismo tiempo, un "reflejo rojo" óptimo y un buen contraste;

Figura 2 en una representación esquemática, la estructura de un sistema óptico para la iluminación de reflejo rojo;

Figura 3 en una representación esquemática, la estructura de un sistema óptico para la iluminación del entorno y

10 Figura 4 en una representación esquemática, la estructura de un diafragma de apertura ventajoso, tal como se utiliza en el dispositivo de iluminación según la figura 2.

En la figura 1 se representan partes de un dispositivo de iluminación utilizado en un microscopio quirúrgico. En el caso del microscopio quirúrgico se trata de un microscopio estereoscópico para su utilización en cirugía oftalmológica, por ejemplo, para realizar operaciones de cataratas. Mediante el dispositivo de iluminación se consigue un "reflejo rojo" muy uniforme y brillante dividiendo el haz de rayos de iluminación 12 en varios haces de rayos parciales de iluminación 13. Esto se lleva a cabo por medio de elementos 11 para la división del haz de rayos de iluminación que, a estos efectos, pueden disponer de un conjunto adecuado de espejos/prismas. Los haces de rayos parciales de iluminación 13 se conducen de manera que el objeto a observar, en este caso el ojo del paciente, se ilumine con respecto a la trayectoria de los haces de rayos de observación izquierdo y derecho del microscopio quirúrgico desde la misma dirección desde la que se realiza la observación (iluminación a 0°).

Como se puede ver en la parte izquierda de la figura, se prevén en el ejemplo mostrado trayectorias de rayos de observación tanto para un observador principal (HB), como también para un observador acompañante (MB). Los elementos 11 para la división de la trayectoria del rayo de iluminación se pueden situar, por ejemplo, en la región de un elemento objetivo 10, en cuyo caso se puede tratar también, por ejemplo, del objetivo principal del dispositivo de observación.

Por medio de una conducción del rayo limpia y de difracción limitada para la iluminación y de puntos de iluminación pequeños en el fondo del ojo del paciente (diámetro aproximadamente de 0,5 a 1,5 mm), se obtienen un "reflejo rojo" óptimo y al mismo tiempo un buen contraste. Además, este dispositivo de iluminación reacciona de manera muy poco crítica a un giro del ojo del paciente durante la operación.

30 La superposición del haz de rayos de observación y del haz de rayos parciales de iluminación 13 se puede producir, por ejemplo, en la trayectoria paralela por encima del elemento de objetivo 10 (el objetivo principal) por medio de los elementos 11, en cuyo caso se trata ventajosamente de espejos transparentes o prismas.

En el dispositivo de iluminación se prevé además un mecanismo 14 para cambiar las secciones transversales de los haces de rayos en forma de diafragma de iris. Así se puede variar en el rayo de iluminación 12 la mancha luminosa en el fondo del ojo del paciente.

En el presente ejemplo, el haz de rayos de iluminación 12 es generado por una única fuente de luz (no representada) y se divide a través de elementos 11 en varios haces de rayos parciales de iluminación 13. No obstante, también sería posible emplear varias fuentes de luz independientes las unas de las otras, generando cada fuente de luz respectivamente al menos un haz de rayos parciales de iluminación 13.

40 La estructura del sistema óptico para la iluminación de reflejo rojo se muestra en la figura 2. Visto desde una fuente de luz, en el dispositivo de iluminación representado 20 se emplean los siguientes componentes ópticos: un conductor de luz 21, un colector 22, una lente plano-convexa 23, un diafragma de campo luminoso 24, un diafragma de apertura (diafragma perforado) 25, un componente óptico 26, por ejemplo, un componente parcial de pieza cementada y menisco, un elemento de difracción 27, por ejemplo, en forma de un espejo divisor, así como un elemento de objetivo 28, por ejemplo, en forma de un objetivo principal. Se trata de iluminar un ojo 29 con fondo 30.

