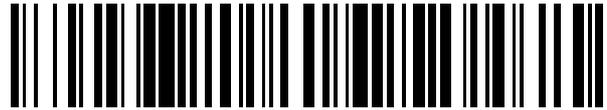


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 563 284**

51 Int. Cl.:

G02B 21/00 (2006.01)

G02B 21/22 (2006.01)

G02B 27/14 (2006.01)

H01L 27/146 (2006.01)

G02B 21/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.12.2009 E 09015577 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.12.2015 EP 2199842**

54 Título: **Microscopio quirúrgico para observar una fluorescencia infrarroja y método correspondiente**

30 Prioridad:

17.12.2008 DE 102008062650

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

14.03.2016

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**JESS, HELGE;
QUENDT, DIETER;
NAHM, WERNER y
STEFFEN, JOACHIM**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 563 284 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

Microscopio quirúrgico para observar una fluorescencia infrarroja y método correspondiente.

Campo de la invención

5 La invención se refiere a un microscopio quirúrgico para observar una incandescencia infrarroja y a un método de microscopía para observar una fluorescencia infrarroja.

Antecedentes de la invención

10 Los tintes fluorescentes se utilizan en aplicaciones médicas y en biología para fines diversos, tales como la visualización de tipos particulares de tejido, estructuras de tejido, funciones de tejido, perfusión de tejido y otros fines. En este caso, un tinte fluorescente o un precursor de tal tinte fluorescente se aplica a un muestra de tejido o a un paciente sometido a examen. El tinte o el precursor, respectivamente, se acumula en tipos particulares de tejido y estructuras de tejido de la muestra de tejido del paciente, respectivamente. El tejido puede ser iluminado con luz de excitación para excitar una fluorescencia, y la luz de fluorescencia producida en el mismo debido a la fluorescencia que tiene lugar en el tinte fluorescente puede ser detectada para visualizar estructuras de tejido particulares, tipos de tejido y perfusión de tejido. Se puede utilizar un microscopio quirúrgico para iluminar un objeto con luz de excitación para detectar luz de fluorescencia.

15 Un microscopio quirúrgico convencional comprende un primer sistema de cámaras para obtener imágenes de luz normal de un objeto y un segundo sistema de cámaras para obtener imágenes de luz de fluorescencia del objeto.

Un ejemplo de un tinte fluorescente es el verde de indocianina (ICG), que tiene un espectro de fluorescencia en el rango de la luz infrarroja.

20 El documento US 2002/0103439 A1 revela sistemas y métodos para detectar autofluorescencia de tejidos utilizando un sistema de cámaras que comprende divisores de haz dicróicos que dirigen luz a tres cámaras para detectar luz azul, luz verde y luz roja, respectivamente, o para dirigir luz a cuatro cámaras a fin de detectar luz azul, luz verde, luz roja y luz infrarroja, respectivamente.

Sumario de la invención

25 Un objeto de la presente invención consiste en proporcionar un microscopio quirúrgico y un método que permitan la detección de imágenes de fluorescencia e imágenes de luz normal utilizando un sistema de cámaras simplificado.

Este objeto se resuelve proporcionando un microscopio quirúrgico según se define en la reivindicación 1 adjunta y un método de microscopía según se define en la reivindicación 10 adjunta. En las reivindicaciones subordinadas adjuntas se definen realizaciones ventajosas.

30 Según la invención, un sistema de cámaras comprende una lumbrera de entrada, un divisor de haz dicróico y unos chips de cámara primero, segundo y tercero, en donde el divisor de haz dicróico está configurado para dirigir luz roja recibida en la lumbrera de entrada principalmente hacia el primer chip de cámara a través de una primera lumbrera de salida del divisor de haz, para dirigir luz verde recibida en la lumbrera de entrada principalmente hacia el segundo chip de cámara a través de una segunda lumbrera de salida del divisor de haz, para dirigir luz azul recibida en la lumbrera de entrada principalmente hacia el tercer chip de cámara a través de una tercera lumbrera de salida del divisor de haz y para dirigir luz infrarroja recibida en la lumbrera de entrada principalmente sólo hacia uno de los chips de cámara, primero, segundo y tercero.

40 Un sistema de cámaras convencional que incluye tres chips para obtener imágenes de luz normal tiene una estructura similar, que es todavía diferente de la estructura ilustrada anteriormente. La cámara convencional tiene un divisor de haz dicróico configurado para dirigir luz roja, verde y azul hacia respectivos chips de cámara. La cámara convencional incluye, además, un filtro de bloqueo de infrarrojos para impedir la detección de luz infrarroja que está fuera del rango de longitudes de onda visibles. No se definen propiedades del divisor de haz dicróico de la cámara convencional con respecto a la luz infrarroja.

45 Sin embargo, en la realización descrita anteriormente se definen las propiedades del divisor de haz dicróico de tal manera que se suministra la luz infrarroja a meramente uno de los tres chips de cámara. En comparación con una realización en la que se suministra luz infrarroja a varios chips de cámara a través del divisor de haz dicróico, se puede conseguir una relación de señal a ruido relativamente buena suministrando la luz infrarroja a meramente un chip de cámara cuando se detecta luz infrarroja que tiene una baja intensidad.

50 En el contexto de la presente solicitud la definición de que luz de una longitud de onda particular es "principalmente" suministrada a un chip de cámara particular significa que, en una situación en la que meramente la luz de la longitud de onda particular es suministrada a la lumbrera de entrada del divisor de haz dicróico, el chip de cámara particular detecta una intensidad que es sustancialmente más alta que una intensidad de la longitud de onda particular

detectada por los otros dos chips de cámara juntos. Por ejemplo, la intensidad detectada por la cámara particular puede ser 1,8 veces más alta o 2,5 o 3,0 veces más alta que la suma de las intensidades detectadas por las otras dos cámaras.

5 Según una realización, el divisor de haz dicróico está configurado de tal manera que la luz infrarroja es principalmente suministrada a uno de los chips de cámara a los cuales no se suministra principalmente la luz roja. Según ejemplos de realización de esta memoria, la luz infrarroja se suministra principalmente al chip de cámara al cual se suministra principalmente también la luz verde. Según otro ejemplo de realización, la luz infrarroja se suministra al chip de cámara al cual se suministra también la luz azul.

10 En el contexto de la presente solicitud la luz azul es luz de un rango de longitud de onda de aproximadamente 440 nm a aproximadamente 490 nm, la luz verde es luz de un rango de longitud de onda de aproximadamente 520 nm a aproximadamente 570 nm, la luz verde es luz de un rango de longitud de onda de aproximadamente 625 nm a aproximadamente 740 nm y la luz infrarroja es luz de un rango de longitud de onda de aproximadamente 800 nm a aproximadamente 930 nm.

15 Según algunas realizaciones, un microscopio electrónico comprende un primer filtro de bloqueo que puede disponerse selectivamente en un trayecto de haz de formación de imagen aguas arriba del divisor de haz dicróico. El primer filtro de bloqueo tiene una transmitancia para luz roja, verde y azul sustancialmente más alta que para luz infrarroja. Por ejemplo, la transmitancia para luz roja, verde o azul es diez veces más alta que la transmitancia para luz infrarroja. La luz infrarroja es bloqueada sustancialmente por el primer filtro de bloqueo. En un primer modo de funcionamiento en el que el primer filtro de bloqueo está dispuesto en el trayecto del haz, el sistema de cámaras es perfectamente adecuado para obtener imágenes de luz normal, y en un segundo modo de funcionamiento en el que el primer filtro de bloqueo no está dispuesto en el trayecto del haz, el sistema de cámaras es adecuado para obtener imágenes de infrarrojos.

20

Según algunas realizaciones, el sistema de cámaras comprende un segundo filtro de bloqueo que puede disponerse selectivamente en un trayecto de haz aguas arriba del divisor de haz dicróico. El segundo filtro de bloqueo bloquea sustancialmente la luz que se suministra principalmente al chip de cámara al que se suministra también la luz infrarroja.

