

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 552 799**

51 Int. Cl.:

A61F 9/009 (2006.01)
F21V 8/00 (2006.01)
A61B 1/313 (2006.01)
A61B 3/00 (2006.01)
G02B 6/34 (2006.01)
G02B 6/36 (2006.01)
G02B 6/26 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.11.2010 E 10833752 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.09.2015 EP 2503970**

54 Título: **Sonda láser multipunto de una sola fibra para endoiluminación oftálmica**

30 Prioridad:

24.11.2009 US 263957 P

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

02.12.2015

73 Titular/es:

**ALCON RESEARCH, LTD. (100.0%)
6201 South Freeway IP Legal TB4-8
Fort Worth, Texas 76134-2099, US**

72 Inventor/es:

SMITH, RONALD T.

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 552 799 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

Sonda láser multipunto de una sola fibra para endoiluminación oftálmica.

5 **Campo técnico de la invención**

La presente divulgación se refiere a un iluminador para su utilización en cirugía oftálmica y más particularmente a un endoiluminador oftálmico para producir una luz adecuada para iluminar el interior de un ojo.

10 **Antecedentes de la invención**

El estado de la técnica está representado por los documentos US 2008/246920, EP 1.522.290 y US 2008/246919.

15 A nivel anatómico, el ojo se divide en dos partes diferenciadas: el segmento anterior y el segmento posterior. El segmento anterior incluye el cristalino y se extiende desde la capa más externa de la córnea (el endotelio corneal) hasta la parte posterior de la cápsula del cristalino. El segmento posterior incluye la parte del ojo por detrás de la cápsula del cristalino. El segmento posterior se extiende desde la cara hialoidea anterior hasta la retina, con la que está en contacto directo la cara hialoidea posterior del cuerpo vítreo. El segmento posterior es mucho mayor que el segmento anterior.

20 El segmento posterior incluye el cuerpo vítreo, una sustancia similar a un gel, transparente e incolora. Constituye aproximadamente dos tercios del volumen del ojo, dándole forma y conformándolo antes del nacimiento. Se compone del 1% de colágeno e hialuronato de sodio y el 99% de agua. El límite anterior del cuerpo vítreo es la cara hialoidea anterior, que está en contacto con la cápsula posterior del cristalino, mientras que la cara hialoidea posterior forma su límite posterior, y está en contacto con la retina. El cuerpo vítreo no fluye libremente como el humor acuoso y presenta sitios de unión anatómicos normales. Uno de estos sitios es la base del cuerpo vítreo, que es una banda de 3-4 mm de ancho que recubre la *ora serrata*. La cabeza del nervio óptico, la mácula lútea y la arcada vascular también son sitios de unión. Las principales funciones del cuerpo vítreo son mantener la retina en su lugar, mantener la integridad y la forma de globo, absorber los impactos debidos al movimiento y proporcionar soporte para el cristalino de manera posterior. En contraposición al humor acuoso, el cuerpo vítreo no se repone de manera continua. El cuerpo vítreo se vuelve más fluido con la edad en un proceso conocido como sinéresis. La sinéresis da como resultado la contracción del cuerpo vítreo, que puede ejercer presión o tracción sobre sus sitios de unión normales. Si se aplica suficiente tracción, el cuerpo vítreo puede tirar él mismo de su unión retiniana y crear un desgarro o agujero retiniano.

35 Diversos procedimientos quirúrgicos, tales como los procedimientos vitreorretinianos, se realizan comúnmente en el segmento posterior del ojo. Los procedimientos vitreorretinianos son apropiados para tratar muchos estados graves del segmento posterior. Los procedimientos vitreorretinianos tratan estados tales como degeneración macular asociada a la edad (DMAE), retinopatía diabética y hemorragia vítrea diabética, agujero macular, desprendimiento de retina, membrana epirretiniana, retinitis por CMV, y muchos otros estados oftálmicos.

40 Un cirujano realiza los procedimientos vitreorretinianos con un microscopio y lentes especiales diseñadas para proporcionar una imagen clara del segmento posterior. Se realizan varias incisiones diminutas en la esclerótica, en la *pars plana*. El cirujano inserta instrumentos microquirúrgicos a través de las incisiones, tales como una fuente de luz de fibra óptica para iluminar el interior del ojo, una vía de infusión para mantener la forma del ojo durante la cirugía, e instrumentos para cortar y retirar el cuerpo vítreo.

50 Durante tales procedimientos quirúrgicos, es importante la iluminación apropiada del interior del ojo. Normalmente, se inserta una fibra óptica delgada en el interior del ojo para proporcionar la iluminación. A menudo se utiliza una fuente de luz, tal como una lámpara de haluro metálico, una lámpara de halógeno, una lámpara de xenón o una lámpara de vapor de mercurio para producir la luz portada por la fibra óptica al interior del ojo. La luz atraviesa varios elementos ópticos (normalmente lentes, espejos y atenuadores) y se lanza a la fibra óptica que porta la luz al interior del ojo. La calidad de esta luz depende de varios factores incluyendo los tipos de elementos ópticos seleccionados.

55 Técnicas que se utilizan comúnmente para iluminar el interior del ojo son obtención de imágenes de campo claro, obtención de imágenes de campo oscuro y obtención de imágenes de campo con gradiente. La obtención de imágenes de campo con gradiente se crea mediante la iluminación de una característica solapando parcialmente un punto de iluminación de modo que partes de la característica se iluminen bien mediante iluminación directa y partes de la característica queden oscuras o retroiluminadas por luz dispersa, o a través de contraste dinámico moviendo un haz de iluminación sobre la característica retiniana. Puesto que la iluminación endoscópica se proporciona insertando una punta de sonda a través de una pequeña incisión, el hecho de que la sonda pueda tener que articularse a través del punto de incisión, y que la sonda de iluminación esté en un ángulo de incidencia finito en relación con un microscopio de visualización, es difícil de obtener el contraste deseable en un entorno quirúrgico práctico.

65

Puede utilizarse iluminación modelada (estructurada) para proporcionar contraste mediante el cual un cirujano puede visualizar estructuras oculares, tales como estructuras retinianas. Para obtener iluminación de contraste deseable, es preferible crear un patrón de iluminación regular (patrones de iluminación irregulares, tales como patrones en anillo espiral o patrones toroidales, no proporcionan contraste favorable). Sin embargo, se desconocen sondas de iluminador que puedan proporcionar eficazmente iluminación estructurada segura para su utilización en procedimientos oftálmicos.

El documento US 2008/246920 A1 es representativo del estado relevante de la técnica.

10 Sumario de la invención

La presente divulgación proporciona un endoiluminador oftálmico y un procedimiento según las reivindicaciones que siguen, que sustancialmente elimina o reduce las desventajas y problemas asociados con los sistemas desarrollados previamente. Más específicamente, la presente divulgación proporciona una fuente de luz de endoiluminador oftálmico que se acopla mediante fibra a una fibra de endoiluminador oftálmico para iluminar regiones interiores del ojo. En una forma de realización, el endoiluminador oftálmico incluye una fuente de luz, un primer conjunto óptico, un elemento de acoplamiento óptico y una fibra óptica que presenta una red óptica ubicada distalmente en la fibra óptica, estando acoplada ópticamente la fibra óptica al elemento de acoplamiento óptico. El primer conjunto óptico recibe y colima sustancialmente la luz blanca. El elemento de acoplamiento óptico recibe entonces la luz blanca sustancialmente colimada procedente del primer conjunto óptico y dirige la luz a una fibra óptica. La red óptica se acopla al extremo distal de la fibra óptica, presentando la red óptica una red de alivio de superficie, y una sobrecapa acoplada ópticamente a la red de alivio de superficie. La red óptica sirve para difractar la luz incidente en N órdenes de difracción, presentando los N órdenes de difracción una intensidad uniforme.

25 Breve descripción de los dibujos

Para una comprensión más completa de la presente divulgación y las ventajas de la misma, se hace ahora referencia a la siguiente descripción tomada conjuntamente con los dibujos adjuntos en los que números de referencia similares indican características similares y en los que:

30 la figura 1 ilustra la anatomía del ojo en el que puede colocarse un endoiluminador oftálmico según formas de realización de la presente divulgación;

35 la figura 2 ilustra un endoiluminador oftálmico que ilumina el interior del ojo según formas de realización de la presente divulgación;

la figura 3 es un diagrama en sección transversal de un endoiluminador oftálmico 300 de LED según formas de realización de la presente divulgación;

40 las figuras 4A y 4B representan una red de divisor de haz de difracción convencional en aire y solución salina;

las figuras 5A y 5B representan una red de divisor de haz de difracción según formas de realización de la presente divulgación en aire y solución salina;

45 la figura 6 representa una sonda láser multipunto de una sola fibra de la técnica anterior;

la figura 7A representa un divisor de haz de difracción estando la superficie de difracción del sustrato de divisor de haz de difracción orientada distalmente hacia la retina;

50 la figura 7B representa un divisor de haz de difracción estando la superficie de difracción del sustrato de divisor de haz de difracción orientada proximalmente hacia la fuente de haz;

la figura 8 representa problemas asociados con presentar un sustrato de red de difracción ultrafino;

55 las figuras 9 y 10 representan procedimientos que pueden combinarse para crear la estructura de red de la figura 11 según formas de realización de la presente divulgación;

60 la figura 11 representa una red compuesta por adhesivo curado por UV de alto índice de refracción con una sobrecapa dieléctrica compuesta por adhesivo curado por UV de índice de refracción inferior según formas de realización de la presente divulgación;

la figura 12 representa una red de dos capas de adhesivo en la superficie distal de lente GRIN según formas de realización de la presente divulgación; y

la figura 13 proporciona un diagrama de flujo lógico asociado con un procedimiento de iluminación de las regiones vítreas interiores de un ojo utilizando un endoiluminador oftálmico según formas de realización de la presente divulgación.

5 Descripción de la invención

Las formas de realización preferidas de la presente divulgación se ilustran en las figuras, utilizándose números similares para referirse a partes similares y correspondientes de los diversos dibujos.

