

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 751 353**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/13** (2006.01)

**A61B 90/30** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.07.2005** E 11183927 (0)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.09.2019** EP 2452616

54 Título: **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:

**31.03.2020**

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 DR., FRITZ y**

**ABELE, ALFONS**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

**ES 2 751 353 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 observación

5 La presente invención se refiere a un microscopio quirúrgico para cirugía oftálmica.

Un microscopio quirúrgico oftalmológico se emplea por ejemplo para una aplicación especial en cirugía ocular, concretamente la cirugía de cataratas.

10 En la cirugía de cataratas se sustituye el cristalino, nublado por ejemplo por la catarata, por una lente artificial.

El cristalino del ojo se encuentra en una envoltura delgada, la denominada cápsula del cristalino. Para retirar el cristalino, mediante un corte fino en la cápsula del cristalino, se crea un acceso al cristalino y en primer lugar, con un aparato microquirúrgico, se divide el cristalino en pequeños fragmentos individuales que a continuación se retiran por medio de un dispositivo de succión.

Esta operación tiene lugar con observación microscópica, por ejemplo con observación estereomicroscópica, empleando una unidad de iluminación diseñada especialmente para este tipo de intervenciones. Esta unidad de iluminación constituye una iluminación del entorno necesaria para iluminar todo el campo quirúrgico así como una retroiluminación roja importante decisiva para la operación de cataratas para el verdadero campo quirúrgico limitado a la zona de la pupila del cristalino. Esta retroiluminación roja procede de la proporción de la luz de iluminación, que a través de los medios oculares transparentes incide finalmente sobre la retina que, como consecuencia de una buena circulación sanguínea, tiene un color rojo, dispersándose por la misma y pudiendo observarse entonces naturalmente mediante el microscopio quirúrgico también por el cirujano como retroiluminación de color rojo. Esta retroiluminación roja muy característica en la cirugía de cataratas se conoce en general por los expertos con el término de "reflejo rojo".

Para un reconocimiento óptimo de los detalles relevantes para la operación de cataratas, para el cirujano es un requisito necesario una retroiluminación roja lo más homogénea posible. Por tanto, un primer requisito para la unidad de iluminación es garantizar una homogeneidad lo mejor posible del reflejo rojo por toda la pupila del paciente.

Para la eliminación completa de los restos del cristalino, del cristalino dividido en fragmentos muy pequeños y para un buen reconocimiento de las membranas transparentes, por ejemplo de la cápsula del cristalino, debe cumplirse con un requisito adicional, concretamente un buen contraste de los objetos de fase, esto es, a ser posible también por toda la pupila del paciente.

En el pasado, en relación con la generación de una retroiluminación roja de este tipo ya se dieron a conocer diferentes soluciones.

40 En el documento US-A-4.779.968 se describe una iluminación coaxial para un microscopio quirúrgico. Según esta solución se prevé un módulo de iluminación que puede instalarse posteriormente como componente adicional en microscopios quirúrgicos existentes. Este componente adicional se coloca preferiblemente en el lado del objeto por debajo del objetivo principal de la unidad de observación. El acoplamiento de iluminación en el eje del microscopio se produce o bien con una placa divisora o bien con un cubo divisor.

En el documento DE 40 28 605 C2 se describe una unidad de iluminación para un microscopio quirúrgico que permite una combinación de iluminación de cero grados, coaxial y oblicua. Para ello, la unidad de iluminación dispone de espejos parciales desplazables así como de un espejo fijo de seis grados junto con los respectivos diafragmas variables, con los que es posible variar el ángulo de iluminación y las componentes de luz de la respectiva dirección de iluminación. El enfoque de esta solución conocida radica en el aumento del contraste por medio de una iluminación coaxial, tratándose en el caso de la iluminación coaxial de una iluminación oblicua próxima al eje.

En el documento DE 196 38 263 A1 se da a conocer un aparato de observación oftalmológico en el que se suprime el reflejo corneal inevitable al iluminar el ojo de un paciente para observar los segmentos oculares anteriores. Esto se produce colocando un absorbedor de luz en forma de punto negro cerca de un diafragma de campo luminoso de una iluminación por lo demás conocida.

En el documento US-A-6.011.647 se describe un sistema de iluminación conmutable para un microscopio quirúrgico oftalmológico en el que puede conmutarse entre una iluminación del entorno y una iluminación de "reflejo rojo" optimizada durante la operación. La unidad de iluminación está compuesta por fuente de luz, colector, diafragma de campo luminoso, espejo deflector, lente de campo y objetivo principal. En esta iluminación de "reflejo rojo" optimizada no se proyecta el diafragma de campo luminoso como en el caso de la iluminación del entorno, sino el filamento de la fuente de luz en la pupila del ojo como plano de objeto.

65

En el documento EP 1 109 046 A1 se da a conocer una unidad de iluminación para un microscopio quirúrgico que presenta dos elementos de reflexión desplazables independientemente entre sí, por medio de los cuales es posible modificar tanto los ángulos de la luz incidente con el eje óptico del objetivo del microscopio como la intensidad de los diferentes rayos de luz independientemente entre sí.

5 Para la cirugía en el ojo, y en este caso en particular en las operaciones de cataratas, es necesario un “reflejo rojo” homogéneo, brillante y un buen contraste de los objetos de fase por toda la zona de la pupila del ojo del paciente.

10 Los microscopios quirúrgicos utilizados hasta el momento cumplen con estas necesidades para zonas más o menos grandes de la pupila del ojo. Siempre tiene que llegarse a un compromiso entre los requisitos principales de un buen “reflejo rojo” homogéneo y un buen contraste de los objetos de fase.

15 Generalmente se ilumina con un ángulo pequeño para la observación. Sin embargo, esto tiene como consecuencia que el “reflejo rojo” no tiene un brillo uniforme por la pupila del paciente. Hasta ahora ha resultado óptimo un ángulo de iluminación entre 2 y 4 grados. Con este ángulo se obtiene un buen compromiso entre buen contraste e iluminación de la pupila del paciente. No obstante, con esta disposición el “reflejo rojo” reacciona de manera sensible a un giro del ojo del paciente durante la operación.

20 Experimentos con una iluminación coaxial han llevado a un buen “reflejo rojo” homogéneo; sin embargo, también a un mal contraste de los objetos de fase y por tanto, no han resultado adecuados en la práctica. En este caso, el sistema óptico de iluminación estaba dispuesto de tal modo que había un espejo de iluminación (o prisma) entre las dos trayectorias de los rayos del estereomicroscopio. Por tanto, en este caso, no se trataba de una iluminación exacta de 0°, que se produce exactamente desde la misma dirección que la observación.

25 En el documento DE 43 26 761 A1 se describe un estereomicroscopio que permite una visualización de alto contraste de medios transparentes.

30 Finalmente, en el documento DE 44 17 273 A1 se describe 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 parciales de iluminación, discurriendo cada haz de rayos parciales de iluminación del haz de iluminación de manera coaxial a un haz de rayos de observación. De este modo se mejorará el “reflejo rojo”.

35 Partiendo del estado de la técnica mencionado, la presente invención se basa en el objetivo de perfeccionar un microscopio quirúrgico del tipo mencionado al principio para perfeccionar aún más la optimización deseada. En particular se proporcionará un microscopio quirúrgico con el que pueda implementarse una solución óptima al problema de los requisitos prácticos con respecto a homogeneidad del “reflejo rojo” y/o buen contraste de los restos del cristalino o membranas en la cápsula del cristalino.

