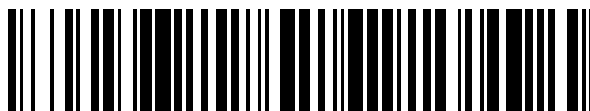


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 793 298**

51 Int. Cl.:

G02B 21/00 (2006.01)

G02B 27/00 (2006.01)

G02B 9/16 (2006.01)

G02B 13/14 (2006.01)

G02B 21/22 (2006.01)

G02B 21/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.02.2016 E 16154271 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.04.2020 EP 3064980**

54 Título: **Sistema óptico y microscopio quirúrgico**

30 Prioridad:

04.03.2015 DE 102015203844

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

13.11.2020

73 Titular/es:

**CARL ZEISS MEDITEC AG (100.0%)
Göschwitzer Strasse 51-52
07745 Jena , DE**

72 Inventor/es:

**HÖGELE, DR. ARTUR y
NOBIS, DR. THOMAS**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 793 298 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

Sistema óptico y microscopio quirúrgico

5 La invención se refiere a un microscopio quirúrgico con un sistema óptico para la representación de una zona de objeto con una trayectoria del rayo óptica en un plano de imagen de un sistema de adquisición de imágenes, con un primer módulo óptico atravesado por la trayectoria del rayo óptica y con un segundo módulo óptico dispuesto en el lado del primer módulo óptico, dirigido en sentido opuesto a la zona de objeto en la trayectoria del rayo óptica.

10 Por microscopio quirúrgico se entiende en el presente documento un sistema con una unidad de microscopio configurada preferiblemente como microscopio estereoscópico, montada en un estativo y que permite a un observador observar una zona quirúrgica con un aumento. La unidad de microscopio puede estar diseñada para visualizar la zona quirúrgica con una trayectoria del rayo de observación óptica. Sin embargo, también es posible prever una unidad de microscopio que muestre a un observador imágenes captadas de manera digital. Un ejemplo de un microscopio quirúrgico en el sentido de la invención es por ejemplo el sistema OPMI® Pentero® fabricado y distribuido por Carl Zeiss Meditec AG.

20 Por el documento US 4.786.155 se conoce un sistema óptico del tipo mencionado al inicio. Este sistema óptico está dispuesto en un microscopio quirúrgico que tiene un dispositivo para visualizar estructuras en la zona de objeto por medio de luz de una longitud de onda $\lambda \geq 620$ nm. Para la luz de esta longitud de onda el ojo humano presenta una sensibilidad relativamente baja. Sin embargo, en el cuerpo humano esta luz se dispersa o absorbe por la sangre arterial sólo en una medida reducida. El microscopio quirúrgico incluye un dispositivo de iluminación, con el que puede proporcionarse luz, que se encuentra en el rango espectral rojo e infrarrojo. En el microscopio quirúrgico, en el lado de un sistema de aumento afocal, dirigido en sentido opuesto a la zona de objeto, por encima del objetivo principal del microscopio en la trayectoria del rayo de observación izquierda y derecha hay un divisor de rayos, que lleva la luz de observación a una cámara, con la que puede detectarse luz en el rango espectral rojo e infrarrojo. El sistema óptico en el microscopio quirúrgico incluye un primer módulo óptico con un sistema de aumento afocal. Este sistema óptico presenta un segundo módulo óptico, que tiene una función de objetivo y que lleva una trayectoria del rayo que atraviesa el primer módulo óptico desde una zona de objeto al sensor de imágenes de la cámara.

30 El documento EP 2 051 051 A2 describe un sistema óptico con un primer módulo óptico y con un segundo módulo óptico, que incluye lentes desplazables. Así, la zona de objeto se capta a través de un filtro ajustable en diferentes rangos espectrales. La disposición de lentes desplazable sirve para la compensación dinámica de las aberraciones cromáticas del primer módulo óptico, que aparecen en los diferentes rangos espectrales.

35 En el documento EP 2 707 505 A2 se describe un microscopio para las ciencias biológicas con una lente objetivo plana-apocromática y una lente de tubo corregida de manera apocromática.

40 En particular, para examinar estructuras en una zona de objeto con colorantes fluorescentes, en el caso de los microscopios quirúrgicos es deseable que con un sistema de adquisición de imágenes no sólo pueda captarse la luz visible sino también la luz del rango espectral infrarrojo.

45 Para ello, los microscopios quirúrgicos convencionales presentan un sistema de adquisición de imágenes con diferentes cámaras, que están adaptadas al rango espectral visible e infrarrojo (véase por ejemplo el documento DE 10 2006 006 014 A1).

50 El objetivo de la invención es proporcionar un sistema óptico adecuado para su uso en un microscopio quirúrgico y con el que, con la misma distancia de objeto, es decir, con la misma distancia del sistema óptico con respecto a la zona de objeto, la imagen de la zona de objeto pueda proporcionarse no sólo en el rango espectral visible, sino también en el infrarrojo a un sistema de adquisición de imágenes con una buena calidad de la imagen.

Este objetivo se alcanza con el microscopio quirúrgico indicado en la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes se indican perfeccionamientos ventajosos de la invención.

55 La invención se basa en la idea de que, por regla general, los módulos ópticos empleados en los microscopios quirúrgicos, en particular los módulos ópticos con un objetivo principal de microscopio y con un sistema de zoom, son sistemas acromáticos. De este modo se garantiza que la desviación focal para la luz, cuya longitud de onda se sitúa en el rango de longitud de onda rojo ($\lambda \approx 640$ nm), y para la luz, cuya longitud de onda se sitúa en el rango de longitud de onda azul ($\lambda \approx 480$ nm), según la norma ISO/FDIS 19012-2 sea menor o igual a la profundidad de campo $\delta = n\lambda/2NA^2$ del módulo óptico, siendo n el índice de refracción del medio en el espacio de objeto (en aire se aplica: $n = 1$), NA la apertura numérica del objeto y $\lambda = 480$ nm o $\lambda = 640$ nm.

65 Sin embargo, este tipo de sistemas acromáticos, con respecto a las longitudes de onda indicadas en el presente documento, tienen para la luz situada en el rango espectral infrarrojo, por ejemplo para la luz con una longitud de onda $\lambda = 850$ nm, una aberración cromática longitudinal y también lateral considerables.