10 La presente divulgación aborda sustancialmente problemas asociados con la iluminación del interior del ojo. Más específicamente, se proporciona un endoiluminador oftálmico que incluye una fuente de luz, un primer conjunto óptico, un elemento de acoplamiento óptico y una fibra óptica que presenta una red óptica ubicada distalmente en la fibra óptica, estando la fibra óptica acoplada ópticamente al elemento de acoplamiento óptico. El primer conjunto óptico recibe y colima sustancialmente la luz blanca. El elemento de acoplamiento óptico recibe entonces la luz
15 blanca sustancialmente colimada procedente del primer conjunto óptico y dirige la luz a una fibra óptica. La red óptica se acopla al extremo distal de la fibra óptica, presentando la red óptica una red de alivio de superficie, y una sobrecapa acoplada ópticamente a la red de alivio de superficie. La red óptica sirve para difractar la luz incidente en N órdenes de difracción, presentando los N órdenes de difracción una intensidad uniforme. La fibra óptica/red óptica conduce la luz dentro de una región interior del ojo.

20 La figura 1 ilustra la anatomía del ojo dentro del cual puede colocarse el diseño mejorado para implante ocular proporcionado por la presente divulgación. El ojo 100 incluye la córnea 102, el iris 104, la pupila 106, el cristalino 108, la cápsula 110 del cristalino, las zónulas 124, el cuerpo 122 ciliar, la esclerótica 112, el gel 114 vítreo, la retina 116, la mácula 120 y el nervio 118 óptico. La córnea 102 es una estructura transparente, con forma de bóveda sobre la superficie del ojo que actúa como una ventana, dejando pasar la luz al interior del ojo. El iris 104 es la parte coloreada del ojo, un músculo que rodea a la pupila 106 que se relaja y se contrae para controlar la cantidad de luz que entra en el ojo. La pupila 106 es la abertura redonda, central del iris 104. El cristalino 108 es una estructura dentro del ojo que ayuda principalmente a enfocar la luz sobre la retina 116. La cápsula 110 del cristalino es una bolsa elástica que envuelve al cristalino 108, ayudando a controlar la forma del cristalino cuando el ojo enfoca un objeto a diferentes distancias. Las zónulas 124 son ligamentos delgados que unen la cápsula 110 del cristalino al interior del ojo, manteniendo el cristalino 108 en su sitio. El cuerpo 122 ciliar es la zona muscular unida al cristalino 108 que se contrae y se relaja para controlar el tamaño del cristalino 108 para el enfoque. La esclerótica 112 es la capa más exterior, dura, del ojo que mantiene la forma del ojo. El gel 114 vítreo llena la sección grande del ojo que se ubica hacia la parte trasera del globo ocular y ayuda a mantener la curvatura del ojo. La retina 116 es una capa de nervios sensible a la luz en la parte trasera del ojo que recibe luz y la convierte en señales para enviar al cerebro. La mácula 120 es la zona en la parte trasera del ojo que contiene funciones para ver detalles finos. El nervio 118 óptico conecta y transmite señales desde el ojo hasta el cerebro.

40 El cuerpo 122 ciliar se encuentra justo detrás del iris 104. Unidos al cuerpo 122 ciliar hay diminutos "hilos guía" de fibra denominados zónulas 124. El cristalino 108 está suspendido dentro del ojo por las fibras 124 zonulares. La alimentación para el cuerpo 122 ciliar procede de vasos sanguíneos que también suministran al iris 104. Una función del cuerpo 122 ciliar es controlar la adaptación cambiando la forma del cristalino 108. Cuando el cuerpo 122 ciliar se contrae, las zónulas 124 se relajan. Esto permite que el cristalino 108 se engrose, aumentando la capacidad del ojo para enfocar de cerca. Cuando se mira un objeto distante, el cuerpo 122 ciliar se relaja, haciendo que las zónulas 124 se contraigan. El cristalino 108 se hace entonces más fino, ajustando el enfoque del ojo para la visión a distancia.

50 Los endoiluminadores oftálmicos se han basado previamente o bien en lámparas halógenas de tungsteno o bien en lámparas de arco de alta presión (haluros metálicos, Xe). Las ventajas de las lámparas de arco son un área de emisión pequeña (<1 mm), temperatura de color próxima a la luz del día y mayor vida útil que en lámparas halógenas (por ejemplo, aproximadamente 400 horas frente a aproximadamente 50 horas). La desventaja de la lámpara de arco es el alto coste, la disminución de potencia, la complejidad de los sistemas y la necesidad de cambiar las lámparas varias veces a lo largo de la vida útil del sistema.

55 Un iluminador basado en LED proporcionado por las formas de realización de la presente divulgación puede proporcionar un coste y complejidad considerablemente inferiores, y tiempos de vida útil característicos de 50.000 a 100.000 horas que permitirían hacer funcionar un iluminador de fibra oftálmico durante toda la vida útil del instrumento con muy poca disminución en el rendimiento y sin necesidad de cambiar los LED.

60 La luz procedente de un LED blanco típico se genera utilizando luz ultravioleta (UV)/violeta/azul para excitar una tapa de fósforo blanco que emite luz blanca. Actualmente todos los LED blancos podrían considerarse fuentes de iluminación extendidas espacialmente (áreas de fósforo de 3 mm de diámetro más o menos) con alta apertura numérica. Por tanto, los LED blancos actuales no son muy adecuados para acoplarse en una sola fibra óptica. Los iluminadores de fibra en espiral disponibles basados en LED blancos utilizan fibra que hace tope contra un fósforo de LED. En estos iluminadores, sólo una pequeña fracción de la luz emitida puede acoplarse en una fibra óptica de apertura numérica baja y diámetro pequeño. Por tanto, las fuentes de LED blanco en espiral disponibles suministran

niveles bajos de luz. Las formas de realización de la presente divulgación generan señales ópticas de luz blanca adicionales sin necesidad de sobreexcitar el LED iluminando una superficie exterior de una capa de fósforo de un LED blanco con luz UV/violeta/azul.

5 La figura 2 es una vista en sección transversal de un endoiluminador oftálmico 160 ubicado en un ojo según una forma de realización de la presente divulgación. La figura 2 representa la pieza de mano 164 y la sonda 162 en utilización. La sonda 162 se inserta en el ojo 100 a través de una incisión en la región *pars plana*. La sonda 162 ilumina la región 114 vítrea o interior del ojo 100. En esta configuración, la sonda 162 puede utilizarse para iluminar la región 114 vítrea o interior durante la cirugía vitreoretiniana.

10 La salida de los iluminadores acoplados a fibra depende del brillo de la fuente de luz y la eficacia de acoplamiento de la luz en la fibra óptica. A medida que disminuye el tamaño físico y/o la apertura numérica de la fibra óptica, el nivel de brillo de la fuente debe aumentar proporcionalmente con el fin de mantener la salida deseada a través de fibras más pequeñas. Esto da como resultado los niveles de fuente requeridos que son superiores a los que pueden proporcionar los LED. Por tanto, los iluminadores quirúrgicos de fibra óptica en el pasado se han basado en fuentes de alto brillo (tales como lámparas de arco de xenón, lámparas de vapor de mercurio o lámparas de haluro metálico) para lograr luz suficiente en la salida de una sonda de fibra para cirugía. Los LED blancos presentan varias ventajas para aplicaciones de iluminación quirúrgica acoplada a fibra. Sin embargo, los LED blancos disponibles del estado de la técnica actuales no proporcionan niveles de brillo suficientemente altos como para competir con estas fuentes de lámpara sin la utilización de potenciaciones del brillo. Las formas de realización de la presente divulgación describen un procedimiento óptico de potenciación del brillo que puede impulsar el brillo del LED más allá del umbral requerido para que los LED blancos de alta potencia actuales compitan con fuentes de lámpara para aplicaciones de iluminación oftálmica.

25 La potenciación del brillo más sencilla y más directa para un LED blanco es sobreexcitar el LED aumentando la corriente excitadora a la unión de LED más allá de su corriente excitadora nominal con el fin de lograr un brillo superior. La vida útil de un LED depende (principalmente) de dos parámetros de funcionamiento principales: las temperaturas de funcionamiento y la densidad de corriente, donde aumentar cualquiera o ambos parámetros da como resultado una vida útil del LED disminuida. Por tanto, sobreexcitar LED para lograr niveles de brillo superiores, incluso con enfriamiento adecuado, se encuentra con una contrapartida en la vida útil del LED.

Los LED blancos de fósforo convertido crean luz blanca recubriendo una matriz de LED azul con una capa de fósforo. Una parte de la luz azul bombea el fósforo lo que proporciona fluorescencia de banda ancha que es de color predominantemente amarillo. El espesor de la capa de fósforo se ajusta de manera que una parte de luz azul se transmita a través de la capa de fósforo para crear luz blanca. Los fósforos de LED funcionan en un estado subsaturado y por tanto, si se proporciona más luz azul al fósforo, ya sea procedente del LED subyacente o de otra fuente, el brillo del LED aumentará. Utilizar una segunda fuente de bomba enfocada sobre el LED desde el lado frontal aumenta el brillo del LED, permitiendo que el LED original se active a corrientes excitadoras inferiores, dando como resultado así una vida útil de LED prolongada, a la vez que se logra el mismo nivel de brillo que con un solo LED blanco sobreexcitado.

40 En un ejemplo, tal como se comentará con referencia a la figura 3, la salida de un LED blanco se refuerza ópticamente, se colima sustancialmente y se dirige a una fibra óptica mediante elementos ópticos de condensación. La salida del LED blanco se produce a partir de (1) una matriz de LED que ilumina una superficie interior de una capa de fósforo del LED blanco dentro de la banda de absorción del material de fósforo del fósforo; y (2) una fuente de luz externa que ilumina una superficie exterior de una capa de fósforo del LED blanco dentro de la banda de absorción del material de fósforo del fósforo. El resultado es la salida óptica aumentada del fósforo sin necesidad de sobreexcitar la matriz de LED. La salida se acopla entonces fácilmente en una fibra óptica de endoiluminador oftálmico convencional a través de una lente esférica u otro elemento óptico. Obsérvese que pueden elegirse el diámetro de núcleo y la apertura numérica para que sean iguales o más pequeños que los de la fibra del endoiluminador.

