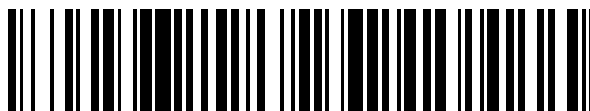


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 775 573**

51 Int. Cl.:

A61N 5/067	(2006.01)
A61B 3/00	(2006.01)
A61B 1/06	(2006.01)
A61F 9/007	(2006.01)
A61F 9/008	(2006.01)
A61B 90/30	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **17.03.2014 PCT/US2014/030235**

87 Fecha y número de publicación internacional: **18.09.2014 WO14145465**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.03.2014 E 14762921 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.12.2019 EP 2968973**

54 Título: **Iluminación láser segura para los ojos en cirugías oftálmicas**

30 Prioridad:

15.03.2013 US 201361789040 P

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

27.07.2020

73 Titular/es:

**LIOLIOS, THOMAS (50.0%)
167 Teresita Way
Los Gatos, California 95032, US y
EAST, MICHAEL CHARLES (50.0%)**

72 Inventor/es:

**LIOLIOS, THOMAS y
EAST, MICHAEL CHARLES**

74 Agente/Representante:

ROEB DÍAZ-ÁLVAREZ, María

ES 2 775 573 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

Iluminación láser segura para los ojos en cirugías oftálmicas

5 **Campo de la invención**

La invención se refiere, en general, a la iluminación láser en procedimientos de diagnóstico y quirúrgicos dentro de un cuerpo humano o animal y, más particularmente, a la iluminación láser en procedimientos de diagnóstico y quirúrgicos oftálmicos.

10

Antecedentes

La visualización de dianas quirúrgicas en cirugía oftálmica es la piedra angular de múltiples desarrollos en curso en el campo. La visualización es una combinación de la óptica de los microscopios, incluidos los filtros de seguridad, así como cualquier lente, la fuente de luz entrante, incluidos sus instrumentos y fibras, y finalmente la diana óptica, incluido cualquier tinte de visualización.

15

Las fuentes de iluminación para cirugía oftálmica pueden ser externas o integradas en sistemas de vitrectomía como, por ejemplo, Alcon Constellation o Bausch & Lomb Stellaris PC. Las fuentes de luz iniciales para la vitrectomía fueron bombillas de haluro metálico o halógenas. La salida de estas fuentes de luz se acopló normalmente en sondas de calibre 20, 23 o 25 adaptadas para inserción en un ojo para iluminar el tejido a tratar durante la cirugía oftálmica.

20

La tendencia actual en vitrectomía y cirugía vitreoretiniana es para instrumentación de menor calibre. Actualmente, las herramientas de calibre 23 o 25 son el estándar, pero el desafío de llevar esto a herramientas aún más pequeñas (calibre 27 y 29) está muy limitado por las sondas de iluminación (que usan fibras ópticas) que proporcionan la iluminación requerida. Debido a que son fuentes incoherentes extendidas, es difícil acoplar la luz de las fuentes de luz de bombilla de haluro metálico y halógena en las fibras ópticas de menor diámetro de estas sondas de calibre más estrecho. Como compromiso, la luz puede acoplarse a una fibra óptica de mayor diámetro que luego se estrecha a una sonda de calibre más estrecho para su inserción en un ojo. Este estrechamiento también conduce a la pérdida de luz, sin embargo. Así pues, a medida que avanza la tendencia hacia estos instrumentos de menor calibre, las fuentes de luz halógena que se usaron anteriormente pierden el 50 % del brillo que habían proporcionado con la instrumentación de calibre 20.

25

30

Para compensar la pérdida de luz en las sondas de calibre más estrecho, se desarrolló una nueva generación de fuentes de luz basadas en bombillas de vapor de mercurio y xenón más brillantes. Sin embargo, existe la preocupación de que la distribución espectral emitida por estas fuentes de luz pueda causar daño a la retina. Para abordar esta preocupación, se han añadido filtros a estos sistemas de iluminación para bloquear la luz ultravioleta y azul. Estos filtros de corte normalmente comienzan a 420 nm, pero diferentes diseñadores han usado cortes a 435 nm, 475 nm, 485 nm e incluso 515 nm.

35

40

El uso de dichos filtros normalmente cambia el color del entorno de visualización. Los cirujanos oftálmicos quieren una iluminación limpia para poder ver el aspecto real del tejido nativo. Sin embargo, cuanto más se filtre la luz azul, más amarillo se verá el tejido. Aunque se considera que la luz blanca emitida por estas fuentes de luz proporciona una "mejor" visualización del tejido a tratar, la compensación es menos tiempo para realizar el procedimiento de manera segura. Asimismo, la mayoría de la luz emitida a partir de fuentes de luz de vapor de mercurio se centra en sus dos picos naturales a 550 nm y 580 nm. Como resultado, la iluminación es normalmente verde-amarilla.

45

La visualización y la fiabilidad de las fuentes de luz actuales tienen limitaciones adicionales. La vida de una lámpara de xenón es normalmente de aproximadamente 400 horas, pero pierde potencia a lo largo de su vida útil. La mayoría de las bombillas de xenón no alcanzan su producción estable hasta después de diez minutos de "calentamiento". Además, las fuentes de luz de xenón y de vapor de mercurio son relativamente ineficientes y, en consecuencia, se calientan. Como resultado, normalmente se requieren ventiladores de enfriamiento con estas fuentes de luz. El documento US 2012/0050684 A1 desvela un sistema de endoiluminación oftálmica que comprende una fuente de alimentación autónoma y una fuente de luz láser alimentada por la fuente de alimentación autónoma para producir luz. El sistema comprende además un miembro alargado dimensionado para inserción en un ojo y para conducir la luz producida por la fuente de luz láser.

50

55

Sumario

Esta memoria descriptiva desvela un aparato y métodos en los que la salida de luz visible de dos o más fuentes de luz láser que emiten a diferentes longitudes de onda se combina para proporcionar un haz de iluminación para la iluminación dentro de un cuerpo humano o animal durante un procedimiento médico.