Para reducir estas aberraciones cromáticas longitudinales y laterales, la invención propone que el segundo módulo óptico en el sistema óptico esté configurado como un sistema que compense al menos parcialmente las aberraciones cromáticas longitudinales del primer módulo óptico que aparecen en el rango de longitud de onda de la luz de $625 \text{ nm} \leq \lambda \leq 850 \text{ nm}$. Con esta medida puede conseguirse que la zona de objeto por medio del sistema óptico también pueda examinarse con luz que se sitúe en el rango espectral infrarrojo y de infrarrojo cercano, sin que para ello tengan que ajustarse módulos ópticos en el sistema óptico para trayectos de desplazamiento largos. En particular, con esta medida puede conseguirse que la variación de la distancia del sistema óptico con respecto a la zona de objeto o un enfoque posterior del sistema óptico no lleve a que la imagen de la zona de objeto proporcionada al sistema de adquisición de imágenes en el rango de longitud de onda de la luz de $625 \text{ nm} \leq \lambda \leq 850 \text{ nm}$ pierda nitidez con respecto a una imagen de la zona de objeto con luz situada en el rango espectral visible.

A este respecto, el segundo módulo óptico en el sistema óptico puede tener un poder de refracción positivo. En particular, el segundo módulo óptico puede ser un objetivo, por ejemplo un objetivo para una cámara a color, que da lugar a una representación de la zona de objeto en el plano de imagen del sistema de adquisición de imágenes.

Como el segundo módulo óptico incluye al menos una lente que puede desplazarse en la trayectoria del rayo óptica con respecto al plano de imagen del sistema de adquisición de imágenes es posible compensar las aberraciones de la representación en el plano de imagen del sistema de adquisición de imágenes, que dependen de la longitud de onda de la luz empleada para observar la zona de objeto.

Para compensar las aberraciones de la representación en el plano de imagen del sistema de adquisición de imágenes, que dependen de la longitud de onda de la luz empleada para observar la zona de objeto también es posible prever en el sistema óptico una posibilidad de desplazamiento del segundo módulo óptico en conjunto para ajustar la longitud del trayecto óptica de la trayectoria del rayo óptica desde la zona de objeto al plano de imagen del sistema de adquisición de imágenes.

Según la invención, el segundo módulo óptico puede presentar una primera lente con poder de refracción positivo así como una segunda lente con poder de refracción negativo y una tercera lente con poder de refracción positivo. A este respecto, la primera lente con poder de refracción positivo y la segunda lente con poder de refracción negativo pueden juntarse en un elemento enmasillado. Entonces la primera lente del segundo módulo óptico se dirige en la mayor medida posible al primer módulo óptico en la trayectoria del rayo óptica. La tercera lente del segundo módulo óptico está dispuesta en este caso preferiblemente en el lado dirigido hacia el plano de imagen del sistema de adquisición de imágenes en la trayectoria del rayo óptica. A este respecto, las dos lentes con poder de refracción positivo están compuestas preferiblemente por un material con una dispersión parcial anómala.

Los cristales de las lentes con poder de refracción positivo en el segundo módulo óptico de un sistema óptico según la invención se sitúan en cada caso fuera de la denominada línea recta normal.

Según la invención, las dos lentes con poder de refracción positivo pueden estar compuestas en particular por los cristales N-FK58, N-FK51A, N-PK52A, N-PK51 de la empresa Schott, por los cristales S-FPL53, S-FPL-51, S-FPL51Y, S-FPM3 o también S-FPM2 de la empresa Ohara, o cristales con propiedades ópticas, correspondientes a las propiedades ópticas de los cristales mencionados anteriormente y que tienen una dispersión parcial relativa anómala.

La lente con poder de refracción negativo en el segundo módulo óptico está compuesta de manera conveniente por un material con un número de Abbe bajo, pero una dispersión parcial relativa lo más parecida posible tal como aparece en las lentes positivas. En un sistema óptico según la invención la lente con poder de refracción negativo en el segundo módulo óptico puede estar compuesta en particular por el cristal N-KZFS2, N-BK7 o N-SK11.

Combinaciones de cristales ventajosas para las dos lentes con poder de refracción positivo por un lado y la lente con poder de refracción negativo por el otro, en el segundo módulo óptico son en particular: S-FPL51/N-KZFS2, S-FPL53/NBK7 o N-PK51/N-SK11. Los cristales de la lente con poder de refracción negativo en el segundo módulo óptico en un sistema óptico según la invención pueden tener una dispersión parcial anómala, aunque no es obligatorio. Así, los cristales de la lente con poder de refracción negativo en el segundo módulo óptico en un sistema óptico según la invención pueden situarse también cerca de la línea recta normal.

La invención propone en particular que las diferencias de las dispersiones parciales de los dos tipos de cristal ΔP_{dc} y las diferencias de los números de Abbe Δv de los dos tipos de cristal entre sí se encuentren en una relación $|\Delta P_{dc}/\Delta v|$, para la cual se aplica que $|\Delta P_{dc}/\Delta v| \leq 0,1\%$, preferiblemente $|\Delta P_{dc}/\Delta v| \leq 0,03\%$.

El primer módulo óptico en el sistema óptico es un sistema acromático corregido preferiblemente para la luz con una longitud de onda $\lambda \approx 656 \text{ nm}$ y la luz con una longitud de onda $\lambda \approx 486 \text{ nm}$. Sin embargo, el primer módulo óptico también puede ser un sistema apocromático, que preferiblemente está corregido para la luz con una longitud de onda $\lambda \approx 656 \text{ nm}$ y la luz con una longitud de onda $\lambda \approx 486 \text{ nm}$ así como la luz con una longitud de onda $\lambda \approx 588 \text{ nm}$. El primer módulo óptico puede incluir en particular un sistema de zoom afocal.

Según la invención el segundo módulo óptico en el sistema óptico es un sistema apocromático o un sistema semiapocromático corregido preferiblemente para la luz con una longitud de onda $\lambda \approx 486$ nm, $\lambda \approx 588$ nm y $\lambda \approx 656$ nm.

Por sistema semiapocromático la invención entiende un sistema óptico, que tiene un poder de refracción positivo, en el que la desviación focal para la luz, cuya longitud de onda se sitúa en el rango de longitud de onda rojo ($\lambda \approx 640$ nm), y para la luz, cuya longitud de onda se sitúa en el rango de longitud de onda azul ($\lambda \approx 480$ nm), así como para la luz, cuya longitud de onda se sitúa en el rango de longitud de onda verde ($\lambda \approx 546$ nm), según la norma ISO/FDIS 19012-2 es menor o igual a 2,5 veces la profundidad de campo $\delta = n\lambda/2NA^2$, siendo n el índice de refracción del medio en el espacio de objeto, NA la apertura numérica del objeto y $\lambda \approx 480$ nm o $\lambda \approx 546$ nm o $\lambda \approx 640$ nm.