La figura 3 es un diagrama en sección transversal de un endoiluminador oftálmico de LED 300 según las formas de realización de la presente divulgación. El endoiluminador oftálmico 300 incluye un LED 302, tapa 304 de fósforo, fuente de bomba secundaria 306 (es decir LED UV o azul o láser, otro LED, fuente de lámpara, etc.), elementos ópticos de colimación 308, elementos ópticos de condensación 310 y fibra óptica 312. La fuente de bomba secundaria 306 irradia la capa de fósforo 304 de un LED blanco 302 con luz dentro de la banda de absorción del material de fósforo. El bombeo auxiliar de la capa de fósforo aumenta el brillo de la fuente de LED blanco. Adicionalmente, la fibra óptica 312 puede ser una fibra centelleadora, en la que el revestimiento exterior y/o el núcleo es luminiscente. Una fibra de este tipo puede utilizarse para convertir iluminación de luz UV/violeta/azul (bomba) en luz blanca o de banda ancha a través de luminiscencia. Parte de la luz blanca emitida de nuevo se propaga a través de la fibra centelleadora y o bien puede acoplarse a una fibra óptica regular o bien suministrarse directamente a un dispositivo de iluminación.

65 La fibra óptica 312 puede acoplarse ópticamente a una fibra de endoiluminador oftálmico 314 a través de una lente esférica 316 u otro sistema óptico comparable. El diámetro de núcleo y la apertura numérica de la fibra óptica 312

pueden elegirse de manera que sean iguales a o menores que los de la fibra óptica 314 dentro de la sonda de endoiluminador oftálmico 324. La salida 322 de luz blanca se dirige a través del elemento óptico 316 y la fibra óptica 314 hacia, por ejemplo, la sonda 324/162 donde ilumina el interior del ojo 100. Las formas de realización de la presente divulgación pueden utilizar uno o más LED para producir una salida 322 constante y estable. Tal como se conoce, hay muchos tipos de LED con diferentes clasificaciones de potencia y salida de luz que pueden seleccionarse como fuente 302.

Puede utilizarse un espejo opcional como reflector dicróico que refleja luz de longitud de onda visible y sólo transmite luz infrarroja y ultravioleta para producir un haz filtrado de rayos infrarrojos y ultravioletas perjudiciales. Un espejo de este tipo refleja luz infrarroja de longitud de onda larga y luz ultravioleta de longitud de onda corta a la vez que transmite luz visible. El cristalino natural del ojo filtra la luz que entra en el ojo. En particular, el cristalino natural absorbe la luz azul y ultravioleta que puede dañar la retina. Proporcionar luz del intervalo apropiado de longitudes de onda de luz visible al mismo tiempo que se filtran las longitudes de onda cortas y largas perjudiciales puede reducir enormemente el riesgo de daño a la retina a través de peligro afáquico, daño retiniano fotoquímico por luz azul y daño por calentamiento con infrarrojos, y riesgos de toxicidad lumínica similares. Normalmente, es preferible una luz en el intervalo de aproximadamente 430 a 700 nanómetros para reducir los riesgos de estos peligros. Pueden seleccionarse espejos opcionales para permitir que se emita luz de una longitud de onda adecuada al interior de un ojo. También pueden emplearse otros filtros y/o divisores de haz dicróicos para producir una luz en este intervalo de longitud de onda adecuado.

La sonda de endoiluminador 324 que manipula el cirujano oftálmico incluye un acoplamiento óptico 316, fibra óptica 314, pieza de mano 326 y punta de sonda 328. El acoplamiento óptico 316 está diseñado para conectar la fibra óptica 314 a una consola principal (no mostrada) que contiene la fuente de luz 300. El acoplamiento óptico 316 alinea apropiadamente la fibra óptica 314 con el haz de luz que va a transmitirse al interior del ojo. La fibra óptica 314 es normalmente una fibra de diámetro pequeño que puede ser o no de sección decreciente. La pieza de mano 326 la sujeta el cirujano y permite la manipulación de la punta de sonda 328 en el ojo. La punta de sonda 328 se inserta en el ojo y porta fibra óptica 314 que puede terminar en el extremo de la punta de sonda 328. La sonda 328 proporciona por tanto iluminación desde la fibra óptica 314 en el ojo.

Las formas de realización de la presente divulgación también pueden emplear una o más fibras fluorescentes que se han dopado con colorantes orgánicos rojo, verde y azul (RGB). Este procedimiento de colorante orgánico y bombeo de LED UV ya lo conocen los expertos en la materia. Por ejemplo, tres bobinas de tales fibras de RGB colocadas dentro de una esfera de integración e iluminadas con LED UV crearán una fuerte salida de RGB. Entonces, pueden combinarse las salidas de RGB individuales en una sola fibra. Esto puede realizarse de una multitud de formas, tales como, pero sin limitarse a, un prisma X de RGB, un prisma de dispersión o una red de difracción.

Las figuras 4A y 4B representan una red de divisor de haz de difracción convencional en aire y solución salina. El divisor de haz de difracción utilizado en una sonda de láser multipunto de una sola fibra convencional es una red de alivio de superficie tal como la mostrada en las figuras 4A y 4B. La red está diseñada para difractar fuertemente la luz incidente en N órdenes de difracción, donde la distribución de potencia entre los N órdenes es muy uniforme. Esta característica se basa en el hecho de que la red de alivio de superficie está sumergida en aire (véase la figura 4A). Sin embargo, durante la cirugía vitreoretiniana, el ojo normalmente se llena no con aire sino con solución salina o aceite. Si la red está en el lado distal del sustrato de red, entonces se sumergirá en líquido durante la cirugía vitreoretiniana. El resultado será debilitar gravemente la eficacia de difracción de la red en órdenes de difracción distintos de cero, tal como se ilustra en la figura 4B.

Las figuras 5A y 5B representan una red de divisor de haz de difracción según las formas de realización de la presente divulgación en aire y solución salina. Al hacer la estructura de alivio de superficie más gruesa (véanse las figuras 5A y 5B) y al llenar la estructura de alivio de superficie con una capa de material dieléctrico, la red resultante presenta difracción fuerte, uniforme en los N órdenes de difracción independientemente de si la red está sumergida en aire o solución salina.

En la figura 6 se ilustra una sonda de láser multipunto de una sola fibra de la técnica anterior. El divisor de haz de difracción en la figura 6 es una red de alivio de superficie diseñada para sumergirse en aire. La configuración convencional, ilustrada en la figura 7A, es presentar la superficie de difracción del sustrato de divisor de haz de difracción orientada distalmente hacia la retina. Esta configuración es vulnerable a la inmersión en solución salina durante la cirugía vitreoretiniana que destruirá el rendimiento deseado del divisor de haz de difracción. Un enfoque alternativo, ilustrado en la figura 7B, es presentar la superficie de difracción del sustrato de divisor de haz de difracción orientada proximalmente hacia la fuente de haz. En esta configuración, la red se protege de la exposición a solución salina y por tanto conservará sus propiedades de eficacia de difracción deseadas. Sin embargo, tal como puede observarse en la figura 7B, los haces difractados descentrados están parcialmente difuminados por la cánula. Esto constituye un problema por varios motivos:

- No se cumple el objetivo de no uniformidad <10% en la potencia de haz difractado entre haces difractados y de orden cero; y

- Los haces difractados descentrados presentan menos potencia de láser de la deseada y por tanto requerirán un tiempo de exposición mayor para crear el patrón de quemado con láser deseado en la retina.

5 La figura 8 ilustra problemas asociados con presentar un sustrato de red de difracción ultrafino. Para minimizar ese efecto de difuminación, sería necesario que el sustrato de red de difracción se realizara lo más fino posible. Sin embargo, un sustrato fino de este tipo presentaría poca integridad estructural y necesitaría unirse ópticamente a la lente GRIN. Sin embargo, no es deseable unir la red de alivio de superficie a la lente GRIN porque el adhesivo de unión coincidirá esencialmente en índice con el índice de refracción de la lente GRIN y el sustrato de divisor de haz de difracción, y se destruirán las características de eficacia de la red. En cambio, sería necesario que el sustrato de red se sujetara uniendo la pared lateral cilíndrica del sustrato de divisor de haz a la cánula. Es necesario que esta unión de adhesivo selle totalmente la periferia del sustrato de red a la cánula para impedir la entrada de solución salina al espacio de aire tras el sustrato de red. Sin embargo, es muy difícil evitar que el adhesivo se arrastre sobre la superficie de red de difracción, como en la figura 8.

15 El divisor de haz de difracción modificado ilustrado en las figuras 5A y 5B presenta las siguientes ventajas con respecto a los divisores de haz de difracción de la técnica anterior utilizados en la sonda de láser multipunto de una sola fibra. La red de alivio de superficie puede estar en el lado distal del sustrato de red, impidiendo así la difuminación del haz (y los problemas resultantes producidos por la misma) cuando la red está en el lado proximal de la superficie de red. No se necesita un sustrato de red fino puesto que la red puede estar en el lado distal del sustrato de red. Esto evita problemas tales como entrada de adhesivo o entrada de solución salina en el lado trasero del sustrato de red que pueden producirse cuando se utiliza un sustrato fino. La red presenta difracción fuerte, uniforme en cada uno de N órdenes de difracción independientemente de si la red se sumerge en aire o líquido tal como solución salina o aceite.

25 La difracción eficaz a partir de una red convencional en las figuras 4A y 4B depende de una gran diferencia de índice de refracción Δn entre el material de sustrato de red (normalmente -1,45 -1,55) y el aire circundante (índice = 1). La difracción eficaz también depende de la profundidad d de la estructura de red. Principalmente, la eficacia de difracción de la red depende del producto $\Delta n \cdot d$.

30 Asimismo, la red modificada en las figuras 5A y 5B requiere una diferencia de índice de refracción Δn_{mod} significativa entre el material de sustrato de red y el material dieléctrico en el que se sumerge la superficie de red. También depende de la profundidad d de la estructura de red. Principalmente, la eficacia de difracción de la red depende del producto $\Delta n_{\text{mod}} \cdot d_{\text{mod}}$. La modulación del índice Δn_{mod} normalmente será mucho más pequeña que Δn puesto que es probable que el índice de refracción del material dieléctrico de inmersión sea muy superior al índice del aire (-1,0) y mucho más próximo al índice del sustrato de red. Para compensar, las características de profundidad de la red deben aumentar proporcionalmente, según la fórmula:

$$d_{\text{mod}} = d \left(\frac{\Delta n}{\Delta n_{\text{mod}}} \right)$$

40 Por ejemplo, si $\Delta n_{\text{mod}} = 1/3 \Delta n$, entonces para lograr una eficacia alta aproximadamente equivalente, d_{mod} debe ser tres veces más profunda que d . En la red modificada, si el índice de refracción del material dieléctrico de inmersión es de aproximadamente 1,5, entonces para lograr Δn_{mod} significativo el sustrato de red debe hacerse de vidrio de índice alto con un índice de refracción muy superior a 1,5.