25

En ejemplos de realización de esta memoria el microscopio quirúrgico comprende un sistema de accionamiento configurado para posicionar el primer filtro de bloqueo o el segundo filtro de bloqueo en el trayecto del haz. En el primer modo de funcionamiento, en el que el primer filtro de bloqueo está posicionado en el trayecto del haz, el sistema de cámaras es capaz de obtener imágenes de luz normal, y en el segundo modo de funcionamiento, en el que el primer filtro de bloqueo no está dispuesto en el trayecto del haz, el sistema de cámaras es capaz de obtener simultáneamente imágenes de luz normal e imágenes de infrarrojos.

30

Según algunas realizaciones, un microscopio quirúrgico comprende una óptica de microscopía para formar ópticamente imágenes de un área de objeto sobre al menos un chip de cámara de un sistema de cámaras a fin de generar imágenes del área del objeto, un sistema de visualización para visualizar las imágenes para un usuario y un sistema de iluminación para suministrar al menos un haz de luz de iluminación al área del objeto. El sistema de cámaras puede estar configurado como se ha ilustrado anteriormente. La óptica de microscopía puede ser una óptica que proporcione un aumento variable y/o una distancia de trabajo variable. La óptica de microscopía puede proporcionar, además, un trayecto de haz monoscópico o un trayecto de haz estereoscópico. La óptica de microscopía puede comprender, además, uno o más oculares en los que puede mirar un usuario para percibir una imagen del área del objeto. El sistema de visualización visualiza imágenes obtenidas por el sistema de cámaras. El sistema de visualización puede comprender un tubo de rayos catódicos, una pantalla LCD, una pantalla de matriz activa y similares. El sistema de visualización puede ser una pantalla montada en la cabeza, que puede fijarse a la cabeza de un usuario. El sistema de visualización puede estar configurado también para visualizar las imágenes a través de oculares de la óptica de microscopía.

35

40

45

Según una realización, el microscopio comprende un tercer filtro de bloqueo que puede posicionarse selectivamente en un trayecto de un haz de iluminación. El tercer filtro de bloqueo bloquea la luz que se suministra principalmente al chip de cámara al cual se suministra también la luz infrarroja. En un ejemplo de realización de esta memoria se proporciona un sistema de accionamiento configurado para posicionar el primer filtro de bloqueo en el trayecto del haz de formación de imagen o el tercer filtro de bloqueo en el trayecto del haz de iluminación.

50

Según una realización, un método de microscopía comprende hacer funcionar un microscopio quirúrgico en un primer modo de funcionamiento y en un segundo modo de funcionamiento. En el primer modo de funcionamiento se suministra a un objeto luz que comprende luz roja, verde y azul, y se suministra a tres chips de cámara la luz roja, verde y azul que emana del objeto, de tal manera que los tres chips de cámara juntos puedan obtener una imagen de luz normal del objeto. En este caso, puede posicionarse un filtro de bloqueo de luz infrarroja en un trayecto de haz de la luz a fin de impedir que se suministre luz infrarroja a uno de los tres chips de cámara, aun cuando ésta esté contenida en la luz que emana del objeto.

55

5 En el segundo modo de funcionamiento se suministra al objeto luz que incluye luz de un rango de longitud de onda de aproximadamente 700 nm a aproximadamente 790 nm, y se suministra principalmente luz infrarroja que emana del objeto a meramente uno de los tres chips de cámara. Si se posiciona un filtro de bloqueo de luz infrarroja en el trayecto de haz en el primer modo de funcionamiento, este filtro es retirado del trayecto de haz en el segundo modo de funcionamiento.

Según ejemplos de realización, la luz con longitudes de onda superiores a aproximadamente 700 nm e inferiores a aproximadamente 805 nm es bloqueada aguas arriba de los tres chips de cámara en el segundo modo de funcionamiento.

10 Según ejemplos de realización, una de entre la luz roja, la luz verde y la luz azul es bloqueada aguas arriba de los tres chips de cámara en el segundo modo de funcionamiento.

Según otros ejemplos de realización, a lo sumo dos de entre la luz roja, la luz verde y la luz azul se suministran al objeto en el segundo modo de funcionamiento.

15 Según un ejemplo de realización, se observa en el segundo modo de funcionamiento una fluorescencia de un tinte fluorescente o un precursor de un tinte fluorescente. El tinte fluorescente o el precursor del mismo puede comprender verde de indocianina (ICG).

Según otro ejemplo de realización, en el segundo modo de funcionamiento se suministra luz infrarroja que emana del objeto al chip de cámara al cual se suministra la luz azul o la luz verde en el primer modo de funcionamiento.

Según otro ejemplo de realización, el método de microscopia se realiza solamente en el segundo modo de funcionamiento.

20 Según otro ejemplo de realización, la luz roja, la luz verde y la luz azul pueden ser generadas por una primera fuente de luz, y luz en el rango de longitud de onda de aproximadamente 700 nm a aproximadamente 805 nm puede ser generada por una segunda fuente de luz diferente de la primera fuente de luz. La segunda fuente de luz puede comprender un diodo emisor de luz (LED) o un diodo láser. De este modo, es posible ajustar una intensidad de la luz suministrada al objeto desde la primera fuente de luz e independientemente de una intensidad de la luz suministrada al objeto desde la segunda fuente de luz, permitiendo un ajuste de las intensidades relativas en función de las circunstancias.

Breve descripción de los dibujos

En la descripción siguiente se explica la presente invención en más detalle con respecto a realizaciones especiales y en relación con los dibujos adjuntos, en los que:

30 La figura 1 muestra una representación esquemática de trayectos de haz en un microscopio quirúrgico según una primera realización;

La figura 2 muestra una representación esquemática de trayectos de haz en un sistema de cámaras que puede utilizarse en el microscopio quirúrgico mostrado en la figura 1;

35 La figura 3 muestra una representación esquemática de espectros y rangos espectrales que pueden producirse en el microscopio quirúrgico mostrado en la figura 1;

La figura 4 muestra una representación esquemática de trayectos de haz en un microscopio quirúrgico conforme a una segunda realización; y

La figura 5 muestra una representación esquemática de trayectos de haz en un microscopio quirúrgico según una tercera realización.

40 Descripción de ejemplos de realización

En los ejemplos de realización seguidamente descritos los componentes similares en funcionamiento y estructura se indican, hasta donde sea posible, con números de referencia similares.

45 La figura 1 muestra esquemáticamente un microscopio quirúrgico 1 que comprende una óptica de microscopia 3 que tiene una lente objetivo 5 dotada de un eje óptico 7. Un objeto 9 a observar es posicionado en un área de objeto de la lente objetivo 5. La luz que emana del objeto 9 es transformada por la lente objetivo 5 para formar un mazo de haces paralelos 11 en los que están dispuestos dos sistemas de lente zoom 12, 13 a una distancia lateral del eje óptico 7. Los sistemas de lente zoom 12, 13 recogen respectivos mazos de haces parciales 14, 15 del mazo de haces paralelos 11 y suministran los mazos de haces parciales 13, 14 a través de prismas de deflexión, no mostrados en la figura 1, a unos oculares 16, 17 en los cuales puede mirar un usuario con su ojo izquierdo 18 y su

50 ojo derecho 19 para percibir una imagen aumentada del objeto 9.

Un espejo parcialmente transmisivo 21 está dispuesto en el mazo de haces parcial 15 para derivar una parte de la luz del mazo de haces 15 a fin de formar un haz 23 que se suministra a un sistema de cámaras 25.

5 En lo que sigue se describe en mayor detalle el sistema de cámaras 25 con referencia a la figura 2. El haz 23 incide en una lumbrera de entrada 31 de un divisor de haz dicróico 33 y es suministrado a tres chips de cámara 35, 36 y 37 en función de una longitud de onda de la luz incidente. Cada chip de cámara 35, 36, 37 comprende un campo de elementos sensibles a la luz (píxeles) que proporcionan unas señales electrónicas en función de una intensidad de luz recibida por los elementos. Los chips de cámara pueden incluir chips de cámara de sensores, tales como, por ejemplo, sensores de imagen CCD y sensores de imagen CMOS.