60

En un aspecto, un dispositivo de iluminación para su uso en un procedimiento oftálmico comprende una carcasa, un láser de diodo azul situado dentro de la carcasa, un láser de diodo verde situado dentro de la carcasa, un láser de diodo rojo situado dentro de la carcasa, una sonda de iluminación de fibra óptica que tiene extremos proximal y distal

65

5 y conectada externamente en su extremo proximal a la carcasa, una lente y elementos ópticos de combinación de haz y de guiado de haz dispuestos para combinar colinealmente un haz de salida desde el láser de diodo azul, un haz de salida desde el láser de diodo verde y un haz de salida desde el láser de diodo rojo para formar un haz de iluminación y dirigir el haz de iluminación a través de la lente para enfocar en un núcleo del extremo proximal de la sonda de
 10 iluminación de fibra óptica. La sonda de iluminación de fibra óptica comprende una fibra óptica que tiene un núcleo de diámetro único no ahusado que tiene un diámetro menor o igual a aproximadamente 200 micrómetros y una funda en forma de aguja en su extremo distal. La funda en forma de aguja está adaptada para inserción en un ojo para iluminar el tejido ocular interno con el haz de iluminación, y el haz de iluminación es enfocado por la lente en el núcleo de diámetro único no ahusado. La emisión del láser de diodo verde se centra a aproximadamente 515 nm. El dispositivo
 15 de iluminación comprende un filtro óptico que tiene una transmitancia menor o igual a aproximadamente el 0,1 % en una banda de detención centrada a aproximadamente 532 nm para una emisión de haz láser terapéutico centrada a aproximadamente 532 nm, una banda pasante que tiene una transmitancia mayor o igual a aproximadamente el 85 % a aproximadamente 515 nm para la emisión desde el láser de diodo verde, y una transmitancia mayor o igual a aproximadamente el 85 % para la emisión desde láser de diodo azul y la emisión desde el láser de diodo rojo.

15 Estas y otras realizaciones, características y ventajas de la presente invención serán más evidentes para los expertos en la materia cuando se tomen con referencia a la siguiente descripción más detallada de la invención junto con los dibujos adjuntos que se describen brevemente en primer lugar.

20 Breve descripción de los dibujos

La figura 1A muestra un ejemplo de dispositivo de iluminación láser ópticamente acoplado a una sonda de fibra óptica insertada en un ojo para proporcionar iluminación para un procedimiento oftálmico.

25 La figura 1B muestra el dispositivo de la figura 1A, y además muestra una fuente de luz láser terapéutica acoplada ópticamente a otra sonda de fibra óptica insertada en el ojo para proporcionar un haz terapéutico con el que se puede realizar un procedimiento quirúrgico oftálmico.

30 La figura 1C muestra sondas de fibra óptica insertadas en el ojo, como en la figura 1B, y además muestra un microscopio a través del cual se puede observar el procedimiento oftálmico. El microscopio incluye un filtro óptico con una baja transmitancia en las longitudes de onda del haz láser terapéutico y una alta transmitancia para las longitudes de onda emitidas por el dispositivo de iluminación láser.

35 La figura 2 muestra un espectro de transmisión de ejemplo del filtro óptico de la figura 1C. Este filtro de ejemplo se puede usar en cirugía oftálmica u otra cirugía láser para proteger a un observador del haz láser terapéutico al tiempo que permite la iluminación del tejido tratado con un haz de iluminación de color blanco, o teñido de blanco, para un observador humano que tiene visión normal de los colores. Esta figura también muestra la longitud de onda del haz terapéutico, y las longitudes de onda centrales de tres haces láser visibles de banda estrecha combinados para formar el haz de iluminación, que se pueden usar de manera efectiva con este filtro.

40 La figura 3 muestra un espectro de transmisión de un filtro óptico que probablemente no funcionaría satisfactoriamente, en comparación con el filtro de la figura 2, en combinación con las longitudes de onda del haz terapéutico y de iluminación que se muestran en la figura 2.

45 Descripción detallada

La siguiente descripción detallada debe leerse con referencia a los dibujos, en los que números de referencia idénticos se refieren a elementos similares en las diferentes figuras. Los dibujos, que no están necesariamente a escala, representan realizaciones selectivas y no pretenden limitar el alcance de la invención. La descripción detallada ilustra a modo de ejemplo, no a modo de limitación, los principios de la invención. Esta descripción claramente permitirá a un experto en la materia elaborar y usar la invención, y describe varias realizaciones, adaptaciones, variaciones, alternativas y usos de la invención, incluyendo lo que actualmente se cree que es el mejor modo de llevar a cabo la invención.

55 Como se usa en esta memoria descriptiva y en las reivindicaciones adjuntas, las formas en singular "un", "una", y "el/la" incluyen referencias a los plurales a menos que el contexto indique claramente lo contrario.

60 Esta memoria descriptiva desvela un aparato y métodos en los que la salida de luz visible de dos o más fuentes de luz láser que emiten a diferentes longitudes de onda se combina para proporcionar un haz de iluminación para la iluminación dentro de un cuerpo humano o animal durante un procedimiento de diagnóstico o quirúrgico. Las potencias de salida y/o las longitudes de onda de los láseres del haz de iluminación se pueden seleccionar y variar opcionalmente para controlar el color aparente del haz de iluminación. Por ejemplo, las potencias de salida y/o las longitudes de onda de los haces de iluminación pueden seleccionarse para proporcionar un haz de iluminación que parezca blanco, o teñido de blanco, para un ojo humano que tiene una visión normal. Asimismo, las potencias de salida y/o las longitudes
 65 de onda pueden seleccionarse para proporcionar un haz de iluminación blanco que tenga una temperatura de color particular deseada. Opcionalmente, la potencia de salida de cada láser puede ser controlada por un usuario para

ajustar el color aparente del haz de iluminación.

El aparato (tal como el dispositivo de iluminación 10 descrito a continuación) puede configurarse con una o más opciones preestablecidas que proporcionan haces de iluminación de colores aparentes preestablecidos particulares.

5 Cuando un usuario selecciona dicha opción preestablecida, el dispositivo de iluminación operará los dos o más láseres de haz de iluminación a longitudes de onda apropiadas y/o potencias relativas apropiadas para proporcionar un haz de iluminación del color aparente correspondiente. Dicho aparato puede estar configurado de manera similar para proporcionar un haz de iluminación en el color seleccionado a uno o más niveles de potencia preestablecidos.

10 El haz de iluminación puede usarse en combinación con un haz láser terapéutico para iluminar el tejido a tratar con el haz láser terapéutico. La longitud de onda del haz láser terapéutico normalmente difiere de las longitudes de onda de todas las fuentes de luz láser usadas para formar el haz de iluminación. Por ejemplo, como se describe con más detalle a continuación, la longitud de onda del haz láser terapéutico puede diferir en al menos aproximadamente 5 nm, al menos aproximadamente 8 nm o al menos aproximadamente 10 nm de las longitudes de onda de las fuentes de luz láser desde las cuales se forma el haz de iluminación.