45 La capa dieléctrica de inmersión en las figuras 5A y 5B debe presentar una superficie distal especular plana para evitar la distorsión o aberración de los haces difractados cuando emergen de la capa dieléctrica al medio ambiental y se orientan hacia la retina. En la figura 9 se ilustra un procedimiento práctico de creación de esta capa dieléctrica utilizando adhesivo óptico de curado con luz azul o UV.

50 La implementación convencional de las formas de realización de la presente divulgación sería similar a la configuración en la figura 6, donde la superficie de difracción orientada distalmente es la estructura de red en las figuras 5A y 5B. Esta red se crea normalmente en el sustrato de red mediante escritura directa con láser o escritura con haz de electrones sobre una capa fotoprotectora de un patrón de red que se graba posteriormente en el sustrato de red de vidrio utilizando procedimientos litográficos convencionales.

55 Un enfoque alternativo sería crear un modelo de red que sea la inversa exacta de la red que va a duplicarse, y entonces crear una copia de red en una capa de adhesivo óptico, tal como se muestra en la figura 10.

60 Los procedimientos ilustrados en las figuras 9 y 10 pueden combinarse para crear la estructura de red en la figura 11 que combina una red compuesta por adhesivo curado por UV de alto índice de refracción con una sobrecapa dieléctrica compuesta por adhesivo curado por UV de índice de refracción inferior.

La figura 12 representa una red de dos capas de adhesivo sobre una superficie distal de una lente GRIN según formas de realización de la presente divulgación. También es posible que la estructura de red de dos capas de adhesivo se cree sobre la cara de extremo distal de la lente GRIN cilíndrica (tal como se ilustra en la figura 12), evitando así la necesidad de un sustrato de vidrio separado para la red.

5 La figura 13 proporciona un diagrama de flujo lógico asociado con un procedimiento de iluminación de las regiones vítreas interiores de un ojo utilizando un endoiluminador oftálmico según formas de realización de la presente divulgación. La operación 900 comienza con el bloque 902 donde se genera luz con por lo menos un LED blanco. En el bloque 904 puede generarse luz adicional. La luz se colima sustancialmente en el bloque 906. El bloque 908
10 acopla ópticamente esta luz blanca a un endoiluminador oftálmico que en el bloque 910 puede utilizarse para iluminar las regiones interiores de un ojo. Esto permite que la fibra óptica del endoiluminador oftálmico conduzca luz para iluminar las regiones interiores de un ojo en el bloque 910.

15 En resumen, la invención proporciona un endoiluminador oftálmico. A partir de lo anterior, puede apreciarse que la presente divulgación proporciona un sistema mejorado para iluminar el interior del ojo. El endoiluminador oftálmico incluye una fuente de luz, un primer conjunto óptico, un elemento de acoplamiento óptico y una fibra óptica que presenta una red óptica ubicada distalmente en la fibra óptica, estando la fibra óptica acoplada ópticamente al elemento de acoplamiento óptico. El primer conjunto óptico recibe y colima sustancialmente la luz blanca. El elemento de acoplamiento óptico recibe la luz blanca sustancialmente colimada procedente del primer conjunto
20 óptico y dirige la luz a una fibra óptica. La red óptica se acopla al extremo distal de la fibra óptica, presentando la red óptica una red de alivio de superficie y una sobrecapa acoplada ópticamente a la red de alivio de superficie. La red óptica sirve para difractar la luz incidente en N órdenes de difracción, presentando los N órdenes de difracción una intensidad uniforme. La fibra óptica/red óptica se utiliza entonces para conducir la luz blanca al interior de un ojo.

REIVINDICACIONES

1. Endoiluminador oftálmico (300) que comprende:

- 5 una fuente de luz (302) que puede ser utilizada para producir luz;
- un primer conjunto (308) óptico acoplado a la fuente de luz, pudiendo el primer conjunto óptico ser utilizado para recibir y colimar sustancialmente la luz procedente de la fuente de luz;
- 10 un elemento (310) de acoplamiento óptico, pudiendo el elemento de acoplamiento óptico ser utilizado para recibir la luz blanca sustancialmente colimada procedente del primer conjunto óptico;
- una fibra óptica (312, 314) acoplada ópticamente al elemento de acoplamiento óptico, pudiendo la fibra óptica ser utilizada para conducir la luz blanca al interior de un ojo a través de una cánula; y
- 15 caracterizado por que comprende una red óptica acoplada al extremo distal de la fibra óptica, comprendiendo la red óptica:
 - 20 una red de alivio de superficie sobre el lado distal del sustrato de red; y
 - una sobrecapa acoplada ópticamente a la red de alivio de superficie, pudiendo la red óptica ser utilizada para difractar la luz incidente en N órdenes de difracción, presentando los N órdenes de difracción una intensidad uniforme.

25 2. Endoiluminador oftálmico según la reivindicación 1, en el que la sobrecapa comprende una capa de material dieléctrico.

30 3. Endoiluminador oftálmico según la reivindicación 1, en el que la red óptica difracta la luz en los N órdenes de difracción que presentan una intensidad uniforme cuando la red óptica está sumergida en aire o solución salina.

4. Endoiluminador oftálmico según la reivindicación 1, en el que existe una diferencia de índice de refracción entre un índice de refracción de la red de alivio de superficie y un índice de refracción de la sobrecapa.

35 5. Endoiluminador oftálmico según la reivindicación 1, en el que:
 el índice de refracción de la red de alivio de superficie es mayor que el del índice de refracción de la sobrecapa.

40 6. Endoiluminador oftálmico según la reivindicación 1, en el que la sobrecapa comprende una superficie distal especular plana que puede ser utilizada para evitar la distorsión o aberración de haces de N órdenes de difracción cuando los haces emergen de la sobrecapa hacia un medio ambiental.

45 7. Endoiluminador oftálmico según la reivindicación 1, en el que se determina la amplitud de la profundidad de la red óptica según:

$$d_{\text{mod}} = d \left(\frac{\Delta n}{\Delta n_{\text{mod}}} \right)$$

50 en la que Δn es una diferencia de índice de refracción entre un sustrato de la red de superficie y el aire, Δn_{mod} es una diferencia de índice de refracción entre el sustrato de la red de superficie y la sobrecapa, y d es el espesor de la red óptica.

8. Endoiluminador oftálmico según la reivindicación 1, en el que la sobrecapa se crea curando un adhesivo óptico.

55 9. Endoiluminador oftálmico según la reivindicación 1, en el que existe una diferencia de índice de refracción entre un índice de refracción de la red de alivio de superficie y un índice de refracción de la sobrecapa, pudiendo la red óptica ser utilizada para difractar la luz incidente en N órdenes de difracción, presentando los N órdenes de difracción una intensidad uniforme cuando la red óptica está sumergida en aire o solución salina.

60 10. Procedimiento, que comprende:
 generar luz con una fuente de luz (902);

colimar sustancialmente la luz (906);

5 acoplar ópticamente la luz blanca a por lo menos una fibra óptica para producir por lo menos una salida óptica;

acoplar ópticamente dicha por lo menos una salida óptica a una fibra de endoiluminador oftálmico con un elemento de acoplamiento óptico (908); y

10 conducir la salida óptica con la fibra de endoiluminador oftálmico para iluminar una región interior de un ojo (910), a través de una cánula, presentando la fibra de endoiluminador oftálmico una red óptica acoplada al extremo distal de la fibra de endoiluminador oftálmico, estando la red óptica en el lado distal del sustrato de red de modo que pueda ser utilizada para difractar la luz incidente en N órdenes de difracción, presentando los N órdenes de difracción una intensidad uniforme cuando la red óptica está sumergida en aire o solución salina.

15 11. Procedimiento según la reivindicación 10, comprendiendo la red óptica:

una red de alivio de superficie en el lado distal del sustrato de red; y

20 una sobrecapa acoplada ópticamente a la red de alivio de superficie.

12. Procedimiento según la reivindicación 11, en el que existe una diferencia de índice de refracción entre un índice de refracción de la red de alivio de superficie y un índice de refracción de la sobrecapa.

25 13. Procedimiento según la reivindicación 11, en el que la sobrecapa comprende una superficie distal especular plana que puede ser utilizada para evitar la distorsión o aberración de haces de N órdenes de difracción cuando los haces emergen de la sobrecapa hacia un medio ambiental.

30 14. Procedimiento según la reivindicación 11, en el que se determina la amplitud de la profundidad de la red óptica según:

$$d_{\text{mod}} = d \left(\frac{\Delta n}{\Delta n_{\text{mod}}} \right)$$

35 en la que Δn es una diferencia de índice de refracción entre el sustrato de la red de superficie y el aire, Δn_{mod} es una diferencia de índice de refracción entre el sustrato de la red de superficie y la sobrecapa, y d es el espesor de la red óptica.

