

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 575 383**

51 Int. Cl.:

A61B 18/28 (2006.01)

A61F 9/008 (2006.01)

A61B 90/30 (2006.01)

A61B 1/07 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.12.2011 E 11858160 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.04.2016 EP 2648639**

54 Título: **Luz láser coherente blanca lanzada en nanofibras para iluminación quirúrgica**

30 Prioridad:

08.02.2011 US 201161440568 P

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

28.06.2016

73 Titular/es:

**ALCON RESEARCH, LTD. (100.0%)
IP Legal, Mail Code TB4-8, 6201 South Freeway
Fort Worth, Texas 76134, US**

72 Inventor/es:

**HORVATH, CHRISTOPHER;
PAPAC, MICHAEL J.;
ROMODA, LASZLO;
SMITH, RONALD T. y
YADLOWSKY, MICHAEL J.**

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 575 383 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

Luz láser coherente blanca lanzada en nanofibras para iluminación quirúrgica.

5 **Antecedentes**

10 Anatómicamente, un ojo puede estar dividido en dos partes distintas, un segmento anterior y un segmento posterior. El segmento anterior incluye un cristalino y se extiende desde la capa más exterior de la córnea (el endotelio de la córnea) hasta un segmento posterior de una cápsula del cristalino. El segmento posterior incluye una parte del ojo que está detrás de la cápsula del cristalino. El segmento posterior se extiende desde una cara hialoidea anterior (parte de un cuerpo vítreo) hasta una retina, con la que la cara hialoidea posterior está en contacto directo. El segmento posterior es mucho más grande que el segmento anterior.

15 El segmento posterior incluye el cuerpo vítreo, una sustancia transparente, sin color y parecida a un gel. Representa aproximadamente dos tercios del volumen del ojo, dándole forma y configuración antes del nacimiento. El cuerpo vítreo está compuesto de un 1% de colágeno y hialuronato de sodio y de un 99% de agua. El límite anterior del cuerpo vítreo es la cara hialoidea anterior, que toca la cápsula posterior del cristalino, mientras que la cara hialoidea posterior forma su propio límite posterior, y está en contacto con la retina. El cuerpo vítreo no fluye libremente como el humor acuoso y tiene sitios de unión anatómicos normales. Uno de estos sitios es la base vítrea, la cual es una banda amplia de aproximadamente 3-4 mm que cubre la ora serrata. La cabeza del nervio óptico, la mácula lútea, y la arcada vascular también son puntos de unión. Las principales funciones del cuerpo vítreo son mantener la retina en su sitio, mantener la integridad y configuración del globo, absorber impactos debido al movimiento, y posteriormente dar soporte al cristalino. A diferencia del humor acuoso, el cuerpo vítreo no se reemplaza continuamente. El cuerpo vítreo se vuelve más fluido con la edad en un proceso conocido como sinéresis. La sinéresis da lugar al encogimiento del cuerpo vítreo, el cual puede ejercer presión o tracción en sus puntos de unión normales. Si se aplica la suficiente tracción, el cuerpo vítreo puede tirar de su unión retiniana creando un desgarro o agujero retiniano.

30 Varios procedimientos quirúrgicos, llamados procedimientos vítreoretinianos, se llevan a cabo normalmente en el segmento posterior del ojo. Los procedimientos vítreoretinianos son apropiados para tratar muchas enfermedades graves del segmento posterior. Los procedimientos vítreoretinianos tratan enfermedades, como por ejemplo la degeneración macular relacionada con la edad (AMD), la retinopatía diabética y la hemorragia vítrea diabética, el agujero macular, el desprendimiento de retina, la membrana epirretiniana, la retinitis CMV, y muchas otras enfermedades oftalmológicas.

35 Un cirujano realiza los procedimientos vítreoretinianos con un microscopio y unas lentes especiales diseñadas para aportar una imagen clara del segmento posterior. Se hacen varias incisiones minúsculas de aproximadamente 1 milímetro de longitud en la esclerótica en la pars plana. El cirujano inserta instrumentos microquirúrgicos a través de las incisiones, como por ejemplo una fuente de luz de fibra óptica, para iluminar el ojo por dentro; una línea de infusión para mantener la configuración del ojo durante la cirugía; e instrumentos para cortar y extraer el cuerpo vítreo. Se puede proporcionar una incisión separada para cada instrumento microquirúrgico cuando se usan múltiples instrumentos simultáneamente.

45 Durante dichos procedimientos quirúrgicos, la iluminación apropiada del interior del ojo es importante. Típicamente, se inserta una fibra óptica delgada en el ojo para proporcionar iluminación. Una fuente de luz, como por ejemplo una lámpara halógena de tungsteno o una lámpara de arco de alta presión (haluros de metal, Xe), puede ser usada para producir la luz transportada por la fibra óptica al ojo. La luz pasa a través de varios elementos ópticos (típicamente lentes, espejos, y atenuadores) y es transmitida a la fibra óptica que transporta la luz al ojo.

50 Como ocurre con la mayoría de procedimientos quirúrgicos, se produce un beneficio al minimizar el número y tamaño de incisiones requeridas para realizar el procedimiento vítreoretiniano. Las incisiones se realizan típicamente sólo de manera que sean lo suficientemente grandes como para acomodarse al tamaño del instrumento microquirúrgico insertado en el interior del ojo. Los esfuerzos para minimizar el tamaño de la incisión generalmente implican reducir el tamaño del instrumento microquirúrgico. La reducción del número de incisiones puede conseguirse mediante la integración de varios instrumentos microquirúrgicos. Por ejemplo, la fibra óptica se puede incorporar en el extremo de trabajo de un instrumento microquirúrgico. Esto puede eliminar la necesidad de hacer una incisión aparte para la iluminación y ofrece la ventaja de dirigir el haz de luz junto con el instrumento microquirúrgico sobre el sitio objetivo a través de una abertura común en la esclerótica. Desafortunadamente, al menos algunos de los intentos anteriores de integrar múltiples instrumentos microquirúrgicos dieron como resultado instrumentos más grandes que requerían incisiones más grandes para la inserción dentro de la región interior del ojo, o iban acompañados por una disminución correspondiente de uno o ambos de los instrumentos quirúrgicos integrados.

65 El estado de la técnica está representado por los documentos EP 1114608 A, WO 03/077746 A y US 5.062.431.

El documento EP 1114608 divulga las características del preámbulo de la reivindicación 1.