Por sistema apocromático la invención entiende un sistema óptico, que tiene un poder de refracción positivo, en el que la desviación focal para la luz, cuya longitud de onda se sitúa en el rango de longitud de onda rojo ($\lambda \approx 640$ nm), y para la luz, cuya longitud de onda se sitúa en el rango de longitud de onda azul ($\lambda \approx 480$ nm), así como para la luz, cuya longitud de onda se sitúa en el rango de longitud de onda verde ($\lambda \approx 546$ nm), según la norma ISO/FDIS 19012-2 es menor o igual a la profundidad de campo $\delta = n\lambda/2NA^2$, siendo n el índice de refracción del medio en el espacio de objeto, NA la apertura numérica del objeto y $\lambda \approx 480$ nm o $\lambda \approx 546$ nm o $\lambda \approx 640$ nm.

Resulta ventajoso que el microscopio quirúrgico presente una cámara a color configurada como cámara de 3 chips con sensores de imágenes dispuestos en el plano de imagen del sistema de adquisición de imágenes. De este modo es posible captar con la cámara a color la zona de objeto del microscopio quirúrgico con luz, cuya longitud de onda se sitúa en el rango espectral visible e infrarrojo. La invención también se extiende a un microscopio quirúrgico con un dispositivo de iluminación, que proporciona una trayectoria del rayo de iluminación, que sirve para excitar la fluorescencia de un colorante en la zona de objeto y que puede guiarse a través de un sistema de filtro para filtrar la luz, cuya longitud de onda corresponda a la longitud de onda de la luz fluorescente del colorante fluorescente, que entonces se detecta por la cámara en el microscopio quirúrgico.

A continuación se describirán ejemplos de realización ventajosos de la invención, representados esquemáticamente en los dibujos.

Muestran:

la figura 1, un microscopio quirúrgico con un sistema óptico para visualizar una zona de objeto en oculares y representar la zona de objeto en un plano de imagen de un sistema de adquisición de imágenes con una trayectoria del rayo óptica;

la figura 2, un primer módulo óptico en el sistema óptico del microscopio quirúrgico, que incluye un sistema de objetivo principal de microscopio y un sistema de zoom afocal;

la figura 3, una aberración cromática longitudinal dependiente de la longitud de onda λ de la luz, de este primer módulo óptico en el sistema óptico del microscopio quirúrgico;

la figura 4, un segundo módulo óptico configurado como objetivo de cámara en el sistema óptico del microscopio quirúrgico;

la figura 5, una aberración cromática longitudinal dependiente de la longitud de onda λ de la luz, del segundo módulo óptico en el sistema óptico; y

la figura 6, una aberración cromática longitudinal resultante del primer y del segundo módulo óptico en función de la longitud de onda λ de la luz.

El microscopio quirúrgico 10 mostrado en la figura 1 permite a un observador observar con un aumento una zona de objeto 12 en un ocular izquierdo y derecho 14l, 14r de un tubo binocular 15 con una trayectoria del rayo óptica estereoscópica 16l, 16r. En el microscopio quirúrgico 10 la luz procedente de la zona de objeto 12 se guía a través de un sistema óptico que incluye un primer módulo óptico 18 dispuesto en un cuerpo de base de microscopio 17 con un sistema de objetivo principal de microscopio 20 y un sistema de zoom afocal 22r y que tiene un segundo módulo óptico 24, que actúa como objetivo de cámara de un sistema de adquisición de imágenes en forma de cámara a color 26 con planos de imagen 27a, 27b, 27c, al que se proporciona la luz procedente de la trayectoria del rayo 16r a través de un divisor de rayos 28. En los planos de imagen 27a, 27b, 27c de la cámara a color 26 existe una disposición de prismas divisorios 25 y diferentes sensores de imágenes 29a, 29b, 29c, que sirven para detectar la luz diferente situada en el rango espectral rojo, verde y azul. El sensor de imágenes 29a configurado para la detección de luz en el rango espectral rojo permite también la detección de luz, cuya longitud de onda se sitúa en el rango espectral infrarrojo y de infrarrojo cercano, es decir, luz con una longitud de onda en el intervalo de 0,7 μ m a 5 μ m y luz, cuya longitud de onda ascienda a de 5 μ m a 50 μ m.

Alternativamente en particular también es posible configurar la disposición de prismas divisorios 25 de tal modo que con el sensor de imágenes 29c, configurado para la detección de luz en el rango espectral azul, también pueda detectarse luz, cuya longitud de onda se sitúe en el rango espectral infrarrojo y de infrarrojo cercano.

5 La trayectoria del rayo de observación 16l en el microscopio quirúrgico atraviesa un sistema de zoom 22l, que corresponde a la estructura del sistema de zoom 22r.

10 El microscopio quirúrgico 10 está montado en un estativo (no mostrado), que tiene brazos articulados ajustables. En el estativo el microscopio quirúrgico 10 puede desplazarse sobre la zona de objeto 12 mediante ajuste de los brazos articulados.

15 El microscopio quirúrgico 10 incluye un dispositivo de iluminación 30 con una fuente de luz 32 y un sistema óptico de iluminación 34 que puede atravesar la luz de la fuente de luz 32, que proporciona una trayectoria del rayo de iluminación 36 con la que puede iluminarse la zona de objeto 12.

20 El dispositivo de iluminación 30 está configurado para excitar uno o varios colorantes como por ejemplo el colorante verde de indocianina (ICG), el colorante 5ALA o el colorante protoporfirina IX para producir su fluorescencia. Para ello, con la fuente de luz 32 del dispositivo de iluminación 30 se proporciona luz, cuya longitud de onda se sitúa en el rango espectral azul. Para evitar que en la trayectoria del rayo de iluminación 36 se guíe luz hacia la zona de objeto 12, cuya longitud de onda corresponda a la longitud de onda de la luz del colorante dispuesto en la zona de objeto 12 y excitado para producir su fluorescencia, en el dispositivo de iluminación 30 existe un filtro de excitación de fluorescencia 40, que según la doble flecha 38 puede introducirse en la trayectoria del rayo de iluminación 36 para filtrar el rango espectral de la luz de iluminación, que se libera con la fluorescencia de un colorante excitado para producir su fluorescencia en la zona de objeto 12.