El extremo de fibra del conductor de luz 21 genera con el colector 22 y con una lente plano-convexa 23 una imagen intermedia real. En el lugar de esta imagen intermedia se puede montar un diafragma de apertura 25, por ejemplo, en forma de diafragma perforado. Esta imagen intermedia real se encuentra en el plano focal anterior de un sistema óptico parcial de dos piezas formado por el objetivo principal 28 y el componente parcial 26 de la pieza cementada con lente de menisco. Este sistema óptico parcial crea otra imagen intermedia virtual en el infinito, de manera que, visto desde el ojo 29, el extremo de fibra del conductor de luz 21 se encuentre en el punto más alejado. Como consecuencia, en el caso de un ojo derecho, el extremo de fibra del conductor de luz 21 se proyecta sobre el fondo de ojo 30 como punto de iluminación.

55 La superficie luminosa efectiva del extremo de fibra del conductor de luz 21 puede ser, por ejemplo, de 4,8 mm. El diámetro de la imagen intermedia en el diafragma de apertura 25 es en este caso de 5,8 mm. Para el tamaño del punto de iluminación en el fondo de ojo 30 se obtiene, en el ejemplo mencionado, un diámetro de 1,5 mm.

ES 2 702 947 T3

5 Por medio de diafragmas perforados de posición perfectamente definida se pueden generar en el plano de la imagen intermedia (diafragma de apertura) los haces de rayos necesarios para la homogeneidad del reflejo rojo y coaxiales respecto a los ejes de observación estereoscópicos a la distancia de la base estereoscópica de los ejes de observación estereoscópicos. Los diafragmas perforados se representan en el fondo de ojo en la misma escala que la imagen intermedia real del extremo de la fibra, es decir, $5,8 : 1,5 = 3,9 : 1$, con respecto a la posición, es decir, la desviación lateral respecto al eje óptico, y con respecto al tamaño, es decir, el diámetro de los diafragmas perforados. El tamaño del diámetro de los diafragmas perforados determina el tamaño de los puntos de iluminación en el fondo del ojo y, por lo tanto, de manera decisiva el buen contraste del reflejo rojo.

10 Entre la lente plano-convexa 23 y la imagen intermedia real del extremo de fibra (diafragma de apertura) se encuentra el diafragma de campo luminoso 24. Este diafragma de campo luminoso 24 sirve para limitar el campo de visión iluminado.

15 El diafragma de campo luminoso 24 se encuentra en el punto focal anterior del componente parcial 26 de la pieza cementada y de la lente del menisco. Por lo tanto, el diafragma de campo luminoso 24 se reproduce primero, por medio del componente parcial 26, virtualmente hacia el infinito y después, con el objetivo principal 28, en el plano de objeto situado en el plano focal anterior del objetivo principal.

El diámetro del diafragma de campo luminoso 24 es, por ejemplo, de 2,5 mm. Esto conduce a un campo de visión iluminado de 10 mm en el plano del objeto. Por consiguiente, la escala de reproducción para la imagen de campo luminoso es de 1 : 4.

En la tabla 1 se enumeran los datos del sistema óptico para la iluminación de reflejo rojo:

20 Datos del sistema de iluminación de reflejo rojo

Tabla 1

Nº	Radio (mm)	Grosor (mm) Conductor de luz	Medio	Diámetro libre (mm)
		4.7	Aire	
1	-49.759	5.0	NSK2	8.5
2	-17.655	0.1	Aire	10.8
3	-37.047	2.0	NSF6	11.0
4	26.227	5.5	NSK2	12.2
5	-12.589	2.0	Aire	13.6
6	6.6355	2.0	NSK2	5.0
7	Plano	1.9	Aire	5.0
8	Plano	13.1	Aire	Diafragma
9	Plano	29.2	Aire	Diafragma
10	-58.294	5.0	NSK2	26.0
11	-28.387	0.1	Aire	27.0
12	392.42	3.0	NSF6	28.0
13	45.316	7.0	NSK2	29.0
14	-55.033	40.0	Aire	29.0
15	Plano	17.0	Aire	Espejo
16	120.57	10.5	NFK51	53.0
17	-79.719	5.1	NBAF4	53.0

Nº	Radio (mm)	Grosor (mm) Conductor de luz	Medio	Diámetro libre (mm)
18	-244.06	188.3	Aire	53.0
19	8.0	6.0	BAK4	
20	Plano	15.4	BK7	Modelo de ojo
		Fondo		

La estructura del sistema óptico para la iluminación del entorno se indica en la figura 3.