La presente invención proporciona un sistema de iluminación quirúrgico de acuerdo con las reivindicaciones siguientes.

5 Breve descripción de las figuras

La FIG. 1 es una vista en sección transversal de un ojo que ilustra una anatomía interna del ojo;

10 La FIG. 2 es una ilustración esquemática de un ejemplo de una sonda de iluminación que muestra la iluminación de una región interior del ojo de la FIG. 1;

La FIG. 3 es una ilustración esquemática de un ejemplo de un sistema de iluminación intraocular que usa una fuente de luz láser generalmente de banda ancha que puede estar selectiva y ópticamente conectada a la sonda de iluminación;

15 La FIG. 4 es una vista esquemática de una sección transversal parcial de un extremo de la sonda de iluminación mostrada que se proyecta a través de una incisión en una esclerótica del ojo;

20 La FIG. 5 es una vista esquemática de unos ejemplos de sección transversal parcial de una cánula de infusión integrada y de una sonda de iluminación que se pueden usar con los sistemas de iluminación intraocular de las FIGS. 3 y 6;

25 La FIG. 6 es una ilustración esquemática de un ejemplo de un sistema de iluminación intraocular que usa múltiples láseres de banda estrecha como fuente de luz;

La FIG. 7 es una vista esquemática de un ejemplo de una sección transversal parcial de una sonda de iluminación que puede ser usada con los sistemas de iluminación intraocular de las FIGS. 3 y 6, incluyendo la sonda de iluminación una fibra óptica de escala nano que tiene un extremo formado para dar forma selectivamente la distribución de luz emitida desde la sonda de iluminación; y

30 La FIG. 8 es una vista esquemática parcial de un ejemplo de una sección transversal de una sonda de iluminación que incluye una elevada apertura numérica y una fibra de iluminación óptica de escala nano que puede ser usada con los sistemas de iluminación intraocular de las FIGS. 3 y 6.

35 Descripción detallada

Haciendo referencia a continuación a la siguiente discusión y a los dibujos, se describen en detalle las aproximaciones ilustrativas a los sistemas y métodos divulgados. Aunque las figuras representan algunas posibles aproximaciones, las figuras no están necesariamente realizadas a escala y algunas características pueden estar exageradas, eliminadas, o parcialmente seccionadas para ilustrar y explicar mejor la presente divulgación. Además, las descripciones que se establecen en la presente memoria no pretenden ser exhaustivas, sino limitar, o restringir las reivindicaciones a las formas y configuraciones precisas mostradas en las figuras y divulgadas en la siguiente descripción detallada.

45 La FIG. 1 ilustra una anatomía de un ojo 20, el cual incluye una córnea 22, un iris 24, una pupila 26, un cristalino 28, una cápsula del cristalino 30, unas zónulas 32, un cuerpo ciliar 34, una esclerótica 36, una región vítrea 38, una retina 40, una mácula 42, y un nervio óptico 44. La córnea 22 es una estructura transparente en forma de cúpula en la superficie del ojo 20 que actúa como ventana, permitiendo que la luz entre en el ojo. El iris 24, el cual corresponde a la parte coloreada del ojo, es un músculo que envuelve la pupila 26 que se relaja y se contrae para controlar la cantidad de luz que entra en el ojo 20. La pupila 26 es una abertura circular central en el iris 24. El cristalino 28 es una estructura dentro del ojo 20 que ayuda a enfocar la luz en la retina 40. La cápsula del cristalino 30 es una bolsa elástica que encapsula el cristalino 30, ayudando a controlar la configuración del cristalino 28 mientras el ojo enfoca objetos a diferentes distancias. Las zónulas 32 son ligamentos delgados que unen la cápsula del cristalino 30 al interior del ojo 20, manteniendo el cristalino 28 en su sitio. El cuerpo ciliar 34 es un área muscular unida al cristalino 28 que se contrae y se relaja para controlar el tamaño del cristalino para enfocar. La esclerótica 36 es una capa más externa dura del ojo 20 que mantiene la forma del ojo. La región vítrea 38 es una gran sección llena de gel situada hacia la parte trasera del ojo 20 que ayuda a mantener la curvatura del ojo. La retina 40 es una capa de nervio sensible a la luz situada en una parte trasera del ojo 20 que recibe luz y la convierte en señales para enviarlas al cerebro. La mácula 42 es un área en la parte trasera del ojo 20 que incluye unos receptores para detectar un detalle sutil en una imagen visualizada. El nervio óptico 44 transmite señales desde el ojo 20 al cerebro.

60 Con referencia a la FIG. 2, varios elementos microquirúrgicos pueden ser insertados a través de la esclerótica 36 (generalmente en la pars plana) dentro de la región vítrea 38 en conexión con la realización de un procedimiento vitreoretiniano. Estos pueden incluir, pero no están limitados a, una sonda de vitrectomía 46, una cánula de infusión 48, y una sonda de iluminación 50 para iluminar un interior del ojo 20. La sonda de iluminación 50 puede incluir un

cable de fibra óptica 52 para transferir luz desde una fuente de luz para iluminar el interior de la región vítrea 38 del ojo 20 durante varios procedimientos intraoperatorios, como por ejemplo la cirugía vítreoretiniana.

Con referencia a la FIG. 3, un endoiluminador 51 ejemplificativo puede incluir un iluminador 52 y la sonda de iluminación 50. El iluminador 52 puede incluir un motor de luz 54 para generar luz a un flujo luminoso y cromaticidad particulares. La luz producida por el iluminador 52 puede ser transferida a la región interior del ojo a través de la sonda de iluminación 50. El motor de luz 54 puede emplear un láser 56 para generar la luz. Se pueden emplear varios tipos y configuraciones de láseres, incluyendo pero sin limitarse a, láseres de gas, láseres de colorante, láseres de vapor de metal, láseres de estado sólido, láseres semiconductores, láseres de fibra, y láseres supercontinuos. La luz puede ser emitida desde el láser 56 por un rango espectral relativamente ancho o estrecho dependiendo del tipo de láser empleado. Los láseres son generalmente capaces de producir luz con un grado relativamente elevado de coherencia espacial, en comparación con otras fuentes de luz, como por ejemplo los LED e iluminadores basados en lámparas. La coherencia espacial elevada permite que la luz emitida sea enfocada en tamaños de punto más pequeños para una transmisión eficiente a los cables de fibra óptica. La capacidad de enfocar la luz emitida en tamaños de punto más pequeños puede permitir el uso de fibras ópticas pequeñas, como por ejemplo fibras ópticas de escala nano, las cuales pueden, a su vez, permitir incisiones quirúrgicas más pequeñas para insertar la sonda de iluminación 50 dentro del ojo 20. Como es el caso de muchos procedimientos quirúrgicos, incluyendo los procedimientos vítreoretinianos, generalmente es deseable limitar las incisiones quirúrgicas al tamaño más pequeño posible. Las fibras ópticas más pequeñas generalmente requieren incisiones quirúrgicas más pequeñas para la inserción en el ojo. Dependiendo del tamaño de la fibra óptica empleada, la incisión puede que sea lo suficientemente pequeña para hacer que la herida resultante sea sustancialmente autocurable, eliminando de este modo la necesidad de emplear procedimientos adicionales para cerrar la incisión, como por ejemplo las suturas.

