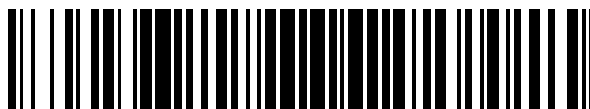


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 799 905**

51 Int. Cl.:

G01B 9/02 (2006.01)

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 3/13 (2006.01)

G02B 21/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.06.2015 PCT/US2015/038613**

87 Fecha y número de publicación internacional: **21.01.2016 WO16010725**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.06.2015 E 15821741 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.06.2020 EP 3129747**

54 Título: **Sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular**

30 Prioridad:

14.07.2014 US 201414331079

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.12.2020

73 Titular/es:

**ALCON INC. (100.0%)
Rue Louis-d'Affry 6
1701 Fribourg, CH**

72 Inventor/es:

YU, LINGFENG

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 799 905 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular

ANTECEDENTES

Campo técnico

- 5 Las realizaciones descritas en el presente documento están relacionadas con una visualización mejorada para cirugía vítreo-retiniana, glaucoma u otras cirugías oftálmicas. Más específicamente, las realizaciones descritas en el presente documento se refieren a un sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular que puede ser implementado como un sistema de formación de imágenes de diagnóstico y/o un sistema de entrega de haz de tratamiento.

Técnica relacionada

- 10 El desarrollo de técnicas para ayudar a la cirugía oftálmica con formación de imágenes y visualización es una de las áreas más importantes de desarrollo e innovación. Una clase de cirugías oftálmicas, el procedimiento vítreo-retiniano, implica la vitrectomía, la extracción del cuerpo vítreo de la cámara posterior para acceder a la retina. La ejecución exitosa de la vitrectomía requiere una extracción esencialmente completa del humor vítreo, incluyendo las regiones más difíciles cerca de la base vítrea. La utilización de técnicas y dispositivos de formación de imágenes puede ser de gran ayuda para mejorar la eficiencia de la extracción del humor vítreo.

- 15 Sin embargo, ayudar a la vitrectomía con formación de imágenes es particularmente desafiante por varias razones. Una de ellas es que el humor vítreo es transparente. Otro desafío es que la visualización de la periferia requiere haces de formación de imágenes con un alto ángulo de oblicuidad. Las lentes de contacto o sin contacto de gran angular son utilizadas comúnmente para abordar este último desafío, solamente con un éxito limitado. Hay muchas otras razones por las que los cirujanos necesitan tener un campo de visión más amplio dentro del ojo en las cirugías vítreo-retinianas, tales como la detección de desprendimiento de retina, la fotocoagulación, etc. Las lentes de contacto de gran angular pueden alcanzar aproximadamente 120° del campo de visión, mientras que las lentes sin contacto ofrecen un campo de visión aún más estrecho. A veces, los cirujanos tienen que hacer girar el globo ocular del paciente o realizar una depresión de la esclerótica para mover el ojo hacia el campo de visión del microscopio para su observación.

- 20 La mejora de la formación de imágenes puede ser lograda utilizando tomografía de coherencia óptica (OCT), una técnica que permite la visualización del tejido objetivo en profundidad enfocando un haz láser sobre el objetivo, recogiendo el haz reflejado, interfiriendo el haz reflejado con un haz de referencia y detectando la interferencia, y midiendo la firma de reflectancia dentro de la profundidad de foco del haz. El resultado es un escaneo de línea en profundidad, un escaneo en sección transversal, o un escaneo volumétrico.

- 25 La OCT se ha convertido en una práctica común en la clínica como herramienta de diagnóstico. Los cirujanos toman imágenes preoperatorias en el quirófano como referencia. El escaneo de OCT no está disponible actualmente en el quirófano y, por lo tanto, no admite la toma de decisiones durante la cirugía. Las imágenes preoperatorias tienen una utilidad limitada después de las modificaciones morfológicas del objetivo durante un procedimiento.

- 30 Se están realizando esfuerzos para desarrollar sistemas de OCT intra-quirúrgicos en tiempo real por parte de múltiples compañías que van desde empresas emergentes hasta grandes corporaciones. Los enfoques de la OCT intra-quirúrgica hasta la fecha se han basado en microscopios, sondas de mano, o endosondas. Los sistemas de OCT basados en microscopio han montado convencionalmente el sistema de OCT en el microscopio con una orientación fija con respecto al microscopio y/o al ojo del paciente. Por consiguiente, la integración de OCT en microscopios quirúrgicos estándar puede requerir modificaciones sustanciales del microscopio. Además, incluso con estas modificaciones, el ángulo de escaneo y/o la ubicación objetivo del haz de OCT en el ojo es fijo y limitado. Mover al paciente y/o al microscopio, los cuales pueden ser poco prácticos o inviables, son las únicas opciones para cambiar el ángulo de escaneo y/o la ubicación objetivo del haz de OCT.

- 35 El estado actual de la técnica también está representado por el documento US 2013/096543 A1 que proporciona un sistema y un método para tratar tejido objetivo oftálmico, incluyendo una fuente de luz para generar un haz de luz, un sistema de entrega de haz que incluye un escáner para generar patrones, y un controlador para controlar una fuente de luz y el sistema de entrega para crear un patrón de dosimetría del haz de luz en el tejido objetivo oftálmico. Uno o más de los parámetros de dosificación del haz de luz varían dentro del patrón de dosimetría, para crear exposiciones variables en el tejido objetivo.

RESUMEN

- 40 Se apreciará que el alcance de la invención está de acuerdo con las reivindicaciones. Por consiguiente, se ha proporcionado un sistema como se ha definido en la reivindicación 1. Se han proporcionado otras disposiciones ópticas de acuerdo con las reivindicaciones dependientes. La especificación incluye disposiciones, por ejemplo como se ha descrito con referencia a las figs. 2 a 6 y 8 a 9 fuera del alcance de la invención, que se han proporcionado como antecedentes y para ayudar a la comprensión de la invención.

La presente invención proporciona un sistema quirúrgico oftálmico de acuerdo con las reivindicaciones siguientes. La solución presentada llena una necesidad médica no satisfecha con una solución única para proporcionar un sistema de diagnóstico por imágenes móvil de gran angular móvil y/o de entrega de haz de tratamiento intra-quirúrgicamente, sin sobrecarga quirúrgica o interrupción del flujo de trabajo quirúrgico, con un ángulo ajustable de escaneo/entrega de haz y/o ubicación en el ojo para maximizar su facilidad de uso.

Aspectos, características, y ventajas adicionales de la presente descripción serán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La fig. 1 es un diagrama que ilustra un sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular.

La fig. 2 es un diagrama que ilustra un sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular.

La fig. 3 es un diagrama que ilustra un sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular.

La fig. 4 es un diagrama que ilustra un sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular.

La fig. 5 es un diagrama que ilustra un sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular.

La fig. 6 es un diagrama que ilustra un sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular.

La fig. 7 es un diagrama que ilustra un sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular.

La fig. 8a es un diagrama que ilustra un sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular.

La fig. 8b es un diagrama que ilustra un sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular.

La fig. 9a es un diagrama que ilustra un sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular.

La fig. 9b es un diagrama que ilustra un sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular.

La fig. 10 es un diagrama de flujo que ilustra un método para operar un sistema de visualización quirúrgica.

En los dibujos, los elementos que tienen la misma designación tienen las mismas funciones o funciones similares.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

En la siguiente descripción se han expuesto detalles específicos que describen ciertas realizaciones. Sin embargo, será evidente para un experto en la técnica que las realizaciones descritas pueden ser puestas en práctica sin algunos o todos estos detalles específicos. Las realizaciones específicas presentadas están destinadas a ser ilustrativas, pero no limitativas. Un experto en la materia puede realizar otro material que, aunque no se ha descrito específicamente en el presente documento, está dentro del alcance de esta descripción.