40 Este objetivo se alcanza según la invención mediante el microscopio quirúrgico con las características según la reivindicación 1 independiente. A partir de las reivindicaciones dependientes, la descripción así como los dibujos se deducen ventajas, características, detalles, aspectos y efectos adicionales de la invención.

45 Por tanto, la esencia de la presente invención radica en primer lugar en una nueva concepción de la unidad de iluminación. La nueva concepción para la unidad de iluminación consiste entre otras cosas en que genera al menos dos haces de rayos, procedentes de una o varias fuentes de luz, discurriendo los ejes ópticos de estos haces de rayos de manera coaxial a los ejes ópticos de los haces de rayos de observación.

50 Por ejemplo puede estar prevista una única fuente de luz, que en primer lugar genera un único haz de rayos de iluminación. Este haz de rayos de iluminación se divide a continuación con medios adecuados, por ejemplo divisores de rayos o similares, en el número deseado de haces de rayos parciales de iluminación. Sin embargo, por ejemplo también puede estar previsto que la unidad de iluminación presente dos o más fuentes de luz, generando entonces cada fuente de luz un haz de rayos parciales de iluminación.

55 Por tanto, se proporciona una verdadera iluminación coaxial. A este respecto, se entiende por “coaxial” en general una iluminación próxima al eje. Esto incluye tanto una iluminación con exactamente cero grados como una iluminación oblicua próxima al eje con un ángulo muy pequeño. Esto podría denominarse “esencialmente coaxial”. Ejemplos de ello se explicarán en más detalle a lo largo de la descripción.

60 El nuevo concepto de iluminación a partir de al menos dos haces de rayos parciales de iluminación coaxiales genera dos o más puntos de iluminación de tamaño variable en el fondo del objeto a observar, de un ojo.

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

65 Entonces, mediante una imagen limpia, de difracción limitada de la fuente de luz (secundaria) en el fondo se obtiene además de un “reflejo rojo” homogéneo también un buen contraste de los objetos de fase.

5 Ventajosamente los diámetros de los puntos de iluminación pueden variar en un intervalo entre 0,5 y 1,5 mm en el fondo del objeto a observar, del ojo. Naturalmente, los puntos de iluminación también pueden presentar un diámetro mayor o menor. Ventajosamente el diámetro del/de los puntos de iluminación puede estar configurado de tal modo que en el fondo del ojo a observar no supere 1,5 mm, preferiblemente 1,0 mm, más preferiblemente 0,5 mm.

A este respecto, la variación de los diámetros de punto de iluminación se debe a una variación de los haces de rayos parciales de iluminación.

10 Según la invención los haces de rayos de iluminación están configurados de tal modo que el tamaño de los puntos de iluminación en el fondo del objeto a observar, del ojo, no supera 1 vez, preferiblemente 0,7 veces, más preferiblemente 0,5 veces, de manera especialmente preferida 0,3 veces el área de sección transversal de los haces de rayos de observación en el fondo.

15 La variación de los diámetros de punto de iluminación puede producirse de diferentes maneras. Ventajosamente esto se produce recurriendo a diafragmas, por ejemplo diafragmas discretos con diferentes diámetros o diafragmas variables con diámetros variables (diafragmas de iris). Sin embargo, también es concebible emplear pantallas adecuadas para ello, por ejemplo pantallas LCD. Del mismo modo es posible implementar la variación mediante un sistema de zoom adecuado. La variante mencionada en último lugar tiene la ventaja adicional de que aumenta la  
20 intensidad de la luz en el punto de iluminación cuando se reduce el diámetro del punto de iluminación.

25 Mediante la variación de los puntos de iluminación en el fondo de un objeto a examinar, del ojo, es posible influir en la intensidad (brillo) y la homogeneidad del "reflejo rojo". Cuanto mayor se elige el diámetro del punto de iluminación, más homogéneo y brillante será el "reflejo rojo". Cuanto menor se elige el diámetro del punto de iluminación, mejor será el contraste del "reflejo rojo". Ahora, es posible ajustar libremente el diámetro adecuado de un punto de iluminación, en función de la necesidad y del caso de aplicación.

30 Con la unidad de iluminación se implementa una iluminación coaxial exacta que proporciona un "reflejo rojo" homogéneo, y que además también es insensible a un giro del objeto a observar, del ojo de un paciente. De este modo también puede prescindirse de un posible seguimiento de la iluminación para la optimización del "reflejo rojo" con el ojo girado, con lo que se simplifica la construcción de la unidad de iluminación o de un microscopio quirúrgico correspondiente.

35 De manera especialmente ventajosa la unidad de iluminación puede emplearse como sistema de iluminación, en particular dual de 0°, para un microscopio quirúrgico para su aplicación en la cirugía oftálmica.

40 Según la invención cada haz de rayos parciales de iluminación se guía de tal modo que un objeto a observar con respecto a cada haz de rayos de observación está iluminado/se ilumina desde la misma dirección, desde la que también se produce la observación (observación de 0°). Cada haz de rayos parciales de iluminación se guía de tal modo que para la trayectoria del rayo de observación izquierda y derecha del (estereo)microscopio quirúrgico el objeto a observar, un ojo, se ilumina desde la misma dirección, desde la que también se produce la observación. Por tanto, existe una iluminación exacta de 0° para cada trayectoria del rayo de observación.

45 Según otra configuración según la invención, cada haz de rayos parciales de iluminación se guía de tal modo que un objeto a observar con respecto a cada haz de rayos de observación está iluminado/se ilumina con un ángulo menor de/igual a 2 grados, preferiblemente menor de/igual a 1 grado en oblicuo (iluminación oblicua próxima al eje). Por tanto, el objeto a examinar se ilumina con un pequeño ángulo para la observación.

50 Mediante un guiado limpio, de difracción limitada de los rayos para la iluminación y puntos de iluminación pequeños en el fondo del ojo de un paciente se obtiene un "reflejo rojo" óptimo con un buen contraste al mismo tiempo. Además esta unidad de iluminación reacciona de manera muy poco crítica a un giro del ojo del paciente durante la operación.

55 Con respecto a la configuración según la invención, de la unidad de iluminación también se hace referencia a las realizaciones anteriores con respecto al primer aspecto de la invención y por tanto se remite a las mismas.

60 Ventajosamente puede estar previsto que el tamaño del/de los puntos de iluminación en el fondo del objeto a observar no supere 1 vez, preferiblemente 0,7 veces, más preferiblemente 0,5 veces, de manera especialmente preferida 0,3 veces el área de sección transversal de los haces de rayos de observación en el fondo.

65 Según la invención se proporciona una unidad de iluminación para una unidad de observación que presenta dos o más trayectorias del rayo de observación con, en cada caso, un haz de rayos de observación, que presenta al menos una fuente de luz para generar dos haces de rayos de iluminación para iluminar un ojo a observar. Según la invención está previsto que los dos haces de rayos de iluminación formen al menos dos puntos de iluminación en el fondo del ojo a observar y que el tamaño de los puntos de iluminación en el fondo del ojo a observar no supere 1

vez, preferiblemente 0,7 veces, más preferiblemente 0,5 veces, de manera especialmente preferida 0,3 veces el área de sección transversal de los haces de rayos de observación en el fondo.

5 Los dos haces de rayos de iluminación discurren de manera coaxial a los haces de rayos de observación correspondientes.

10 En una configuración adicional ventajosamente está previsto que la distancia del centro del punto de iluminación con respecto al centro del área de sección transversal del haz de rayos de observación en el fondo ascienda a 0,8 veces, preferiblemente 0,5 veces, más preferiblemente 0,2 veces, de manera especialmente preferida 0,05 veces el radio del área de sección transversal del haz de rayos de observación en el fondo.