El láser 56 puede estar configurado para producir una luz blanca generalmente de banda ancha para iluminar la región interior del ojo 20. Por ejemplo, el láser 56 puede estar configurado como un láser supercontinuo capaz de producir una luz generalmente de banda ancha sobre un rango espectral relativamente ancho. Los láseres supercontinuos funcionan, por ejemplo, haciendo pasar un haz de bombeo pulsado generalmente de ancho de banda estrecho a través de un medio dispersivo no lineal, como por ejemplo una fibra fotónica cristalina. A medida que el haz de bombeo se propaga a través del medio dispersivo no lineal, una serie de procedimientos no lineales actúan sobre el haz de bombeo para causar el ensanchamiento espectral del haz de bombeo inicial. El resultado es un espectral continuo que se extiende sobre al menos una parte del espectro visible. El láser 56 puede estar configurado también para emitir luz que cubra todo el espectro visible y que se extienda hacia partes del espectro invisible.

Haciendo referencia de acuerdo a la FIG. 3, el iluminador 52 puede incluir varios dispositivos para controlar y monitorizar el funcionamiento del láser 56, incluyendo pero sin limitarse a, una electrónica de accionamiento 58, un monitor de potencia 60, y un controlador 62. El monitor de potencia 60 puede estar configurado para monitorizar la potencia de un haz de luz 64 emitido desde el láser 56. Un divisor de haz 66, u otro dispositivo óptico adecuado, puede ser usado para dirigir una parte 68 del haz de luz 64 al monitor de potencia 60. El monitor de potencia 60 puede estar configurado para generar una señal electrónica indicativa de la potencia de la luz emitida desde el láser 56. El monitor de potencia 60 puede estar electrónicamente conectado, con cable o sin cable, al controlador 62.

El controlador 62 puede controlar por lo menos parcialmente el funcionamiento de la electrónica de accionamiento 58. El controlador 62 puede recibir varias entradas informativas, incluyendo pero sin limitarse a, varias entradas de usuario y la señal de potencia transmitida desde el monitor de potencia 60, y posteriormente heurísticos, p. ej., reglas o procesos lógicos, que pueden aplicarse a las entradas. A continuación se pueden generar salidas que influyen en el funcionamiento de la electrónica de accionamiento 58 en el contexto del funcionamiento completo del iluminador 52.

En algunas aplicaciones de iluminación, como por ejemplo cuando se emplea un láser supercontinuo, puede ser beneficioso alargar aún más los pulsos de haz emitidos desde el láser 56 en el dominio de tiempo. Esto se puede conseguir colocando un elemento dispersivo 70 en la trayectoria óptica hacia abajo del medio dispersivo no lineal usado para generar la luz blanca generalmente de banda ancha emitida por el láser 56. El elemento dispersivo 70 puede estar configurado como una longitud de fibra óptica dispersiva. El elemento dispersivo 70 puede incluir un acoplador óptico 71 para selectiva y ópticamente acoplar la sonda de iluminación 50 al iluminador 52. Alternativamente, el elemento dispersivo puede estar integrado como parte de la sonda de iluminación 50.

Haciendo referencia a la FIG. 3, el iluminador 52 puede incluir un acoplador óptico 72 para capturar y enfocar el haz de luz 64 emitido desde el láser 56, y enfocar la luz para suministrarla al elemento dispersivo 70. El acoplador óptico 72 puede incluir varios elementos ópticos, como por ejemplo, una lente colimadora 74 para recibir el haz de luz 64 generalmente divergente, emitido desde el láser 56, y una lente condensadora 76 dispuesta ópticamente hacia debajo de la lente colimadora 74. La lente colimadora 74 recibe el haz de luz 64 emitido desde el láser 56, y refracta la luz para formar un haz de luz generalmente colimado 77. El haz de luz colimado 77 pasa a través de la lente de condensación 76, la cual funciona para enfocar el haz de luz colimador para suministrarlo al elemento dispersivo 70. El acoplador óptico 72 puede alternativamente emplear lentes redondas para acoplar ópticamente el láser 56 a un elemento dispersivo 70. Esto son solo dos ejemplos de varios sistemas de acoplamiento óptico que pueden

emplearse para acoplar ópticamente el láser 56 al cable óptico 52. También se pueden usar otros sistemas de acoplamiento óptico.

Haciendo referencia continuamente a la FIG. 3, la sonda de iluminación 50 puede incluir un cable de fibra óptica 78 para transmitir la luz emitida desde el láser 56 al interior del ojo 20. El cable de fibra óptica 78 puede incluir un conector de fibra óptica 80 para conectar ópticamente el cable de fibra óptica 78 al elemento dispersivo 70. El conector de fibra óptica 80 está conectado libremente con el acoplador óptico 71 configurado correspondientemente, que está asociado funcionalmente con el iluminador 52. Los conectores ópticos 71 y 80 permiten que el cable de fibra óptica 78 esté selectivamente unido y separado del iluminador 52. En la configuración ejemplificativa del endoiluminador 51 ilustrado en la FIG. 3, el cable de fibra óptica 78 se muestra directamente conectado al elemento dispersor 70. En la práctica, se pueden disponer varios elementos ópticos adicionales en la trayectoria óptica entre el iluminador 52 y el cable de fibra óptica 78. Por ejemplo, se puede alojar el iluminador 52 dentro de una consola quirúrgica. Un conector óptico, configurado de manera similar al acoplamiento óptico 71, puede estar dispuesto en una ubicación de fácil acceso en la consola quirúrgica para proporcionar acceso al cable de fibra óptica 78 ópticamente conectado al conector. Una serie de elementos ópticos, como por ejemplo una longitud adicional de fibra óptica (que puede ser permanente o desechable), puede ser empleada para conectar ópticamente el iluminador 52 con el conector óptico dispuesto en la parte externa de la consola quirúrgica. También se pueden emplear otros elementos ópticos para conectar ópticamente el cable de fibra óptica 78 con el iluminador 52.