5 Una idea esencial consiste en que la iluminación del entorno sin componentes ópticos adicionales pueda derivarse de la iluminación de reflejo rojo mediante un simple proceso de conmutación.

10 Los componentes ópticos necesarios para la iluminación del entorno son, por lo tanto, idénticos a los componentes ópticos de la iluminación de reflejo rojo según la figura 2, excepto por el tamaño del diafragma de campo luminoso, a saber: conductor de luz 21, colector 22, diafragma de campo luminoso 24, componente óptico 26, por ejemplo, en forma de componente parcial formado por una pieza cementada y un menisco, elemento de deflexión 27, por ejemplo, en forma de espejo divisor, así como elemento de objetivo 28, por ejemplo, en forma de un objetivo principal.

Al pasar de la iluminación de reflejo rojo a la iluminación del entorno, la lente plano-convexa y el diafragma de apertura giran hacia fuera (véase la figura 2). Además, un diafragma de campo luminoso pequeño se sustituye por un gran diafragma de campo luminoso grande 24.

15 Con el colector 22 se ilumina ahora completamente el diafragma de campo luminoso 24. Al igual que en la iluminación de reflejo rojo, el diafragma de campo luminoso 24 se encuentra sin cambios en el plano focal anterior del sistema óptico parcial 26 formado por la pieza cementada y la lente del menisco. El diafragma de campo luminoso 24 se proyecta virtualmente hacia el infinito, por lo que la imagen del diafragma de campo luminoso 24 se encuentra, como en el caso de la iluminación de reflejo rojo a través de la imagen con el objetivo principal 28, en el plano focal anterior del objetivo principal 28 y, por consiguiente, en el plano del objeto de observación.

20 El diámetro del diafragma de campo luminoso 24 es, por ejemplo, de 14 mm. Así se puede lograr una iluminación del máximo campo de visión 31 en el plano del objeto de aproximadamente 62 mm. La ampliación de la escala de reproducción frente a la iluminación de reflejo rojo puede explicarse por la distorsión de la imagen del campo luminoso

25 La estructura óptica para la iluminación de reflejo rojo aquí propuesta permite una intervención independiente en las trayectorias de rayos para la obtención de imágenes de la pupila y del campo luminoso. La eficacia luminosa se puede adaptar, por ejemplo, de forma óptima al tamaño del campo luminoso y el tamaño de los puntos de iluminación en el fondo se puede ajustar mediante una intervención específica en el diafragma de apertura.

30 En el caso de la iluminación del entorno, el problema óptico se reduce a la reproducción del diafragma de campo luminoso óptimamente iluminado.

Debido a la estructura óptica, resulta para la reproducción de la pupila forzosamente una imagen intermedia real del extremo de la fibra cerca de la superficie frontal del objetivo principal. Normalmente, con los sistemas de iluminación empleados actualmente para la oftalmología, esta imagen intermedia real también se encuentra en el espacio del objeto, es decir, a unos 50 mm por debajo del objetivo principal.

35 Los datos del sistema óptico para la iluminación del entorno se enumeran en la tabla 2:

Datos del sistema para el sistema de iluminación del entorno

Tabla 2

Nº	Radio (mm)	Grosor (mm) Conductor de luz	Medio	Diámetro libre (mm)
1	-49.759	4.7	Aire	8.5
2	-17.655	5.0	NSK2	10.8
3	-37.047	0.1	Aire	11.0

Nº	Radio (mm)	Grosor (mm)	Conductor de luz	Medio	Diámetro libre (mm)
4	26.227	2.0		NSF6	12.2
5	-12.589	5.5		NSK2	13.6
6	Plano	5.9		Aire	Diafragma
7	-58.294	42.3		Aire	26.0
8	-28.387	5.0		NSK2	27.0
9	392.42	0.1		Aire	28.0
10	45.316	3.0		NSF6	29.0
11	-55.033	7.0		NSK2	29.0
12	Plano	40.0		Aire	Espejo
13	120.57	17.0		Aire	53.0
14	-79.719	10.5		NFK51	53.0
15	-244.06	5.1		NBAF4	53.0
		193.6		Aire	
		Campo visual			