15 Las diferencias entre la longitud de onda del haz láser terapéutico y las longitudes de onda de las fuentes de luz láser usadas para formar el haz de iluminación facilitan el uso de un filtro óptico para proteger a un observador del haz láser terapéutico y al mismo tiempo permiten al observador observar el tejido con todos los componentes espectrales del haz de iluminación. Por ejemplo, el filtro óptico puede tener una alta transmitancia a las longitudes de onda de las fuentes de luz láser usadas para formar el haz de iluminación, y una baja transmitancia a la longitud de onda del haz terapéutico.

20 El uso de láseres de luz visible que tienen diferentes longitudes de onda para proporcionar un haz de iluminación (por ejemplo, blanco) puede proporcionar numerosos beneficios en comparación con las soluciones implementadas actualmente. En primer lugar, debido a que los láseres proporcionan luz monocromática, pueden ser más eficientes energéticamente. Además, debido a que la luz se emite desde una fuente pequeña y se colima o se colima con relativa facilidad, puede acoplarse fácilmente a un núcleo de fibra óptica de diámetro pequeño y transmitirse a través de la fibra óptica para iluminar el tejido a tratar. Esto puede permitir una mayor miniaturización de los instrumentos de diagnóstico y quirúrgicos.

25 Como se describirá adicionalmente más adelante, las potencias de salida de los láseres que forman el haz de iluminación y/o el ángulo del cono de divergencia del haz de iluminación a medida que sale de una sonda de fibra óptica pueden seleccionarse de modo que el haz de iluminación sea seguro para todo el personal presente en el quirófano. Como precaución de seguridad adicional, la potencia del haz de iluminación se puede monitorizar y el haz de iluminación se puede interrumpir mecánica o electrónicamente si la potencia se eleva a o por encima de un umbral predeterminado correspondiente al riesgo para el paciente u otro personal presente.

30 Las figuras y la descripción detallada a continuación se refieren a aparatos y métodos en los que la salida de luz visible de dos o más fuentes de luz láser que emiten a diferentes longitudes de onda se combina para proporcionar un haz de iluminación para procedimientos oftálmicos de diagnóstico y/o quirúrgicos. Sin embargo, el aparato y los métodos descritos en el presente documento, y variaciones adecuadas, también se pueden usar, por ejemplo, en procedimientos endoscópicos para iluminar partes internas del colon o del esófago, en procedimientos coronarios de diagnóstico y quirúrgicos realizados con catéteres, en otros procedimientos mínimamente invasivos que emplean catéteres y en cualquier otro procedimiento médico adecuado.

35 Con referencia ahora a la figura 1A, un dispositivo de iluminación de ejemplo 10 comprende tres láseres de luz visible 15A-15C opcionalmente dispuestos dentro de una carcasa 20. Los haces de luz 25A-25C emitidos por estos láseres son combinados colinealmente por los elementos ópticos de guiado de haz 30A-30C para formar el haz de iluminación 35 incidente en un elemento óptico 40, que dirige el haz 35 a través de una lente 45 que enfoca el haz 35 en la parte del núcleo de la fibra óptica 50. Un extremo de la fibra óptica 50 está unido al dispositivo de iluminación 10 con el conector 55, a través del cual el haz de iluminación 35 se acopla en la fibra óptica. Al menos el núcleo del otro extremo de la fibra óptica 50 está revestido por una funda 57 en forma de aguja adaptada para inserción en un ojo 60. La funda 57 puede estar formada de metal, por ejemplo. La fibra óptica 50 y la funda 55 juntas forman una sonda 65 de fibra óptica. (Las sondas de fibra óptica construidas de manera similar se pueden usar en otras aplicaciones quirúrgicas y de diagnóstico de los métodos y dispositivos de iluminación descritos en el presente documento). El haz de iluminación 35 se emite desde el extremo de la sonda 65 de fibra óptica con un ángulo de cono θ para iluminar partes internas del ojo.

40 Los láseres 15A-15C pueden ser láseres de diodos semiconductores, por ejemplo. Normalmente, un láser emite en la región azul del espectro visible (por ejemplo, de aproximadamente 400 nm a aproximadamente 480 nm), otro emite en la región verde del espectro visible (por ejemplo, de aproximadamente 500 nm a aproximadamente 570 nm), y el tercero emite en la región roja del espectro visible (por ejemplo, de aproximadamente 620 nm a aproximadamente 700 nm), de modo que, en combinación, la salida de los tres láseres puede formar un haz de iluminación aparentemente blanco 35.