Haciendo referencia también a la FIG. 4, el cable de fibra óptica 78 puede tener cualquiera de entre una variedad de configuraciones. El cable de fibra óptica 78 puede incluir una configuración flexible para permitir generalmente la manipulación sin impedimentos de la sonda de iluminación 50. El cable de fibra óptica 78 puede incluir un núcleo de fibra óptica 82 ópticamente transmisor envuelto por un material de revestimiento 84 que tiene generalmente un bajo índice de refracción con respecto al núcleo de fibra óptica 82. El núcleo de fibra óptica 82 puede estar realizado de varios materiales, incluyendo pero sin limitarse a, vidrios y plásticos. El cable de fibra óptica 78 puede incluir también capas adicionales dependiendo de los requisitos de cada aplicación particular. Por ejemplo, el cable de fibra óptica 78 puede incluir un material amortiguador que envuelva el material de revestimiento 84, así como también una cubierta de protección exterior (como, por ejemplo, un tubo de plástico o metal) para proteger los componentes del interior del cable de ser dañados.

Cuando se emplea un láser supercontinuo como láser 56, el haz de luz 64 emitido generalmente tiene un elevado grado de coherencia espacial. La coherencia espacial elevada normalmente permite enfocar el haz a tamaños de punto pequeños para el suministro al cableado de fibra óptica. La capacidad de enfocar la luz emitida desde un láser supercontinuo a tamaños de punto pequeños puede permitir el uso de fibras ópticas de escala nano para transmitir la luz emitida desde el láser 56 al interior del ojo 20. Las fibras ópticas de escala nano generalmente tienen un diámetro (u otras dimensiones de sección transversal mayores) de menos de 100 micrones. Cuando se emplea como núcleo de fibra óptica 82 de la sonda de iluminación 50, el pequeño diámetro de la fibra óptica de escala nano puede permitir una reducción en el área de sección transversal de la sonda, la cual puede, a su vez, reducir el tamaño de la incisión quirúrgica en la esclerótica 36 del ojo 20 (ver las FIGS. 1 y 2) a través de la cual se inserta la sonda.

Debido al pequeño tamaño de las fibras ópticas de escala nano, puede ser posible integrar la sonda de iluminación 50 con otro instrumento quirúrgico, incluyendo pero sin limitarse a, la cánula de infusión 40 (ver la FIG. 2), para reducir el número de incisiones quirúrgicas requeridas para insertar instrumentos quirúrgicos durante un procedimiento vitreorretiniano. Algunas configuraciones ejemplificativas de cánulas de infusión que emplean fibras ópticas de iluminación integrada están divulgadas en U.S. número de patente 7.783.346, concedida a Smith *et al.* el 24 de agosto de 2010 (la "patente '346"). Haciendo referencia a la FIG. 5, hay un ejemplo de configuraciones de una cánula de infusión/sonda de iluminación 86 integradas, que pueden incluir un cable de fibra óptica de escala nano 88 para transmitir la luz emitida desde el láser 56 hacia el interior del ojo 20. Un tubo flexible 90 puede estar previsto para transportar líquido o gas para el suministro al interior del ojo 20. Un casquillo 92 interconecta el cable de fibra óptica de escala nano con el tubo flexible 90. Se puede unir una cánula 94 al casquillo 92. La cánula 94 proporciona un canal para recibir un extremo 96 del cable de fibra óptica de escala nano 88, y para suministrar el fluido o gas al interior del ojo 20. El cable de fibra óptica de escala nano 88 y el casquillo 92 pueden estar envueltos en una funda protectora 98. El ejemplo de configuraciones de la cánula de infusión/sonda de iluminación 86 integradas, permite a los dos instrumentos quirúrgicos acceder simultáneamente a la región interior del ojo 20 a través de una sola incisión quirúrgica. El cable de fibra óptica de escala nano 88 puede estar integrado de manera similar con otros instrumentos microquirúrgicos.

Con referencia a la FIG. 6, un endoiluminador 100 puede incluir un motor de luz 102 configurado de manera alternativa para generar luz a un flujo luminoso y cromaticidad particulares. El motor de luz 102 puede estar configurado de manera similar al motor de luz 54 (ver la FIG. 3), pero se diferencia por incluir múltiples láseres para generar una luz blanca generalmente de banda ancha para iluminar un interior del ojo 20. Aparte del motor de luz 102, el endoiluminador 100 está configurado de manera similar al endoiluminador 52 ilustrado en la FIG. 3. En lugar de emplear un único láser, como por ejemplo el láser supercontinuo empleado con la fuente de luz láser 56 (ver FIG. 3), para generar una luz blanca generalmente de banda ancha, el motor de luz 102 del endoiluminador 100 utiliza dos o más láseres para producir luz que tiene unas propiedades espectrales seleccionadas. En la configuración

ejemplificativa del endoiluminador 100 mostrado en la FIG. 6, el motor de luz 102 incluye cuatro láseres 104, 106, 108 y 110. Cada láser puede estar configurado para generar luz sobre una parte diferente del rango espectral deseado. Se puede proporcionar un combinador de haz 112 para combinar los haces de luz emitidos desde el láser individual a un único haz de luz 64 con un rango espectral deseado. El haz de luz 64 tendrá un rango espectral que incluye los rangos espectrales de los haces de luz emitidos desde los láseres 104, 106, 108 y 110. Se muestran cuatro láseres en la configuración ejemplificativa del endoiluminador 100, como se ilustra en la FIG. 3, pero en la práctica, se pueden emplear más o menos láseres. El número real de láseres empleados dependerá al menos en parte del rango de la longitud de onda de los láseres individuales. Generalmente, cuanto más ancho es el rango espectral menor será el número de láseres que será necesario usar para producir luz a lo largo de un rango espectral deseado. Aunque cada láser produce luz sobre un espectro de rango diferente, puede ser beneficioso tener al menos un poco de superposición entre los rangos espectrales para ayudar a garantizar una distribución espectral uniforme de la luz emitida.