15. Procedimiento según la reivindicación 10, comprendiendo la sobrecapa una capa de material dieléctrico.

Fig. 1

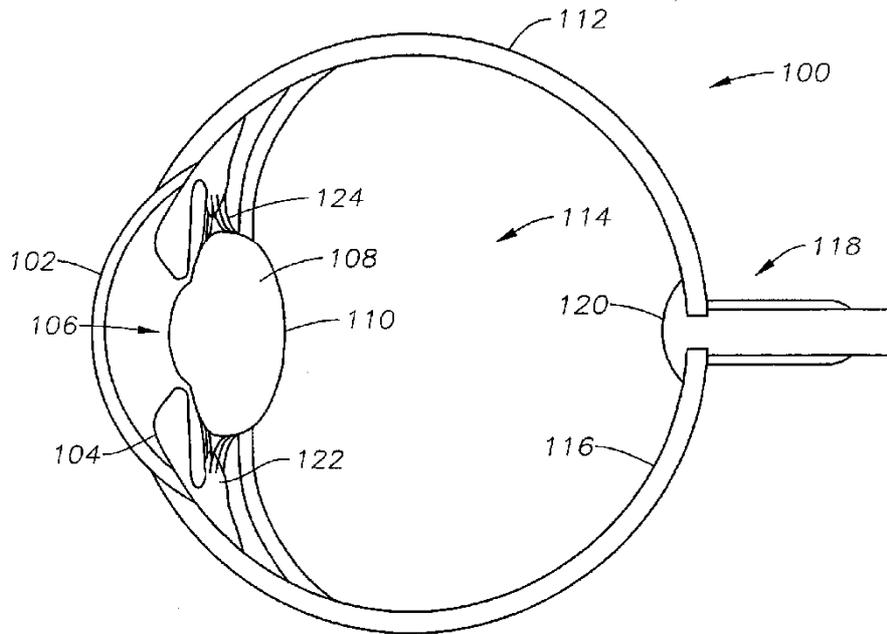
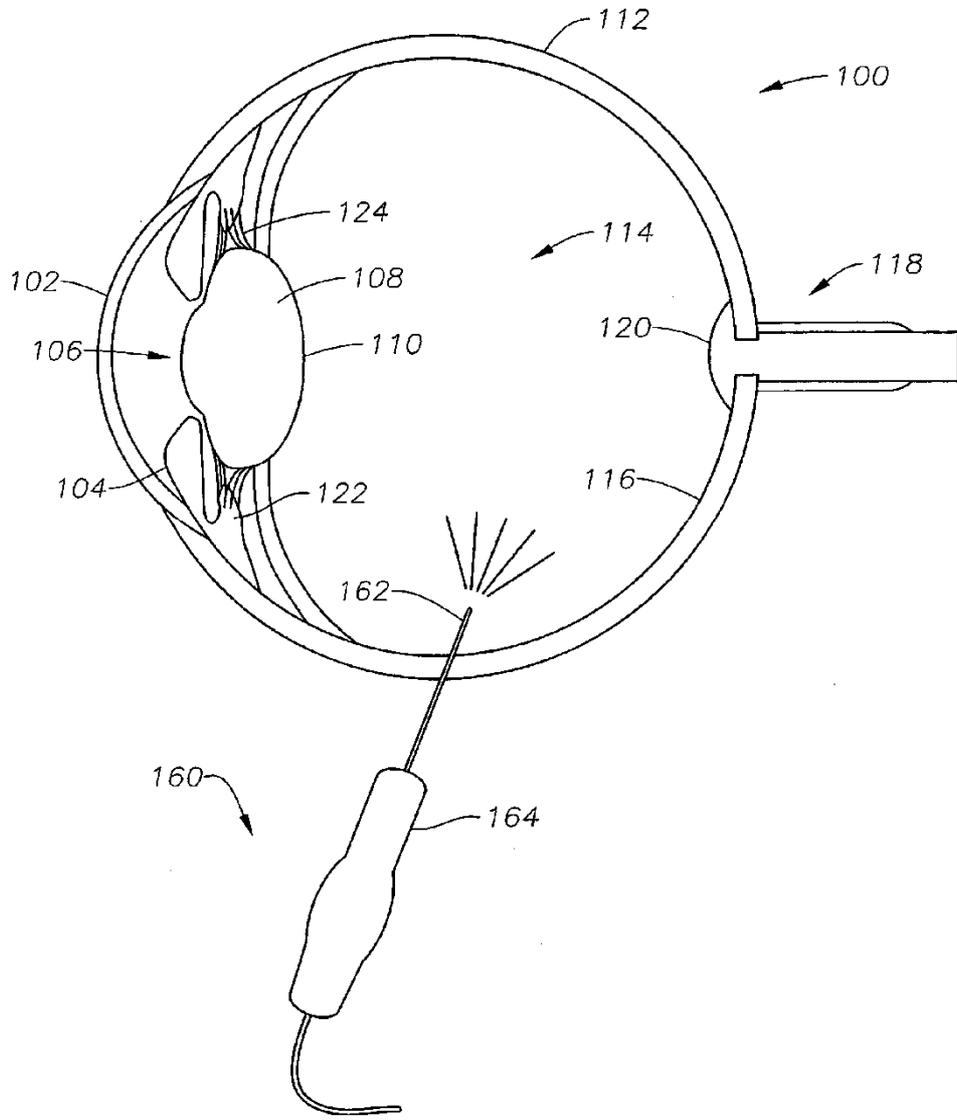