Los sistemas de formación de imágenes de campo de visión amplio ajustable, intra-quirúrgico, en tiempo real de la presente descripción proporcionan numerosas ventajas en relación con sistemas de OCT basados en microscopio, que incluyen (1) complejidad de uso reducida con una gran cantidad de microscopios quirúrgicos diferentes; (2) acceso óptico a una gran variedad de técnicas de visualización de escaneo láser; y (3) ángulos de escaneo más amplios, que incluyen la capacidad de escanear en la periferia del ojo, permitiendo un movimiento de rotación y traslación que cambia el ángulo de incidencia y/o la ubicación de incidencia del haz de escaneo en el ojo. Los sistemas de formación de imágenes de campo de visión amplio ajustable, intra-quirúrgico, en tiempo real de la presente descripción también proporcionan numerosas ventajas en relación con los sistemas de OCT basados en sonda de mano, que incluyen (1) formación de imágenes de manos libres; (2) flujo de trabajo quirúrgico simplificado; (3) formación de imágenes de OCT más estabilizadas con menos artefactos relacionados con el movimiento; y (4) formación de imágenes de OCT y observación con microscopio simultáneas. Los sistemas de formación de imágenes de campo de visión amplio ajustable, intra-quirúrgicos, en tiempo real de la presente descripción también proporcionan numerosas ventajas en relación con los sistemas de OCT basados en endosondas, que incluyen (1) formación de imágenes de OCT no invasiva; (2) flujo de trabajo quirúrgico simplificado; (3) capacidad de escaneo de volumen; (4) formación de imágenes de OCT más estabilizada con menos artefactos relacionados con el movimiento; (5) resolución lateral mejorada; y (6) la capacidad de combinarse con la formación de imágenes de microscopio quirúrgico. Se pueden obtener muchas ventajas similares utilizando los sistemas de entrega de haz de tratamiento de gran angular ajustable, intra-quirúrgicos, en tiempo real de la presente descripción.

El sistema quirúrgico oftálmico de la presente descripción puede estar configurado para facilitar la entrega de escaneo láser de gran angular ajustable, intra-quirúrgico a través de un acoplador de haz móvil. El acoplador de haz, junto con uno o más elementos ópticos, puede ser parte de un componente de bloque óptico integrado. La totalidad del bloque óptico puede ser girada o trasladada, o el acoplador de haz puede ser girado independientemente del bloque óptico. Se puede proporcionar un campo de visión amplio para el escaneo láser ya que el movimiento selectivo del acoplador de haz cambia

el ángulo de incidencia del haz de escaneo hacia el ojo y/o la ubicación de incidencia del haz de escaneo en el ojo. El sistema quirúrgico oftálmico móvil de gran angular puede ser implementado como sistema(s) de formación de imágenes de diagnóstico tales como tomografía de coherencia óptica (OCT), formación de imágenes multi-espectral, formación de imágenes de fluorescencia, formación de imágenes foto-acústica, etc., así como sistema(s) de entrega de haz de tratamiento para el tratamiento con láser tal como la fotocoagulación. El escaneo láser de gran angular puede ser de naturaleza diagnóstica y/o terapéutica. El escaneo láser de diagnóstico puede incluir formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica (OCT). Por ejemplo, tal sistema puede proporcionar OCT intra-quirúrgica de campo amplio, ajustable sin interrumpir el flujo de trabajo quirúrgico. El escaneo láser de tratamiento puede incluir escaneo de haz láser. El haz de escaneo puede ser entregado al ojo a través de una lente quirúrgica de contacto o sin contacto. Si se han utilizado longitudes de onda láser no visibles, entonces la lente de contacto también puede servir como una lente de contacto quirúrgica estándar. Una lente de WFOV sin contacto puede ser implementada de manera similar a un oftalmoscopio binocular indirecto (BIOM). Acoplado con un sistema de adquisición y visualización en tiempo real, el sistema de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede mejorar la visualización intra-quirúrgica. Además, el sistema de formación de imágenes diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede funcionar independientemente de un microscopio, e incluso puede ser utilizado sin un microscopio. El sistema de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento también puede estar acoplado a un sistema de visualización de cámara estereoscópica como una tecnología de reemplazo de microscopio y/o una tecnología de guía quirúrgica para robots quirúrgicos o sistemas quirúrgicos remotos.

La fig. 1 ilustra un sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento. El sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede incluir al menos una fuente 104 de luz configurada para generar un haz de luz de diagnóstico y/o de tratamiento. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede incluir una fuente de luz para generar el haz de luz de diagnóstico y una fuente de luz para generar el haz de luz de tratamiento. En algunas realizaciones, la fuente 104 de luz puede estar configurada para generar tanto el haz de luz de diagnóstico como el haz de luz de tratamiento. La fuente 104 de luz puede ser parte de un sistema de formación de imágenes de diagnóstico, tal como un sistema de formación de imágenes de OCT, un sistema de formación de imágenes multi-espectral, un sistema de formación de imágenes de fluorescencia, un sistema de formación de imágenes foto-acústica, etc. Por ejemplo, el haz de luz puede ser parte de un haz de escaneo de OCT. La fuente 104 de luz puede tener una longitud de onda operativa en el intervalo de 0,2-1,8 micras, el intervalo de 0,7-1,4 micras, y/o el intervalo de 0,9-1,1 micras. La fuente 104 de luz puede ser parte de un sistema de entrega de haz de tratamiento, tal como un sistema de entrega de haz láser. El sistema de formación de imágenes de diagnóstico y/o el sistema de entrega de haz de tratamiento puede incluir uno o más componentes adicionales (p. ej., un sistema de guía de haz, un escáner de haz, etc.).

El sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede incluir un sistema de guía de haz, que incluye una fibra óptica 106 y/o espacio libre, configurado para guiar el haz de luz desde la fuente 104 de luz. El sistema de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede incluir un colimador 136 que está configurado para recibir el haz de luz del sistema de guía de haz y colimar la luz.

El sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede incluir un escáner 138 de haz óptico configurado para recibir el haz de luz desde el colimador 136 y/o el sistema de guía de haz, y generar un haz 146 de luz escaneado. Por ejemplo, el escáner 138 de haz puede estar configurado para recibir el haz de luz de diagnóstico desde el sistema de guía de haz y generar un haz de luz de diagnóstico escaneado. El escáner 138 de haz puede estar configurado en su lugar o adicionalmente para recibir el haz de luz de tratamiento del sistema de guía de haz y generar un haz de luz de tratamiento escaneado. El escáner 138 de haz puede estar configurado para generar el haz 146 de luz escaneado que tenga cualquier patrón de escaneo deseado unidimensional o bidimensional, incluyendo una línea, una espiral, una trama, una circular, una cruz, un asterisco de radio constante, un asterisco de radio múltiple, una trayectoria de plegado múltiple y/u otros patrones de escaneo. El escáner 138 de haz puede incluir uno o más de un par de espejos de escaneo, un dispositivo de micro-espejo, un dispositivo basado en MEMS, una plataforma deformable, un escáner basado en galvanómetro, un escáner poligonal y/o un escáner PZT resonante.

El sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento también puede incluir un acoplador 142 de haz configurado para redirigir el haz 146 de luz escaneado hacia una lente 120 de campo de visión amplio (WFOV) configurada para guiar el haz de luz escaneado redirigido hacia una región objetivo 124 de un ojo 122 de procedimiento. La región objetivo 124 puede incluir la retina, la mácula/fóvea, el disco óptico, el cuerpo vítreo y/o la malla trabecular/canal de Schlemm. El sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede estar configurado para la formación de imágenes de estas y otras regiones particulares de interés con mayor resolución.

El sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento también puede incluir un microscopio quirúrgico 108 (figs. 1 y 7). Un observador 118 puede ver el ojo 122 de procedimiento a través del ocular 110 del microscopio quirúrgico 108. Una vía óptica 116 del microscopio quirúrgico 108 puede incluir una o más lentes de enfoque/aumento del ocular 110, una o más lentes 112 de enfoque/aumento del cuerpo de microscopio y una lente objetiva 114.

El acoplador 142 de haz puede estar configurado para redirigir el haz 146 de luz escaneado hacia la vía óptica 116 del microscopio quirúrgico 108. Para redirigir el haz 146 de luz escaneado hacia la región objetivo 124 del ojo 122 de procedimiento y/o la vía óptica 116 del microscopio quirúrgico, el acoplador 142 de haz puede incluir un espejo. Como se ha mostrado en las figs. 1-6 y 8a-9b, el espejo puede estar inclinado de tal manera que esté orientado en un ángulo oblicuo con respecto a cada uno del haz 146 de luz escaneado y de la vía óptica 116 del microscopio quirúrgico 108. El acoplador 142 de haz puede incluir un espejo dicróico, un filtro de muesca, un espejo caliente, un divisor de haz y/o un espejo frío. El acoplador 142 de haz puede estar configurado para combinar el haz visible del microscopio 108 con el haz 146 de luz escaneado. Como resultado, el campo de visión del haz 146 de luz escaneado y el microscopio 108 pueden solaparse completamente, solaparse parcialmente, o no solaparse en absoluto. El acoplador 142 de haz puede estar configurado para reflejar el haz 146 de luz escaneado y/o los reflejos del ojo 122 de procedimiento en el intervalo de longitud de onda del haz 142 de luz escaneado mientras permite que el haz visible del microscopio 108 pase a su través.

El escáner 138 de haz y/o el bloque óptico 102 también pueden incluir ópticas de enfoque para definir una profundidad de enfoque del haz 146 de luz escaneado. Por ejemplo, una o más lentes 140 pueden estar incluidas dentro del bloque óptico 102 (figs. 1-6 y 8a-9b). Cuando está presente, la óptica de enfoque del escáner 138 de haz y/o del bloque óptico 102 puede ser fija o ajustable. La óptica de enfoque o las lentes de aumento dentro del escáner 138 de haz y/o del bloque óptico 102 pueden facilitar el escaneo de una región de interés con mayor resolución y profundidad de campo. La óptica de enfoque y/o las lentes de aumento pueden ser proporcionadas en una o más de las siguientes ubicaciones: entre el acoplador 142 de haz y el microscopio quirúrgico 108; entre el acoplador 142 de haz y la lente 120 de WFOV; entre el acoplador 142 de haz y el escáner 138 de haz; y entre el escáner 138 de haz y la fuente 104 de luz. La óptica de enfoque y/o las lentes de aumento posicionadas entre el acoplador 142 de haz y el microscopio quirúrgico 108 pueden estar configuradas para ajustar el enfoque de la vía óptica 116 del microscopio quirúrgico 108. La óptica de enfoque y/o las lentes de aumentos posicionadas entre el acoplador 142 de haz y el escáner 138 de haz o entre el escáner 138 de haz y la fuente 104 de luz pueden estar configuradas para ajustar el enfoque del haz 146 de luz escaneado. La óptica de enfoque y/o las lentes de aumento posicionadas entre el acoplador 142 de haz y la lente 120 de WFOV pueden estar configuradas para ajustar el enfoque tanto de la vía óptica 116 del microscopio quirúrgico 108 como del haz 146 de luz escaneado.

La(s) lente(s) 140 puede ser ajustadas mediante un controlador de aumento para adaptar una potencia óptica del sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento a la región objetivo deseada 124 del ojo 122 de procedimiento. Además, la(s) lente(s) 140 de aumento ajustable pueden ser controladas por el controlador de aumento en tiempo real para adaptar la potencia óptica del sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento para mantener una aberración por debajo de un valor predeterminado cuando el haz 146 de luz escaneada escanea a lo largo de la región objetivo 124 del ojo 122 de procedimiento. A ese respecto, el controlador de aumento puede controlar cada lente 140 de aumento ajustable ajustando una posición física de la lente 140 de aumento (p. ej., utilizando activadores piezoeléctricos u otros activadores adecuados) y/o ajustando una potencia óptica de la lente 140 de aumento sin ajustar la posición física de la lente 140 de aumento (p. ej., variando una tensión suministrada a una lente de aumento de cristal líquido).

En algunas realizaciones, el sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede incluir un haz de guía visible, tal como cuando el haz 146 de luz escaneado está fuera del intervalo visible. Por ejemplo, el haz 146 de luz escaneado puede estar en el intervalo infrarrojo. Como se ha mostrado en la fig. 2, el sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede incluir una fuente 154 de haz de guía configurada para generar el haz de guía visible. El haz de guía visible, a través de una fibra óptica 106, puede estar acoplado en el sistema 100 de formación de imágenes quirúrgico y/o de entrega de haz de tratamiento utilizando un acoplador, un multiplexor de división de longitud de onda (WDM), o un divisor 156 de haz. El acoplador, WDM o divisor 156 de haz puede estar posicionado antes del escáner 138 de haz. El acoplador 142 de haz puede estar configurado para reflejar al menos una parte de un haz de guía visible coincidente con el haz 146 de luz escaneado para facilitar la visualización del haz 146 de luz escaneado. Por ejemplo, el acoplador 142 de haz puede incluir un filtro de muesca en el intervalo de longitud de onda del haz de guía visible de tal manera que el haz de guía visible pueda ser reflejado mediante el acoplador 142 de haz junto con el haz 146 de luz escaneado para alcanzar el ojo 122 de procedimiento.

Con referencia nuevamente a la fig. 1, en algunas realizaciones, el sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede incluir un componente 102 de bloque óptico integrado. El bloque óptico 102 puede incluir uno o más elementos ópticos integrados en un componente común, tal como un dispositivo de mano, un soporte de lente, un adaptador u otro componente. El bloque óptico 102 puede ser un producto consumible configurado para su utilización en un único procedimiento quirúrgico o reutilizable en múltiples procedimientos quirúrgicos. El bloque óptico 102 puede posicionarse independientemente en relación con el microscopio quirúrgico 108 y/o el ojo 122 de procedimiento. Las figs. 1-7 y 8a-9b ilustran diferentes realizaciones del bloque óptico 102. Por ejemplo, el bloque óptico 102 puede incluir el escáner 138 de haz óptico, el acoplador 142 de haz, una o más lentes 140, el colimador 136, etc. En diferentes realizaciones, el bloque óptico 102 puede incluir más o menos componentes. El bloque óptico 102 puede estar en comunicación óptica con la fuente 104 de luz a través de la fibra óptica 106. El bloque óptico 102 puede incluir un soporte 134 de fibra donde la fibra óptica 106 es recibida mecánicamente en el bloque óptico 102.

El acoplador 142 de haz y/o el bloque óptico 102 pueden ser operados con o sin una relación óptica/optomecánica definida con el microscopio quirúrgico 108. Por ejemplo, el acoplador 142 de haz o el bloque óptico 102 pueden ser mantenidos separados y posicionados independientemente en relación con el microscopio quirúrgico 108. En tales casos, el acoplador

142 de haz puede ser un dispositivo de mano, un soporte de lente, un componente auto-estabilizado u otro componente. Como se ha mostrado en la fig. 3, el bloque óptico 102 puede estar acoplado a un brazo 152 de soporte. El brazo 152 de soporte puede ser estacionario, tal como cuando el brazo 152 de soporte está montado en la pared. El brazo 152 de soporte puede ser móvil, como cuando el brazo 152 de soporte está montado en un poste o carro móvil. Como se ha descrito con respecto a las figs. 7-9b, el bloque óptico 102 puede estar acoplado al brazo 152 de soporte de tal manera que el bloque óptico 102 sea móvil con seis grados de libertad (p. ej., tres grados de libertad de rotación y tres grados de libertad de traslación) con respecto al microscopio quirúrgico 108 y/o al ojo 122 de procedimiento.