Un haz de luz producido mediante la combinación de múltiples haces de luz individuales para producir un único haz de luz que tiene los rangos espectrales de los haces de luz individuales, como por ejemplo implementado con el motor de luz 102, puede estar sujeto a un fenómeno referido como moteado. El moteado ocurre cuando múltiples ondas de luz que tienen diferentes fases de interfieren unas con otras. Cuando se suman, las interferencias producen una onda de luz que tiene una intensidad que varía aleatoriamente. Las opciones para reducir el moteado incluyen, por ejemplo, el uso de difusores rotativos o lentes colocadas en la trayectoria óptica del haz de luz 64 para interrumpir la coherencia espacial de la luz láser emitida. Otras opciones incluyen pasar el haz de luz total a través de un una bobina de fibra óptica vibratoria o estirada, como por ejemplo el segundo elemento dispersivo 70, para producir una iluminación uniforme.

Es generalmente deseable que la luz emitida desde la sonda de iluminación 50 tenga una distribución angular relativamente ancha para posibilitar la iluminación de un correspondiente campo quirúrgico ancho dentro del ojo 20. La luz emitida desde las fibras ópticas de escala nano, tales como aquellas que como tal, pueden ser empleadas con el cable de fibra óptica 78, puede tener una distribución angular relativamente pequeña debido a la pequeña abertura numérica de la fibra o la pequeña abertura numérica del haz dentro de la fibra. Refiriéndose a la FIG. 7, una opción para conseguir una distribución angular más ancha de la luz emitida es ahusar selectivamente un extremo 114 del núcleo de fibra óptica 82. Se pueden emplear varios ahusamientos, como por ejemplo un concentrador parabólico compuesto, dependiendo de los parámetros de diseño de una aplicación particular y de la distribución angular deseada. Métodos alternativos como, por ejemplo, añadir un agente difusor al extremo de la fibra óptica se pueden usar para crear un ángulo de iluminación más grande.

Haciendo referencia a la FIG. 8, la distribución angular de la luz emitida desde el cable de fibra óptica 78 se puede incrementar mediante el uso de un cable de fibra óptica que tiene una elevada abertura numérica. Una elevada apertura numérica indica una gran diferencia en el índice de refracción entre el núcleo de fibra óptica 82 y el revestimiento 84. Los cables de fibra óptica que tienen grandes aperturas numéricas pueden generalmente aceptar luz sobre un rango de ángulos de incidencia más ancho que los cables de fibra óptica que tienen unas aberturas numéricas más pequeñas. El incremento del ángulo de incidencia 116 en el que la luz entra en el cable de fibra óptica 78 generalmente tiene como consecuencia un incremento de la distribución angular de luz emitida desde el cable de fibra óptica. El incremento de la abertura numérica del cable de fibra óptica 78, cuando se emplea conjuntamente con un ángulo de incidencia incrementado de la luz suministrada al cable de fibra óptica, puede mejorar la distribución angular de luz emitida desde la sonda de iluminación 50.

En algunas situaciones puede producirse un fotooscurecimiento, o un centrado de color. El fotooscurecimiento es un proceso multifotónico, y la probabilidad de que ocurra es proporcional a la potencia de pico de un pulso. Por consiguiente, en algunas formas de realización, un elemento de estiramiento de pulso en el tren óptico puede aliviar esta enfermedad. Por ejemplo, un elemento de estiramiento de pulso puede estirar un pulso de 100 a 200 picosegundos (ps) a 1 nanosegundo (ns). En algunas formas de realización, un elemento dispersivo temporal también puede lograr esto.

Se apreciará que el sistema de iluminación quirúrgico ejemplificativo descrito en la presente memoria tiene amplias aplicaciones. La precedente configuración se ha escogido y descrito con el fin de ilustrar los principios de los métodos y los aparatos así como algunas aplicaciones prácticas. La precedente descripción permite a otros expertos en la materia usar los métodos y aparatos en varias configuraciones y con varias modificaciones como lo son para el uso particular contemplado. Los principios y modos de operación del sistema de iluminación quirúrgica divulgado se han explicado e ilustrado en configuraciones ejemplificativas.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de iluminación quirúrgico (51), que comprende:
- 5 un primer láser (56) configurado para emitir un primer haz de luz que tiene un primer rango espectral; y
un segundo láser configurado para emitir un segundo haz de luz que tiene un segundo rango espectral;
- 10 una sonda de iluminación (50) ópticamente conectable al primer láser (56), incluyendo la sonda de iluminación un cable de fibra óptica (52) para suministrar por lo menos una parte del primer haz de luz a un sitio quirúrgico;
- un combinador de haz (112) dispuesto en una trayectoria óptica entre por lo menos uno de entre el primer y segundo láseres, y la sonda de iluminación, estando el combinador de haz configurado para:
- 15 combinar el primer y segundo haces de luz, y
emitir un tercer haz de luz que tiene un tercer rango espectral que incluye el primer rango espectral y el segundo rango espectral, estando el tercer haz de luz ópticamente acoplado a la sonda de iluminación (50); y
- 20 caracterizado por un elemento dispersivo (70) dispuesto entre el combinador de haz (112) y la sonda de iluminación (50) y en una trayectoria óptica del tercer haz de luz, comprendiendo el elemento dispersivo (70) una de entre una bobina vibratoria de fibra óptica y una bobina estirada de fibra óptica, pudiendo el elemento dispersivo funcionar para interrumpir la coherencia espacial del tercer haz de luz para reducir el moteado.
- 25 2. El sistema de iluminación quirúrgico de la reivindicación 1, en el que el primer y el segundo rangos espectrales por lo menos se superponen parcialmente.
3. El sistema de iluminación quirúrgico según la reivindicación 1, en el que el cable de fibra óptica (52) incluye un núcleo de fibra óptica que tiene un diámetro de 100 micras o menos.
- 30 4. El sistema de iluminación quirúrgico según la reivindicación 3, en el que el núcleo de fibra óptica incluye un extremo contorneado para emitir el tercer haz de luz.
5. El sistema de iluminación quirúrgico según la reivindicación 1, en el que el primer rango espectral se extiende sobre por lo menos una parte del espectro visible o en el que el primer rango espectral se extiende sustancialmente sobre todo el espectro visible.
- 35 6. El sistema de iluminación quirúrgico según la reivindicación 1, que además comprende un acoplador óptico (71) para conectar ópticamente el tercer haz de luz a la sonda de iluminación (50).
- 40 7. El sistema de iluminación quirúrgico según la reivindicación 1, que además comprende uno de entre un difusor giratorio y una lente giratoria.
- 45 8. El sistema de iluminación quirúrgico según la reivindicación 1, que además comprende una sonda quirúrgica integrada con la sonda de iluminación (50).