Fig. 2



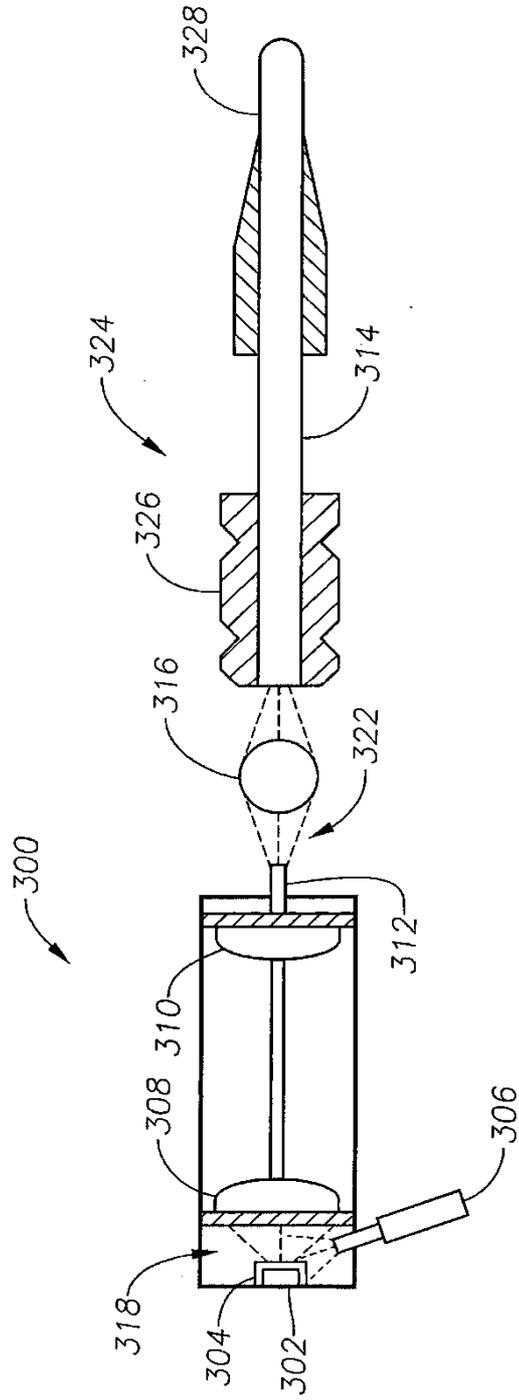


Fig. 3

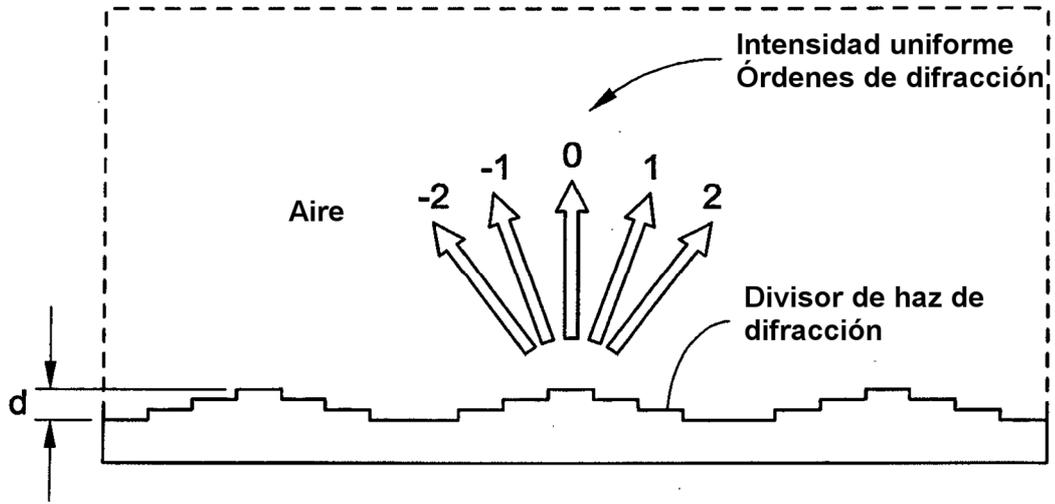


Fig. 4A

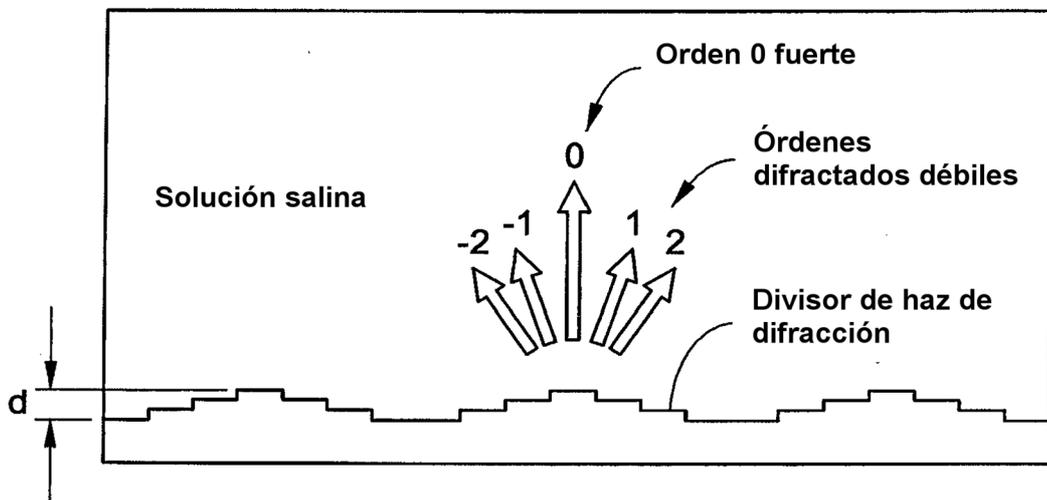


Fig. 4B

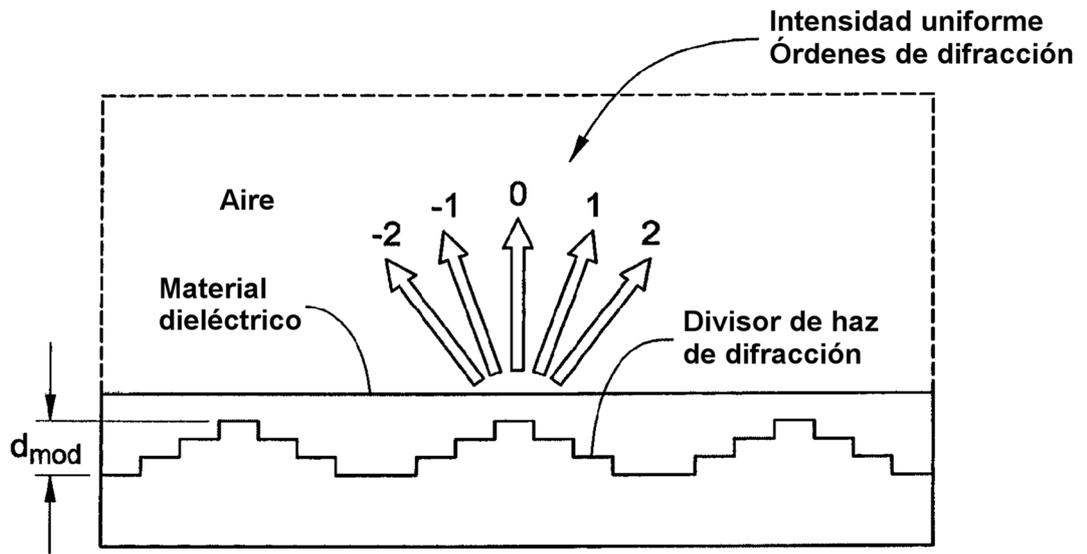


Fig. 5A

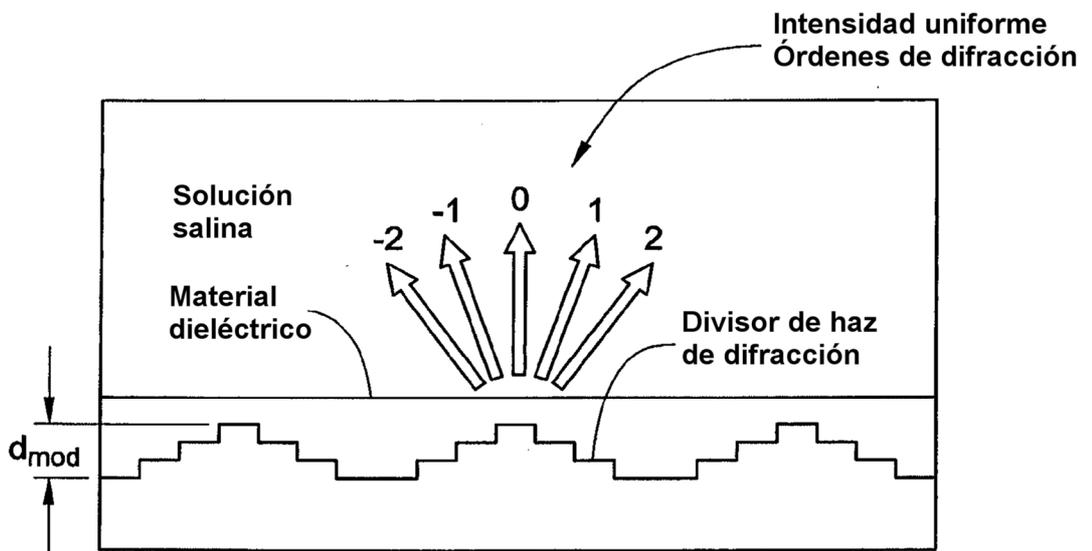