Con referencia nuevamente a la fig. 1, el acoplador 142 de haz y/o el bloque óptico 102 pueden estar acoplados al microscopio quirúrgico 108, directa o indirectamente, de tal manera que tenga una relación óptica/optomecánica definida con el microscopio quirúrgico. Por ejemplo, el acoplamiento directo o indirecto 126 entre el bloque óptico 102 y el microscopio quirúrgico 108 puede incluir uno o más de un sistema de suspensión, un bastidor mecánico, un brazo sobresaliente, una estructura cónica, un miembro magnético, un miembro elástico, y un miembro de plástico. La lente 120 de WFOV puede ser manipulada independientemente con respecto en relación con el ojo 122 de procedimiento mediante un soporte de lente – en lugar del acoplador 142 de haz, cuando el acoplador 142 de haz está acoplado al microscopio quirúrgico en una relación óptica/optomecánica definida. Como se ha descrito con respecto a las figs. 7-9b, el bloque óptico 102 puede estar acoplado al microscopio quirúrgico 108 de tal manera que el bloque óptico 102 sea móvil con seis grados de libertad (p. ej., tres grados de libertad de rotación y tres grados de libertad de traslación) en relación con el microscopio quirúrgico 108 y/o el ojo 122 de procedimiento.

Con referencia nuevamente a la fig. 1, la lente 120 de WFOV del sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede estar configurada para proporcionar un campo de visión del ojo 122 de procedimiento mayor que 15 grados, mayor que 30 grados, mayor que 45 grados, mayor que 60 grados, mayor que 80 grados y/o mayor que 100 grados. Por consiguiente, el sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede estar configurado para proporcionar diferentes intervalos de campo de visión, tales como entre 0 grados y 30 grados, entre 15 grados y 80 grados, entre 30 grados y 120 grados, y/o otros intervalos deseados hasta la ora serrata dentro del campo de visión de la lente 120 de WFOV. La lente 120 de WFOV puede estar configurada para proporcionar la potencia de refracción deseada para los procedimientos de diagnóstico y/o tratamiento que han de ser realizados en el ojo 122 de procedimiento.

La lente 120 de WFOV puede estar configurada para operar en contacto con el ojo 122 de procedimiento, tal como una lente de contacto, o separada del ojo 122 de procedimiento, como una lente sin contacto. Como se ha mostrado en la fig. 4, la lente de contacto puede ser una lente macular 144 configurada para ponerse en contacto con el ojo 122 de procedimiento. Una lente macular 144 puede estar insertada en un mecanismo de estabilización, donde el mecanismo de estabilización puede estar configurado para estabilizar la lente macular 144 en relación con el ojo 122 de procedimiento. Con ese fin, el mecanismo de estabilización puede incluir uno o más de un trocar, un contrapeso, un sistema basado en fricción, y un sistema elástico. En algunas realizaciones, la lente 120 de puede estar separada de, pero se puede unir al bloque óptico 102.

Como se ha mostrado en las figs. 5 y 6, la lente sin contacto puede ser una lente ocular 148 que está separada del ojo 122 de procedimiento. Se puede generar un plano 150 de imagen intermedio entre el acoplador 142 de haz y la lente ocular 148 en realizaciones del sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento que incluye la lente ocular 148. La lente ocular 148 puede estar configurada para funcionar de manera similar a un oftalmomicroscopio indirecto binocular (BIOM). La lente ocular 142 puede estar posicionada mediante uno o más de un acoplamiento mecánico al acoplador 142 de haz, el bloque óptico 102, un acoplamiento mecánico al microscopio quirúrgico 108, un sistema de suspensión, y un soporte de lente. En algunas realizaciones, la lente 120 de puede ser un elemento óptico del bloque óptico 102. El bloque óptico 102, el acoplador 142 de haz, y/o la lente ocular 148 pueden ser movidos como se ha descrito con respecto a las figs. 7-9b para cambiar el ángulo de incidencia y/o la ubicación del objetivo del haz 146 de luz escaneado en el ojo 122 de procedimiento.

La fuente 104 de luz, el sistema de guía de haz, y el escáner 138 de haz pueden formar parte de un sistema de formación de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica (OCT). Con ese fin, la lente 120 de WFOV y el acoplador 142 de haz pueden estar configurados para guiar una luz de imagen devuelta desde la región objetivo 124 del ojo 122 de procedimiento de regreso al sistema de formación de imágenes de OCT. La luz de la imagen devuelta puede ser interferida con un haz de referencia del sistema de formación de imágenes de OCT, y a partir de la interferencia se puede generar y mostrar a un usuario una imagen de OCT de la región objetivo en un intervalo de profundidades. El sistema de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede estar configurado para generar la información de formación de imágenes basándose en el procesamiento de la luz de la imagen devuelta en menos de 30 segundos, menos de 10 segundos y/o menos de 5 segundos, incluso en tiempo real. Un único haz 152 de luz escaneado o escaneo-A se ha mostrado en la fig. 6. El único haz 152 de luz escaneado puede estar enfocado en una ubicación particular a lo largo de la región objetivo 124 dentro del ojo 122 de procedimiento. Se pueden realizar múltiples escaneos-A dentro de la región objetivo 124 para generar el campo de visión más grande ilustrado en las figs. 1-5 y 8a-9b. Como se ha descrito con respecto a las figs. 7-9b, el bloque óptico 102, el acoplador 142 de haz, y/o la lente 120 de WFOV pueden ser movidos selectivamente de tal manera que el sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento tenga un campo de visión ajustable. La luz de imagen devuelta desde los escaneos-A individuales con

diferentes ángulos de incidencia y/o ubicaciones de incidencia puede ser procesada y combinada para generar formación de imágenes combinadas (p. ej., datos de OCT en sección transversal y/o volumétricos).

La fig. 7 ilustra el sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento, que incluye el movimiento de rotación y/o de traslación del bloque óptico 102. El acoplador 142 de haz y/o el bloque óptico 102 pueden ser móviles de tal manera que el sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento tenga un escaneo de gran angular, ajustable. Por ejemplo, el campo de visión del haz 146 de luz escaneado puede cubrir una región cambiante del ojo 122 de procedimiento. El escaneo de gran angular o el campo de visión pueden ser ajustados a medida que el ángulo de incidencia y/o la ubicación de incidencia del haz 146 de luz escaneado dentro del ojo 122 de procedimiento cambia basándose en la traslación y/o rotación del acoplador 142 de haz y/o del bloque óptico 102 en relación con el microscopio quirúrgico 108 y/o el ojo 122 de procedimiento. En algunas realizaciones, el movimiento del bloque óptico 102 incluye el movimiento del acoplador 142 de haz. En algunas realizaciones, el movimiento del acoplador 142 de haz es independiente del movimiento del bloque óptico 102. En realizaciones del sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento que incluyen una lente de WFOV sin contacto, la lente ocular 148 (figs. 5 y 6) puede ser movida junto con el acoplador 142 de haz y/o el bloque óptico 102. El acoplador 142 de haz y/o el bloque óptico 102 pueden ser movidos selectivamente para escanear en la periferia del ojo 122 de procedimiento. El acoplador 142 de haz y/o el bloque óptico 102 pueden ser movidos selectivamente para escanear la malla trabecular o el canal de Schlemm del ojo 122 de procedimiento. Además, el acoplador 142 de haz y/o el bloque óptico 102 pueden estar posicionados de tal manera que el campo de visión del haz 146 de luz escaneado y el campo de visión del haz visible del microscopio no se solapen, parcial o totalmente.