- Normalmente, los láseres 15A-15C emiten, cada uno, en una banda estrecha alrededor de una longitud de onda central. La emisión láser azul puede tener una longitud de onda central mayor o igual a aproximadamente 440 nm, o aproximadamente 450 nm, por ejemplo. La emisión láser verde puede tener una longitud de onda central de aproximadamente 515 nm, o aproximadamente 520 nm, o aproximadamente 550 nm, por ejemplo. La emisión láser roja puede tener una longitud de onda central de aproximadamente 635 nm o aproximadamente 640 nm, por ejemplo. Para lograr un amplio intervalo dinámico de color aparente disponible, puede ser importante tener una buena separación entre las longitudes de onda de la fuente de iluminación, con cada fuente en el espectro visible de 400 nm a 700 nm, o en el intervalo de espectro altamente visible de 450 nm a 640 nm.
- Aunque las figuras 1A-1C muestran el dispositivo de iluminación 10 que comprende tres láseres, puede usarse cualquier número adecuado de láseres (por ejemplo, dos o más de tres) para formar el haz de iluminación 35. Los láseres pueden emitir en cualquier región adecuada del espectro visible.
- Si el dispositivo de iluminación 10 está destinado a usarse en un procedimiento de diagnóstico o quirúrgico realizado con un haz láser terapéutico, los láseres 15A-15C pueden seleccionarse para emitir en longitudes de onda centrales diferentes de la longitud de onda central del haz láser terapéutico. Por ejemplo, las longitudes de onda centrales de los láseres 15A-15C pueden ser, cada una, una longitud de onda diferente de 532 nm, 561 nm y/o 577 nm (es decir, longitudes de onda de láseres terapéuticos oftálmicos disponibles en el mercado típicos). Las longitudes de onda centrales de los láseres 15A-15C pueden diferir de la longitud de onda central del láser terapéutico en, por ejemplo, al menos aproximadamente 5 nm, al menos aproximadamente 8 nm o al menos aproximadamente 10 nm.
- Como se describirá con mayor detalle más adelante, el uso de láseres 15A-15C que tienen longitudes de onda centrales que difieren de la longitud de onda central del haz láser terapéutico permite el uso de un filtro óptico para proteger el ojo de un observador del haz láser terapéutico mientras que le permite al observador ver todos o sustancialmente todos los componentes espectrales del haz de iluminación.
- Con referencia nuevamente a la figura 1A, opcionalmente la potencia de salida de cada uno de los láseres 15A-15C se puede monitorizar con fotodetectores 70A-70C a los que se dirigen partes de los haces 25A-25C, respectivamente, mediante divisores de haz 75A-75C. Se puede utilizar cualquier fotodetector y divisor de haz adecuado para esta función. También opcionalmente, los láseres 15A-15C pueden controlarse individualmente para ajustar su potencia de salida, controlando así sus contribuciones relativas al haz de iluminación 35 y controlando así el espectro y el color aparente del haz de iluminación 35. Esto puede lograrse, por ejemplo, controlando individualmente la potencia eléctrica suministrada a cada láser mientras se monitoriza la potencia de salida del láser individual. Cada uno de los láseres puede estar controlado activamente para proporcionar una potencia sustancialmente constante a los niveles de potencia deseados. La potencia total del haz de iluminación 35 puede medirse por separado con otro divisor de haz y fotodetector (no mostrado) que muestrean el haz de iluminación, por ejemplo, o determinarse a partir de mediciones separadas de la potencia en los haces láser 25A-25C. La potencia en cada uno de los haces láser 25A-25C puede mantenerse a niveles, por ejemplo, mayores o iguales a aproximadamente 1 mW. La potencia en cada uno de los haces láser 25A-25C puede mantenerse a niveles, por ejemplo, menores o iguales a aproximadamente 30 mW. La potencia total del haz de iluminación puede mantenerse, por ejemplo, a menos de o igual a aproximadamente 30 mW.
- Los elementos ópticos de guiado de haz 30A-30C y el elemento óptico 40 pueden ser o comprender, por ejemplo, cualquier elemento óptico refractivo, difractivo, reflectante o parcialmente reflectante adecuado (por ejemplo, división de haz) dispuesto de cualquier manera adecuada para combinar haces láser 25A-25C para formar el haz de iluminación 35 y dirigirlo a través de la lente 45 hacia el núcleo de la fibra óptica 50. El elemento óptico 40 puede estar ausente, por ejemplo.
- La lente 45 puede ser cualquier lente adecuada. La lente 45 puede enfocar el haz 35 a un diámetro en la cara de entrada de la fibra óptica 50 menor o igual que el diámetro de la parte del núcleo de la fibra óptica 50. Además, o como alternativa, la lente 45 puede enfocar el haz 35 a un ángulo de cono correspondiente a una apertura numérica (AN) menor o aproximadamente coincidente con la AN del núcleo de fibra óptica.
- La luz láser coherente del haz de iluminación 35 emitido desde el extremo de la sonda 65 de fibra óptica puede producir un patrón de intensidad de moteado en el tejido que ilumina. Dichos patrones de intensidad de moteado resultan de la interferencia de muchas ondas de la misma frecuencia, que tienen diferentes fases y amplitudes, que se suman para dar una onda resultante cuya amplitud, y por lo tanto intensidad, varía aleatoriamente.
- Un observador de tejido iluminado por dicho patrón moteado puede tener una visión distorsionada y posiblemente confusa del tejido, lo que podría comprometer el procedimiento de diagnóstico o quirúrgico. Para abordar este problema, en algunas variaciones, la dirección del haz 35 se altera de forma repetitiva (por ejemplo, de manera oscilante) en un pequeño intervalo angular a una frecuencia de aproximadamente 30 hercios o más antes de que el haz 35 se acople a la fibra óptica 50. Como resultado, las motas en el patrón moteado se mueven de manera correspondiente a través del tejido iluminado. Normalmente, la magnitud de los pequeños cambios realizados en la dirección del haz 35 se selecciona para que sea lo suficientemente pequeña como para que la potencia en el haz 35 acoplado a la fibra óptica 50 no se reduzca significativamente, sino que sea lo suficientemente grande como para que las motas en el patrón moteado se muevan a través del tejido una distancia de al menos un diámetro de mota. El haz

35 normalmente se mueve solo una fracción del diámetro del haz. Si los cambios en la dirección del haz se realizaran de manera suficientemente lenta, el movimiento de las motas sería observable por un ojo humano. Sin embargo, si los cambios en la dirección del haz se realizan a aproximadamente 30 hercios o más (como se enseña en el presente documento), las motas aparecerán ante un observador humano como un patrón de intensidad más suave que no distorsiona significativamente la visión del tejido por parte del observador.

Dichos pequeños cambios repetitivos en la dirección del haz 35 pueden producirse, por ejemplo, reflejando el haz 35 desde, o transmitiéndolo a través de, un elemento óptico en movimiento o vibrante. El elemento óptico puede ser o comprender, por ejemplo, un galvanómetro de espejo. Como alternativa, el elemento óptico puede ser o comprender, por ejemplo, un elemento óptico reflectante trasladado por actuadores piezoeléctricos. Por ejemplo, los actuadores piezoeléctricos se pueden pegar en una montura cinemática entre la placa posterior del elemento óptico reflectante y la placa oscilante en lugar de los tornillos de ajuste habituales. Como otra alternativa más, el haz 35 puede transmitirse a través de un prisma giratorio. Si el haz 35 tiene un perfil transversal elíptico y realiza un barrido en una sola dirección para suavizar las motas, puede ser preferible alinear la dirección de barrido con el eje menor del perfil del haz láser. En el ejemplo de la figura 1A, el elemento óptico reflectante 40 se mueve de manera oscilante, como lo indican las flechas, para suavizar el patrón moteado como se acaba de describir.

Puede ser deseable difuminar o alterar de otra manera repetitivamente la dirección del haz 35 para suavizar el patrón moteado, pero no es necesario.

Con referencia nuevamente a la figura 1A, la fibra óptica 50 tiene normalmente un diámetro de núcleo constante (no ahusado) de menos de o igual a aproximadamente 200 micrómetros, menos de o igual a aproximadamente 100 micrómetros, o menos de o igual a aproximadamente 50 micrómetros. En particular, debido a que el haz de iluminación 35 es un haz láser que puede acoplarse eficientemente en un núcleo de fibra óptica de diámetro pequeño, no es necesario utilizar una fibra ahusada que tenga un núcleo grande en un extremo de entrada en el que se acopla la luz de iluminación y una parte de núcleo más estrecha en un extremo de salida a través del cual se emite luz para iluminar el tejido. La fibra óptica 50 puede tener un diámetro externo menor o igual a aproximadamente 200 micrómetros, por ejemplo, lo que le permite encajar dentro de sondas de irrigación convencionales, por ejemplo, y/o encajar dentro del diámetro interno de una aguja estándar de calibre 23. La fibra óptica 50 normalmente tiene una apertura numérica mayor o igual a aproximadamente 0,22, o mayor o igual a aproximadamente 0,4, o mayor o igual a aproximadamente 0,45, o mayor o igual a aproximadamente 0,5. El haz de iluminación 35 puede emitirse desde el extremo de salida de la sonda 65 de fibra óptica con un ancho completo a la mitad del ángulo de divergencia máximo θ mayor o igual a aproximadamente 80 grados en aire (semiángulo mayor o igual a aproximadamente 40 grados en aire), por ejemplo. El haz de iluminación 35 puede emitirse desde el extremo de salida de la sonda 65 de fibra óptica con un ancho completo a la mitad del ángulo de divergencia máximo θ mayor o igual a aproximadamente 60 grados en agua (semiángulo mayor o igual a aproximadamente 30 grados en agua), por ejemplo. La funda 57 en forma de aguja puede ser, por ejemplo, de calibre de aproximadamente 20 a aproximadamente 25.