Fig. 5B

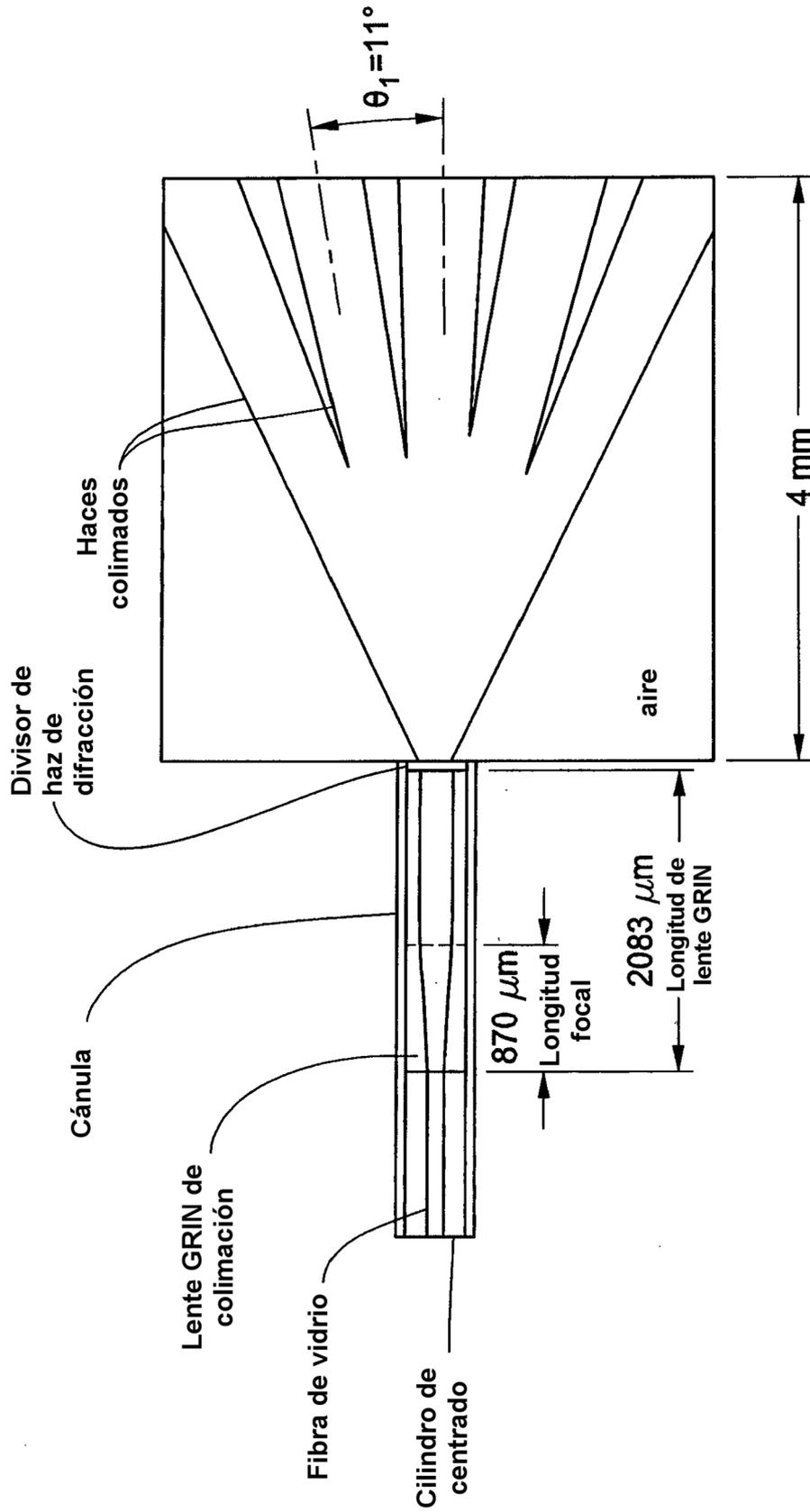


Fig. 6

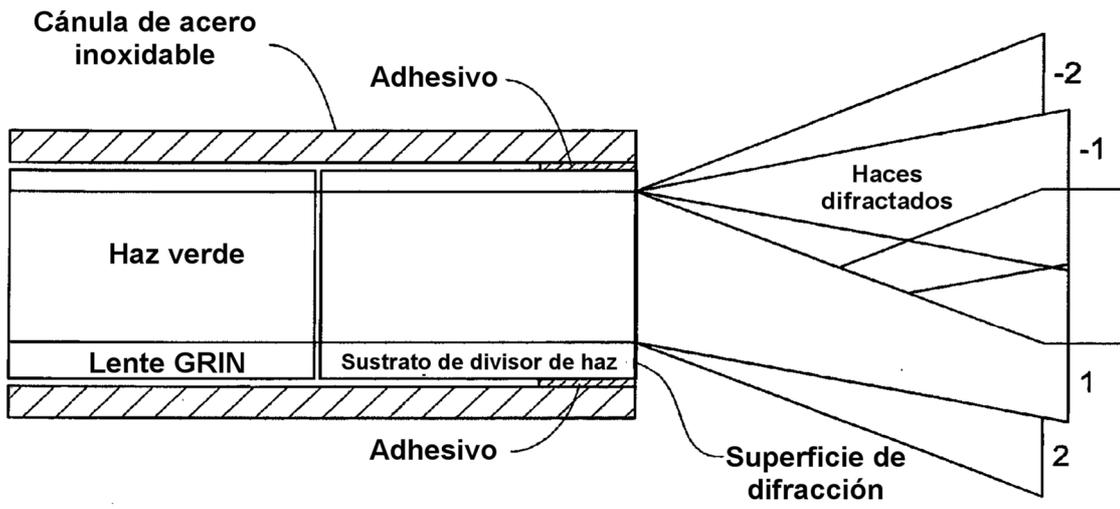


Fig. 7A

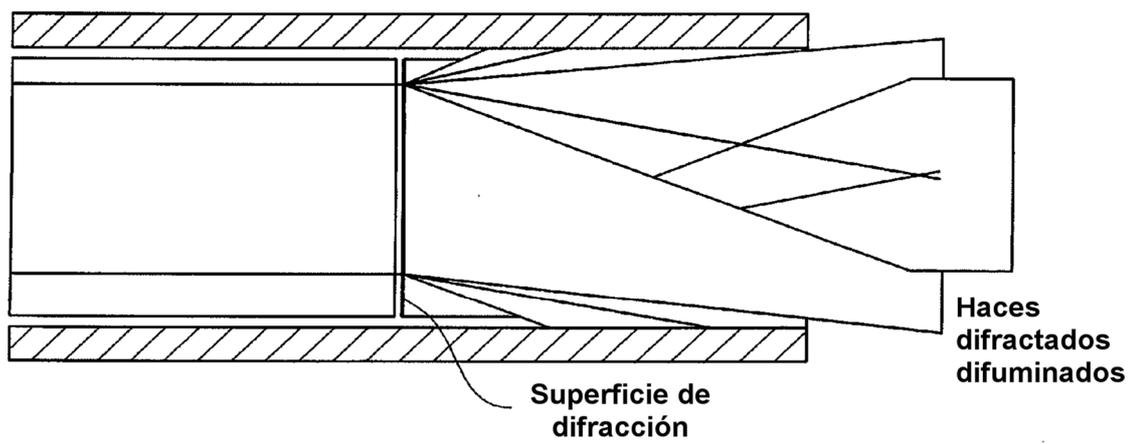


Fig. 7B

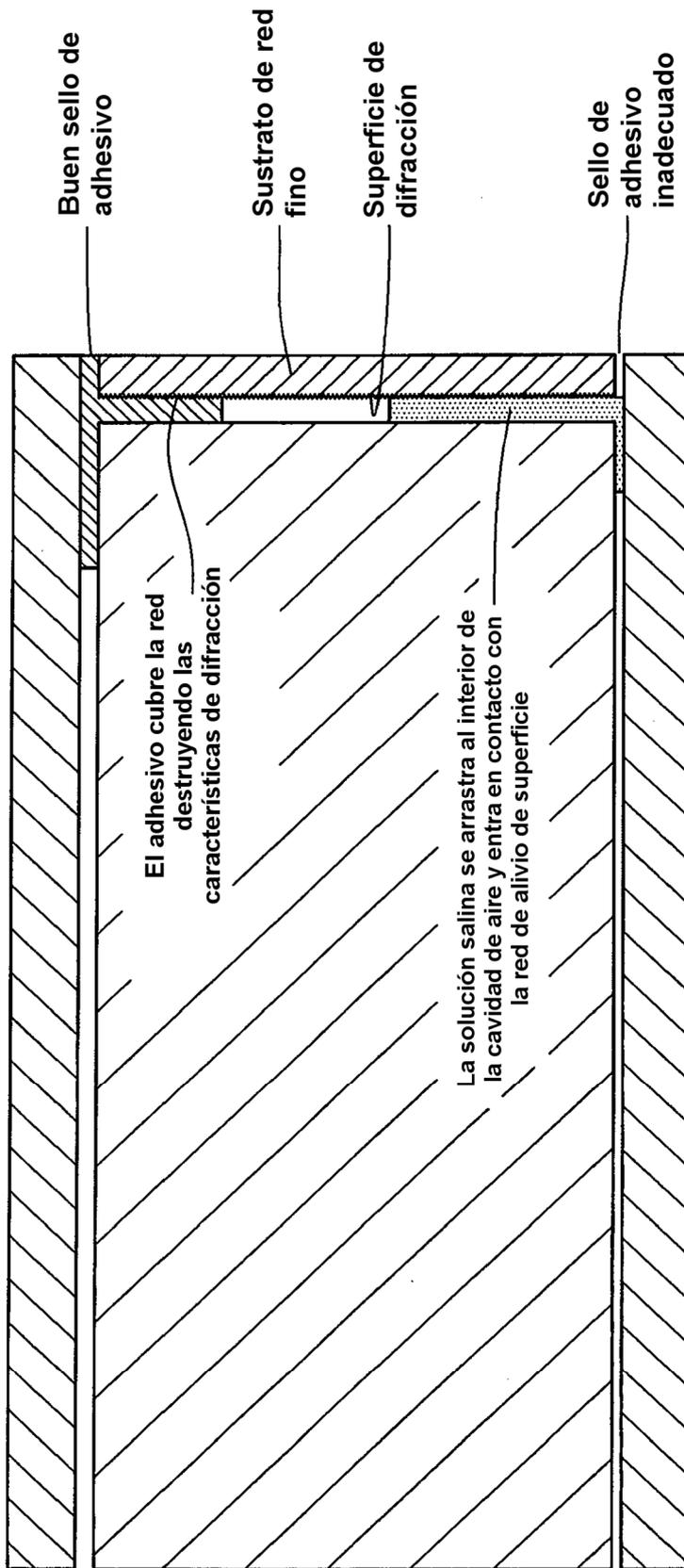


Fig. 8