5 También puede tener sentido proporcionar al usuario a la vez tanto la iluminación de reflejo rojo, como también la iluminación del entorno. Para ello, por ejemplo, se puede cementar la lente plano-convexa 23 entre el colector 22 y los diafragmas 24, 25 sobre un soporte transparente o, por ejemplo, formar una pieza de plástico moldeada por inyección (PMMA) con el correspondiente borde de soporte transparente. Los rayos que atraviesan la lente plano-convexa 23 producen la iluminación de reflejo rojo y los rayos que atraviesan el soporte o borde de soporte producen la iluminación del entorno.

10 Para producir simultáneamente tanto la iluminación de reflejo rojo como de entorno, resulta además ventajoso diseñar el diafragma de apertura 25 (diafragma perforado) de manera especial. Un ejemplo a este respecto se representa en la figura 4.

Según la figura 4, el diafragma de apertura 25 se puede diseñar ventajosamente de manera que los orificios 25a para la iluminación de reflejo rojo presenten, por ejemplo, una alta transmisión y que el área circundante 25b presente una transmisión reducida (en el caso ideal ajustable) para la iluminación de entorno.

15 Esto se puede llevar a cabo, por ejemplo, a través de una pantalla LCD transmisiva o reflectante 25c, o a través de una pantalla DMD.

Lista de referencias

- 10 Elemento de objetivo
- 11 Elementos para la división del rayo de iluminación
- 20 12 Haz de rayos de iluminación
- 13 Haz de rayos parciales de iluminación
- 14 Dispositivo para la variación de la sección transversal del haz de rayos
- 20 Dispositivo de iluminación
- 21 Conductor de luz
- 25 22 Colector

	23	Lente plano-convexa
	24	Diafragma de campo luminoso
	25	Diafragma de apertura
	25a	Orificio
5	25b	Área circundante
	25c	Pantalla
	26	Componente óptico
	27	Elemento de difracción
	28	Elemento de objetivo
10	29	Ojo
	30	Fondo
	31	Campo de visión