Normalmente, las potencias de salida de los láseres que forman el haz de iluminación y/o el ángulo de cono de divergencia del haz de iluminación cuando sale de la sonda de fibra óptica se seleccionan para que el haz de iluminación sea seguro para todo el personal presente en el quirófano que tenga un reflejo de parpadeo normal. Por ejemplo, la potencia de salida total y la divergencia de la salida del haz de iluminación de la sonda 65 de fibra óptica se puede seleccionar de modo que se transmita menos o igual a aproximadamente 1 mW a través de una abertura circular de 7 mm ubicada a una distancia de aproximadamente 70 mm del extremo de salida de la sonda y en el centro del máximo de la distribución de iluminación. Además, se puede situar un obturador en la trayectoria del haz de iluminación 35 para evitar que el haz 35 salga de la carcasa 20 a través del conector 55 si el dispositivo de iluminación 10 no está conectado a una sonda de fibra óptica.

Con referencia ahora a la figura 1B, como se indicó anteriormente, el dispositivo de iluminación 10 y la sonda 65 de fibra óptica pueden usarse en combinación con un haz láser terapéutico. En el ejemplo ilustrado, un haz láser terapéutico proporcionado por la fuente 80 de láser terapéutico se acopla a una sonda terapéutica 105 de fibra óptica a través de un conector 90. La sonda 105 de fibra óptica comprende una fibra óptica 85, conectada a la fuente de haz láser terapéutico, y una funda 95 en forma de aguja que puede insertarse en un ojo (u otro tejido) para suministrar el haz láser terapéutico al tejido a tratar. El haz láser terapéutico puede tener una longitud de onda de aproximadamente 532 nm, por ejemplo, que es convencional para cirugías de fotocoagulación retiniana. Como alternativa, el haz láser terapéutico puede tener una longitud de onda de aproximadamente 561 nm, o aproximadamente 577 nm, o cualquier otra longitud de onda adecuada. El haz láser terapéutico se emite normalmente desde el extremo de la sonda 105 de fibra óptica a una potencia mayor o igual a aproximadamente 100 mW. El haz láser terapéutico se emite normalmente desde el extremo de la sonda 105 de fibra óptica con un ancho completo a la mitad del ángulo de divergencia máximo, mayor o igual a aproximadamente 25 grados en aire, por ejemplo.

Con referencia ahora a la figura 1C, un observador 110 (que se muestra como un ojo) puede usar un microscopio 120 para observar un procedimiento quirúrgico en un ojo realizado usando un haz láser terapéutico suministrado a través de la sonda 105 de fibra óptica bajo iluminación con un haz de iluminación suministrado a través de la sonda 65 de fibra óptica. En el ejemplo ilustrado, el microscopio 120 incluye una lente objetivo convencional 125 y un ocular convencional 130. Además, el microscopio 120 incluye un filtro óptico 135 configurado para bloquear la transmisión

de luz desde el haz láser terapéutico mientras que pasan todos o sustancialmente todos los componentes espectrales del haz de iluminación. Por ejemplo, el filtro puede tener una transmitancia menor o igual a aproximadamente el 0,1 %, o menor o igual a aproximadamente el 0,01 % para todos los componentes espectrales del haz láser terapéutico, y una transmitancia mayor o igual a aproximadamente el 75 %, o mayor o igual a aproximadamente el 85 %, o mayor o igual a aproximadamente el 90 %, o mayor o igual a aproximadamente el 95 %, o mayor o igual a aproximadamente el 98 % para todos los componentes espectrales del haz de iluminación.

El filtro 135 puede ser móvil dentro y fuera de la línea de visión del observador en el microscopio, según se desee. Por ejemplo, el filtro puede estar fuera de la línea de visión del observador hasta que el observador utilice el láser terapéutico, momento en el cual el filtro puede (por ejemplo, automáticamente) moverse a la posición de la línea de visión. En algunas variaciones, la transición entre el filtrado de entrada y el filtrado de salida no cambia notablemente la intensidad, la saturación y el tono del campo de visión iluminado observado.

Normalmente, el filtro 135 tiene una banda de detención centrada aproximadamente a la longitud de onda del haz láser terapéutico. La banda de detención tiene un ancho menor o igual a aproximadamente 5 nm, o menor o igual a aproximadamente 10 nm, o menor o igual a aproximadamente 15 nm en el que la transmitancia es menor o igual a aproximadamente el 0,1 %, o menor igual o igual a aproximadamente el 0,01 %. Además, el filtro 135 tiene una banda pasante en el lado azul de la banda de detención con una transmitancia mayor o igual a aproximadamente el 75 %, o mayor o igual a aproximadamente el 85 %, o mayor o igual a aproximadamente el 90 %, o mayor o igual a aproximadamente el 95 %, o mayor o igual a aproximadamente el 98 % para los componentes azul o azul y verde del haz de iluminación 35. El filtro 135 también tiene una banda pasante en el lado rojo de la banda de detención con una transmitancia mayor o igual a aproximadamente el 75 %, o mayor o igual a aproximadamente el 85 %, o mayor o igual a aproximadamente el 90 %, o mayor o igual a aproximadamente el 95 %, o mayor o igual a aproximadamente el 98 % para los componentes rojo o rojo y verde del haz de iluminación 35.

Una característica importante del filtro 135 es que tiene una alta transmitancia para todos los componentes espectrales del haz de iluminación, incluidos aquellos con longitudes de onda cercanas a la longitud de onda del haz láser terapéutico. Por ejemplo, el filtro 135 puede tener una alta transmitancia (mayor o igual a aproximadamente el 75 %, o mayor o igual a aproximadamente el 85 %, o mayor o igual a aproximadamente el 90 %, o mayor o igual a aproximadamente el 95 %, o mayor o igual a aproximadamente el 98 %) para un componente del haz de iluminación a aproximadamente 515 nm, o aproximadamente 520 nm, o aproximadamente 550 nm mientras que tiene una baja transmitancia (menor o igual a aproximadamente el 0,1 %, o menor que o igual a aproximadamente el 0,01 %.) para un haz láser terapéutico a aproximadamente 532 nm.