10 En la figura 2 el número de referencia 39 indica un ejemplo de haz de luz roja. La luz roja se suministra al chip de cámara 35 a través de una lumbrera de salida 30 del divisor de haz dicróico 33 de tal manera que el chip de cámara 35 puede detectar una imagen de luz roja. En la figura 2 el número de referencia 40 designa un ejemplo de haz de luz verde que se suministra al chip de cámara 36 a través de una lumbrera de salida 32 del divisor de haz dicróico 33 de tal manera que el chip de cámara 36 puede detectar una imagen de luz verde. En la figura 2 el número de referencia 41 designa un ejemplo de haz de luz azul que se suministra al chip de cámara 37 a través de una lumbrera de salida 34 del divisor de haz dicróico 33 de tal manera que el chip de cámara 37 puede detectar una imagen de luz azul. El divisor de haz dicróico 33 está, además, configurado también para suministrar luz infrarroja al chip de cámara 36, como se muestra en la figura 2 por un ejemplo de haz de luz infrarroja 42 que se suministra al chip de cámara 36 a través de la lumbrera de salida 32 del divisor de haz dicróico 33 de tal manera que el chip de cámara 36 puede detectar también una imagen de infrarrojos.

20 Como se muestra en la figura 1, el microscopio quirúrgico 1 comprende una placa de filtro 26 que incluye un primer filtro de bloqueo 27. La placa de filtro 26 que incluye el primer filtro de bloqueo 27 puede ser desplazada por un actuador 45 en una dirección indicada por una flecha doble 46, a fin de posicionar el primer filtro de bloqueo 27 en el haz 23 o fuera del haz 23. El actuador 45 es controlado por un controlador 101 a través de una línea de señales 123. En el ejemplo ilustrado el primer filtro de bloqueo bloquea luz infrarroja.

25 En un primer modo de funcionamiento del microscopio quirúrgico 1, que se muestra en la figura 1, el primer filtro de bloqueo 27 está posicionado en el haz 23. En este primer modo de funcionamiento el microscopio quirúrgico 1 está configurado para obtener imágenes de luz normal del objeto 9 por el sistema de cámaras 25. El objeto 9 es iluminado aquí por un sistema de iluminación 51 con luz blanca, que es una luz que contiene componentes de color rojo, verde y azul.

30 El sistema de iluminación 51 comprende una fuente de luz 53 que puede ser, por ejemplo, una lámpara de halógeno, una lámpara de xenón o alguna otra lámpara adecuada. El sistema de iluminación 51 puede comprender, además, un reflector 54 y un colimador 55 para conformar un haz colimado 56 de luz suministrada a un extremo 61 de un mazo de fibras ópticas 63 por una o más lentes 59 a fin de acoplar la luz generada por la fuente de luz 53 con el mazo de fibras 63. La luz es transmitida por el mazo de fibras 63 hasta las proximidades de la lente objetivo 5, emana de un extremo 65 del mazo de fibras 63 y es colimada por una óptica de colimación 67 para formar un haz de luz de iluminación 69 que se dirige al objeto 9 sometido a examen.

35 El sistema de iluminación 51 comprende, además, una placa de filtro 71 que incluye dos filtros 73 y 75 que están dispuestos uno junto a otro. Los dos filtros 73 y 75 pueden ser desplazados por un actuador 77 a lo largo de una dirección indicada por la flecha doble 79 en la figura 1, a fin de posicionar el filtro 73 o el filtro 75 en el haz 56. El actuador 77 es controlado por el controlador 101 a través de una línea de señales 125. El filtro 73 está posicionado en el trayecto de haz 56 en el primer modo de funcionamiento del microscopio quirúrgico 1. El filtro 73 permite que pasen luz roja, luz verde y luz azul de tal manera que el objeto 9 sea iluminado por luz que es percibida como luz sustancialmente blanca por el usuario.

40 La luz que emana del objeto 9 es detectada por el sistema de cámaras 25, en el que los chips de cámara 35, 36 y 37 detectan luz roja, luz verde y luz azul, respectivamente. Las señales de imagen generadas por los chips de cámara 35, 36 y 37 se suministran al controlador 101 a través de líneas 124. El controlador 101 genera datos de una imagen de colores combinados basada en las señales de imagen suministradas. Estos datos de imagen pueden ser visualizados en una pantalla.

45 La pantalla puede, por ejemplo, incluir un monitor 103 conectado al controlador 101 para visualizar una imagen de color microscópica del objeto 9. La pantalla puede incluir, por ejemplo, una pantalla LCD 104 para generar una representación de la imagen. La representación es transmitida por una óptica 105 y superpuesta con el trayecto de haz de la óptica de formación de imagen 3 a través de un espejo parcialmente transmisivo 107, de tal manera que el usuario, mirando en el ocular 17, puede ver la imagen visualizada sobre la pantalla 104 en superposición con la imagen óptica del objeto 9 transmitida por el haz 15 desde la lente objetivo 5 hasta el ocular 17.

50 Un espejo parcialmente transmisivo 81 o un prisma deriva una parte de la luz del haz 14, que se suministra luego a un segundo sistema de cámaras 83 que comprende un divisor de haz dicróico 84 y tres chips de cámara 85, 86 y 87 a los que se suministran luz roja, luz verde y luz azul por el divisor de haz dicróico 84. Un filtro de bloqueo de

infrarrojos 88 está permanentemente posicionado en un trayecto de haz aguas arriba de una lumbrera de entrada del divisor de haz dicróico 84. Las señales de salida de los chips de cámara 85, 86 y 87 se transmiten al controlador 101 por unas líneas de señales 89.

5 La pantalla puede incluir, por ejemplo, una pantalla 113 montada en la cabeza, la cual puede fijarse a la cabeza de un usuario por medio de una banda de fijación 111 o similar y comprende una pantalla 114 para el ojo derecho del usuario y una pantalla 115 para el ojo izquierdo del usuario. La pantalla montada en la cabeza se conecta al controlador 101 por medio de una línea de señales 112. El controlador 101 suministra los datos de imagen obtenidos por el sistema de cámaras 25 a la pantalla 114 y el controlador 101 suministra los datos de imagen obtenidos por el sistema de cámaras 83 a la pantalla 115, de tal manera que el usuario puede percibir una imagen estereoscópica del objeto 9 a través de la pantalla 113.

El usuario puede dar al controlador 101 la instrucción de que cambie el modo de funcionamiento pasando del primer modo de funcionamiento al segundo modo de funcionamiento por medio de una orden adecuada. La orden puede ser suministrada al controlador 101 a través de un dispositivo de entrada, tal como un botón 121, un teclado o un micrófono que reciba una señal de voz correspondiente, o algún otro dispositivo y método de entrada.

15 Tras recibir una señal indicando un cambio deseado del modo de funcionamiento, el controlador 101 controla el actuador 45 a través de una línea 123 para retirar del haz 23 el primer filtro de bloqueo 27. En el ejemplo ilustrado el primer filtro de bloqueo bloquea luz infrarroja, y cuando el primer filtro de bloqueo es retirado del haz en el segundo modo de funcionamiento, el sistema de cámaras 25 puede obtener también imágenes de infrarrojos.

20 Además, el controlador 101 controla el actuador 77 de tal manera que el segundo filtro de bloqueo 75 sea posicionado en el haz 23 y el filtro 73 sea posicionado fuera del haz 56. En la realización ilustrada el filtro de bloqueo 75 es un filtro de excitación de fluorescencia configurado para permitir que atraviese el filtro meramente luz de una clase que sea capaz de excitar una fluorescencia de un tinte fluorescente o un precursor del mismo elegido de antemano. Tal luz de excitación está incluida en un espectro de frecuencia generado por la fuente de luz 53 y puede atravesar el filtro 75 para ser suministrada al objeto 9. Según un ejemplo, el tinte fluorescente o el precursor del mismo puede comprender verde de indocianina (ICG).

25 La luz de fluorescencia generada por el tinte fluorescente comprende luz de un rango de longitud de onda de infrarrojos y es transformada en imagen por la óptica de microscopia 3 sobre los chips de cámara del sistema de cámaras 25. Dado que el filtro 27, que es un filtro de bloqueo de infrarrojos en el ejemplo ilustrado, es retirado del haz 23 en el segundo modo de funcionamiento, no se impide el suministro de luz infrarroja al sistema de cámaras 25, y este sistema de cámaras puede detectar de manera correspondiente una imagen de fluorescencia del objeto 9.

Como se ha explicado anteriormente, el divisor de haz dicróico 33 está configurado para suministrar luz infrarroja a meramente el chip de cámara 36 de tal manera que este chip de cámara 36 puede detectar la imagen de fluorescente del objeto 9. La imagen de fluorescencia detectada puede tener una relación de señal a ruido relativamente alta, aun cuando la luz de fluorescencia infrarroja generada tenga una baja intensidad.