15 Mediante la unidad de iluminación puede conseguirse en particular que el tamaño óptimo del punto de iluminación dependa de la visión defectuosa del paciente y del aumento del microscopio quirúrgico. Se consigue por ejemplo mediante los datos relativos de tamaño de punto de iluminación con respecto a área de sección transversal de los conos de rayos de observación en el fondo. Se alcanzan las características esenciales para un reflejo rojo óptimo, concretamente un tamaño pequeño del punto para un buen contraste así como la posición del punto de iluminación en el fondo.

20 Una configuración ventajosa de la invención prevé una unidad de iluminación para una unidad de observación que presenta dos o más trayectorias del rayo de observación con, en cada caso, un haz de rayos de observación, que presenta al menos una fuente de luz para generar dos haces de rayos de iluminación para iluminar un ojo a observar, no superando el tamaño de los puntos de iluminación en el fondo del ojo a observar 1 vez, preferiblemente 0,7 veces, más preferiblemente 0,5 veces, de manera especialmente preferida 0,3 veces el área de sección transversal de los haces de rayos de observación en el fondo, y ascendiendo la distancia del centro del punto de iluminación con respecto al centro del área de sección transversal del haz de rayos de observación en el fondo a 0,8 veces, preferiblemente 0,5 veces, más preferiblemente 0,2 veces, de manera especialmente preferida 0,05 veces el radio del área de sección transversal del haz de rayos de observación en el fondo.

30 Ventajosamente el diámetro de los puntos de iluminación puede variar en un intervalo entre 0,5 y 1,5 mm en el fondo del objeto a observar. Ventajosamente el diámetro de los puntos de iluminación puede estar configurado de tal modo que en el fondo del objeto a observar no supere 1,5 mm, preferiblemente 1,0 mm, más preferiblemente 0,5 mm.

35 Ventajosamente la unidad de iluminación puede presentar al menos un elemento de objetivo. A este respecto, el elemento de objetivo también puede estar configurado como elemento de objetivo del microscopio quirúrgico, en particular como su objetivo principal. Sin embargo, esto no es obligatoriamente necesario.

Además en la unidad de iluminación pueden estar previstos diferentes elementos ópticos dispuestos entre la al menos una fuente de luz y el al menos un elemento de objetivo.

40 En una configuración ventajosa están previstos medios para, en cada caso, superponer un haz de rayos de observación y un haz de rayos parciales de iluminación o el haz de rayos de iluminación. Estos medios pueden estar configurados de varias maneras y estar dispuestos en diferentes lugares. A continuación se explicarán al respecto algunos ejemplos no excluyentes.

45 Por ejemplo puede estar previsto que los medios para la superposición estén dispuestos de tal modo que se produzca una superposición de haz de rayos de observación y haz de rayos parciales de iluminación o haz de rayos de iluminación por encima del elemento de objetivo. La superposición de haz de rayos de observación y haz de rayos parciales de iluminación o haz de rayos de iluminación puede producirse por ejemplo con una trayectoria del rayo paralela sobre el objetivo principal.

50 Por ejemplo también puede estar previsto que los medios para la superposición estén dispuestos de tal modo que se produzca una superposición de haz de rayos de observación y haz de rayos parciales de iluminación o haz de rayos de iluminación por debajo del elemento de objetivo. Por tanto, también existe la posibilidad de superponer los haces 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 según la distancia focal del objetivo principal.

60 Ventajosamente en particular en el último caso puede estar previsto que el elemento de objetivo esté configurado como denominado sistema óptico de varioscopio. En el caso de un sistema óptico de varioscopio se trata en general de un sistema óptico con al menos dos elementos ópticos separados por una distancia, pudiendo variar la distancia de trabajo libre entre el objetivo y el plano del objeto mediante variación de esta distancia. Un sistema óptico de varioscopio de este tipo en sí mismo ya se conoce por el estado de la técnica. En el caso descrito anteriormente con superposición de los haces de rayos por debajo del elemento de objetivo, cuando se utiliza un sistema óptico de varioscopio resulta ventajoso que los haces de rayos parciales de iluminación se sigan según la distancia de trabajo libre.

Como ya se explicó anteriormente, la invención no está limitada a determinados tipos de configuración de “medios de superposición”. Por ejemplo los medios para la superposición pueden presentar al menos un elemento óptico en forma de prisma y/o de una placa divisora de rayos y/o de un espejo, por ejemplo un espejo parcialmente transparente y/o un espejo perforado. Naturalmente los medios también pueden estar configurados de otro modo, de modo que la invención no está limitada a los ejemplos mencionados.

Ventajosamente puede estar previsto al menos un dispositivo para modificar la sección transversal del haz del al menos un rayo de iluminación y/o al menos un haz de rayos parciales de iluminación. A este respecto, la invención no está limitada a determinadas formas de realización del dispositivo. El dispositivo puede estar configurado por ejemplo como diafragma, en particular diafragma de iris o diafragma discreto, como pantalla LCD (*Liquid Crystal Display*, pantalla de cristal líquido), como DMD (*Digital Mirror Device*, dispositivo digital de espejos), como LCOS (*Liquid Crystal On Silicon*, cristal líquido sobre silicio), como FLCOS (*Ferroelectric Liquid Crystal On Silicon*, cristal líquido ferroeléctrico sobre silicio) o similar. Mediante la instalación de un dispositivo correspondiente en la unidad de iluminación, por ejemplo en el rayo de iluminación, es posible variar el punto luminoso sobre la superficie del objeto a observar, por ejemplo en el fondo del ojo del paciente. Un punto de luz pequeño proporciona un mejor contraste. En las operaciones de cataratas puede ocurrir que, en particular con cataratas densas, el “reflejo rojo” sea muy oscuro. Entonces resulta ventajoso aumentar el punto luminoso y con ello el brillo. Ello no aumenta la intensidad de la radiación sobre la retina. No se esperan efectos negativos sobre el contraste porque con una catarata muy densa el punto luminoso se dispersa de todos modos.

Otra ventaja de la unidad de iluminación consiste en que en la superficie anterior de la córnea del ojo del paciente sólo es visible un reflejo corneal porque en este punto los haces de rayos parciales de iluminación prácticamente se superponen.

En una configuración ventajosa puede estar previsto que estén previstas dos o más fuentes de luz y que por medio de cada fuente de luz se genere un haz de rayos parciales de iluminación. Por tanto, pueden utilizarse fuentes de luz independientes, generando cada fuente de luz un haz de rayos parciales de iluminación propio.

En otra configuración ventajosa puede estar previsto que esté prevista una única fuente de luz y que estén previstos medios para dividir el haz de rayos de iluminación de la fuente de luz en los dos o más haces de rayos parciales de iluminación. En este sentido puede tratarse de divisores de rayos adecuados en forma de prismas, espejos parcialmente transparentes y similares.

La presente invención no se limita al uso de determinadas fuentes de luz. A continuación se mencionarán algunos ejemplos no excluyentes, ventajosos. Por ejemplo la al menos una fuente de luz puede estar configurada como lámpara, en particular como lámpara halógena o lámpara de xenón, como láser, como radiador no térmico, como conductor de luz, en particular como haz de conductor de luz de fibras, como al menos un LED (diodo emisor de luz), como al menos un OLED (diodo emisor de luz orgánico) o similar. Naturalmente también son posibles combinaciones de diferentes fuentes de luz.