El movimiento selectivo del acoplador 142 de haz y/o del bloque óptico 102 puede estar configurado para proporcionar un campo de visión del ojo 122 de procedimiento mayor que 15 grados, mayor que 30 grados, mayor que 45 grados, mayor que 60 grados, mayor que 80 grados y/o mayor que 100 grados. Por consiguiente, el sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento puede estar configurado para proporcionar diferentes intervalos de campo de visión, tales como entre 0 grados y 30 grados, entre 15 grados y 80 grados, entre 30 grados y 120 grados, y/o otros intervalos deseados hasta la ora serrata.

En algunas realizaciones, el bloque óptico 102 puede ser móvil con uno, dos, tres, cuatro, cinco, seis, o más grados de libertad. Por ejemplo, el bloque óptico 102 puede tener uno, dos, tres, o más grados de libertad de rotación. Un primer grado de libertad de rotación puede ser aproximadamente un eje 128 o eje z (figs. 1 y 7). Como se ha mostrado en la fig. 1, el bloque óptico 102 puede girar alrededor del eje 128 dentro y fuera del plano de la página. El eje 128 puede ser el eje central del microscopio quirúrgico 108. Como se ha mostrado en la fig. 7, el bloque óptico 102 puede girar en las direcciones 162 y 164 alrededor del eje 128. Por sí misma, la rotación alrededor del eje 128 no cambia el ángulo de incidencia y/o la ubicación de incidencia del haz 146 de luz escaneado en el ojo 122 de procedimiento. Sin embargo, la rotación alrededor del eje 128 proporciona flexibilidad al observador 118, tal como un cirujano, para mover el bloque óptico 102 a una orientación más conveniente durante el procedimiento quirúrgico. Por ejemplo, el observador 118 puede girar el bloque óptico 102 basándose en la posición del paciente, el ojo que está siendo operando, etc.

Un segundo grado de libertad de rotación puede ser alrededor de un eje 132 o eje y (figs. 1 y 7). La rotación alrededor del eje 132 puede ser descrita como la inclinación del bloque óptico 102. Como se ha mostrado en la fig. 1, el eje 132 se extiende dentro y fuera de la página, y el bloque óptico 102 puede girar alrededor del eje 132 en el plano de la página. Como se ha mostrado en la fig. 7, el bloque óptico 102 puede girar en las direcciones 182 y 184 alrededor del eje 132. Mientras que el eje 132 se ha mostrado como extendiéndose a través del acoplador 142 de haz, el eje puede estar posicionado en cualquier lugar a lo largo del bloque óptico 102 de tal manera que el eje sea paralelo al eje 132 mostrado en las figs. 1 y 7. La rotación alrededor del eje 132 puede cambiar el ángulo de incidencia y/o la ubicación de incidencia del haz 146 de luz escaneado en el ojo 122 de procedimiento. Dependiendo de cómo esté posicionado el paciente en relación con el bloque óptico 102, la rotación alrededor del eje 132 puede desplazar el haz 142 de luz escaneado hacia la izquierda, hacia la derecha, hacia arriba, o hacia abajo en el ojo 122 de procedimiento. Como se ha mostrado en la fig. 8a, el bloque óptico 102 puede ser girado en la dirección 182 alrededor del eje 132. Como resultado, el haz 146 de luz escaneado puede ser desplazado hacia la izquierda de la región objetivo 124. Como se ha mostrado en la fig. 8b, el bloque óptico 102 puede ser girado en la dirección 184 alrededor del eje 132. Como resultado, el haz 146 de luz escaneado puede ser desplazado hacia la derecha de la región objetivo 124.

Un tercer grado de libertad de rotación puede ser alrededor de un eje 130 o eje x (figs. 1 y 7). Como se ha mostrado en la fig. 7, el bloque óptico 102 puede girar en las direcciones 172 y 174 alrededor del eje 132. La rotación alrededor del eje 130 puede cambiar el ángulo de incidencia y/o la ubicación de incidencia del haz 146 de luz escaneado en el ojo 122 de procedimiento. Dependiendo de cómo se posicione el paciente en relación con el bloque óptico 102, la rotación alrededor del eje 130 puede desplazar el haz 142 de luz escaneado hacia la izquierda, hacia la derecha, más hacia arriba, o más hacia abajo en el ojo 122 de procedimiento. Por ejemplo, la rotación en la dirección 172 puede desplazar el haz 146 de luz escaneado hacia la derecha en el ojo de procedimiento. La rotación en la dirección 174 puede desplazar el haz 146 de luz escaneado hacia la izquierda en el ojo de procedimiento.

Por ejemplo, el bloque óptico 102 puede tener uno, dos, tres, más grados de libertad de traslación. Un primer grado de libertad de traslación puede ser a lo largo del eje 128. Como se ha mostrado en la fig. 1, el bloque óptico 102 puede trasladarse a lo largo del eje 128 en el plano de la página. Como se ha mostrado en la figura 7, el bloque óptico 102 puede

ser trasladado en las direcciones 166 y 168, a lo largo del eje 128. La traslación a lo largo del eje 128 puede ajustar una profundidad de enfoque del haz 146 de luz escaneado en la región objetivo 124 del ojo 122 de procedimiento.

Un segundo grado de libertad de traslación puede ser a lo largo del eje 132. Como se ha mostrado en la fig. 1, el bloque óptico 102 puede trasladarse a lo largo del eje 132 dentro y fuera de la página. Como se ha mostrado en la fig. 7, el bloque óptico 102 puede ser trasladado en las direcciones 186 y 188, a lo largo del eje 132. La traslación a lo largo del eje 132 puede cambiar el ángulo de incidencia y/o la ubicación de incidencia del haz 146 de luz escaneado en el ojo 122 de procedimiento. Dependiendo de cómo esté posicionado el paciente en relación con el bloque óptico 102, la traslación a lo largo del eje 132 puede desplazar el haz 146 de luz escaneado hacia la izquierda, hacia la derecha, más hacia arriba o más hacia abajo en el ojo 122 de procedimiento. Por ejemplo, la traslación en la dirección 186 puede desplazar el haz 146 de luz escaneado hacia la izquierda en el ojo 122 de procedimiento. La traslación en la dirección 188 puede desplazar el haz 146 de luz escaneado hacia la derecha en el ojo 122 de procedimiento.

Un tercer grado de libertad de traslación puede ser a lo largo del eje 130. Como se ha mostrado en la fig. 1, el bloque óptico 102 puede trasladarse a lo largo del eje 130 en el plano de la página. Como se ha mostrado en la fig. 7, el bloque óptico 102 puede ser trasladado en las direcciones 176 y 178, a lo largo del eje 130. La traslación a lo largo del eje 130 puede cambiar el ángulo de incidencia y/o la ubicación de incidencia del haz 146 de luz escaneado en el ojo 122 de procedimiento. Dependiendo de cómo esté posicionado el paciente en relación con el bloque óptico 102, la traslación a lo largo del eje 130 puede desplazar el haz 146 de luz escaneado hacia la izquierda, hacia la derecha, más hacia arriba o más hacia abajo en el ojo 122 de procedimiento. Por ejemplo, la traslación en la dirección 176 puede desplazar el haz 146 de luz escaneado hacia la izquierda de la región objetivo 124. La traslación en la dirección 178 puede desplazar el haz 146 de luz escaneado hacia la derecha de la región objetivo 124.