35 La imagen de fluorescencia se transmite al controlador 101 a través de unas líneas 124 y puede visualizarse por medio de la pantalla 104 como una imagen visual, de tal manera que el usuario puede percibir la imagen de infrarrojos como una imagen visual cuando la ve por el ocular 17. Asimismo, el controlador 101 puede visualizar la imagen de infrarrojos en la pantalla 103 o en las pantallas 114, 115 de la pantalla 113 montada en la cabeza. La imagen de infrarrojos puede ser visualizada como una imagen en la escala de grises, en donde los valores de gris más brillante representan intensidades de infrarrojos más altas. Por ejemplo, una máxima intensidad de infrarrojos puede ser representada por el color blanco. Es posible también visualizar la imagen de infrarrojos de manera invertida con respecto a esto, en donde los valores de grises más oscuros representan intensidades de infrarrojos más altas.

45 La figura 3 muestra una representación esquemática de propiedades en función de las longitudes de onda de los elementos ópticos del microscopio quirúrgico mostrado en la figura 1.

Una línea continua 151 en la figura 3 representa una eficiencia de excitación del tinte fluorescente IGC en función de una longitud de onda λ en unidades arbitrarias, mientras que una línea de trazo 153 representa un espectro de fluorescencia del tinte fluorescente en unidades arbitrarias.

50 Una línea 154 en la figura 3 representa muy esquemáticamente una característica de transmisión para luz azul del divisor de haz dicróico 33 desde la lumbrera de entrada 31 hasta la lumbrera de salida 34 hacia el chip de cámara 37 que detecta luz azul. Una línea 155 en la figura 3 representa muy esquemáticamente una característica de transmisión para luz verde del divisor de haz dicróico 33 desde la lumbrera de entrada 31 hasta la lumbrera de salida 32 hacia el chip de cámara 36 que detecta luz verde. Una línea 156 en la figura 3 representa muy esquemáticamente una característica de transmisión para luz roja del divisor de haz dicróico 33 desde la lumbrera de entrada 31 hasta la lumbrera de salida 30 hacia el chip de cámara 35 que detecta luz roja.

Estas características de transmisión del divisor de haz dicróico 33 se ilustran muy esquemáticamente por las líneas 154, 155 y 156 en la figura 3, puesto que las características no se solapan. Por consiguiente, se clarifica que los colores rojo, verde y azul son colores que son diferentes uno de otro. Sin embargo, en la práctica, el divisor de haz puede estar configurado de tal manera que las características 154, 155 y 156 se solapen parcialmente en sus rangos de longitud de onda. Esto puede tener un efecto tal que, por ejemplo, una parte principal del luz de una longitud de onda de 450 nm incida sobre el chip de cámara 37, mientras que una parte más pequeña de luz de esta longitud de onda sea recibida también por el chip de cámara 36. Asimismo, luz de una longitud de onda de 600 nm, por ejemplo, puede ser recibida por ambos chips de cámara 35 y 36 en partes aproximadamente iguales.

En la figura 3 una línea 157 representa muy esquemáticamente una característica de transmisión del filtro 73, que está posicionado en el haz de luz de iluminación 56 en el primer modo de funcionamiento. El filtro 73 permite que pasen luz azul, luz verde y luz roja de tal manera que una impresión en color del objeto 9 percibida por el usuario sea una impresión en color correspondiente a luz blanca. Sin embargo, el filtro 73 está configurado de tal manera que no se deja que pase luz visible de longitudes de onda relativamente largas, tal como anteriormente de alrededor de 705 nm. Esta luz podría ser detectada por el chip de cámara 35 que recibe luz roja, como se ilustra por la característica representada por la línea 156. En el ejemplo ilustrado se utiliza el filtro 73 para impedir que se suministre al objeto luz roja de longitudes de onda largas en el haz de luz de iluminación, ya que esta luz podría calentar innecesariamente el objeto 9.

En la figura 3 una línea 158 representa muy esquemáticamente una característica de transmisión del filtro 75, que está posicionado en el trayecto del haz de luz de iluminación 56 en el segundo modo de funcionamiento para observar fluorescencia. El filtro 75 no permite que pasen luz azul (véase la característica 154) ni luz verde (véase la característica 155), mientras que luz roja de un rango de longitud de onda de aproximadamente 615 nm a aproximadamente 790 nm puede pasar por el filtro 75 para incidir en el objeto 9 a fin de excitar una fluorescencia del tinte fluorescente.

En la figura 3 una línea 159 representa muy esquemáticamente una característica de transmisión para luz infrarroja del divisor de haz dicróico 33 desde la lumbrera de entrada 31 hasta la lumbrera de salida 32 hacia el chip de cámara 36, que recibe también la luz verde si ésta es suministrada a la lumbrera de entrada 31 del divisor de haz dicróico 33.

Debido a la presencia del filtro 75 en el trayecto de haz de iluminación en el segundo modo de realización no está sustancialmente contenida luz verde en la luz de iluminación en el segundo modo de funcionamiento para detectar fluorescencia. Esto tiene la consecuencia de que no se suministra sustancialmente luz verde al chip de cámara 36. Sin embargo, el chip de cámara 36 puede detectar luz infrarroja que es generada por la fluorescencia, de tal manera que el controlador 101 puede obtener una imagen de fluorescencia infrarroja del objeto por el sistema de cámaras 25. La imagen de infrarrojos es detectada principalmente por el chip de cámara 36, que está concebido para detectar también la luz verde.

En la realización anteriormente explicada el divisor de haz dicróico 33 está configurado para suministrar la luz infrarroja al chip de cámara 36 al cual se suministra también la luz verde. Sin embargo, es posible también modificar el divisor de haz dicróico 33 para suministrar la luz infrarroja al chip de cámara 37 al cual se suministra también la luz azul. En consecuencia, la luz azul es retirada del trayecto de haz 23 aguas arriba de la lumbrera de entrada 31 del divisor de haz dicróico 33 o del trayecto de haz aguas arriba del objeto 9.

En el ejemplo ilustrado el primer filtro de bloqueo 27 está posicionado en el haz 23 aguas arriba de la lumbrera de entrada 31 de divisor de haz dicróico 33 del sistema de cámaras 25. Sin embargo, el primer filtro de bloqueo puede ser omitido en otros ejemplos del microscopio quirúrgico.

La figura 4 ilustra esquemáticamente trayectos de haz de un microscopio quirúrgico 1 según una realización adicional.

El microscopio quirúrgico ilustrado en la figura 4 tiene una configuración y proporciona un funcionamiento similares a los del microscopio quirúrgico ilustrado con referencia a las figuras 1 a 3 anteriores. El microscopio quirúrgico de la figura 4 difiere principalmente del microscopio quirúrgico ilustrado anteriormente en que la placa de filtro 26 dispuesta en un trayecto de haz aguas arriba del sistema de cámaras 25 incluye un primer filtro de bloqueo 27 y un segundo filtro de bloqueo 28. El primer filtro de bloqueo 27 está configurado para bloquear luz infrarroja impidiendo que pase por el filtro 27. El primer filtro 27 está posicionado en un haz 23 que forma imágenes de un objeto 9 sobre los chips de cámara 35, 36 y 37 en un primer modo de funcionamiento del microscopio quirúrgico 1, en el que se detecta una imagen de luz normal del objeto 9 con el sistema de cámaras 25. Para este fin, el primer filtro de bloqueo 27 bloquea luz infrarroja de tal manera que la luz infrarroja no contribuya a la formación de la imagen detectada por el sistema de cámaras 25.

El segundo filtro de bloqueo 28 está posicionado en el haz 23 en el segundo modo de funcionamiento, en el que se detecta una imagen de infrarrojos por el sistema de cámaras 25. Como se ilustra anteriormente con referencia a las figuras 1 a 3, un divisor de haz dicróico 33 del sistema de cámaras 25 tiene una configuración tal que la luz infrarroja

incidente sobre una lumbrera de entrada del divisor de haz dicroico 33 es suministrada al chip de cámara 36 a través de una lumbrera de salida del divisor de haz dicroico 33 a la que se suministra también luz verde. El chip de cámara 36 detecta la imagen de luz verde en el primer modo de funcionamiento y la imagen de luz infrarroja en el segundo modo de funcionamiento.