REIVINDICACIONES

- 5 1. Microscopio quirúrgico para la oftalmología con uno, dos o más trayectorias de rayos de observación estereoscópicas con respectivamente un haz de rayos de observación y con un dispositivo de iluminación, que presenta al menos una fuente de luz para la generación de un rayo de iluminación (12) para la iluminación de un ojo a observar, previéndose al menos dos haces de rayos parciales de iluminación (13) y desarrollándose cada haz de rayos parciales de iluminación (13) de forma coaxial, es decir, bajo un ángulo de exactamente cero grados o en forma de una iluminación oblicua cercana al eje bajo un ángulo de 2 grados o menos respecto a un haz de rayos de observación estereoscópico, previéndose al menos un dispositivo (14) para la variación de la sección transversal de al menos un haz de rayos parciales de iluminación (13), configurándose el dispositivo (14) como diafragma de iris o como sistema de zoom y diseñándose el dispositivo (14) de manera que los haces de rayos parciales de iluminación (13) formen dos o más puntos de iluminación de tamaño variable en el fondo de un ojo a observar, presentando los puntos de iluminación una geometría redonda y pudiéndose ajustar los diámetros de los puntos de iluminación.
- 15 2. Microscopio quirúrgico según la reivindicación 1, caracterizado por que los haces de rayos parciales de iluminación (13) se configuran de manera que el tamaño de los puntos de iluminación en el fondo del ojo a observar no sobrepase 1 vez, preferiblemente 0,7 veces, con preferencia 0,5 veces y con especial preferencia 0,3 veces la superficie de la sección transversal del haz de rayos de observación en el fondo.
- 20 3. Microscopio quirúrgico según la reivindicación 1 o 2, caracterizado por que cada haz de rayos parciales de iluminación (13) se guía de manera que un ojo a observar se ilumine oblicuamente con respecto a cada haz de rayos de observación en un ángulo de 1 grado o menos (iluminación oblicua cerca del eje).
- 25 4. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado por que los diámetros de los puntos de iluminación en el fondo del ojo a observar pueden variar en un rango de entre 0,5 y 1,5 mm.
- 30 5. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizado por que el diámetro de los puntos de iluminación se configura de manera que en el fondo del ojo a observar no supere 1,5 mm, preferiblemente 1,0 mm, con especial preferencia 0,5 mm.
- 35 6. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado por que la distancia entre el centro del punto de iluminación y el centro de la superficie de sección transversal del haz de rayos de observación en el fondo es de 0,8 veces, preferiblemente de 0,5 veces, más preferiblemente de 0,2 veces y con especial preferencia de 0,05 veces, el radio de la superficie de sección transversal del haz de rayos de observación en el fondo.
- 40 7. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado por que el mismo presenta un elemento de objetivo (10).
- 45 8. Microscopio quirúrgico según la reivindicación 7, caracterizado por que el elemento de objetivo (10) se configura como su objetivo principal.
- 50 9. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado por que se prevén elementos para superponer respectivamente un haz de rayos de observación y un haz de rayos parciales de iluminación (13) o el haz de rayos de iluminación (12).
- 55 10. Microscopio quirúrgico según la reivindicación 9, en la medida en la que se refiera a una de las reivindicaciones 7 u 8, caracterizado por que los elementos para la superposición se disponen de manera que una superposición del haz de rayos de observación y del haz de rayos parciales de iluminación (13) o del haz de rayos de iluminación (12) se produzca por encima del elemento de objetivo.
- 60 11. Microscopio quirúrgico según la reivindicación 9, en la medida en la que se refiera a una de las reivindicaciones 7 u 8, caracterizado por que los elementos para la superposición se disponen de manera que una superposición del haz de rayos de observación y del haz de rayos parciales de iluminación (13) o del haz de rayos de iluminación (12) se produzca por debajo del elemento de objetivo.
- 65 12. Microscopio quirúrgico según la reivindicación 11, caracterizado por que el elemento de objetivo se configura como sistema óptico de varioscopio.
13. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 9 a 12, caracterizado por que los elementos para la superposición presentan al menos un elemento óptico en forma de prisma y/o de placa divisora de rayos y/o de espejo parcialmente transparente y/o de espejo perforado.
14. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 13, caracterizado por que se prevé un elemento para generar al menos un haz de rayos parciales de iluminación anular dispuesto alrededor de un haz de rayos de observación.

15. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 14, caracterizado por que se prevén dos o más fuentes de luz y por que por medio de cada fuente de luz se genera un haz de rayos parciales de iluminación (13).

5 16. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 14, caracterizado por que se prevé una única fuente de luz y por que se prevén elementos (11) para la división del haz de rayos de iluminación (12) de la fuente de luz en dos o más haces de rayos parciales de iluminación (13).

10 17. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 16, caracterizado por que la al menos una fuente de luz se diseña como lámpara, especialmente como lámpara halógena o lámpara de xenón, como láser, como proyector no térmico, como conductor de luz, especialmente como haz de conductores de luz de fibras, como al menos un LED o como al menos un OLED.

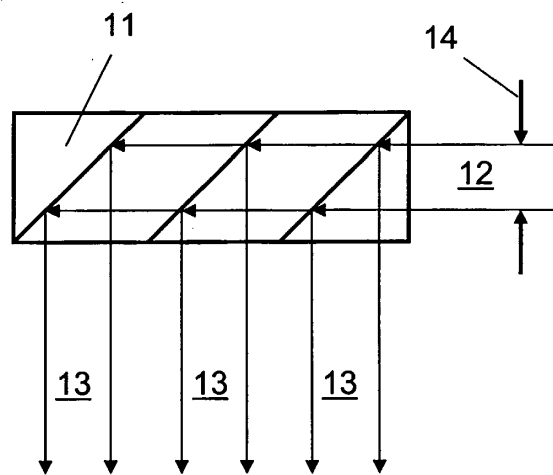
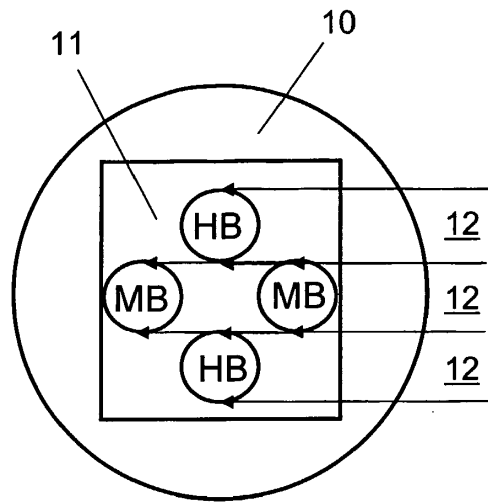