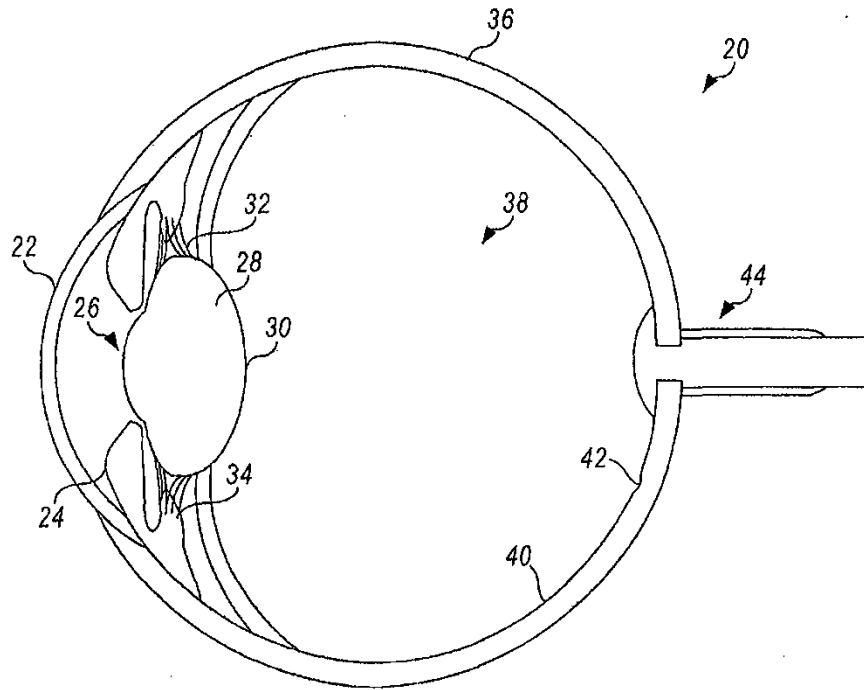
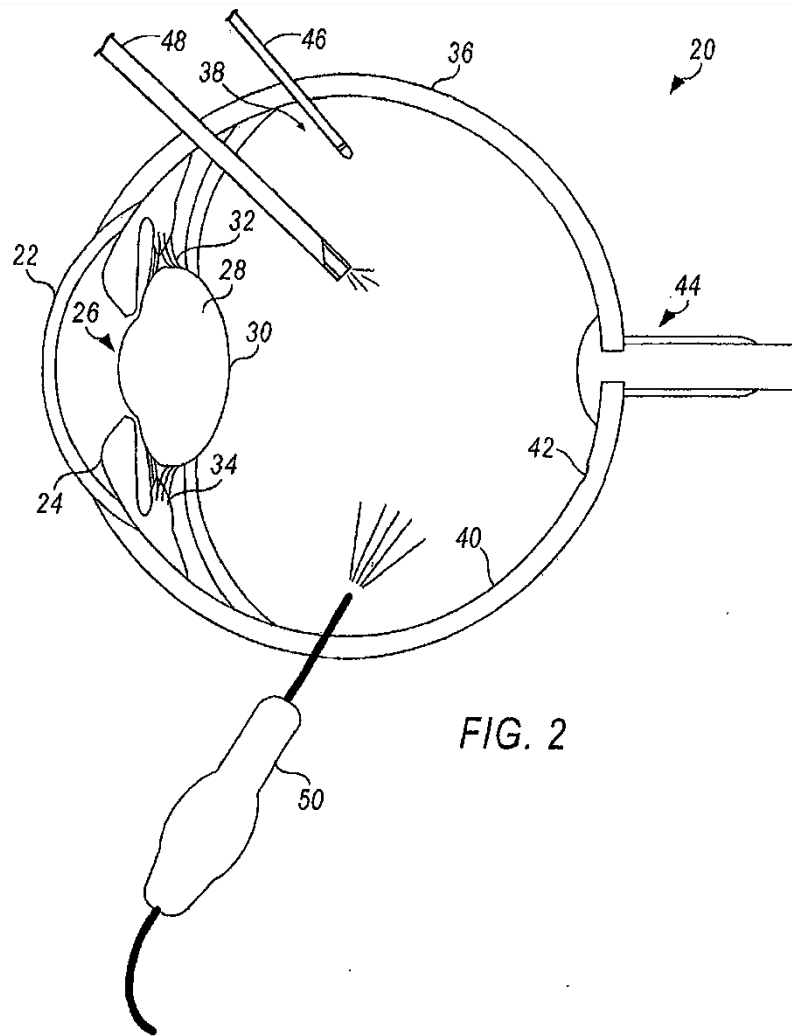