5 En la realización ilustrada con referencia a la figura 4 se suministra luz de excitación de una fluorescencia al objeto 9 en el segundo modo de funcionamiento, en el cual la imagen de fluorescencia infrarroja ha de ser detectada por el chip de cámara 36. Sin embargo, también se suministra luz blanca al objeto 9 en el segundo modo de funcionamiento de tal manera que puede detectarse también una imagen de luz blanca por una cámara adecuada, tal como la cámara 83. A diferencia de la realización ilustrada con referencia a la figura 1, el segundo filtro de bloqueo 28 está posicionado en el haz 23 en el segundo modo de funcionamiento del microscopio quirúrgico 1
10 ilustrado en la figura 4. El segundo filtro de bloqueo 28 permite que luz infrarroja, luz verde y luz azul atraviesen el filtro de tal manera que el chip de cámara 35 pueda detectar una imagen de luz verde del objeto 9, el chip de cámara 37 pueda detectar una imagen de luz azul del objeto 9 y el chip de cámara 36 pueda detectar la imagen de luz infrarroja del objeto, mientras que la luz verde es bloqueada por el segundo filtro de bloqueo 28 impidiendo que sea
15 suministrada a la lumbrera de entrada del divisor de haz dicroico 33 de tal manera que no incida luz verde en el chip de cámara 36 que detecta la imagen de luz infrarroja en este segundo modo de funcionamiento. Por tanto, el sistema de cámaras 25 ilustrado en la figura 4 es capaz de detectar la imagen de luz roja del objeto 9 y una imagen de luz normal incompleta del objeto 9. La imagen de luz normal incompleta está compuesta solamente de los dos componentes de color rojo y azul, y el componente de color verde falta en esta imagen de luz normal incompleta. Se
20 ha visto que tal imagen de luz normal incompleta proporciona todavía una información valiosa a un usuario que pueda recibir tanto la imagen de infrarrojos como la imagen de luz normal incompleta provenientes de solamente un sistema de cámaras 25 que tiene tres chips de cámara 35, 36 y 37.

Este sistema de cámaras 25 puede utilizarse en dos modos de funcionamiento diferentes: En el primer modo de funcionamiento, en el que el filtro de bloqueo 27 está dispuesto en el trayecto de haz aguas arriba del divisor de haz dicroico 33, el sistema de cámaras 25 detecta la imagen de luz normal (completa), en cuyo caso el filtro de bloqueo 27 impide que se suministre luz infrarroja al chip de cámara 36. En el segundo modo de funcionamiento, en el que el segundo filtro de bloqueo 28 está dispuesto en el trayecto de haz aguas arriba del divisor de haz dicroico 33, el sistema de cámaras 25 detecta tanto la imagen de infrarrojos como la imagen de luz normal completa, en cuyo caso el segundo filtro de bloqueo 28 impide que se suministre luz verde al chip de cámara 36.

30 La figura 5 ilustra otra realización de un microscopio quirúrgico 1 que es similar a la ilustrada con referencia a la figura 4, ya que se pueden registrar por un mismo sistema de cámaras 25 tanto una imagen de infrarrojos 25 como una imagen de luz normal incompleta. El sistema de cámaras 25 comprende tres chips de cámara, en donde un chip de cámara 35 está concebido para detectar una imagen de luz roja de un objeto 9, un chip de cámara 37 está concebido para detectar una imagen de luz azul del objeto 9 y un chip de cámara 36 está concebido para detectar una imagen de luz verde en un primer modo de funcionamiento del microscopio quirúrgico 1 y una imagen de luz infrarroja en un segundo modo de funcionamiento del microscopio quirúrgico 1.

El microscopio quirúrgico 1 comprende un filtro 76 conectado a un actuador 78 que es controlado por el controlador 101 a través de una línea de señales 122. El actuador 78 está configurado para posicionar el filtro 76 bajo el control del controlador 101 fuera del haz de iluminación 56 en el primer modo de funcionamiento y dentro del haz de
40 iluminación 56 en el segundo modo de funcionamiento. El filtro 76 es un filtro de bloqueo configurado para bloquear luz verde y para no bloquear luz roja, luz azul y luz adecuada para excitar una fluorescencia.

En el primer modo de funcionamiento el filtro 76 no está posicionado dentro del haz 56 de tal manera que se suministra luz blanca al objeto. El filtro 27 está posicionado en el trayecto de haz aguas arriba del sistema de cámaras e impide la detección de luz infrarroja por el chip de cámara 36. Por consiguiente, los tres chips de cámara
45 35, 36 y 37 detectan una imagen de luz normal (completa) del objeto 9 en el primer modo de funcionamiento.

En el segundo modo de funcionamiento el filtro 76 está posicionado en el haz 56 de tal manera que no se suministra luz verde al objeto 9. En este modo de funcionamiento no emerge sustancialmente luz verde del objeto 9 y ésta no está sustancialmente contenida en la luz del haz 23 suministrado al sistema de cámaras 29. Por tanto, el chip de cámara 36 no recibe sustancialmente ninguna luz verde. El chip de cámara 36 puede detectar entonces la imagen de infrarrojos según se ha ilustrado anteriormente.

El sistema de cámaras 83 que se utiliza en las realizaciones ilustradas anteriormente con referencia a la figura 1 para obtener una imagen de luz normal en el segundo modo de funcionamiento puede omitirse en las realizaciones como la mostrada en la figura 5 si uno queda satisfecho con una calidad de la imagen de luz normal incompleta obtenida cuando se utiliza el filtro de bloqueo de la luz verde en un trayecto de haz aguas arriba del sistema de
55 cámaras o en un trayecto de haz de la luz de iluminación.

En las realizaciones ilustradas anteriormente el chip de cámara que recibe la imagen de luz verde en el primer modo de funcionamiento es también el chip de cámara que recibe la imagen de infrarrojos en el segundo modo de funcionamiento. Es de hacer notar que otros chips de cámara, tales como el chip de cámara que recibe la luz azul en

el primer modo de funcionamiento y el chip de cámara que recibe la luz roja en el primer modo de funcionamiento, pueden estar concebidos también para recibir igualmente la luz infrarroja en el segundo modo de funcionamiento, en cuyo caso el chip de cámara que recibe la luz verde en el primer modo de funcionamiento no recibe la luz infrarroja en el segundo modo de funcionamiento.

- 5 Se ilustrará una realización adicional con referencia a las figuras 1 a 3 siguientes. El microscopio quirúrgico según esta realización tiene una estructura similar a la del microscopio quirúrgico ilustrado anteriormente con referencia a las figuras 1 a 3.

Según esta realización, el filtro 75, que está posicionado dentro del haz del sistema de iluminación 51 a fin de excitar la fluorescencia en el segundo modo de funcionamiento, tiene una característica de transmisión que es diferente de la característica de transmisión según la línea 158 en la figura 3. La característica de transmisión está configurada de tal manera que el filtro permita que pase luz de un rango de longitud de onda de aproximadamente 400 nm a aproximadamente 780 nm, a fin de suministrar al objeto 9 tanto luz de excitación para excitar una fluorescencia como luz normal. Por tanto, es posible que el usuario perciba una imagen de luz normal del objeto a través de los oculares 16 y 17. Asimismo, el sistema de cámaras 83 que tiene el filtro de bloqueo de infrarrojos 88 en el trayecto de haz aguas arriba de la lumbreira de entrada del divisor de haz 84 puede detectar una imagen de luz normal del objeto, que puede ser visualizada sobre una de las pantallas 103, 104, 114 y 115 o alguna otra pantalla. En esta realización el primer filtro de bloqueo 27, que está posicionado en el haz 23 aguas arriba de la lumbreira de entrada del divisor de haz dichotómico 33 del sistema de cámaras 25, está configurado para tener una característica de transmisión como la ilustrada por la línea 159 de la figura 3. El sistema de cámaras 25 puede obtener entonces la imagen de fluorescencia del objeto, que puede ser visualizada como una imagen en blanco y negro o una imagen en escala de grises sobre una de las pantallas 103, 104, 114 y 115. Es posible también visualizar la imagen de fluorescencia en superposición con la imagen de luz normal sobre la pantalla. Además, la imagen de fluorescencia puede visualizarse en un color, tal como verde, en el que pueden visualizarse intensidades de luz fluorescente más altas por un color verde más brillante y pueden visualizarse intensidades de luz fluorescente más bajas por un color verde más oscuro, o viceversa.