25 Para que a un observador y a la cámara a color 26 en el modo operativo de fluorescencia del microscopio quirúrgico 10 sólo se les pueda proporcionar la luz fluorescente liberada por un colorante fluorescente en la zona de objeto 12, el sistema óptico en el microscopio quirúrgico 10 incluye elementos de filtro ajustables 42, que según la doble flecha 44 pueden disponerse en el lado de los sistemas de zoom dirigido en sentido opuesto a la zona de objeto en las trayectorias del rayo de observación estereoscópicas 16l, 16r. Por medio de los elementos de filtro 42 puede garantizarse que la luz con una longitud de onda de la luz excitada para producir su fluorescencia no llegue a los oculares 14l, 14r del tubo binocular 15 y a la cámara a color 26.

35 La figura 2 muestra el primer módulo óptico 18 en el sistema óptico del microscopio quirúrgico 10. El sistema de objetivo principal del microscopio 20 es un elemento enmasillado con las superficies de eficacia óptica 101, 102 y 103. El sistema de zoom afocal 22r tiene cuatro elementos 110, 112, 114, 116. Los elementos 110, 116 del sistema de zoom 22r tienen un poder de refracción positivo y en cada caso están configurados como elementos enmasillados. Los elementos 112, 114 en el sistema de zoom afocal 22r están dispuestos de manera desplazable. El elemento 112 está realizado en este caso también como elemento enmasillado. El sistema de zoom 22r tiene las superficies de eficacia óptica 120, 121, 123, 124, 125, 126, 127, 128, 129, 130 y 131.

40 El módulo óptico 18 es un sistema acromático, que con respecto a la luz con una longitud de onda $\lambda = 656$ nm (línea C) compensa completamente la aberración cromática longitudinal CHL del frente de onda para la luz con una longitud de onda $\lambda = 486$ nm (línea F), es decir, $CHL_{FC}^{18} = 0$.

45 La figura 3 muestra la aberración cromática longitudinal CHL_{xC}^{18} relativa a la línea C, dependiente de la longitud de onda λ de la luz (línea x), de este primer módulo óptico en el sistema óptico del microscopio quirúrgico.

50 La estructura del sistema óptico en el microscopio quirúrgico 10 se basa en la idea de que la aberración cromática longitudinal CHL_{xC}^{18} relativa a la línea C, dependiente de cualquier longitud de onda de la luz (línea x), del frente de onda con respecto a la línea C puede estimarse con una buena aproximación como sigue:

$$CHL_{xC}^{18} = \alpha_{xC} \cdot \sum_i \frac{1}{2} y_i^2 \cdot \varphi_i + \sum_i \beta_{xC,i} \cdot \frac{1}{2} y_i^2 \cdot \frac{\varphi_i}{v_i}$$

55 designando α_{xC} el incremento de la línea recta normal relativa a la línea C para la luz con una longitud de onda x, $\beta_{xC,i}$ la distancia de un cristal específico de una lente i con respecto a esta línea recta normal, y_i las alturas del rayo de borde, v_i los números de Abbe de los materiales $v = (n_d - 1)/(n_F - n_C)$, y φ_i los poderes de refracción de las lentes i.

60 Los inventores han encontrado que, cuando en el módulo óptico 18 para la acromatización sólo se emplean cristales normales (es decir, $\beta_{xC,i} = 0$), las aberraciones cromáticas longitudinales en la línea C para la luz con una longitud de onda $\lambda = 588$ nm (línea d) y $\lambda = 850$ nm (línea s) con

$$CHL_{dc}^{18} = \alpha_{dc} \cdot \sum_i \frac{1}{2} y_i^2 \cdot \varphi_i \quad \alpha_{dc} = +0,00046173$$

$$CHL_{sc}^{18} = \alpha_{sc} \cdot \sum_i \frac{1}{2} y_i^2 \cdot \varphi_i \quad \alpha_{sc} = -0,002304493$$

5 tienen la siguiente relación entre sí:

$$\frac{CHL_{sc}}{CHL_{dc}} = \frac{\alpha_{sc}}{\alpha_{dc}} \approx -5$$

10 Es decir, en el módulo óptico 18, las aberraciones cromáticas para la luz en el infrarrojo cercano y en el infrarrojo son aproximadamente 5 veces más grandes que en el rango espectral visible, sin embargo, el signo de estas aberraciones cromáticas es opuesto al signo de las aberraciones cromáticas en el rango espectral visible.

15 El segundo módulo óptico 24 en el sistema óptico del microscopio quirúrgico 10 sirve para reducir la aberración cromática de la imagen proporcionada a la cámara a color 26, de la zona de objeto en el infrarrojo cercano y en el infrarrojo. Esto se consigue porque las aberraciones cromáticas del grupo óptico 24 están compensadas por completo preferiblemente para luz con una longitud de onda $\lambda = 656$ nm (línea C), $\lambda = 588$ nm (línea d) y $\lambda = 486$ nm (línea F) al mismo tiempo. La aberración cromática del módulo óptico 24 para la longitud de onda $\lambda = 850$ nm (línea s) tiene entonces concretamente un signo opuesto para la aberración cromática correspondiente del módulo óptico 18. Esto tiene como consecuencia que la aberración cromática en el infrarrojo cercano y en el infrarrojo del módulo óptico 18 se anule al menos parcialmente por la aberración cromática del módulo óptico 24 en el infrarrojo cercano y en el infrarrojo. Como el módulo óptico 18 y el módulo óptico 24 están compensados en cada caso completamente para la luz en el rango espectral visible, entonces, mediante la combinación del módulo óptico 18 con el módulo óptico 24 en el sistema óptico del microscopio quirúrgico 10 a la cámara a color 26 puede proporcionarse una imagen, que en el rango espectral visible tampoco tiene aberraciones cromáticas.

25 La figura 4 muestra el segundo módulo óptico 24 en el sistema óptico del microscopio quirúrgico 10. El módulo óptico 24 tiene un poder de refracción positivo. Incluye tres lentes 200, 202 y 204. Las lentes 200, 202 forman un elemento enmasillado, que tiene un poder de refracción positivo. El poder de refracción de la lente 204 es positivo. Las lentes 200 y 204 están compuestas por un material de lente, cuya dispersión parcial en el rango espectral visible es anómala. La lente 202 en el elemento enmasillado está compuesta por uno de los materiales mencionados anteriormente, adaptado al material de las lentes positivas. El módulo óptico 24 tiene las superficies de eficacia óptica 206, 207, 208, 209 y 210. Se trata de un sistema apocromático de dos partes, que con respecto a la luz con una longitud de onda $\lambda = 656$ nm (línea C) compensa por completo la aberración cromática longitudinal CHL^{24} del frente de onda para la luz con una longitud de onda $\lambda = 486$ nm (línea F) y para la luz con una longitud de onda $\lambda = 588$ nm (línea d), es decir y $CHL_{fc}^{24} = 0$ y $CHL_{dc}^{24} = 0$. Esto se garantiza mediante la elección del cristal mencionada anteriormente.