Fig. 1

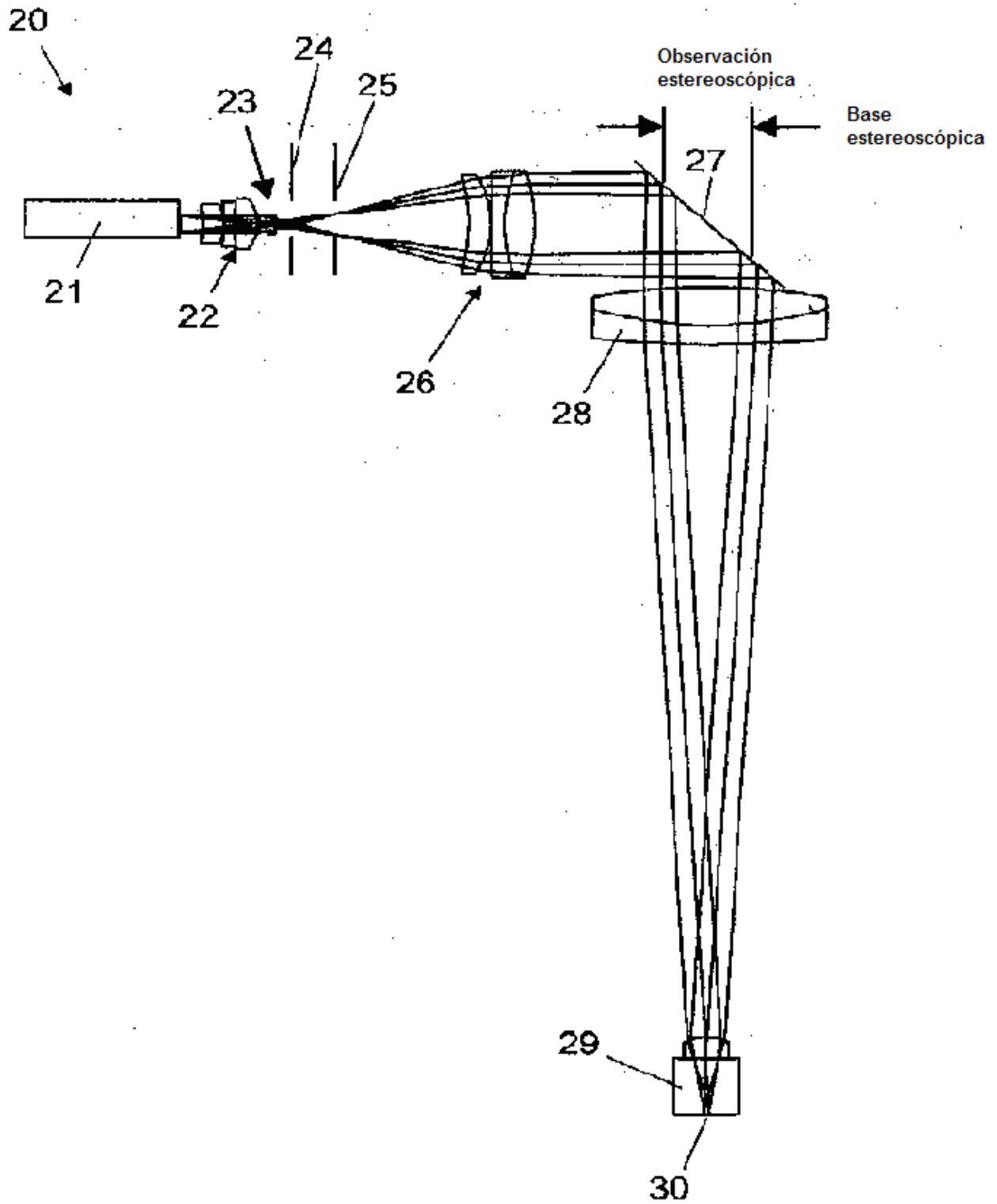


Fig. 2

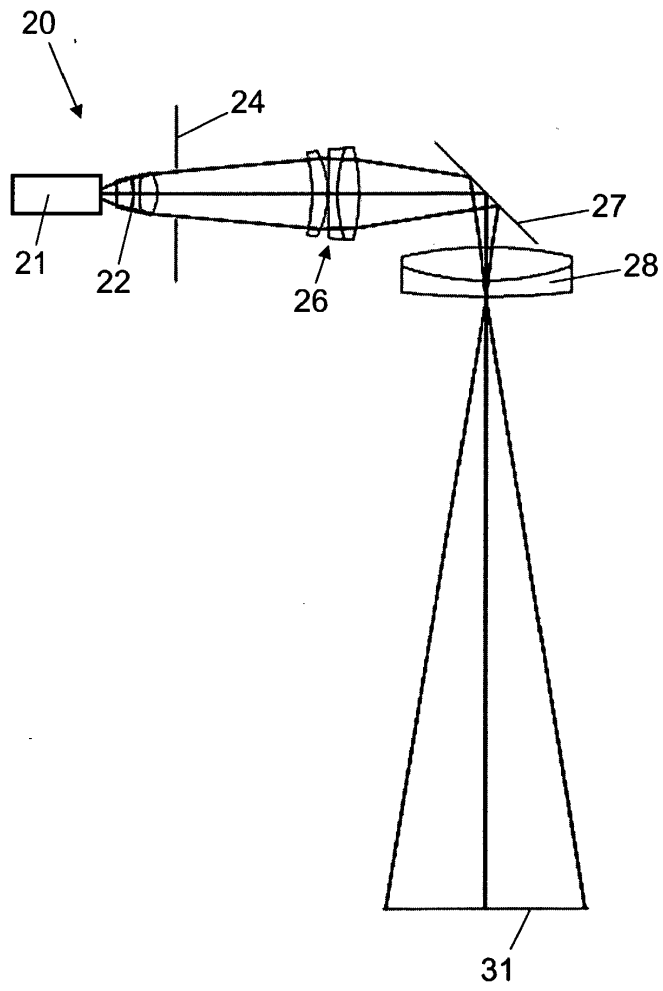