La figura 2 muestra un espectro de transmisión 101 para un filtro óptico 135 de ejemplo que puede usarse con un haz láser terapéutico a aproximadamente 532 nm y un haz de iluminación formado a partir de una combinación de tres haces láser que tienen una emisión centrada a aproximadamente 450 nm, aproximadamente 515 nm y aproximadamente 635 nm. La longitud de onda del láser terapéutico se indica con el número de referencia 100, y las longitudes de onda de emisión de los láseres que contribuyen al haz de iluminación se indican con los números de referencia 201, 202 y 203. En este ejemplo, la banda de detención tiene una transmitancia menor o igual a aproximadamente el 0,01 % entre aproximadamente 529 nm y aproximadamente 535 nm, bloqueando el haz láser terapéutico de 532 nm, y tiene una transmitancia mayor o igual a aproximadamente el 90 % para el componente verde del haz de iluminación a aproximadamente 515 nm.

La figura 3 muestra un espectro de transmisión de un filtro óptico de ejemplo que no funcionaría tan satisfactoriamente, en comparación con el filtro de la figura 2, en combinación con las longitudes de onda del haz terapéutico y de iluminación que se muestran en la figura 2. En particular, en este ejemplo, la banda de detención es suficientemente ancha para reducir significativamente la transmitancia para el componente verde del haz de iluminación a aproximadamente 515 nm. Como consecuencia, el componente verde no contribuiría fuertemente a la iluminación observada por el observador. Los componentes rojo y azul del haz de iluminación dominarían, y la iluminación observada estaría sesgada hacia el magenta.

Esta divulgación es ilustrativa y no limitante. Las modificaciones adicionales serán evidentes para un experto en la materia a la luz de esta divulgación y pretenden estar dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de iluminación para su uso en un procedimiento oftálmico, comprendiendo el dispositivo de iluminación:
- 5 una carcasa (20);
 un láser de diodo azul (15A) situado dentro de la carcasa;
 un láser de diodo verde (15B) situado dentro de la carcasa;
 un láser de diodo rojo (15C) situado dentro de la carcasa;
 10 una sonda de iluminación (65) de fibra óptica que tiene extremos proximal y distal y conectada externamente en su extremo proximal a la carcasa;
 una lente (45); y
 elementos ópticos de combinación de haz y de guiado de haz (30A-30C, 40) dispuestos para combinar colinealmente un haz de salida (25A) desde el láser de diodo azul, un haz de salida (25B) desde el láser de diodo verde y un haz de salida (25C) desde el láser de diodo rojo para formar un haz de iluminación (35) y dirigir el haz de iluminación a través de la lente para enfocar en el extremo proximal de la sonda de iluminación de fibra óptica; caracterizado por que:
- 15 la sonda de iluminación de fibra óptica comprende una fibra óptica que tiene una apertura numérica mayor o igual a aproximadamente 0,4 y un núcleo de diámetro único no ahusado que tiene un diámetro menor o igual a aproximadamente 200 micrómetros, y una funda (57) en forma de aguja en su extremo distal, la funda en forma de aguja está adaptada para inserción en un ojo para iluminar el tejido ocular interno con el haz de iluminación, y el haz de iluminación es enfocado por la lente en el núcleo de diámetro único no ahusado;
- 20 la emisión del láser de diodo verde se centra a aproximadamente 515 nm; y
 el dispositivo de iluminación comprende un filtro óptico (135) que tiene una transmitancia menor o igual a aproximadamente el 0,1 % en una banda de detención centrada a aproximadamente 532 nm para una emisión de haz láser terapéutico centrada a aproximadamente 532 nm, una banda pasante que tiene una transmitancia mayor o igual a aproximadamente el 85 % a aproximadamente 515 nm para la emisión desde el láser de diodo verde, y una transmitancia mayor o igual a aproximadamente el 85 % para la emisión desde el láser de diodo azul y la emisión desde el láser de diodo rojo.
- 25
- 30 2. El dispositivo de iluminación de la reivindicación 1, en el que el haz de iluminación es percibido como blanco o teñido de blanco para un ser humano que tiene una visión normal de los colores.
3. El dispositivo de iluminación de la reivindicación 1, en el que las potencias de salida del láser de diodo azul, el láser de diodo verde y el láser de diodo rojo son monitorizadas y controladas independientemente por un usuario para seleccionar un color aparente y la potencia total del haz de iluminación.
- 35
4. El dispositivo de iluminación de la reivindicación 1, en el que el núcleo de fibra óptica tiene un diámetro menor o igual a aproximadamente 100 micrómetros.
- 40 5. El dispositivo de iluminación de la reivindicación 1, en el que el núcleo de fibra óptica tiene un diámetro menor o igual a aproximadamente 50 micrómetros.
6. El dispositivo de iluminación de la reivindicación 1, en el que la fibra óptica tiene una apertura numérica mayor o igual a aproximadamente 0,5.
- 45 7. El dispositivo de iluminación de la reivindicación 1, en el que la funda en forma de aguja tiene un diámetro menor que el calibre 20.
8. El dispositivo de iluminación de la reivindicación 1, en el que la potencia máxima del haz de iluminación y la divergencia del haz de iluminación cuando sale de la sonda de iluminación de fibra óptica son tales que se transmite menos de o igual a aproximadamente 1 mW a través de una abertura circular de 7 mm ubicada a una distancia de aproximadamente 70 mm del extremo de salida de la sonda de iluminación de fibra óptica y en el centro del máximo de la distribución de iluminación.
- 50 9. El dispositivo de iluminación de la reivindicación 1, en el que el haz láser de diodo azul, el haz láser de diodo verde y el haz láser de diodo rojo tienen longitudes de onda centrales que difieren de la longitud de onda central del haz láser terapéutico en al menos aproximadamente 8 nm.
- 55