En algunas realizaciones, el movimiento del bloque óptico 102 puede incluir solo rotación o solo traslación. En algunas realizaciones, el movimiento del bloque óptico 102 puede incluir tanto rotación como traslación. El bloque óptico 102 puede ser girado y/o trasladado a lo largo de uno o más de los ejes 128, 130, y 132 para proporcionar un campo de visión amplio ajustable para el sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento. El bloque óptico 102 puede ser trasladado en una o más direcciones y luego girado en una o más direcciones, o viceversa, con el fin de dirigir el haz 146 de luz escaneado hacia la región objetivo 124 (e impedir que el haz 146 de luz escaneado encuentre interferencia con, p. ej., el iris). Por ejemplo, el bloque óptico 102 puede ser movido basándose en el haz de guía visible (fig. 2) para escanear las ubicaciones deseadas de la región objetivo 124. La rotación y/o traslación del bloque óptico 102 puede ser lograda de forma manual (p. ej., mediante manipulación física por parte del cirujano) o automática (p. ej., mediante uno o más activadores motorizados controlados por un controlador del sistema 100 de formación de imágenes quirúrgico y/o de entrega de haz). Una lente de contacto de WFOV (p. ej., la lente macular 144) puede mantener una orientación fija en relación con el ojo 114 de procedimiento durante la traslación y/o rotación del bloque óptico 102. Una lente sin contacto de WFOV (p. ej., lente ocular 148) puede trasladar y/o girar junto con el bloque óptico 102.

En algunas realizaciones, el acoplador 142 de haz puede ser giratorio en relación con el ojo 122 de procedimiento y/o el microscopio 108. La rotación del acoplador 142 de haz puede ser independiente del movimiento del bloque óptico 102. A ese respecto, la rotación del acoplador 142 de haz puede ser utilizada para facilitar el escaneo circunferencial completo del ojo 122 de procedimiento y/o para enfocar a una región particular de interés dentro del ojo 122 de procedimiento. El acoplador 142 de haz puede ser giratorio alrededor del eje 132 (figs. 1 y 7) o un eje paralelo al eje 132. Como se ha mostrado en la fig. 9a, la rotación del acoplador 142 de haz en la dirección 182 puede desplazar el haz 146 de luz escaneado a la izquierda de la región objetivo 124. Como se ha mostrado en la fig. 9b, la rotación del acoplador 142 de haz en la dirección 184 puede desplazar el haz 146 de luz escaneado a la derecha de la región objetivo 124. La rotación del acoplador 142 de haz puede ser lograda manualmente (p. ej., mediante manipulación física por parte del cirujano) o automáticamente (p. ej., mediante uno o más activadores motorizados controlados por un controlador del sistema 100 de formación de imágenes de diagnóstico y/o de entrega de haz de tratamiento). Una lente de contacto de WFOV (p. ej., la lente macular 144) puede mantener una orientación fija en relación con el ojo 122 de procedimiento durante la traslación y/o rotación del acoplador 142 de haz. Una lente sin contacto de WFOV (p. ej., la lente ocular 148) puede trasladar y/o girar junto con el acoplador 142 de haz.

La fig. 10 ilustra un método 200 para operar un sistema quirúrgico oftálmico de gran angular, tal como un sistema de formación de imágenes de diagnóstico y/o un sistema de entrega de haz de tratamiento. El sistema de formación de imágenes de diagnóstico puede ser, por ejemplo, un sistema de visualización de tomografía de coherencia óptica (OCT). El método 200 puede entenderse mejor con referencia a las figs. 1-9b. El método 200, en la operación 210, puede incluir generar un haz de luz de diagnóstico y/o tratamiento utilizando una fuente de luz. Por ejemplo, el haz de luz puede ser generado utilizando la fuente 104 de luz. El método 200, en la operación 220, puede incluir guiar el haz de luz desde la fuente de luz a un escáner de haz utilizando un sistema de guía de haz. El ejemplo, el sistema de guía de haz puede incluir la fibra óptica 106 para guiar el haz de luz desde la fuente 104 de luz al escáner 138 de haz. El método 200, en la operación 230, puede incluir generar un haz de luz escaneado utilizando el escáner de haz. Por ejemplo, el haz 146 de luz escaneado puede ser generado utilizando el escáner 138 de haz. El método 200, en la operación 240, puede incluir redirigir el haz de luz escaneado utilizando un acoplador de haz. Redirigir el haz de luz escaneado puede incluir redirigir el haz de luz escaneado hacia una vía óptica de un microscopio quirúrgico. Por ejemplo, el haz 146 de luz escaneado puede ser redirigido utilizando el acoplador 142 de haz. El acoplador 142 de haz puede redirigir el haz 146 de luz escaneado hacia la vía óptica 116 del microscopio 108. El método 200, en la operación 250, puede incluir guiar el haz de luz escaneado

redirigido hacia una región objetivo de un ojo de procedimiento utilizando una lente de campo de visión amplio (WFOV). Por ejemplo, la lente 120 de WFOV puede ser utilizada para guiar el haz 146 de luz escaneado hacia la región objetivo 124 del ojo 122 de procedimiento. El método 200, en la operación 260, puede incluir mover selectivamente el acoplador de haz y/o el bloque óptico para cambiar al menos uno de un ángulo de incidencia de la luz escaneada redirigida hacia el ojo de procedimiento y la ubicación objetivo del ojo de procedimiento. Por ejemplo, el acoplador 142 de haz y/o el bloque óptico 102 pueden ser trasladados y/o girados para cambiar el ángulo de incidencia y/o la ubicación objetivo del haz 146 de luz escaneado en el ojo 122 de procedimiento.

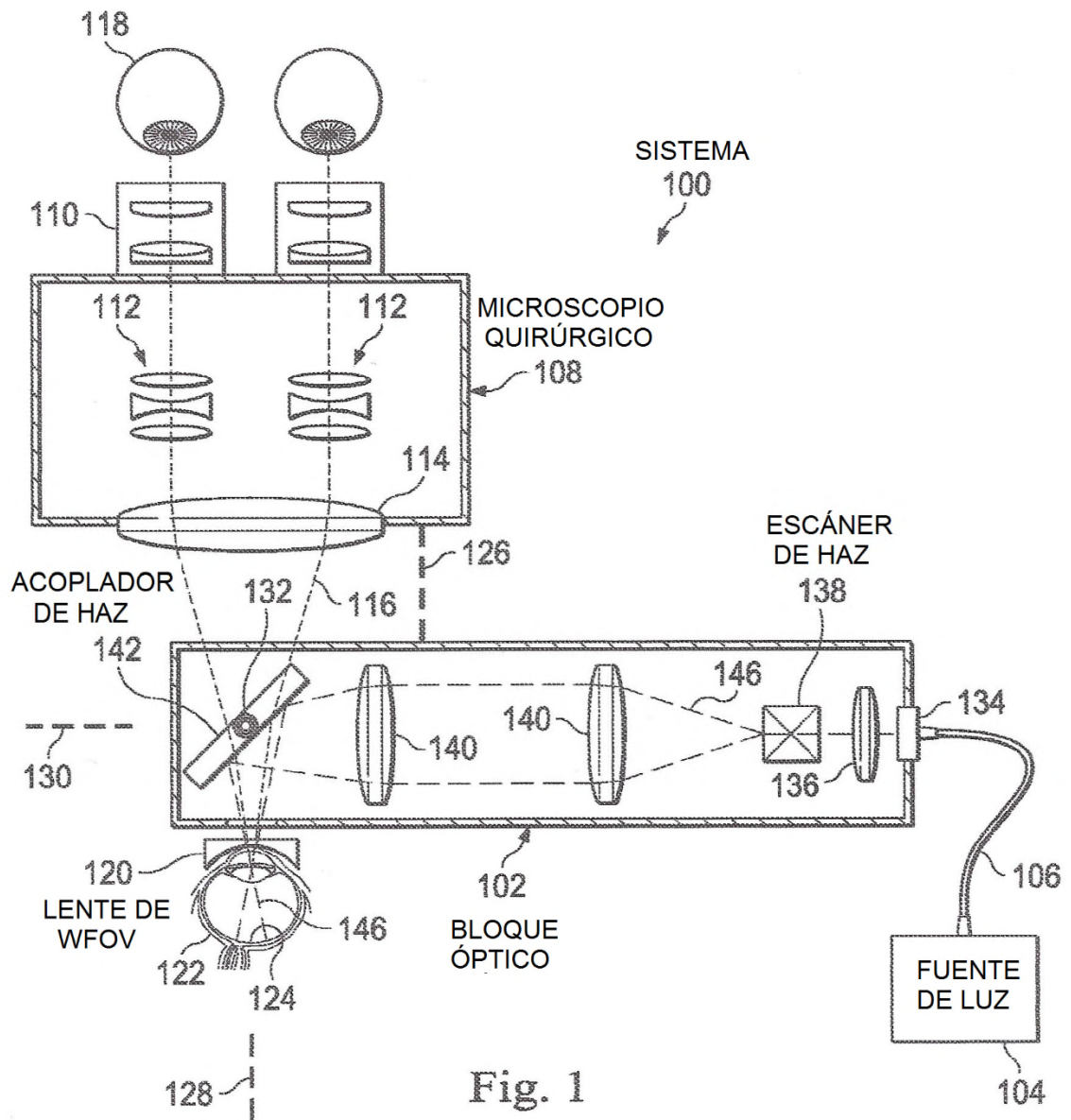
En algunas realizaciones, mover el acoplador de haz (operación 260) puede incluir girar el acoplador de haz. Por ejemplo, el acoplador 142 de haz puede ser girado alrededor de al menos uno de un primer eje, un segundo eje, y un tercer eje (p. ej., los ejes 132, 128 y 130). En algunas realizaciones, mover el acoplador de haz (operación 260) puede incluir girar el bloque óptico alrededor de al menos uno de un primer eje, un segundo eje, y un tercer eje (p. ej., los ejes 128, 130, y 132) y/o trasladar el bloque óptico a lo largo de al menos uno del primer eje, el segundo eje, y el tercer eje (p. ej., ejes 128, 130, y 132). En algunas realizaciones, el método 200 puede incluir repetir la operación de movimiento para generar información de formación de imágenes asociada con diferentes ángulos de incidencia y/o diferentes ubicaciones objetivo en el ojo de procedimiento y combinar la información de formación de imágenes asociada para generar información de formación de imágenes combinada. Por ejemplo, los datos de OCT pueden ser generados en diferentes ángulos de incidencia y/o ubicaciones objetivo. Los datos de OCT de los ángulos individuales y/o de las ubicaciones objetivo pueden ser combinados o unidos mediante una o más operaciones de procesamiento para generar datos de OCT para un campo de visión más amplio (p. ej., un escaneo transversal y/o volumétrico). Por ejemplo, se puede entregar un haz de tratamiento a diferentes ángulos de incidencia y/o ubicaciones objetivo.