FIG. 1



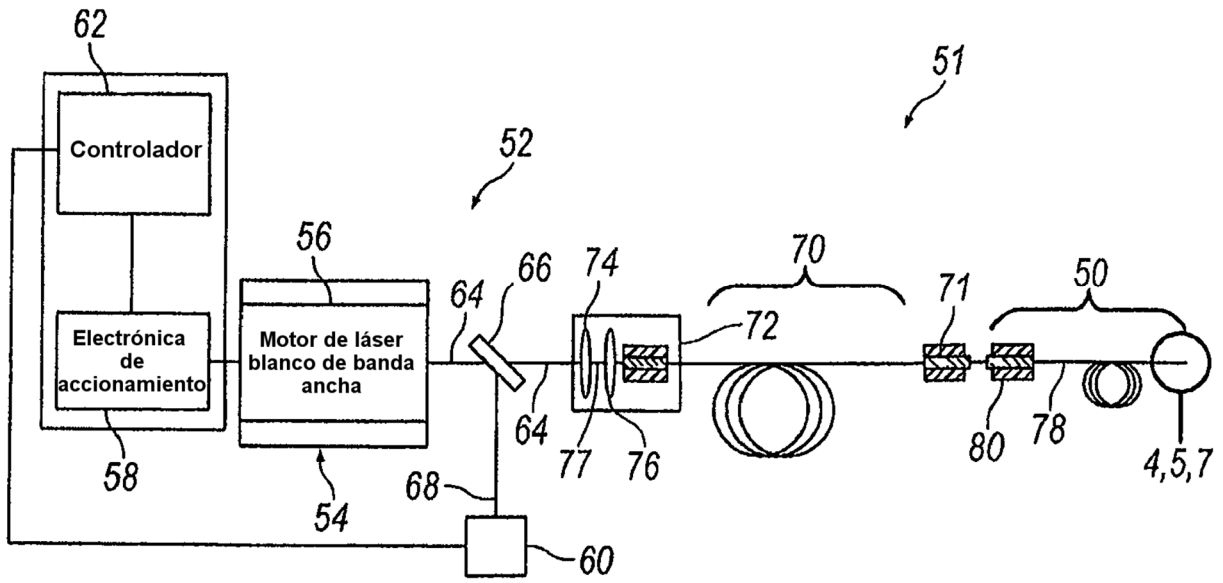


FIG. 3

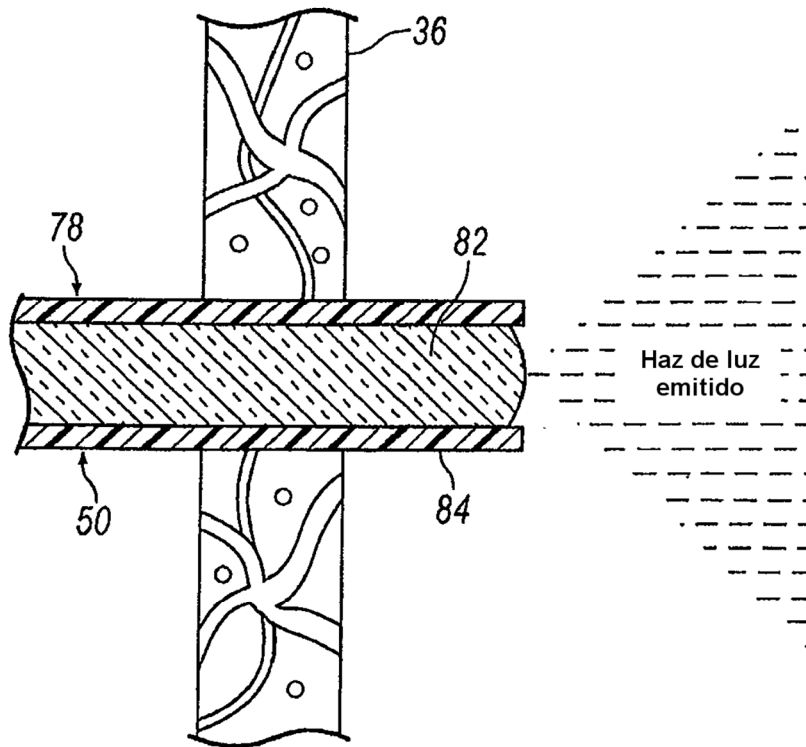
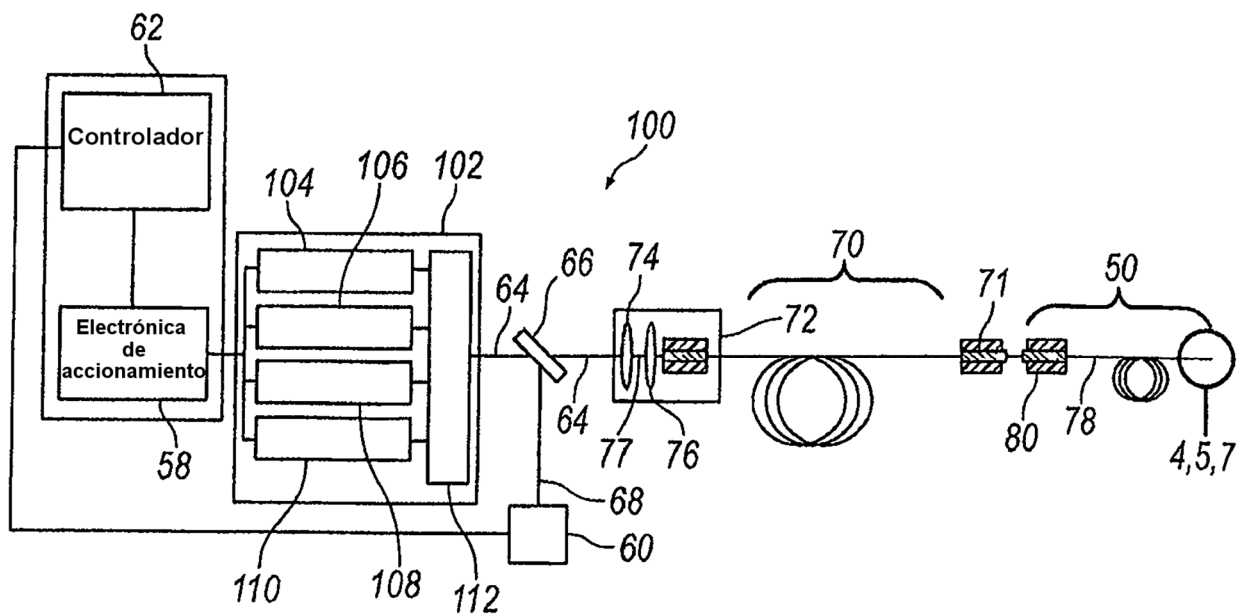
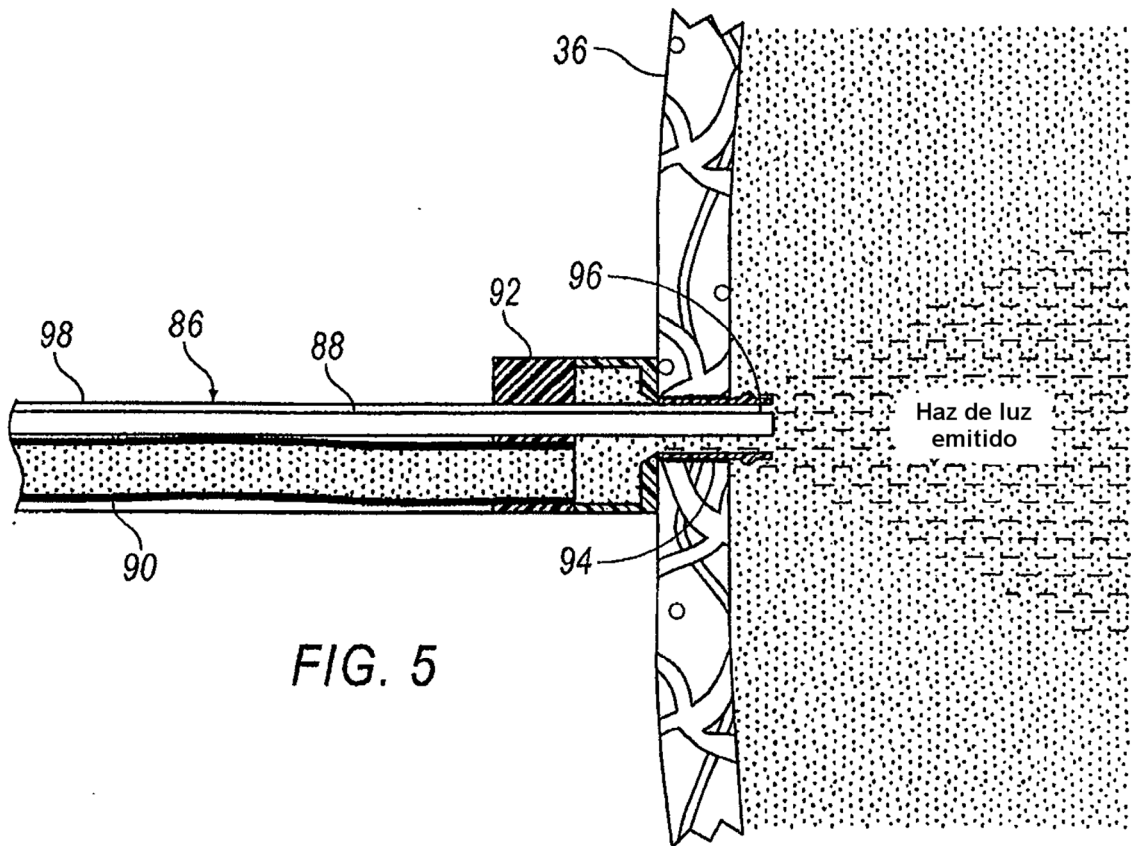