Ventajosamente la fuente de luz está formada por una disposición de una o varias fuentes de luz pequeñas que pueden conmutarse por zonas o individualmente. A este respecto, la unidad de iluminación está diseñada de tal modo que puede variarse de manera sencilla con respecto a la geometría del campo luminoso generada por la misma. A este respecto, las fuentes de luz pequeñas se controlan desde fuera, en particular de manera electrónica, preferiblemente por una unidad de control. Otra característica prevé que las fuentes de luz pequeñas puedan controlarse al menos por zonas para poder ajustar geometrías de iluminación variables. Esto resulta ventajoso en particular con la generación de haces de rayos parciales de iluminación anulares. A este respecto, la invención no está limitada a determinados tamaños y/o formas de zonas. En el caso más sencillo un único punto puede controlarse de esta manera. En particular cuando la fuente luminosa, compuesta por una matriz, está formada por fuentes de luz pequeñas individuales, una o varias fuentes de luz pequeñas pueden controlarse de manera individual o en grupos, pudiendo juntarse en el último caso las fuentes de luz pequeñas individuales en una zona. También a este respecto la invención no está limitada a formas de diseño concretas.

Ventajosamente la fuente de luz puede estar formada por una disposición de uno o varios diodos de luz (LED), en particular diodos de luz orgánicos (OLED). Los diodos de luz orgánicos se desarrollaron originalmente como micropantallas. A diferencia de las LCD, que requieren de una retroiluminación, los OLED en sí mismos iluminan como radiadores de Lambert (emisores de superficie).

Como fuente de iluminación estructurada, los OLED ofrecen una buena eficiencia lumínica y pequeñas estructuras sin espacios intermedios oscuros. Según una geometría de iluminación deseada pueden conectarse fuentes de luz pequeñas individuales y desconectarse otras de éstas. Con respecto a los LED, en el caso de los OLED el factor de llenado es mayor, lo que significa que puede implementarse una densidad de empaquetado mayor. El uso de una pantalla de LED u OLED permite una conexión programable, y por ejemplo también automatizable de diferentes modos de iluminación, sin que tengan que moverse componentes mecánicos, como anillos de contraste de fase, filtros, atenuadores y similares. Son particularmente adecuados por ejemplo los OLED blancos, cuyo espectro se determina mediante una mezcla de moléculas orgánicas.

En resumen, el microscopio quirúrgico descrito anteriormente presenta toda una serie de ventajas. Mediante una iluminación coaxial, en particular mediante una "verdadera" iluminación de 0° es posible generar un "reflejo rojo" muy homogéneo y brillante. El "reflejo rojo" reacciona a una inclinación del objeto a observar, del ojo de un paciente, de manera muy insensible. Es decir, puede prescindirse de un seguimiento con respecto a los ángulos. Mediante la integración de un dispositivo para modificar la sección transversal de haz de rayo, por ejemplo de un diafragma de iris (doble) es posible adaptar el brillo del "reflejo rojo" y el contraste de las estructuras de fase a la situación de tratamiento y optimizarlo. Mediante la disminución del diámetro del diafragma de iris se mejora el contraste, aunque también disminuye el brillo.

Según otro aspecto se proporciona un microscopio quirúrgico, con dos o más trayectorias del rayo de observación estereoscópicas con, en cada caso, un haz de rayos de observación y con una unidad de iluminación, que presenta al menos una fuente de luz para generar dos haces de rayos de iluminación para iluminar un ojo. Este microscopio quirúrgico se caracteriza por que el haz de rayos de iluminación se proyecta con una difracción limitada y por que los haces de rayos de iluminación forman dos puntos de iluminación de tamaño variable en el fondo del objeto a observar.

Según la invención se proporciona un microscopio quirúrgico, con dos o más trayectorias del rayo de observación estereoscópicas con, en cada caso, un haz de rayos de observación y con una unidad de iluminación, que presenta al menos una fuente de luz para generar dos haces de rayos de iluminación para iluminar un ojo a observar. Este microscopio quirúrgico se caracteriza según la invención por que el tamaño de los puntos de iluminación en el fondo no supera 1 vez, preferiblemente 0,7 veces, más preferiblemente 0,5 veces, de manera especialmente preferida 0,3 veces el área de sección transversal de los haces de rayos de observación en el fondo.

Ventajosamente el diámetro de los puntos de iluminación puede variar en un intervalo entre 0,5 y 1,5 mm en el fondo del ojo a observar. Ventajosamente el diámetro de los puntos de iluminación puede estar configurado de tal modo que en el fondo del objeto a observar no supere 1,5 mm, preferiblemente 1,0 mm, más preferiblemente 0,5 mm.

Ventajosamente la unidad de iluminación está configurada de la manera descrita anteriormente, de modo que se hace referencia a las realizaciones correspondientes y se remite a las mismas.

El microscopio quirúrgico puede presentar por ejemplo un elemento de objetivo principal, idéntico a un elemento de objetivo de la unidad de iluminación. Además pueden estar previstos medios para, en cada caso, superponer un haz de rayos de observación y un haz de rayos parciales de iluminación o haz de rayos de iluminación. Los medios para la superposición pueden estar dispuestos de tal modo que se produzca una superposición de haz de rayos de observación y haz de rayos parciales de iluminación o haz de rayos de iluminación por encima del elemento de objetivo principal.

En otra configuración puede estar previsto que el microscopio quirúrgico presente un elemento de objetivo principal, idéntico a un elemento de objetivo de la unidad de iluminación, que estén previstos medios para, en cada caso, superponer un haz de rayos de observación y un haz de rayos parciales de iluminación o haz de rayos de iluminación y que los medios para la superposición estén dispuestos de tal modo que se produzca una superposición de haz de rayos de observación y haz de rayos parciales de iluminación o haz de rayos de iluminación por debajo del elemento de objetivo principal.

Para el último caso, ventajosamente puede estar previsto que el elemento de objetivo principal esté configurado como denominado sistema óptico de varioscopio. Con respecto al diseño y al funcionamiento del sistema óptico de varioscopio se remite a las realizaciones correspondientes más arriba en relación con la unidad de iluminación según la invención.

Ventajosamente el microscopio quirúrgico puede estar configurado como unidad de observación estereoscópica, en particular como estereomicroscopio. El sistema óptico de un microscopio quirúrgico está compuesto principalmente por varios elementos constructivos, como el tubo, el cuerpo de base del microscopio, etc. Adicionalmente, en muchos microscopios quirúrgicos es posible conectar diferentes módulos adicionales, como por ejemplo un tubo de observación para un observador asistente, una cámara de vídeo para la documentación o similar.

Dentro del cuerpo de base del microscopio pueden juntarse a su vez varios grupos constructivos, como por ejemplo una unidad de iluminación, una unidad de aumento, el objetivo principal o similar. La magnitud característica en el objetivo principal es su distancia focal, que establece la distancia de trabajo del microscopio quirúrgico con respecto al campo quirúrgico y también influye en el aumento total del microscopio.

Preferiblemente, en la al menos una trayectoria del rayo de observación puede estar previsto un sistema de aumento. En este sentido puede tratarse por ejemplo de un cambiador de aumentos con el que es posible ajustar diferentes aumentos. En muchos casos de aplicación es completamente suficiente un cambio de aumentos en escalones. Sin embargo, también es posible utilizar como sistema de aumento también sistemas de aumento pancráticos, por medio de los cuales es posible un aumento progresivo (sistema de zoom).

A este respecto, ventajosamente puede estar previsto que la pupila del aparato ya descrita más arriba, de la unidad de observación se sitúe en el sistema de aumento.

5 Además en la al menos una trayectoria del rayo de observación puede estar previsto un elemento de tubo y un elemento ocular. El objetivo de un elemento ocular es en general el aumento posterior de la imagen intermedia formada en el tubo, así como posiblemente la compensación de una posible visión defectuosa del usuario de un microscopio de este tipo.