35 La figura 5 muestra la aberración cromática longitudinal CHL_{xc}^{24} relativa a la línea C, dependiente de la longitud de onda λ de la luz (línea x), de este segundo módulo óptico 24 en el sistema óptico del microscopio quirúrgico 10.

Los inventores han encontrado que el error residual del sistema apocromático de dos partes en el infrarrojo cercano con luz con una longitud de onda $\lambda = 852$ nm (línea s) puede estimarse con una buena aproximación como sigue:

$$40 \quad CHL_{sc,Apo} = \frac{1}{2} \cdot y_0^2 \cdot \varphi \cdot \frac{\Delta P_{sc}}{\Delta v}$$

siendo y_0 la altura del rayo de borde y φ el poder de refracción del sistema apocromático de dos partes. La magnitud ΔP_{sc} describe la diferencia de las dispersiones parciales relativas de los dos tipos de cristal utilizados en el rango de longitud de onda entre la línea s y la línea C, la magnitud Δv describe la diferencia de los números de Abbe de los dos cristales.

45 Como puede deducirse por la siguiente tabla, los valores de la magnitud $\Delta P_{sc}/\Delta v$ para algunos de los pares de cristales mencionados anteriormente varían entre +0,00051 y +00042.

Tabla para los valores de la magnitud $\Delta P_{sc}/\Delta v$ para diferentes pares de cristales

Par de cristales	ΔP_{sc}	Δv	$\Delta P_{sc}/\Delta v$
S-FPL51 / N-KZFS2	0,01410	27,54	0,000512
S-FPL53 / N-BK7	0,01290	30,78	0,000419
N-PK51 / N-SK11	0,00760	16,18	0,000470

ES 2 793 298 T3

5 La invención aprovecha las variaciones de los valores de la magnitud $\Delta P_{sc}/\Delta v$ para diferentes tipos de cristal para, de este modo, mediante una elección adecuada de los tipos de cristal de las lentes 200, 202, 204 en el módulo óptico 24 compensar al menos parcialmente la aberración cromática longitudinal CHL_{xc} del primer módulo óptico 18. Para ello, para la aberración cromática longitudinal del segundo módulo óptico en el rango espectral infrarrojo se establece un margen con un signo opuesto al signo de la aberración cromática longitudinal del primer módulo óptico.

10 La figura 6 muestra la aberración cromática longitudinal resultante CHL_{xc}^{18+24} del primer módulo óptico 18 y del segundo módulo óptico 24 en función de la longitud de onda λ de la luz.

Así, en el sistema óptico del microscopio quirúrgico 10 el segundo módulo óptico 24 compensa la aberración cromática longitudinal del primer módulo óptico 18 menos un error residual, que no produce ningún efecto para la representación de la zona de objeto 12 con luz en el rango espectral infrarrojo en el sensor de imágenes de la cámara.

15 En las siguientes tablas se indica un ejemplo de diseño para el primer módulo óptico 18 y el segundo módulo óptico 24 en el sistema óptico del microscopio quirúrgico 10:

Tabla módulo óptico 18

Superficie con efecto óptico	Radio r/mm	Espesor o espacio de aire d/mm	Diámetro libre d_f /mm	Medio (tipo de cristal)
12	Objeto	195.154	25	AIR
101	187.4	2	25	BAF3
102	75.6	8	25	CAF2
103	-111.5	12.407		AIR
120	32.181	1.2	12	S-NBH8
121	16.404	2.2	12	S-PHM53
123	-180.98	0.986	12	AIR
124	-19.376	1.4	7	N-SF6
125	-9.183	1	7	N-SK16
126	41.591	1.6	7	AIR
127	-41.591	1	7	N-SK16
128	41.591	29.808	7	AIR
129	180.98	2.2	12	S-PHM53
130	-16.404	1.2	12	S-NBH8
131	-32.181	2		AIR

20

Tabla módulo óptico 24

Superficie con efecto óptico	Radio r/mm	Espesor o espacio de aire d/mm	Diámetro libre d_f /mm	Medio (tipo de cristal)
205	Pupila	10-60	12	AIR
206	33.978	3	12	S-FPL51
207	-18.260	1.5	12	N-KZFS2
208	56.630	0.1	12	AIR
209	25.489	2	12	S-FPL51
210	732.328	46.65	12	AIR
211	Imagen			

En este caso se aplica:

25

Medio (tipo de cristal)	Índice de refracción n_e con 546 nm	Número de Abbe v_e con 546 nm
BAF3	1.585650	46.17
CAF2	1.434966	94.69
S-NBH8	1.725384	34.47
S-PHM53	1.605199	65.15
N-SF6	1.812659	25.16
N-SK16	1.622863	60.08
S-FPL51	1.498454	81.14
N-KZSF2	1.560823	53.83
AIR	1	-

5 Cabe indicar que como material de lente para las lentes de dispersión parcial anómala en el segundo módulo óptico en principio también los cristales N-FK58, N-FK51A, N-PK52A, N-PK51 de la empresa Schott, los cristales S-FPL53, S-FPL-51, S-FPL51Y, S-FPM3 o también S-FPM2 de la empresa Ohara, o los cristales con propiedades ópticas, que se correspondan con las propiedades ópticas de los cristales mencionados anteriormente y que tengan una dispersión parcial anómala.

10 Cabe indicar que el sistema de objetivo principal de microscopio 20 en el microscopio quirúrgico 10 descrito anteriormente en principio también puede estar configurado como objetivo principal de microscopio enfocable. El diseño del módulo óptico 24 según la tabla indicada anteriormente garantiza que también al enfocar el objetivo principal del microscopio en los planos de imagen 27a, 27b y 27c en cada caso se genere una imagen de la zona de objeto 12 que no sólo no pierde nitidez para la luz en el rango espectral visible, sino también para la luz en el infrarrojo cercano, sin que para ello sea necesario un desplazamiento del módulo óptico 24 en conjunto o de las lentes en este módulo óptico en la trayectoria del rayo 16r.