Las realizaciones como se han descrito en el presente documento pueden proporcionar dispositivos, sistemas, y métodos que facilitan el escaneo de haz de gran angular ajustable, intra-quirúrgico, en tiempo real para la formación de imágenes de diagnóstico y/o la entrega de haz de tratamiento. Los ejemplos proporcionados anteriormente son solo ejemplares y no pretenden ser limitativos. Un experto en la técnica puede idear fácilmente otros sistemas de acuerdo con las realizaciones descritas que pretenden estar dentro del alcance de esta descripción. Como tal, la aplicación está limitada únicamente por las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema (100) quirúrgico oftálmico que comprende:
 - un microscopio quirúrgico (108) que tiene un eje óptico (128);
 - al menos una fuente (104) de luz, configurada para generar un haz de luz;
- 5 un sistema (106) de guía de haz, configurado para guiar el haz de luz desde al menos una fuente de luz;
- un bloque óptico (102) que comprende:
 - un escáner (138) de haz, configurado para:
 - recibir la luz del sistema de guía de haz, y
 - generar un haz de luz escaneado; y
- 10 un acoplador (142) de haz, configurado para redirigir el haz de luz escaneado hacia el ojo óptico del microscopio, estando el acoplador de haz en el eje óptico del microscopio,
 - el escáner de haz y el acoplador de haz están integrados en el bloque óptico; y
- una lente (120) de campo de visión amplio (WFOV), configurada para guiar el haz de luz escaneado redirigido hacia una región objetivo de un ojo de procedimiento;
- 15 en el que el acoplador (142) de haz es giratorio alrededor de un eje (132) del acoplador de haz, el acoplador de haz giratorio independiente del movimiento del bloque óptico para cambiar al menos un ángulo de incidencia del haz de luz escaneado redirigido hacia el ojo de procedimiento y la región objetivo del ojo de procedimiento;
- caracterizado por que
- 20 el sistema quirúrgico oftálmico (100) comprende además un acoplamiento (126) entre el bloque óptico (102) y el microscopio quirúrgico (108) de tal manera que el bloque óptico (102) es móvil con seis grados de libertad en relación con el microscopio quirúrgico (108), tres grados de libertad de rotación y tres grados de libertad de traslación, siendo un primer grado de libertad de traslación a lo largo o de rotación alrededor del eje óptico (128) del microscopio quirúrgico (108), siendo un segundo grado de libertad de traslación a lo largo o de rotación alrededor de un segundo eje (130) del bloque óptico, conteniendo el segundo eje el acoplador de haz, el segundo eje ortogonal al eje óptico del microscopio, y siendo
- 25 un tercer grado de libertad de traslación a lo largo o de rotación alrededor del eje (132) del acoplador de haz, siendo el eje (132) del acoplador de haz ortogonal tanto al segundo eje como al eje óptico del microscopio.
2. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 1, en el que:
 - al menos una fuente (104) de luz está configurada para generar un haz de luz de diagnóstico para la formación de imágenes de diagnóstico.
- 30 3. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 2, en el que:
 - al menos una fuente (104) de luz, el sistema (106) de guía de haz y el escáner (138) de haz son parte de un sistema de formación de imágenes de diagnóstico; y
 - la lente (120) de WFOV y el acoplador (142) de haz están configurados para guiar una luz de imagen devuelta desde la región objetivo de regreso al sistema de formación de imágenes de diagnóstico.
- 35 4. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 3, en el que el sistema de formación de imágenes de diagnóstico es al menos uno de:
 - un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT), un sistema de formación de imágenes multi-espectral, un sistema de formación de imágenes de fluorescencia, y un sistema de formación imágenes foto-acústico.
5. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 1, en el que:
- 40 al menos una fuente (104) de luz está configurada para generar un haz de luz de tratamiento para el tratamiento con láser.
6. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 5, en el que:
 - al menos una fuente (104) de luz, el sistema (106) de guía de haz, y el escáner (138) de haz son parte de un sistema de entrega de haz de tratamiento.

7. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 5, en el que el sistema de entrega de haz de tratamiento es un sistema de entrega de haz láser.
8. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 1, en el que:
- 5 al menos una fuente (104) de luz está configurada para generar tanto un haz de luz de diagnóstico para la formación de imágenes de diagnóstico como un haz de luz de tratamiento para el tratamiento con láser.
9. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 1, en el que el escáner (138) de haz está configurado para:
- recibir el haz de luz de diagnóstico desde el sistema (106) de guía de haz;
- generar un haz de luz de diagnóstico escaneado;
- recibir el haz de luz de tratamiento desde el sistema de guía del haz; y
- 10 generar un haz de luz de tratamiento escaneado.
10. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 1, en el que:
- el acoplador (142) de haz está posicionado de manera móvil entre el microscopio quirúrgico y el ojo de procedimiento, siendo el acoplador de haz selectivamente móvil en relación con el microscopio quirúrgico y el ojo de procedimiento.
11. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 10, en el que:
- 15 el acoplador (142) de haz comprende al menos uno de un espejo dicróico, un filtro de muesca, un espejo caliente, y un espejo frío en una posición inclinada.
12. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 10, en el que:
- el acoplador (142) de haz está acoplado al microscopio quirúrgico con una relación óptica/optomecánica definida.
13. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 1,
- 20 en el que el acoplamiento (126) comprende al menos uno de un sistema de suspensión, un bastidor mecánico, un brazo sobresaliente, una estructura cónica, un miembro magnético, un miembro elástico, y un miembro de plástico.
14. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 11, en el que:
- el acoplador (142) está acoplado a un brazo de soporte.
15. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 1, en el que:
- 25 la lente (120) de WFOV es una lente macular configurada para ponerse en contacto con el ojo de procedimiento.
16. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 1, en el que:
- la lente (120) de WFOV es una lente ocular configurada para estar separada del ojo de procedimiento.
17. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 1, en el que:
- 30 el escáner (138) de haz es al menos uno de un par de espejos de escaneo, un dispositivo de micro espejo, un dispositivo basado en MEMS, una plataforma deformable, un escáner basado en galvanómetro, un escáner poligonal y un escáner PZT resonante.
18. El sistema quirúrgico oftálmico de la reivindicación 1, en el que:
- el sistema (106) de guía del haz comprende al menos uno de una guía de fibra óptica y un sistema de guía de espacio libre.