10 Ventajosamente además está previsto que el plano de objeto del objeto a examinar, del ojo, esté configurado en el punto focal anterior del objetivo principal. De este modo se consigue que el objeto a examinar se proyecte mediante el objetivo principal hacia el infinito.

15 Ventajosamente el microscopio quirúrgico está configurado como microscopio quirúrgico estereoscópico, en particular como estereomicroscopio. En este caso la unidad de observación dispone de dos trayectorias del rayo de observación que discurren en paralelo.

20 En el caso del microscopio quirúrgico, según una forma de realización preferida, puede tratarse de un estereomicroscopio según el principio del telescopio que esencialmente está compuesto por los tres componentes parciales ópticos, concretamente el objetivo principal, sistema de zoom (afocal) así como telescopio binocular compuesto por tubo y oculares.

25 Entre los componentes parciales individuales del microscopio quirúrgico los haces del rayo de observación discurren preferiblemente en paralelo, de modo que es posible intercambiar y combinar los componentes parciales individuales de manera modular.

30 De manera preferida puede utilizarse una unidad de iluminación descrita anteriormente en un microscopio quirúrgico, en particular en una unidad de observación oftalmológica, preferiblemente en un microscopio quirúrgico configurado para la extracción de cataratas. Del mismo modo, ventajosamente puede utilizarse un microscopio quirúrgico según la invención descrito anteriormente como unidad de observación oftalmológica, preferiblemente como microscopio quirúrgico configurado para la extracción de cataratas.

35 Según la presente invención, en particular se han establecido los requisitos básicos para un sistema de iluminación optimizado en la cirugía de cataratas, concretamente una iluminación coaxial para la homogeneidad del reflejo rojo, una imagen estigmática de difracción limitada de los puntos de iluminación bien definidos para el buen contraste del reflejo rojo.

40 Para la generación de los haces del rayo de iluminación coaxiales se propone por ejemplo un sistema de prismas. El tamaño de los puntos de iluminación en el fondo puede ajustarse de manera controlada mediante una adaptación adecuada de los diafragmas de apertura en el sistema de prismas.

45 Además el sistema de iluminación según la invención permite una conmutación sencilla entre la iluminación optimizada de reflejo rojo y la iluminación del entorno indispensable para la aplicación práctica para la iluminación completa del campo de visión máximo en la observación estereoscópica.

A continuación se explicará la invención en más detalle mediante ejemplos de realización haciendo referencia a los dibujos adjuntos. Muestran

50 la figura 1, en una representación esquemática una posible disposición para la generación de una iluminación de 0°, con al mismo tiempo un "reflejo rojo" óptimo y un buen contraste;

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

55 la figura 3, en una representación esquemática la construcción de un sistema óptico para la iluminación del entorno; y

60 la figura 4, en una representación esquemática la construcción de un diafragma de apertura ventajoso, como se emplea en la unidad de iluminación según la figura 2.

65 En la figura 1 se representan partes de una unidad de iluminación, que se emplea en un microscopio quirúrgico. En el caso del microscopio quirúrgico se trata de un estereomicroscopio quirúrgico para su empleo en la cirugía oftálmica, por ejemplo para la realización de operaciones de cataratas. Por medio de la unidad de iluminación se consigue un "reflejo rojo" muy homogéneo, brillante porque el haz de rayos de iluminación 12 se divide en varios haces de rayos parciales de iluminación 13. Esto se produce con medios 11 para dividir el haz de rayos de iluminación, que para ello pueden disponer de una disposición de espejos/prismas adecuada. A este respecto, los



haces de rayos parciales de iluminación 13 se guían de tal modo que con respecto a la trayectoria del rayo de observación izquierda y derecha del microscopio quirúrgico el objeto a observar, en el presente caso el ojo de un paciente, se ilumina desde la misma dirección, desde la que también se produce la observación (iluminación de 0°).

5 Como puede deducirse por la parte izquierda de la figura, en el ejemplo representado están previstas trayectorias del rayo de observación tanto para un observador principal (HB) como para un observador secundario (MB). Los medios 11 para la división de la trayectoria del rayo de iluminación pueden estar dispuestos por ejemplo en la zona de un elemento de objetivo 10, pudiendo tratarse aquí por ejemplo también del objetivo principal de la unidad de observación.

10 Mediante un guiado limpio, de difracción limitada de los rayos para la iluminación y puntos de iluminación pequeños en el fondo del ojo del paciente (diámetro de aproximadamente 0,5 a 1,5 mm), con esta disposición se obtiene un "reflejo rojo" óptimo con un buen contraste al mismo tiempo. Además, esta disposición de iluminación reacciona de manera muy poco crítica a un giro del ojo del paciente durante la operación.

15 La superposición de haz de rayos de observación y haz de rayos parciales de iluminación 13 puede producirse por ejemplo con una trayectoria del rayo paralela sobre el elemento de objetivo 10 (el objetivo principal) a través de los medios 11, en cuyo caso se trata ventajosamente de prismas o espejos parcialmente transparentes.

20 Además en la unidad de iluminación está previsto un dispositivo 14 para modificar las secciones transversales del haz de rayo en forma de diafragma de iris. De este modo, en el rayo de iluminación 12 es posible variar el punto luminoso en el fondo del ojo del paciente.

25 En el presente ejemplo el haz de rayos de iluminación 12 se genera por una única fuente de luz (no representada) y a través de los medios 11 se divide en varios haces de rayos parciales de iluminación 13. Sin embargo, también es concebible utilizar varias fuentes de luz independientes entre sí, generando cada fuente de luz en cada caso al menos un haz de rayos parciales de iluminación 13.

30 En la figura 2 se esboza la construcción del sistema óptico para la iluminación de reflejo rojo. Visto desde una fuente de luz, en la unidad de iluminación 20 representada se utilizan 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 elemento cementado y menisco, un elemento de desviación 27, por ejemplo en forma de espejo divisor así como un elemento de objetivo 28, por ejemplo en forma de objetivo principal. Se iluminará un ojo 29 con fondo 30.

35 Desde el extremo de fibra del conductor de luz 21, con un colector 22 y una lente plano-convexa 23 se genera una imagen intermedia real. En el lugar de esta imagen intermedia puede colocarse un diafragma de apertura 25 por ejemplo en forma de diafragma perforado. Esta imagen intermedia real se sitúa en el plano focal delantero de un sistema óptico parcial de dos piezas compuesto por el objetivo principal 28 y el componente parcial 26 compuesto por elemento cementado con lente de menisco. Entonces, este sistema óptico parcial forma otra imagen intermedia virtual en el infinito, de modo que visto desde el ojo 29 el extremo de fibra del conductor de luz 21 se sitúa en el punto alejado. A consecuencia de ello, con un ojo derecho, el extremo de fibra del conductor de luz 21 se proyecta como punto de iluminación sobre el fondo 30.

45 La superficie luminosa efectiva del extremo de fibra del conductor de luz 21 puede ascender por ejemplo a 4,8 mm. El diámetro de la imagen intermedia en el diafragma de apertura 25 asciende entonces a 5,8 mm. Para el tamaño del punto de iluminación en el fondo 30 en el ejemplo mencionado se obtiene un diámetro de 1,5 mm.