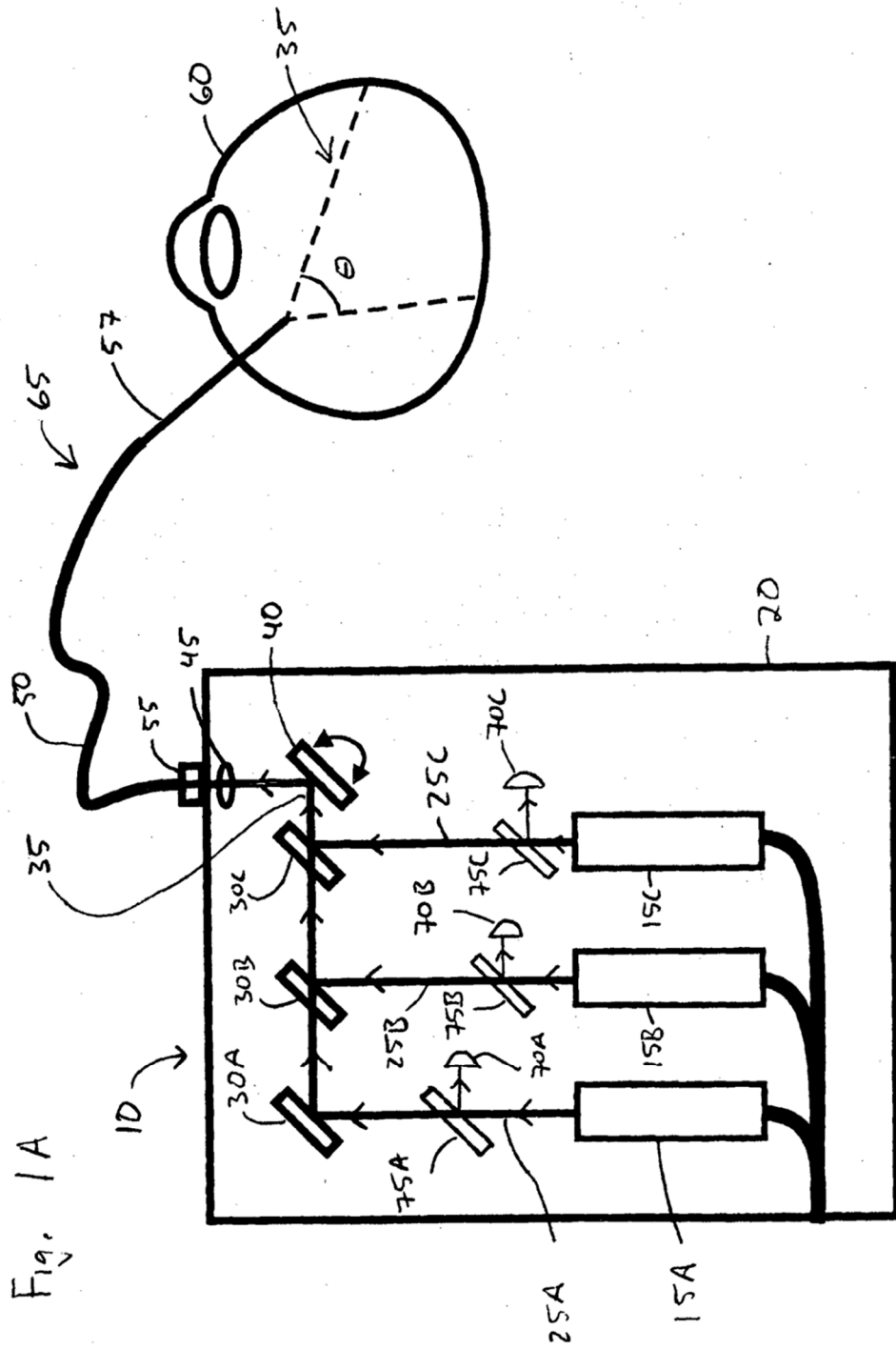
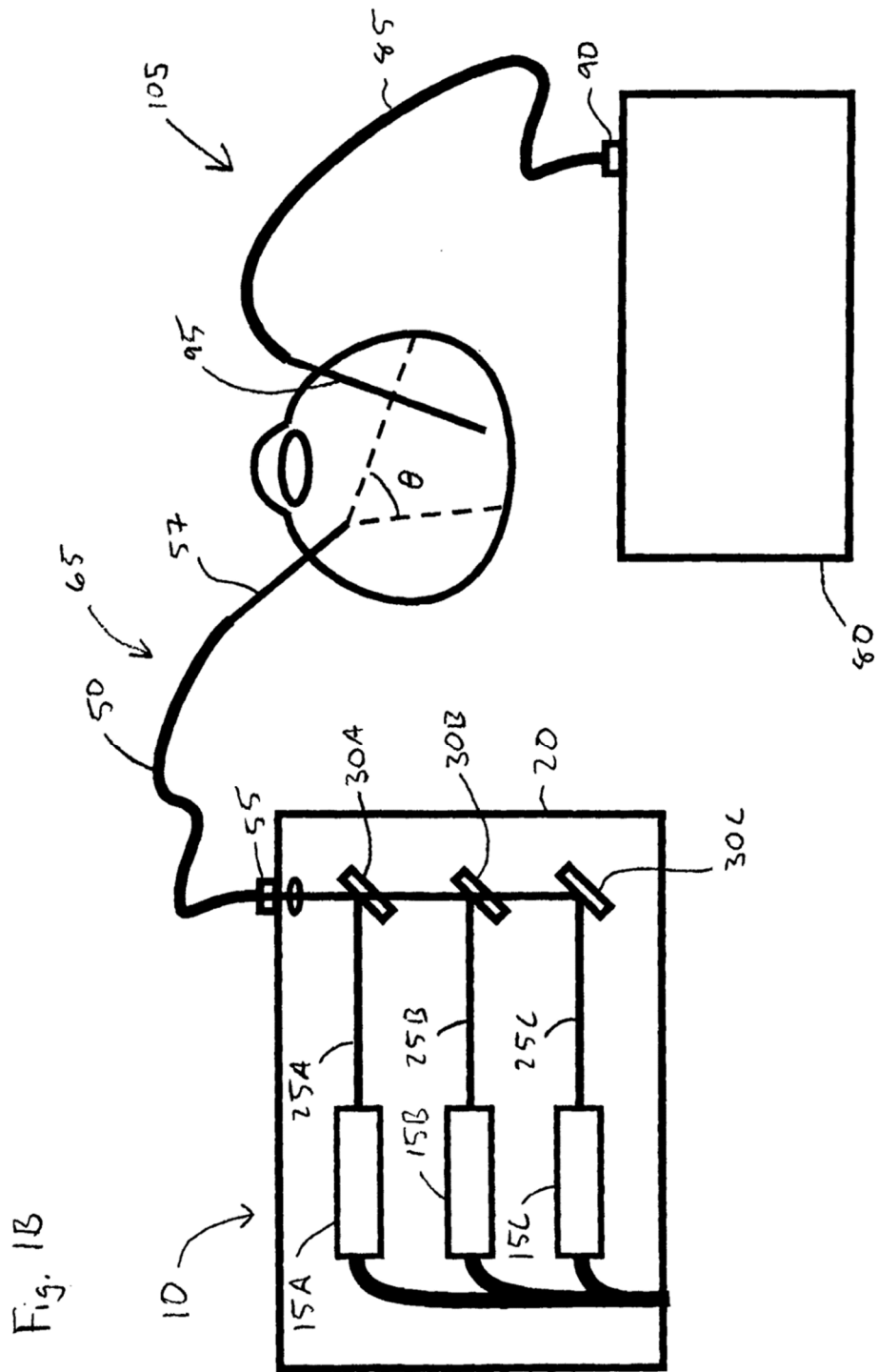