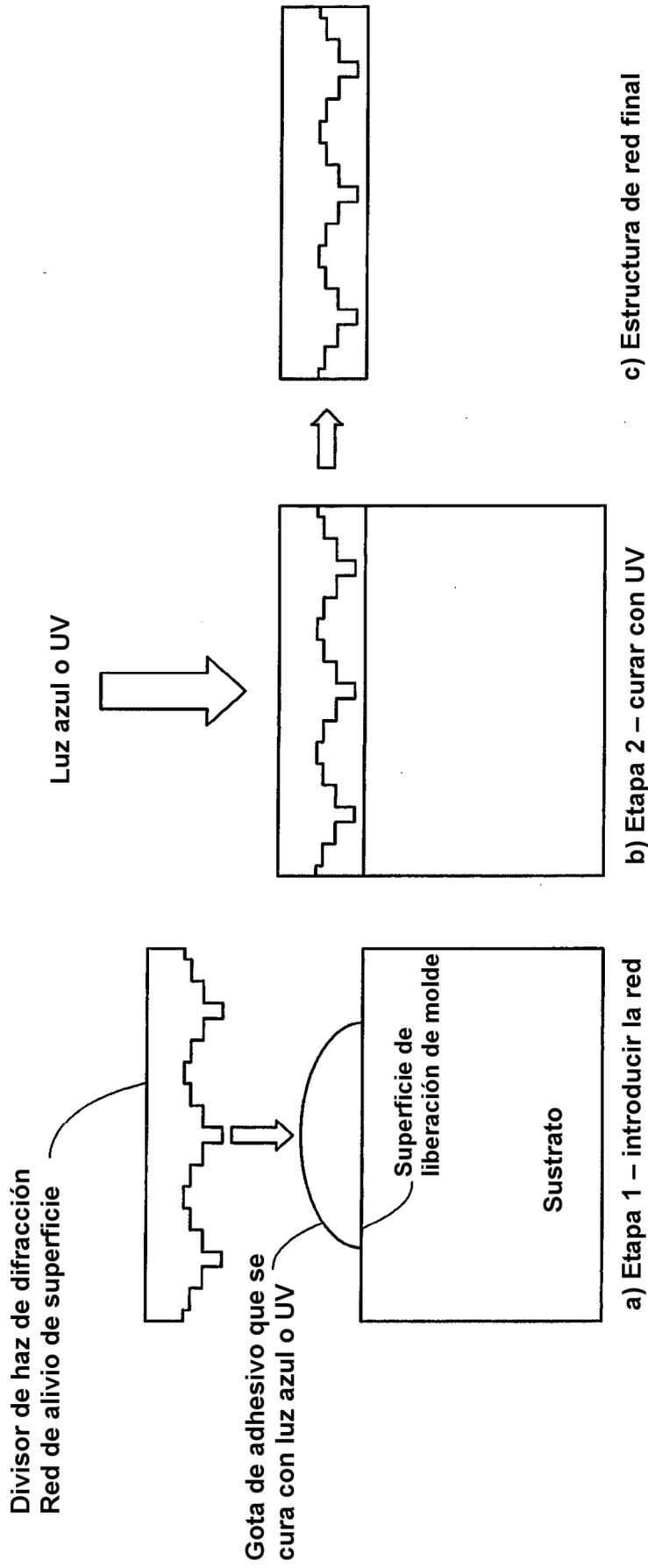


Fig. 9

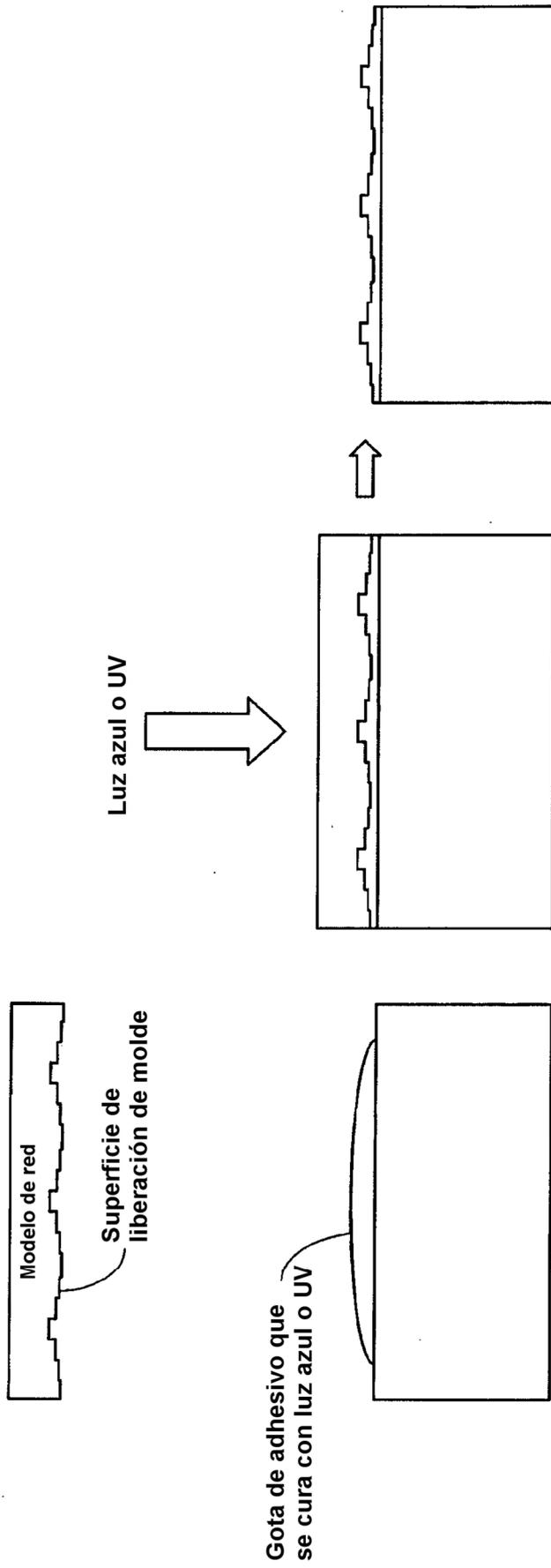


Fig. 10

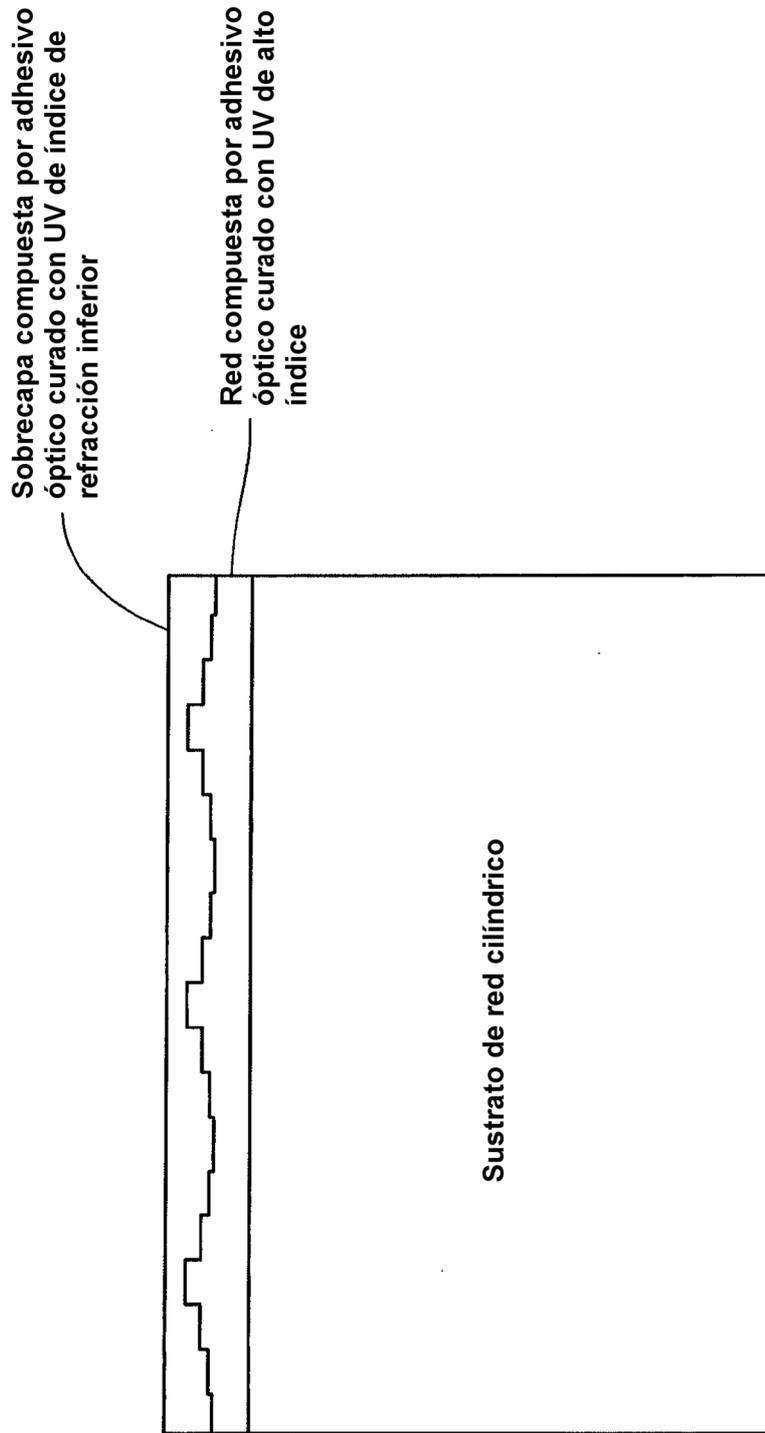


Fig. 11

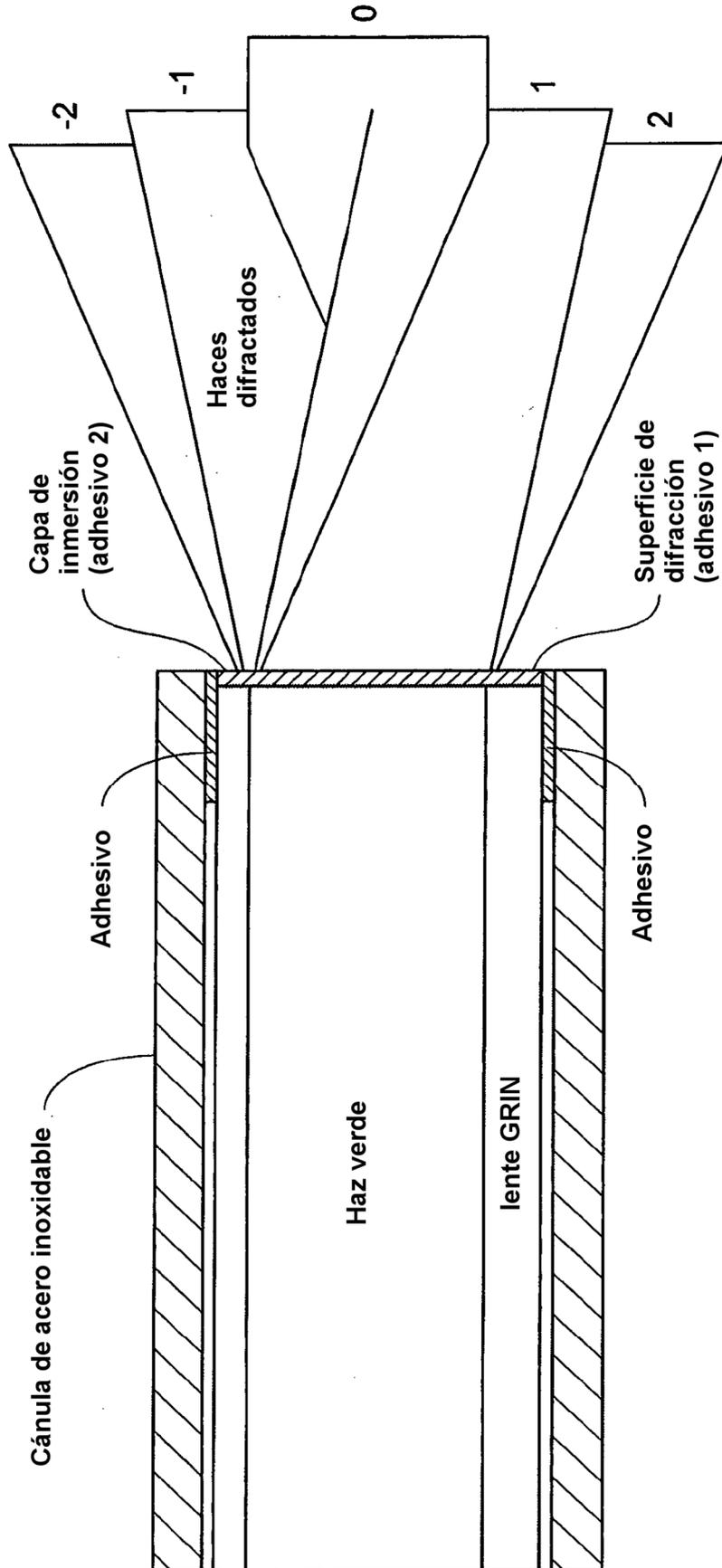


Fig. 12

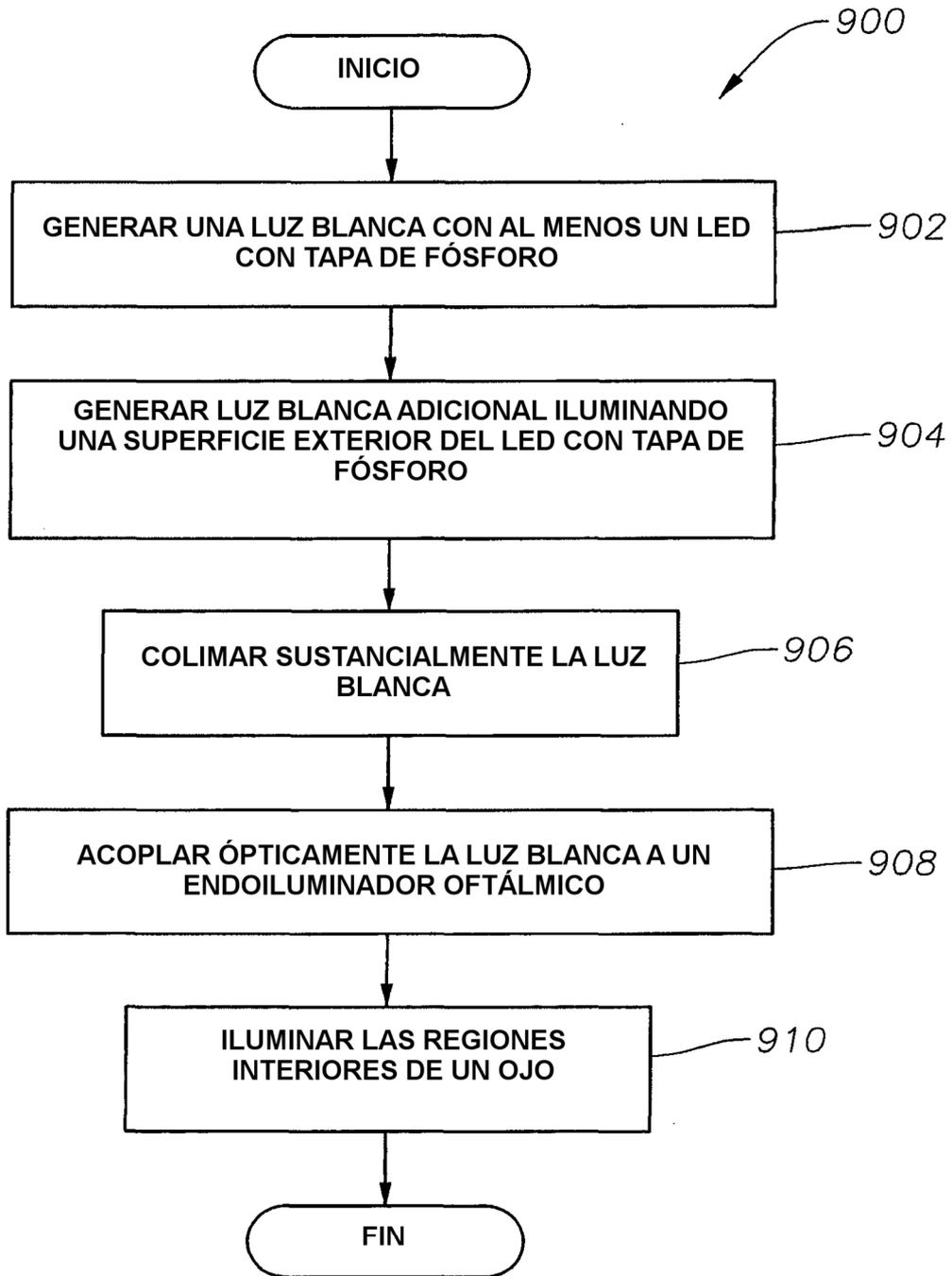


Fig. 13