50 Por medio de diafragmas perforados de posición bien definida, en el plano de imagen intermedia (diafragma de apertura) es posible generar los haces de rayos necesarios para la buena homogeneidad del reflejo rojo, coaxiales a los ejes de observación estereoscópicos, a la distancia de la base estereoscópica de los ejes de observación estereoscópicos. Los diafragmas perforados se proyectan en el fondo más pequeños con la misma escala que la imagen intermedia real del extremo de la fibra, concretamente,  $5,8 : 1,5 = 3,9 : 1$ , con respecto a la posición, es decir, la desviación lateral con 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 entonces el tamaño de los puntos de iluminación en el fondo y con ello, de manera decisiva, el buen contraste del reflejo rojo.

60 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.

65 El diafragma de campo luminoso 24 se sitúa en el punto focal anterior del componente parcial 26 compuesto por elemento cementado y lente de menisco. Por tanto, el diafragma de campo luminoso 24 se proyecta a través del componente parcial 26 en primer lugar virtualmente hacia el infinito y finalmente con el objetivo principal 28 sobre el plano del objeto situado en el plano focal delantero del objetivo principal.

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

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

5

Datos de sistema para sistema de iluminación de reflejo rojo

N.º	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
4	26,227	2,0	NSF6	12,2
5	-12,589	5,5	NSK2	13,6
6	6,6355	2,0	Aire	5,0
7	Plano	2,0	NSK2	5,0
8	Plano	1,9	Aire	Diafragma
9	Plano	13,1	Aire	Diafragma
10	-58,294	29,2	Aire	26,0
11	-28,387	5,0	NSK2	27,0
12	392,42	0,1	Aire	28,0
13	45,316	3,0	NSF6	29,0
14	-55,033	7,0	NSK2	29,0
15	Plano	40,0	Aire	Espejo
16	120,57	17,0	Aire	53,0
17	-79,719	10,5	NFK51	53,0
18	-244,06 188,3	5,1	NBAF4 Aire	53,0
19	8,0	6,0	BAK4	
20	Plano	15,4 Fondo	BK7	Modelo de ojo

La construcción del sistema óptico para la iluminación del entorno se esboza en la figura 3.

10

Una idea esencial consiste en que la iluminación del entorno puede derivarse sin componentes ópticos adicionales mediante una operación de conmutación sencilla a partir de la iluminación del reflejo rojo.

15

Por tanto, los componentes ópticos necesarios para la iluminación del entorno son idénticos menos el tamaño del diafragma de campo luminoso a los componentes ópticos de la iluminación de reflejo rojo según la figura 2, concretamente: conductor de luz 21, colector 22, diafragma de campo luminoso 24, componente óptico 26, por ejemplo en forma de componente parcial compuesto por elemento cementado y menisco, elemento de desviación 27, por ejemplo en forma de espejo divisor, así como elemento de objetivo 28, por ejemplo en forma de objetivo principal.

20

Con la conmutación de la iluminación de reflejo rojo a la iluminación del entorno se hacen girar la lente plano-convexa y el diafragma perforado (véase la figura 2). Además se sustituye un diafragma de campo luminoso pequeño por un diafragma de campo luminoso grande 24.

25

Ahora, con el colector 22 se ilumina por completo el diafragma de campo luminoso 24. El diafragma de campo luminoso 24 se encuentra como en el caso de la iluminación de reflejo rojo de manera invariable en el plano focal delantero del sistema óptico parcial 26 compuesto por elemento cementado y lente de menisco. Por tanto, el diafragma de campo luminoso 24 se proyecta virtualmente hacia el infinito, de modo que la imagen del diafragma de campo luminoso 24 como en el caso de la iluminación de reflejo rojo se sitúa mediante la proyección con el objetivo principal 28 a su vez en el plano de enfoque delantero del objetivo principal 28 y así en el plano del objeto de la observación.

30

El diámetro del diafragma de campo luminoso 24 asciende por ejemplo a 14 mm. De este modo puede conseguirse una iluminación del campo de visión máximo 31 en el plano del objeto de aproximadamente 62 mm. El aumento de

la escala con respecto a la iluminación de reflejo rojo puede explicarse mediante la distorsión de la imagen del campo luminoso.

5 La construcción óptica para la iluminación de reflejo rojo propuesta en este caso permite una actuación independiente sobre las trayectorias del rayo para la proyección de la pupila y del campo luminoso. Así, por ejemplo es posible adaptar la eficacia lumínica de manera óptima al tamaño del campo luminoso y es posible adaptar el tamaño de los puntos de iluminación en el fondo mediante la actuación específica sobre el diafragma de apertura.

10 En el caso de la iluminación del entorno se reduce la problemática óptica a la proyección del diafragma de campo luminoso iluminado de manera óptima.

15 Para la proyección de la pupila, debido a la construcción óptica, obligatoriamente se obtiene una imagen intermedia real del extremo de fibra cerca de la superficie frontal del objetivo principal. Habitualmente, en el caso de las iluminaciones utilizadas actualmente para la oftalmología también esta imagen intermedia real se encuentra en el espacio del objeto, esto es aproximadamente 50 mm por debajo del objetivo principal.

Los datos de sistema ópticos para la iluminación del entorno se enumeran en la tabla 2:

20 Datos de sistema para sistema de iluminación del entorno

N.º	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
4	26,227	2,0	NSF6	12,2
5	-12,589	5,5	NSK2	13,6
6	Plan	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	Plan	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 de visión		

25 También puede tener sentido poner a disposición del usuario al mismo tiempo una iluminación de reflejo rojo y del entorno. Esto puede producirse por ejemplo cementando la lente plano-convexa 23 entre el colector 22 y los diafragmas 24, 25 sobre un soporte transparente o configurándola por ejemplo como pieza de plástico moldeada por inyección (PMMA) con un borde de soporte transparente correspondiente. Los rayos, que atraviesan la lente plano-convexa 23, generan la iluminación de reflejo rojo, los rayos que atraviesan el soporte o borde de soporte, generan la iluminación del entorno.

30 Para al mismo tiempo generar la iluminación de reflejo rojo y del entorno, además resulta ventajoso diseñar el diafragma de apertura 25 (diafragma perforado) de una manera particular. En la figura 4 se representa un ejemplo de esto.

35 Según la figura 4 ventajosamente el diafragma de apertura 25 puede estar diseñado de tal modo que las aberturas 25a para la iluminación de reflejo rojo presenten por ejemplo una elevada transmisión y la zona 25b circundante una transmisión reducida (en el caso ideal, ajustable) para la iluminación del entorno.

Por ejemplo, esto puede realizarse a través de una pantalla LCD 25c transmisiva o reflectante, o a través de una pantalla DMD.