15 En resumen, en particular, cabe señalar lo siguiente: la invención se refiere a un sistema óptico para la representación de una zona de objeto 12 con una trayectoria del rayo óptica 16r, 16r' en un plano de imagen 27a, 27b, 27c de un sistema de adquisición de imágenes. El sistema óptico incluye un primer módulo óptico 18 atravesado por la trayectoria del rayo óptica 16r y un segundo módulo óptico 24 dispuesto en el lado del primer módulo óptico 18, dirigido en sentido opuesto a la zona de objeto 12 en la trayectoria del rayo óptica 16r. El segundo módulo óptico 24 está configurado como sistema que compensa al menos parcialmente las aberraciones cromáticas longitudinales del primer módulo óptico 18 que aparecen en el rango de longitud de onda de la luz de $625 \text{ nm} \leq \lambda \leq 850 \text{ nm}$.

Lista de números de referencia

10	microscopio quirúrgico
12	zona de objeto
14l	ocular izquierdo
14r	ocular derecho
15	tubo binocular
16l	trayectoria del rayo izquierda
16r	trayectoria del rayo derecha
16r'	trayectoria del rayo derecha
17	cuerpo de base de microscopio
18	primer módulo óptico
20	sistema de objetivo principal de microscopio
22l, 22r	sistema de zoom
24	segundo módulo óptico
25	disposición de prismas divisorios
26	cámara a color
27a, b, c	planos de imagen
28	divisor de rayos
29a, b, c	sensores de imágenes
30	dispositivo de iluminación
32	fuentes de luz
34	sistema óptico de iluminación
36	trayectoria del rayo de iluminación
38	doble flecha
40	filtro de excitación de fluorescencia
42	elemento de filtro
44	doble flecha
101, 102, 103	superficie con efecto óptico
110, 112, 114, 116	elemento
120, 121, 123, 124, 125, 126, 127, 128, 129, 130, 131	superficie con efecto óptico
200, 202, 204	lente
205	pupila
206, 207, 208, 209, 210	superficie con efecto óptico
211	imagen

REIVINDICACIONES

1. Microscopio quirúrgico con un sistema óptico para la representación de una zona de objeto (12) con una trayectoria del rayo óptica (16r) en un plano de imagen (27a, 27b, 27c) de un sistema de adquisición de imágenes,
- 5 con un primer módulo óptico (18) atravesado por la trayectoria del rayo óptica (16r); y
- con un segundo módulo óptico (24) dispuesto en el lado del primer módulo óptico (18), dirigido en sentido opuesto a la zona de objeto (12) en la trayectoria del rayo óptica (16r), en el que
- 10 el segundo módulo óptico (24) está configurado como sistema que compensa al menos parcialmente las aberraciones cromáticas longitudinales del primer módulo óptico (18) que aparecen en el rango de longitud de onda de la luz de $625 \text{ nm} \leq \lambda \leq 850 \text{ nm}$,
- 15 caracterizado por que
- el primer módulo óptico (18) es un sistema acromático, que está corregido para la luz con una primera longitud de onda y una segunda longitud de onda, situándose la primera longitud de onda en el rango de longitud de onda $\lambda \approx 486 \text{ nm}$ y la segunda longitud de onda en el rango de longitud de onda $\lambda \approx 656 \text{ nm}$ y en el que para la acromatización sólo se emplean cristales normales, para los cuales las aberraciones cromáticas para la luz en el infrarrojo cercano y en el infrarrojo son aproximadamente 5 veces más grandes que en el rango espectral visible, en el que
- 20 el signo de las aberraciones cromáticas en el infrarrojo cercano y en el infrarrojo es opuesto al signo de las aberraciones cromáticas en el rango espectral visible y
- 25 el segundo módulo óptico (24) es un sistema apocromático o sistema semiapocromático corregido para la luz con la primera longitud de onda, situada en el rango de longitud de onda $\lambda \approx 486 \text{ nm}$, y para la luz con la segunda longitud de onda, situada en el rango de longitud de onda $\lambda \approx 656 \text{ nm}$, así como para la luz con una tercera longitud de onda, situada en el rango de longitud de onda $\lambda \approx 588 \text{ nm}$.
- 30 2. Microscopio quirúrgico según la reivindicación 1, caracterizado por que el segundo módulo óptico (24) presenta una primera lente (200) con poder de refracción positivo e incluye una segunda lente (202) con poder de refracción negativo así como una tercera lente (204) con poder de refracción positivo, en el que
- 35 la primera lente (200) está fabricada de un primer material de cristal y la segunda lente (202) está fabricada de un segundo material de cristal y la tercera lente (204) está fabricada del primer o un tercer material de cristal, en el que las diferencias ΔP_{dc} de las dispersiones parciales del primer material de cristal o del tercer material de cristal con respecto a la dispersión parcial del segundo material de cristal y las diferencias Δv de los números de Abbe del primer material de cristal o del tercer material de cristal con respecto al número de Abbe del segundo material de cristal entre sí se encuentran en una relación $|\Delta P_{dc}/\Delta v|$, para la cual se aplica: $|\Delta P_{dc}/\Delta v| \leq 0,1\%$.
- 40 3. Microscopio quirúrgico según la reivindicación 2, caracterizado por que las diferencias ΔP_{dc} de las dispersiones parciales del primer material de cristal o del tercer material de cristal con respecto a la dispersión parcial del segundo material de cristal y las diferencias Δv de los números de Abbe del primer material de cristal o del tercer material de cristal con respecto al número de Abbe del segundo material de cristal entre sí se encuentran en una relación $|\Delta P_{dc}/\Delta v|$, para la cual se aplica: $|\Delta P_{dc}/\Delta v| \leq 0,03\%$.
- 45 4. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 2 a 3, caracterizado por que la primera lente (200) con poder de refracción positivo y la segunda lente (202) con poder de refracción negativo se juntan en un elemento enmasillado, y/o por que la primera lente (200) del segundo módulo óptico (24) se dirige hacia el primer módulo óptico (18) en la trayectoria del rayo óptica, y/o por que la tercera lente (204) del segundo módulo óptico (24) está dispuesta en el lado dirigido hacia el plano de imagen del sistema de adquisición de imágenes, en la trayectoria del rayo óptica.
- 50 5. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 2 a 4, caracterizado por que la primera lente (200) del segundo módulo óptico (24) y/o la tercera lente (204) está fabricada de un material de lente que tiene una dispersión parcial anómala.
- 55 6. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado por que el primer módulo óptico (18) incluye un sistema de zoom afocal.
- 60 7. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado por que el segundo módulo óptico (24) tiene un poder de refracción positivo.

8. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizado por que el segundo módulo óptico (24) es un objetivo que da lugar a una representación de la zona de objeto (12) en el plano de imagen (27a, 27b, 27c) del sistema de adquisición de imágenes.
- 5 9. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado por que el segundo módulo óptico (24) incluye al menos una lente (200, 2,2, 204) que puede desplazarse en la trayectoria del rayo óptica (16r) con respecto al plano de imagen (27a, 27b, 27c) del sistema de adquisición de imágenes.
- 10 10. Microscopio quirúrgico según la reivindicación 9, caracterizado por un segundo módulo óptico (24) dispuesto de manera desplazable para ajustar la longitud del trayecto óptica de la trayectoria del rayo óptica (16r) desde la zona de objeto (12) al plano de imagen (27a, 27b, 27c) del sistema de adquisición de imágenes.
- 15 11. Microscopio quirúrgico según una de las reivindicaciones 1 a 10, caracterizado por una cámara a color (26) configurada como cámara de 3 chips con sensores de imágenes dispuestos en el plano de imagen del sistema de adquisición de imágenes.
- 20 12. Microscopio quirúrgico según la reivindicación 11, caracterizado por un dispositivo de iluminación (30) con una trayectoria del rayo de iluminación (36), que sirve para excitar la fluorescencia de un colorante en la zona de objeto (12) y que puede guiarse a través de un sistema de filtro para filtrar la luz, cuya longitud de onda corresponde a la longitud de onda de la luz fluorescente del colorante fluorescente.