En el contexto de las realizaciones descritas hasta ahora es posible, además, combinar varios píxeles, por ejemplo 2, 4 o más píxeles de la cámara, formando grupos, y acumular las intensidades de radiación detectadas por los píxeles agrupados a fin de obtener un valor de intensidad de un elemento de imagen de la imagen detectada. Convencionalmente, tal procedimiento se denomina "segmentación de píxeles" y sirve para obtener una relación mejor de señal a ruido en toda la imagen cuando meramente se producen bajas intensidades de luz recibidas por cada píxel individual del chip de cámara.

Las realizaciones descritas anteriormente pueden modificarse aún más excitando el tinte fluorescente con una fuente de luz, por ejemplo un diodo emisor de luz (LED) o un diodo láser, que sea diferente de la fuente de luz generada por la luz de iluminación normal. Por tanto, las intensidades relativas de las partes fluorescentes y no fluorescentes del tejido sometido a examen pueden controlarse independientemente una de otra y pueden ajustarse a las necesidades individuales del usuario.

Aunque la presente invención se ha mostrado y descrito en esta memoria en lo que se cree que son las realizaciones más prácticas y preferidas, se reconoce que muchas alternativas, modificaciones y variaciones serán evidentes para los expertos en la materia. Por consiguiente, los ejemplos de realización de la invención expuestos en esta memoria están destinados a ser ilustrativos y no limitativos en modo alguno. Pueden hacerse diversos cambios sin apartarse del espíritu y alcance de la presente invención definida en las reivindicaciones siguientes.

REIVINDICACIONES

1. Un microscopio quirúrgico para observar una fluorescencia infrarroja, comprendiendo el microscopio:

un sistema de cámaras (25) que tiene una lumbrera de entrada (31), un divisor de haz dicróico (33) y unos chips de cámara primero, segundo y tercero (35, 36, 37), en donde el divisor de haz dicróico (33) está configurado para dirigir luz roja (39) recibida en la lumbrera de entrada (31) principalmente hacia el primer chip de cámara (35) a través de una primera lumbrera de salida (30) del divisor de haz (33), para dirigir luz verde (40) recibida en la lumbrera de entrada (31) principalmente hacia el segundo chip de cámara (36) a través de una segunda lumbrera de salida (32) del divisor de haz y para dirigir luz azul (41) recibida en la lumbrera de entrada (31) principalmente hacia el tercer chip de cámara (37) a través de una tercera lumbrera de salida (34) del divisor de haz dicróico (33);

una óptica de microscopía configurada para formar ópticamente la imagen de un área de objeto sobre los chips de cámara (35, 36, 37) del sistema de cámaras (25); y

un sistema de visualización configurado para visualizar imágenes basadas en intensidades de luz detectadas por los chips de cámara (35, 36, 37) del sistema de cámaras (25);

caracterizado por que

el divisor de haz dicróico (33) está configurado, además, para dirigir luz infrarroja (42) recibida en la lumbrera de entrada (31) principalmente hacia sólo uno de los chips de cámara primero, segundo y tercero (35, 36, 37).

2. El microscopio quirúrgico según la reivindicación 1, en el que el divisor de haz dicróico (33) está configurado para dirigir la luz infrarroja (42) recibida en la lumbrera de entrada (31) principalmente sólo hacia uno de los chips de cámara segundo y tercero (36, 37).

3. El microscopio quirúrgico según la reivindicación 1 o 2, que comprende, además, un primer filtro de bloqueo (27) que bloquea sustancialmente la luz infrarroja y que puede posicionarse selectivamente dentro y fuera de un trayecto de haz de formación de imagen (23) entre el área de objeto (9) y la lumbrera de entrada (31) del divisor de haz dicróico (33).

4. El microscopio quirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, que comprende, además, un segundo filtro de bloqueo (28) que bloquea sustancialmente al menos una de entre luz roja, luz verde y luz azul y que puede posicionarse selectivamente dentro y fuera de un trayecto de haz de formación de imagen entre el área de objeto (9) y la lumbrera de entrada (31) del divisor de haz dicróico (33).

5. El microscopio electrónico según la reivindicación 4 en combinación con la reivindicación 3, que comprende, además, un sistema de accionamiento (45, 101) acoplado a los filtros de bloqueo primero y segundo (27, 28) y configurado de tal manera que solamente uno de los filtros de bloqueo primero y segundo (27, 28) esté posicionado en el trayecto de haz de formación de imagen (23) en un momento dado.

6. El microscopio quirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, que comprende, además, un sistema de iluminación (51) configurado para dirigir al menos un haz de luz de iluminación (69) hacia el área de objeto (9), y un tercer filtro de bloqueo (76) que bloquea sustancialmente al menos una de entre luz roja, luz verde y luz azul y que puede posicionarse selectivamente dentro y fuera de un trayecto de haz del sistema de iluminación.

7. El microscopio quirúrgico según la reivindicación 6 en combinación con la reivindicación 3, que comprende, además, un sistema de accionamiento (77, 101) acoplado a los filtros de bloqueo primero y tercero (27, 76) y configurado de tal manera que solamente uno de los filtros de bloqueo primero y tercero esté posicionado en el trayecto de haz de formación de imagen y en el trayecto de haz del sistema de iluminación, respectivamente, en un momento dado.

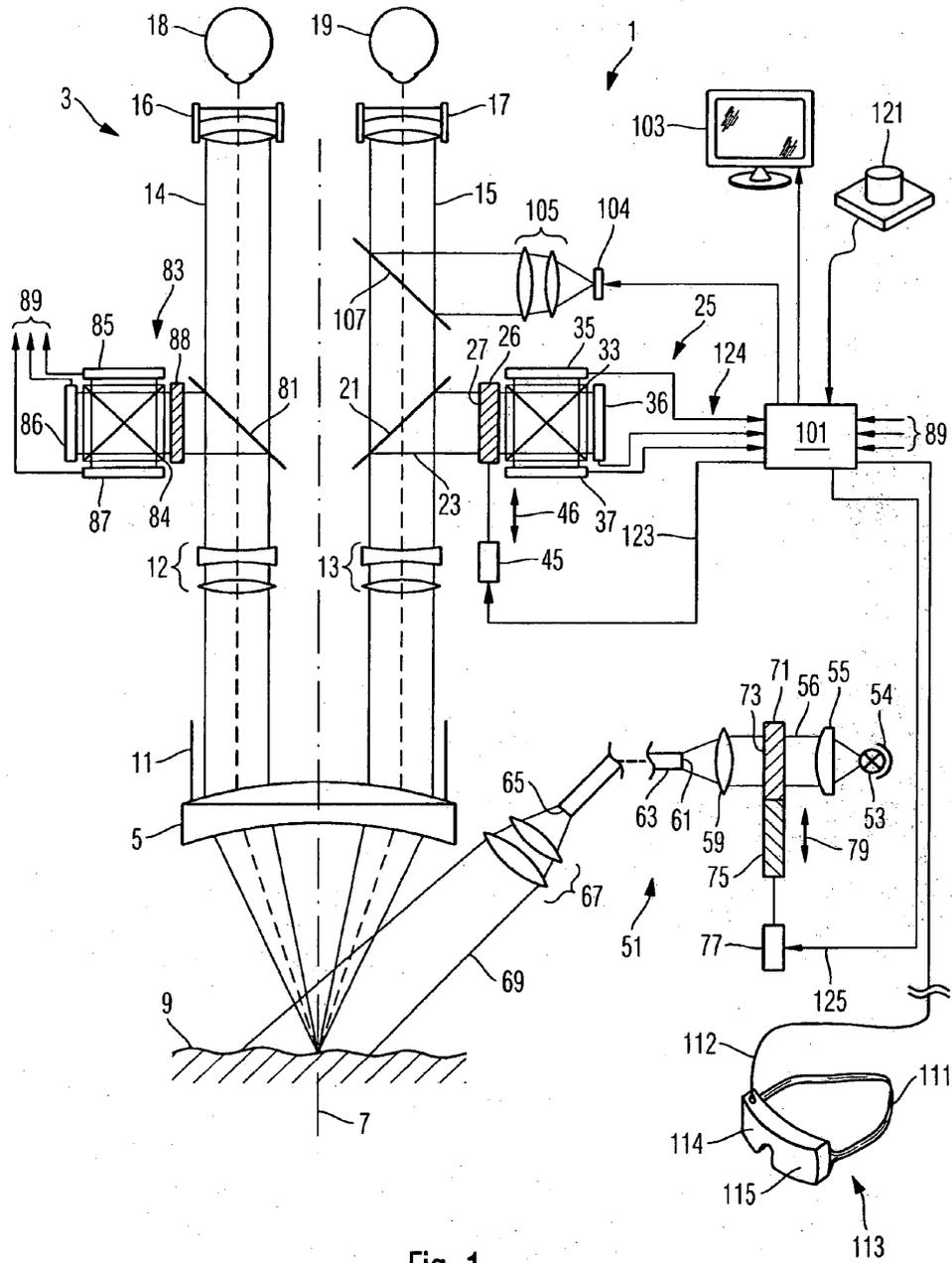
8. El microscopio quirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en el que el divisor de haz dicróico está configurado, además, de tal manera que, cuando la luz roja, que se dirige principalmente hacia el primer chip de cámara, es suministrada a la lumbrera de entrada del divisor de haz dicróico, una relación de una intensidad de luz detectada por el primer detector y una suma de una intensidad de luz detectada por el segundo detector y una intensidad de luz detectada por el tercer detector es mayor que un valor de entre 1,8, 2,5 y 3,0;