FIG. 4



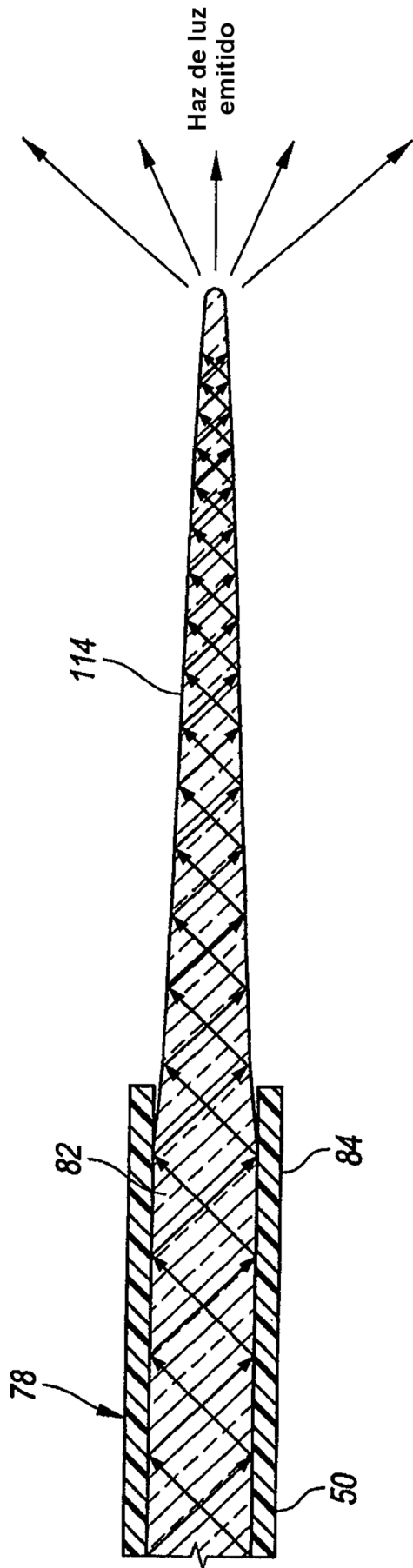


FIG. 7

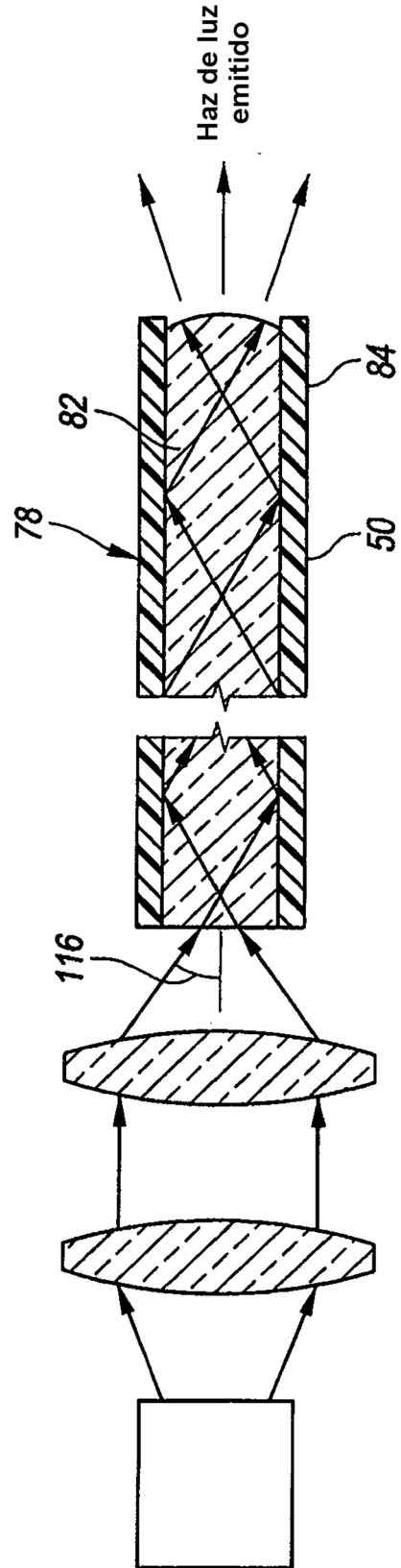


FIG. 8