Fig. 1A



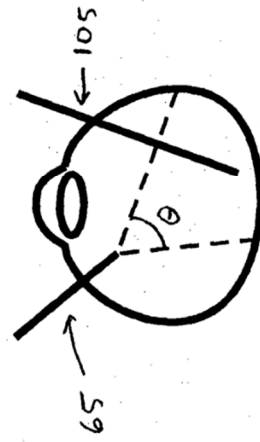
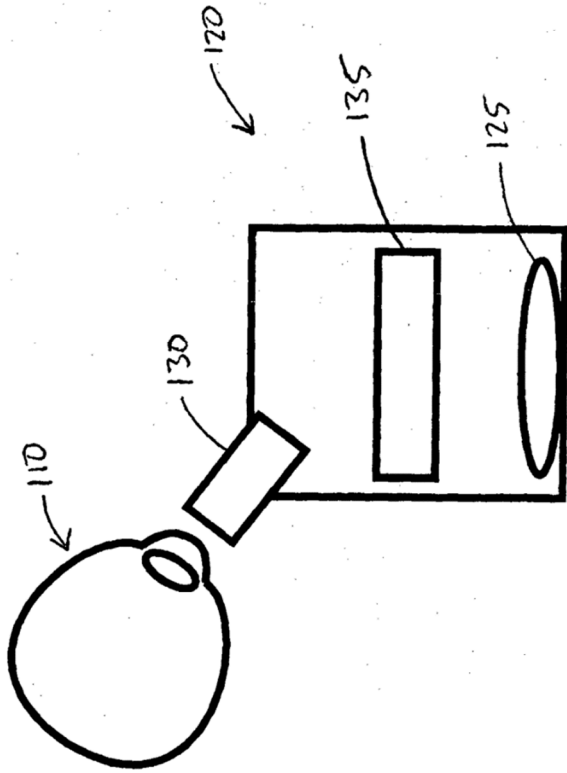


Fig 1C

Figura 2

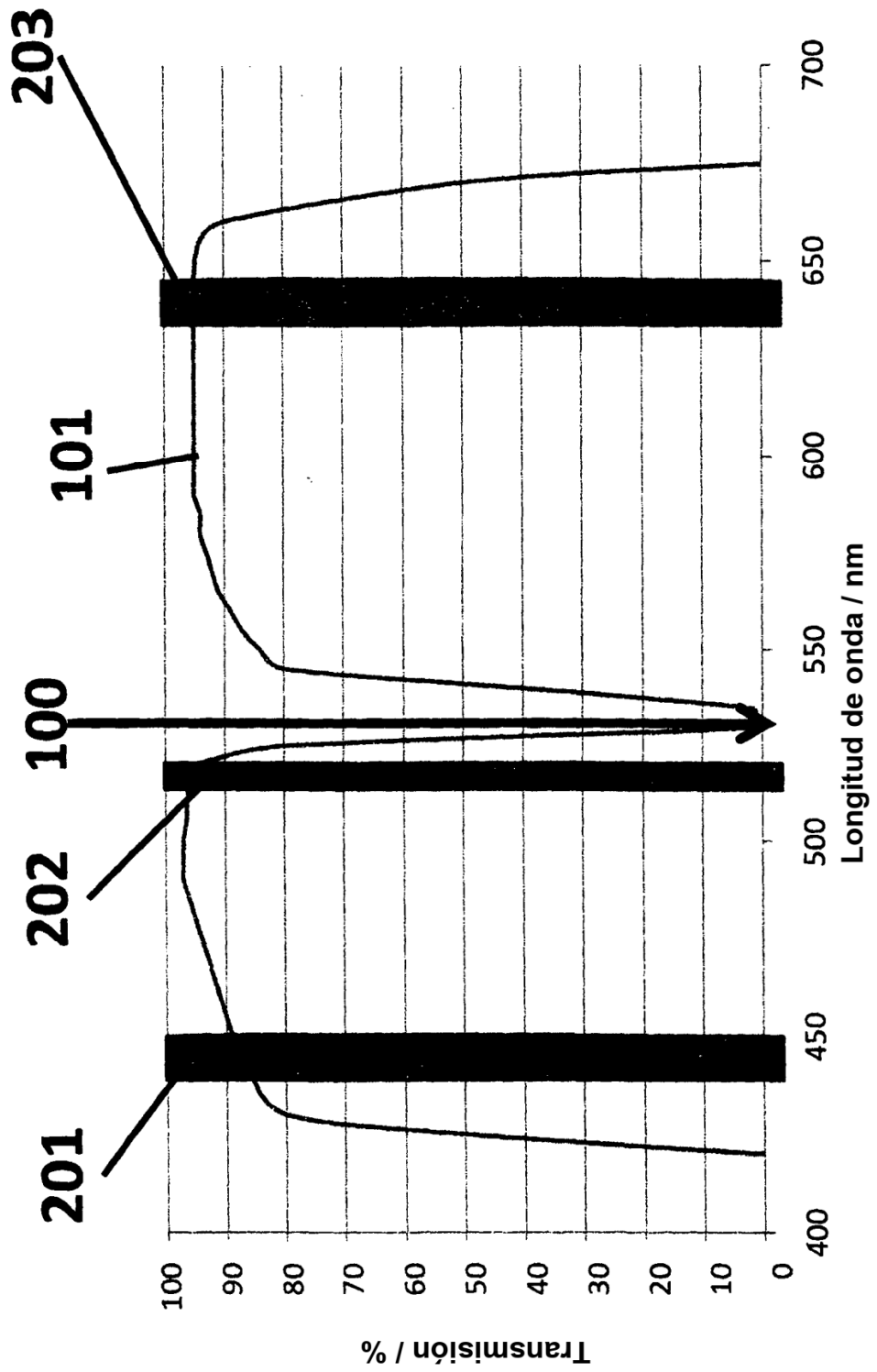


Figura 3