Fig. 3

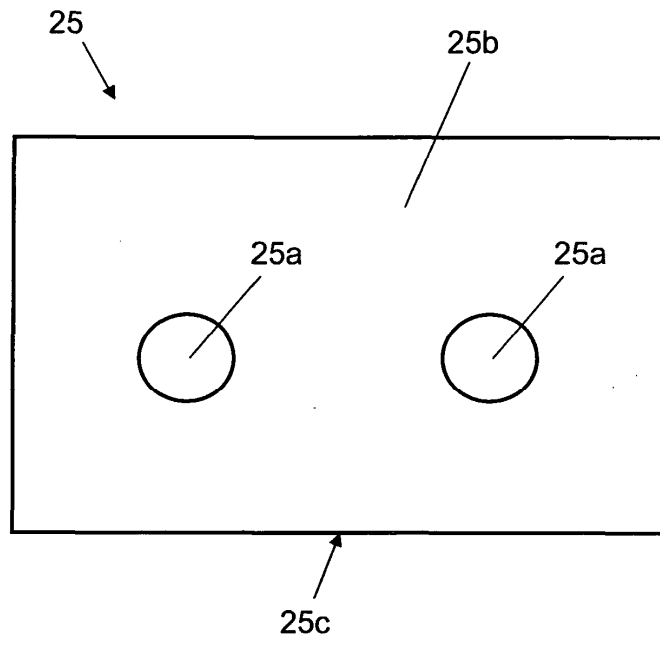


Fig. 4