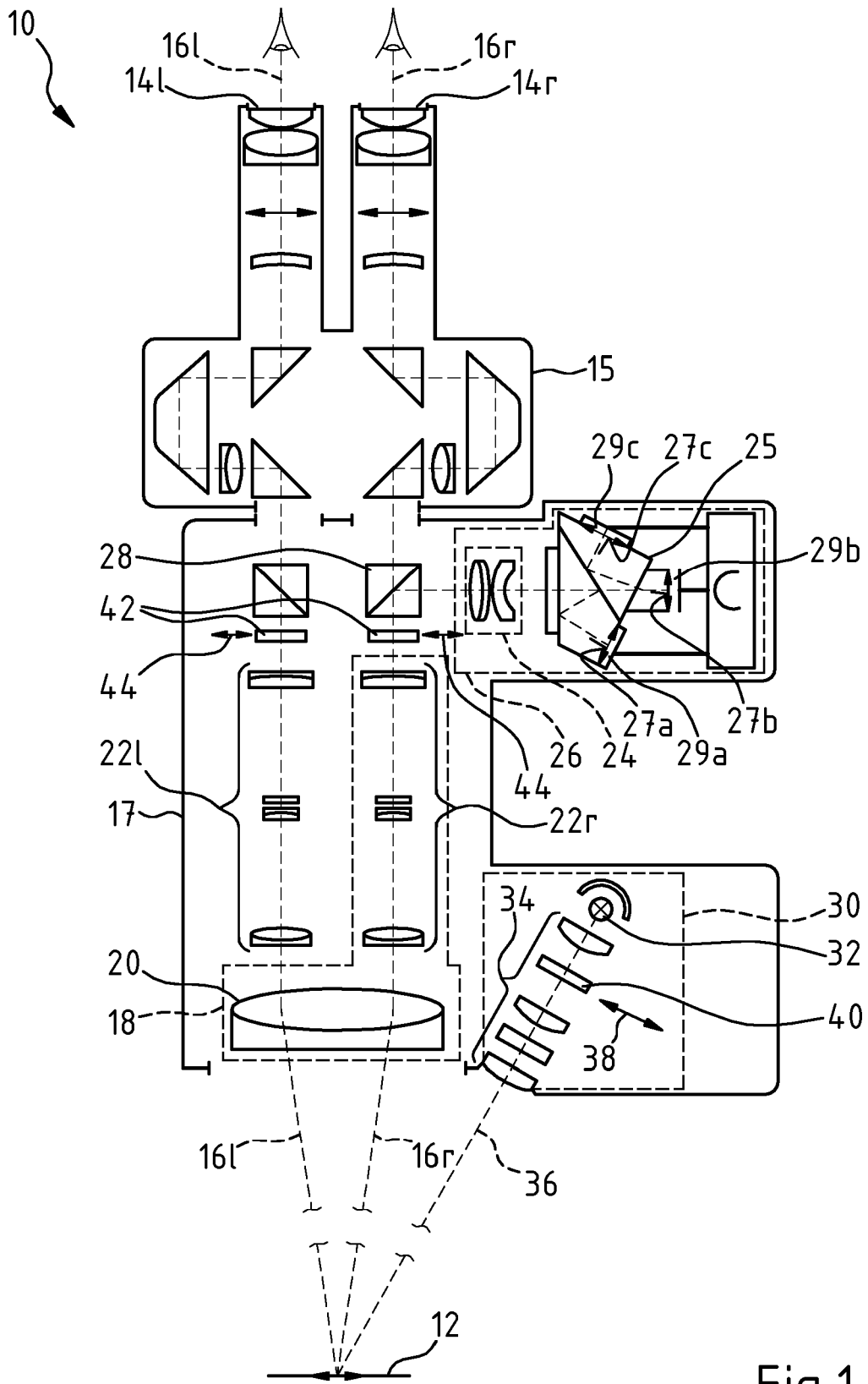


Fig.1

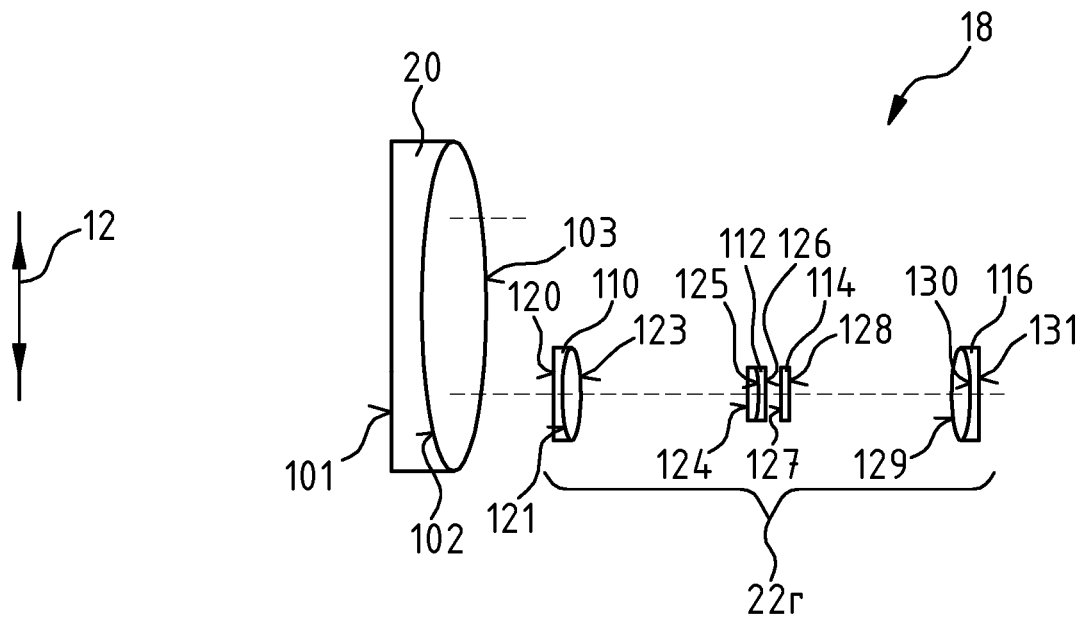


Fig.2

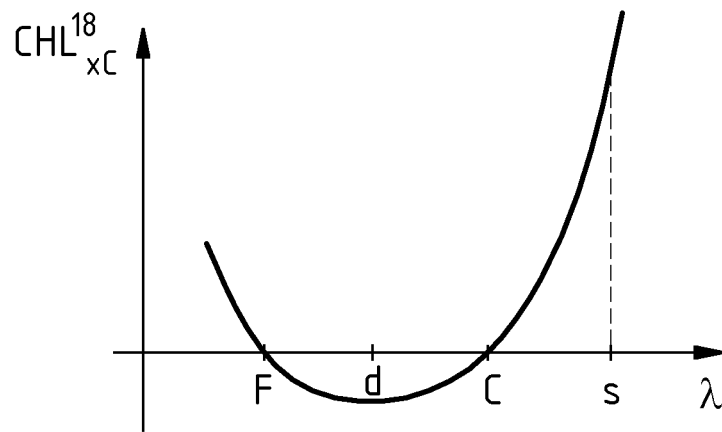


Fig.3

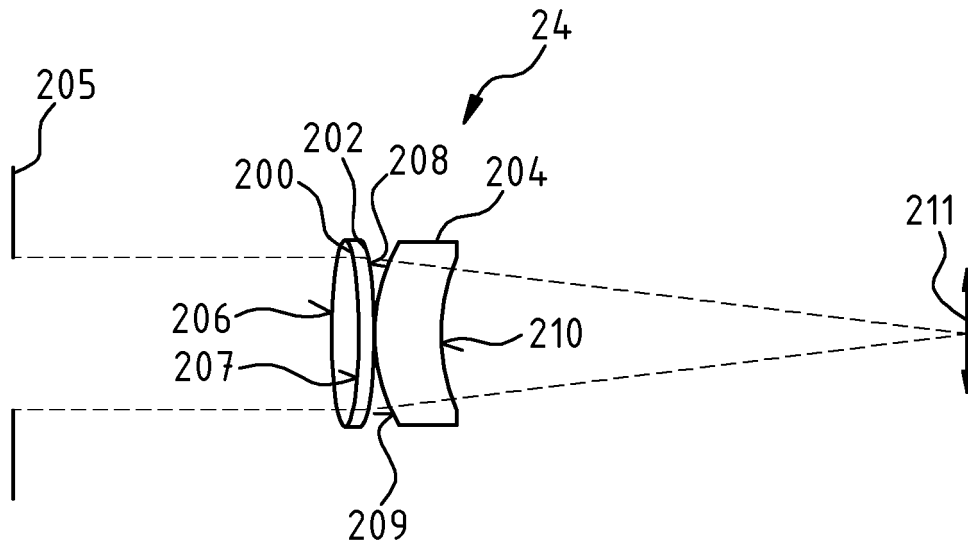


Fig.4

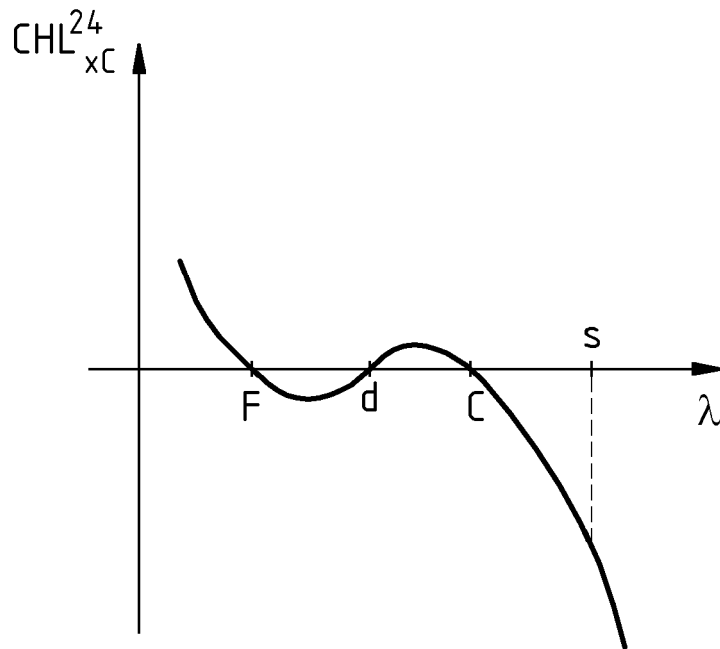


Fig.5

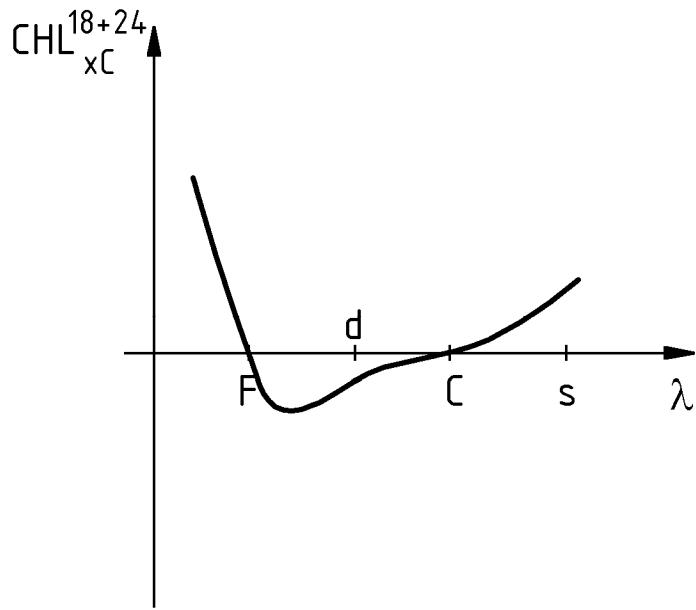


Fig.6