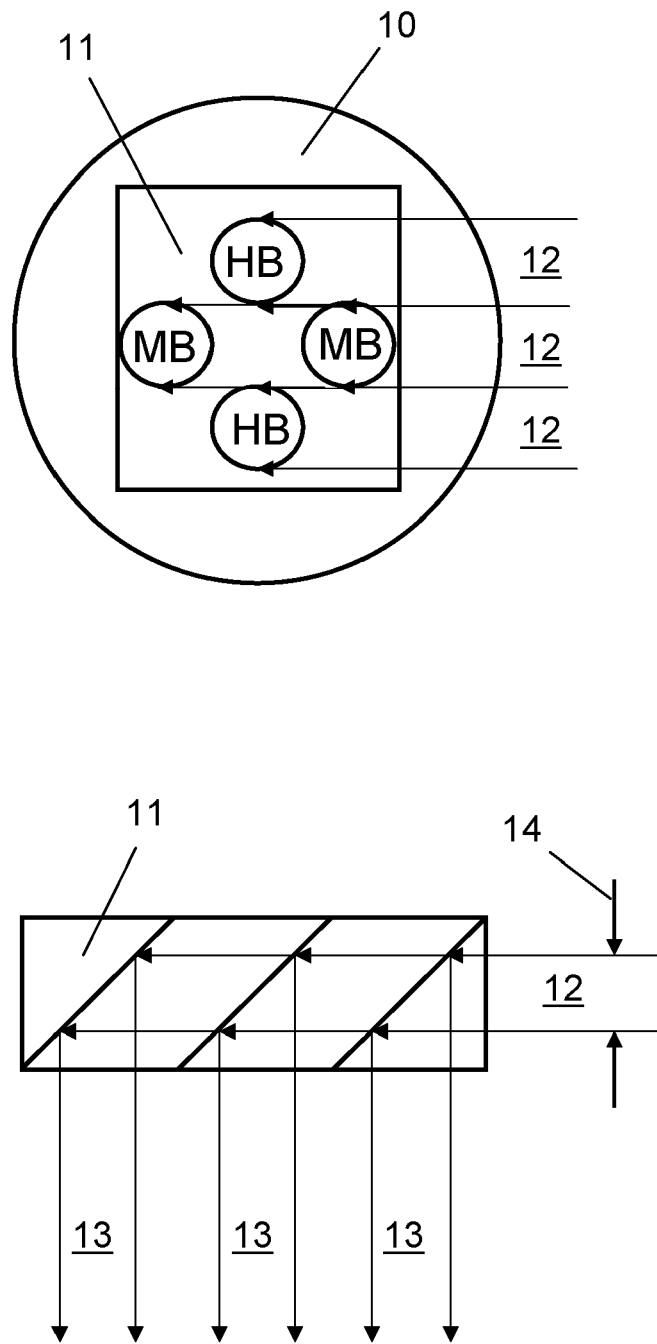
40 Lista de números de referencia

## ES 2 751 353 T3

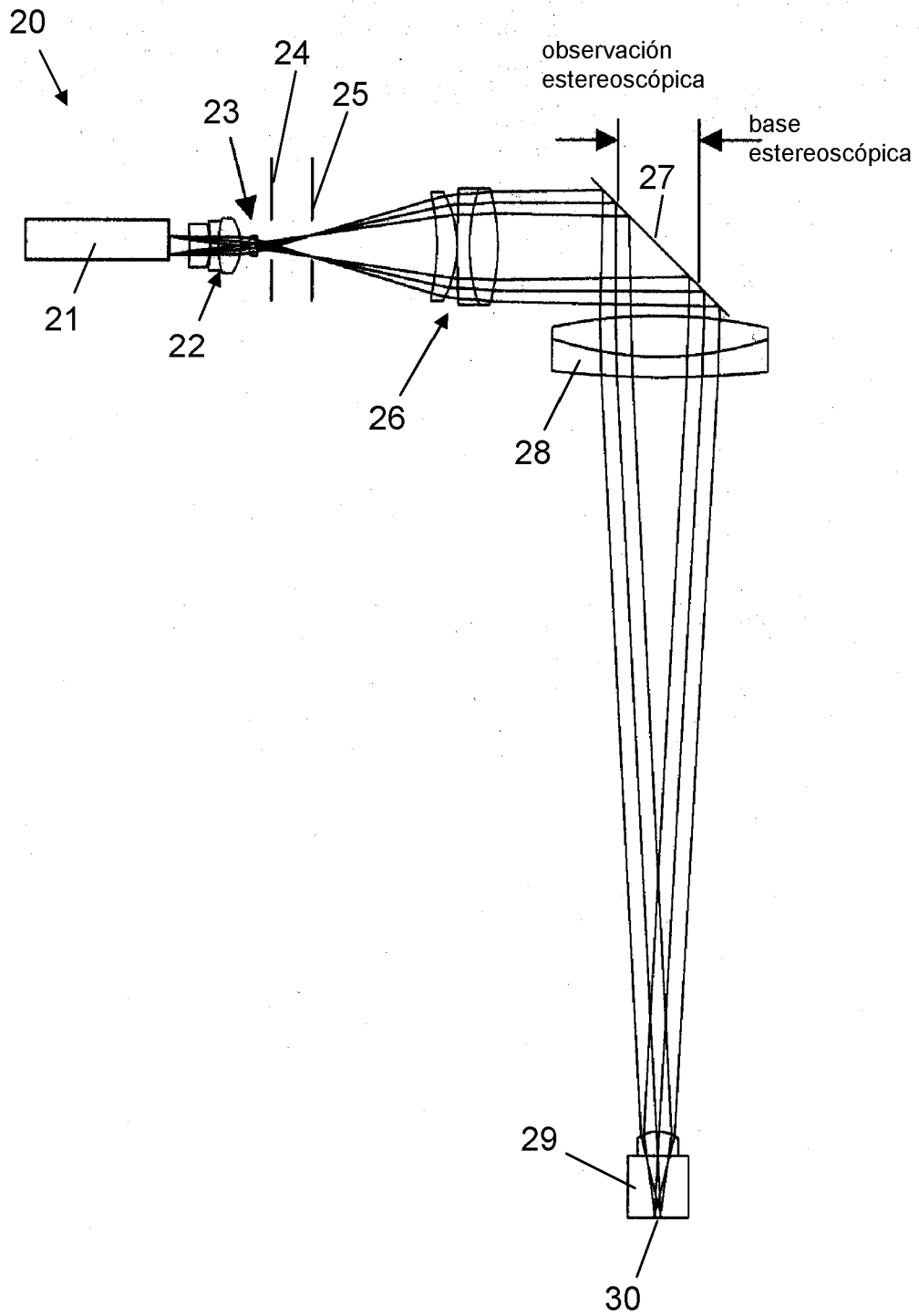
	10	elemento de objetivo
	11	medios para dividir el haz de iluminación
5	12	haz de rayos de iluminación
	13	haz de rayos parciales de iluminación
	14	dispositivo para modificar la sección transversal de haz de rayo
10	20	unidad de iluminación
	21	conductor de luz
15	22	colector
	23	lente plano-convexa
	24	diafragma de campo luminoso
20	25	diafragma de apertura
	25a	abertura
25	25b	zona circundante
	25c	pantalla
	26	componente óptico
30	27	elemento de desviación
	28	elemento de objetivo
35	29	ojo
	30	fondo
40	31	campo de visión