en el que el divisor de haz dicróico está configurado, además, de tal manera que, cuando la luz verde, que se dirige principalmente hacia el segundo chip de cámara, es suministrada a la lumbrera de entrada del divisor de haz dicróico, una relación de una intensidad de luz detectada por el segundo detector y una suma de una intensidad de luz detectada por el primer detector y una intensidad de luz detectada por el tercer detector es mayor que un valor de entre 1,8, 2,5 y 3,0; y

en el que el divisor de haz dicróico está configurado, además, de tal manera que, cuando la luz azul, que se dirige principalmente hacia el tercer chip de cámara, es suministrada a la lumbrera de entrada del divisor de haz dicróico,

una relación de una intensidad de luz detectada por el tercer detector y una suma de una intensidad de luz detectada por el primer detector y una intensidad de luz detectada por el segundo detector es mayor que un valor de entre 1,8, 2,5 y 3,0.

- 5 9. El microscopio quirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que divisor de haz dicroico está configurado, además, de tal manera, que cuando la luz infrarroja, que se dirige principalmente hacia solamente uno de los chips de cámara primero, segundo y tercero, es suministrada a la lumbrera de entrada del divisor de haz dicroico, una relación de una intensidad de luz detectada por el uno de los chips de cámara primero, segundo y tercero y una suma de intensidades de luz detectadas por los otros de los chips de cámara primero, segundo y tercero es mayor que un valor de entre 1,8, 2,5 y 3,0.
- 10 10. Un método de microscopia que comprende:
hacer funcionar un microscopio (1) en un primer modo de funcionamiento, comprendiendo el primer modo de funcionamiento:
suministrar a un objeto (9) luz (69) que incluye luz roja, verde y azul;
suministrar luz roja (39) que emana del objeto a un primer chip de cámara (35),
15 suministrar luz verde (40) que emana del objeto a un segundo chip de cámara (36) y
suministrar luz azul (41) que emana del objeto a un tercer chip de cámara (37); y
hacer funcionar el microscopio en un segundo modo de funcionamiento, comprendiendo el segundo modo de funcionamiento:
excitar una fluorescencia en el objeto;
- 20 **caracterizado** por que el segundo modo de funcionamiento comprende, además,
suministrar luz infrarroja (42) generada por la fluorescencia del objeto principalmente a sólo uno de los chips de cámara primero, segundo y tercero (35, 36, 37).
- 25 11. El método de microscopia según la reivindicación 10, que comprende, además, bloquear luz infrarroja impidiendo que sea suministrada a uno de los chips de cámara, primero, segundo y tercero en solamente el primer modo de funcionamiento.
- 30 12. El método de microscopia según la reivindicación 10 u 11, que comprende, además, bloquear luz que tiene longitudes de onda superiores a 700 nm e inferiores a 805 nm impidiendo que sea suministrada a uno de los chips de cámara primero, segundo y tercero en el segundo modo de funcionamiento.
- 35 13. Un método de microscopia según cualquiera de las reivindicaciones 10 a 12, que comprende, además, bloquear una de entre luz roja, verde y azul impidiendo que sea suministrada a uno de los chips de cámara primero, segundo y tercero en el segundo modo de funcionamiento.
14. Un método de microscopia según cualquiera de las reivindicaciones 10 a 13, que comprende, además, suministrar a lo sumo dos de entre luz roja, luz verde y luz azul al objeto en el segundo modo de funcionamiento.
15. Un uso del microscopio quirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9 para realizar el método según cualquiera de las reivindicaciones 10 a 14.



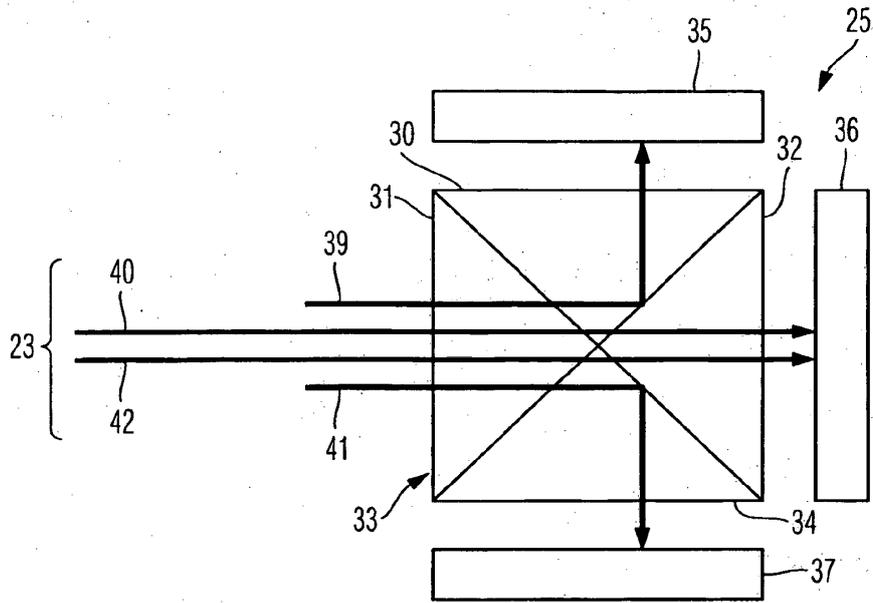


Fig. 2

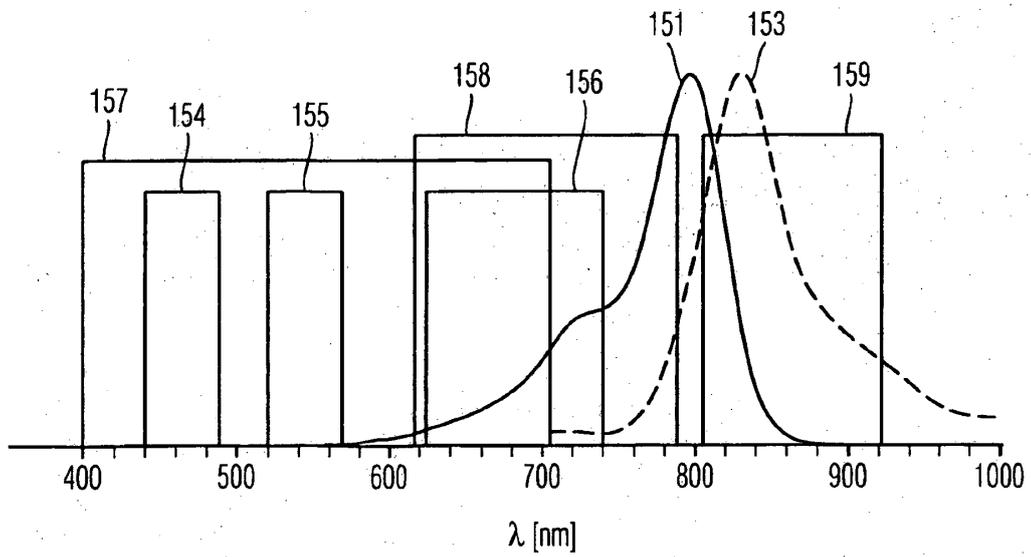


Fig. 3

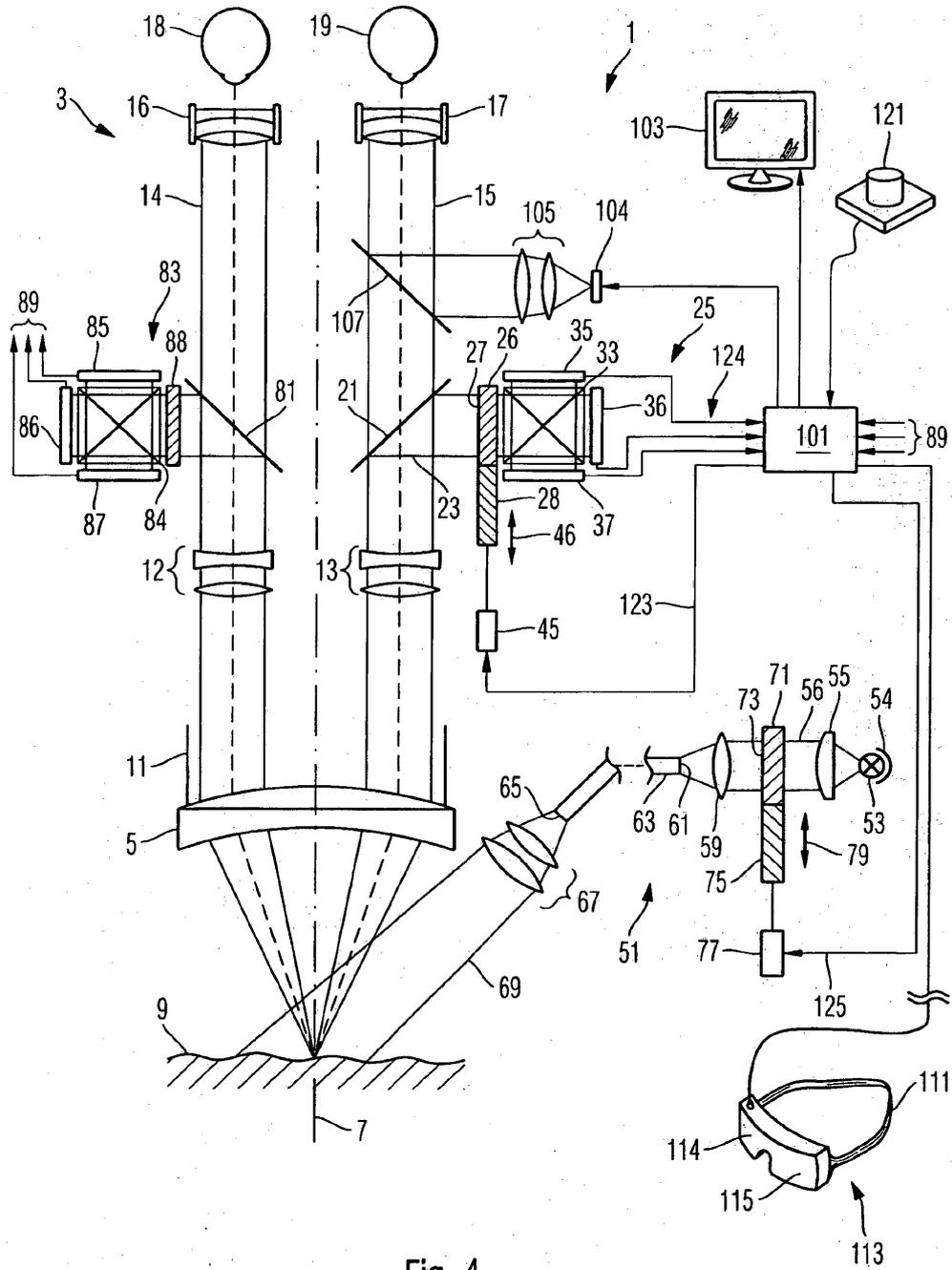


Fig. 4

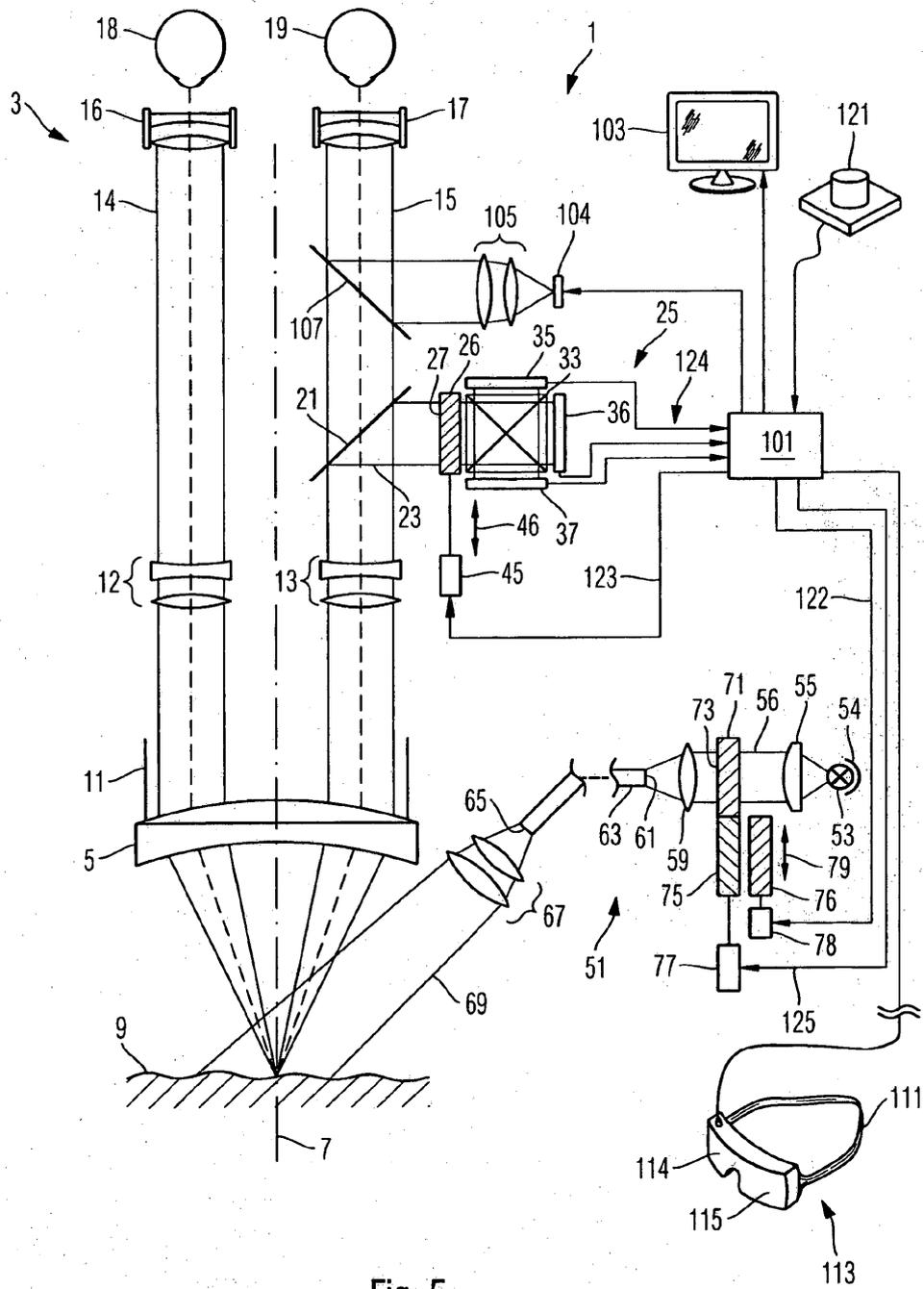


Fig. 5