**REIVINDICACIONES**

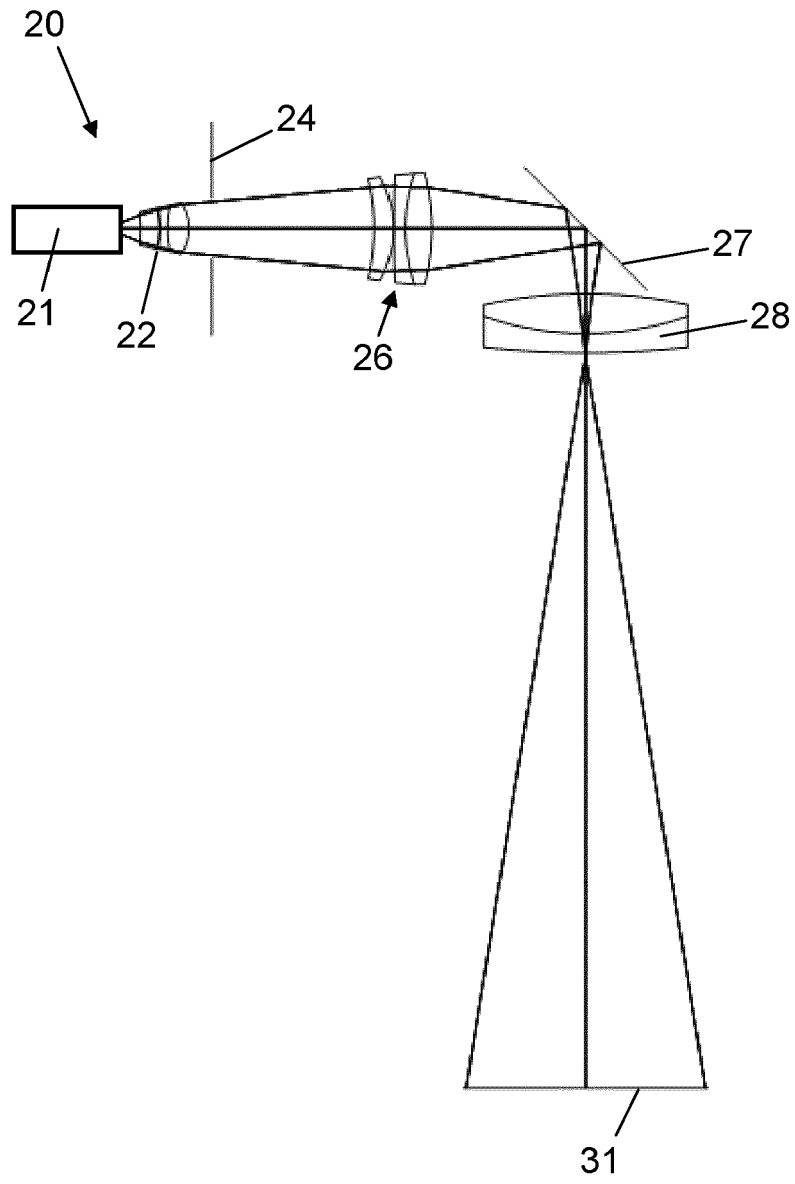
1. Microscopio quirúrgico para cirugía oftálmica, con dos trayectorias del rayo de observación estereoscópicas con, en cada caso, un haz de rayos de observación y con una unidad de iluminación, que presenta al menos una fuente de luz para generar dos haces de rayos de iluminación (12) para iluminar un ojo a observar, discurriendo los ejes ópticos de los haces de rayos de iluminación (12) de manera coaxial, es decir, con exactamente cero grados o en forma de iluminación oblicua próxima al eje con un ángulo menor de/igual a 2 grados con respecto a los ejes ópticos de los haces de rayos de observación, formando los haces de rayos de iluminación (12) dos puntos de iluminación en el fondo del ojo a observar, que se generan por medio de dos diafragmas perforados en el plano de imagen intermedia con un diafragma de apertura, presentando los puntos de iluminación una geometría redonda con un diámetro, y no superando el tamaño de los puntos de iluminación en el fondo 1 vez, preferiblemente 0,7 veces, más preferiblemente 0,5 veces, de manera especialmente preferida 0,3 veces el área de sección transversal de los haces de rayos de observación en el fondo.
2. Microscopio quirúrgico según la reivindicación, caracterizado por que los diámetros de los puntos de iluminación están configurados de tal modo que en el fondo del objeto a observar no superan 1,5 mm, preferiblemente 1,0 mm, de manera especialmente preferida 0,5 mm.
3. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 o 2, caracterizado por que la unidad de iluminación presenta un elemento de objetivo (10).
4. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado por que están previstos medios para, en cada caso, superponer un haz de rayos de observación y un haz de rayos parciales de iluminación (13) o el haz de rayos de iluminación (12).
5. Microscopio quirúrgico según la reivindicación 1, caracterizado por que está previsto al menos un dispositivo (14) para modificar la sección transversal del haz de los haces de rayos de iluminación (12) y/o de los haces de rayos parciales de iluminación (13).
6. Microscopio quirúrgico según la reivindicación 5, caracterizado por que el dispositivo (14) está configurado como diafragma, en particular diafragma de iris o diafragma discreto, como pantalla LCD, como DMD, como LCOS o como FLCOS.
7. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizado por que están previstas 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) o por que está prevista una única fuente de luz y por que están previstos medios (11) para dividir el haz de rayos de iluminación (12) de la fuente de luz en los dos o más haces de rayos parciales de iluminación (13).
8. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizado por que la al menos una fuente de luz está configurada como lámpara, en particular como lámpara halógena o lámpara de xenón, como láser, como radiador no térmico, como conductor de luz, en particular como haz de conductor de luz de fibras, como al menos un LED o al menos un OLED.
9. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado por que el microscopio quirúrgico presenta un elemento de objetivo principal, idéntico a un elemento de objetivo (10) de la unidad de iluminación, por que están previstos medios para, en cada caso, superponer un haz de rayos de observación y un haz de rayos parciales de iluminación (13) o haz de rayos de iluminación (12) y por que los medios para la superposición están dispuestos de tal modo que se produce una superposición de haz de rayos de observación y haz de rayos parciales de iluminación (13) o haz de rayos de iluminación (12) por encima del elemento de objetivo principal.
10. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado por que el microscopio quirúrgico presenta un elemento de objetivo principal, idéntico a un elemento de objetivo (10) de la unidad de iluminación, por que están previstos medios para, en cada caso, superponer un haz de rayos de observación y un haz de rayos parciales de iluminación (13) o haz de rayos de iluminación (12) y por que los medios para la superposición están dispuestos de tal modo que se produce una superposición de haz de rayos de observación y haz de rayos parciales de iluminación (13) o haz de rayos de iluminación (12) por debajo del elemento de objetivo principal.



**Fig. 1**

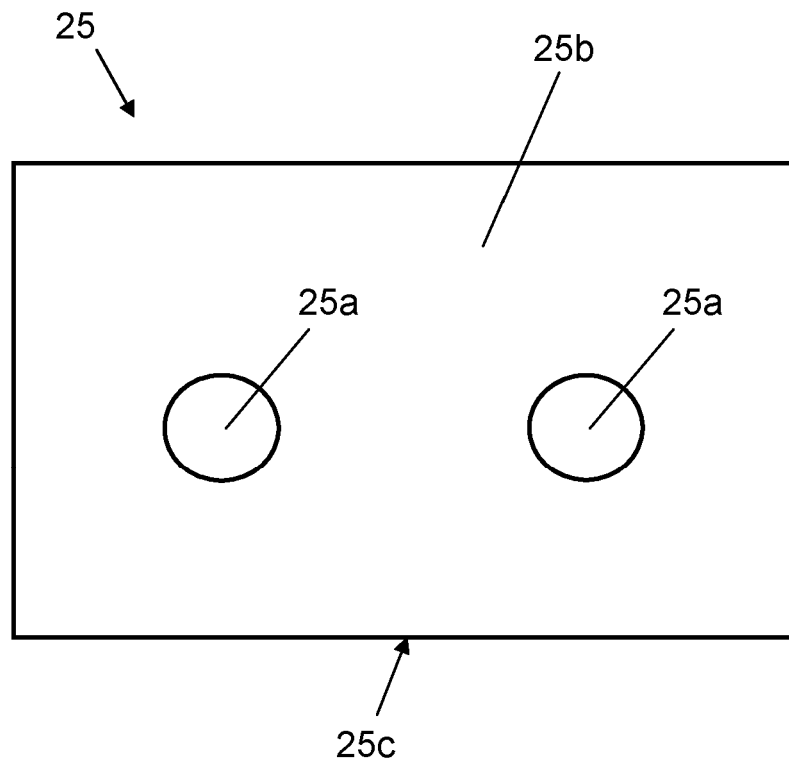


**Fig. 2**



**Fig. 3**





**Fig. 4**