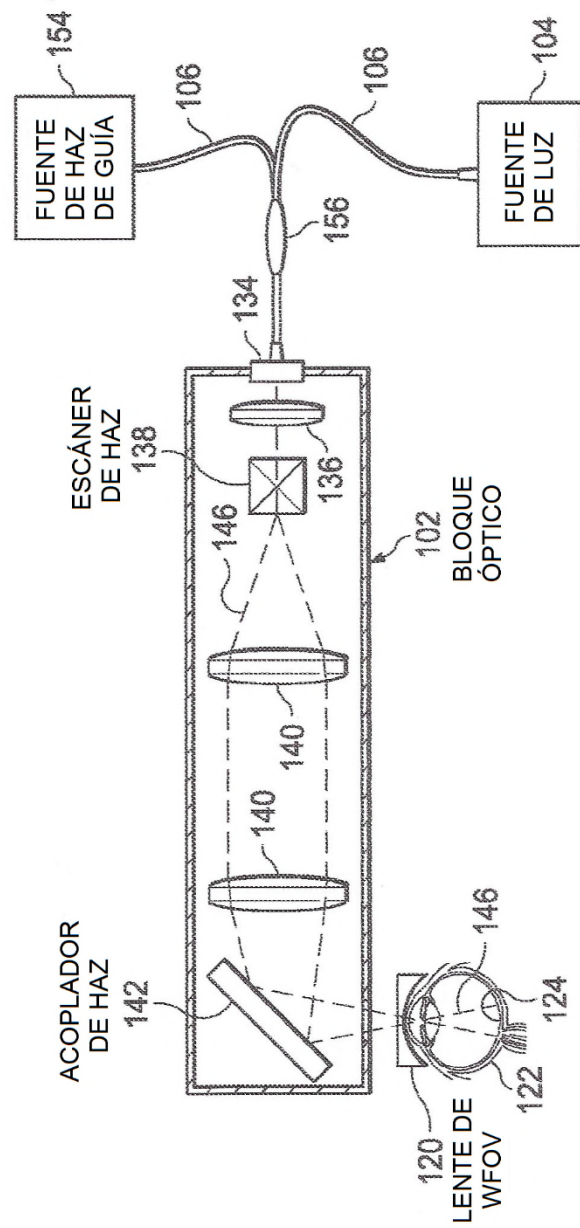


Fig. 2

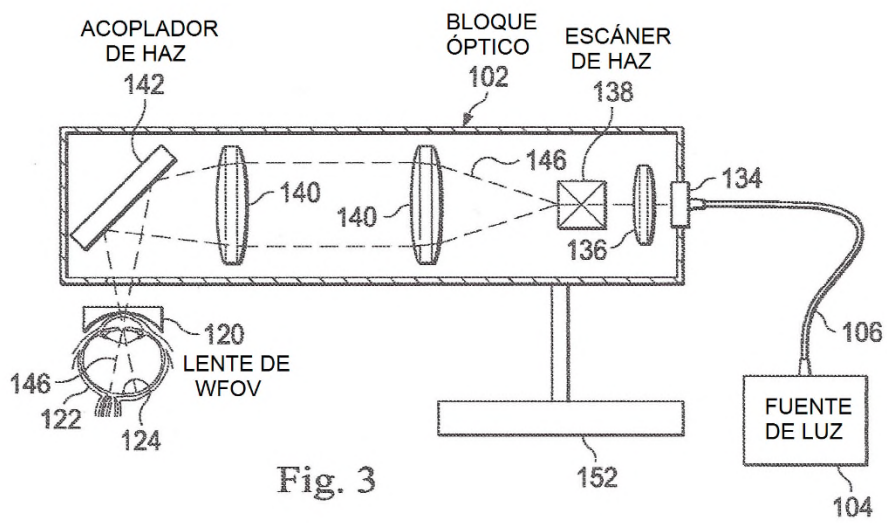


Fig. 3

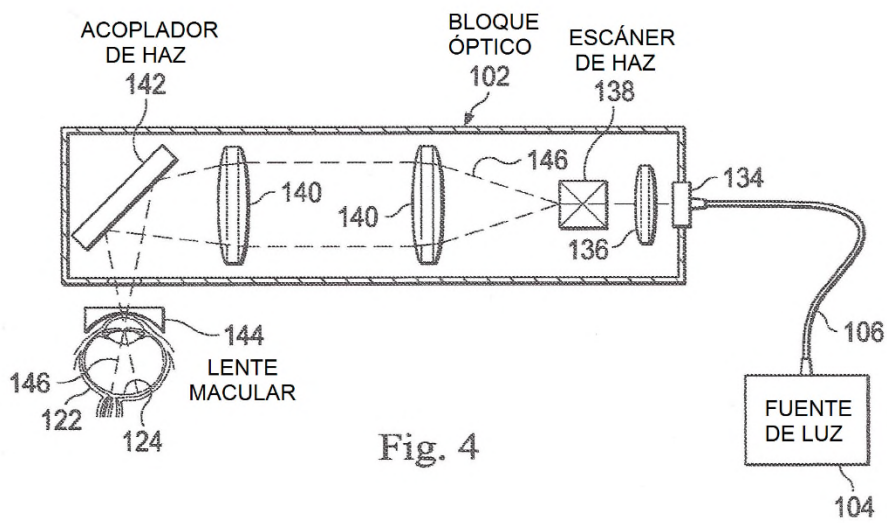


Fig. 4

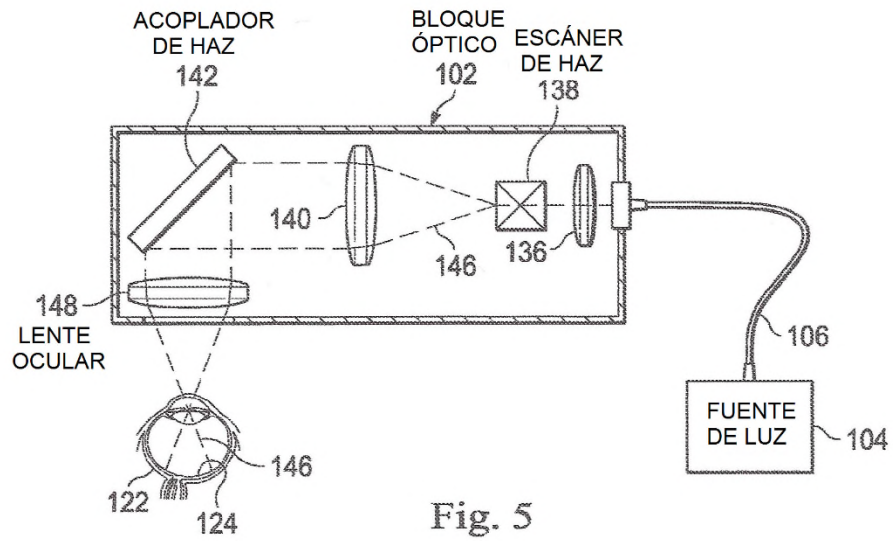


Fig. 5

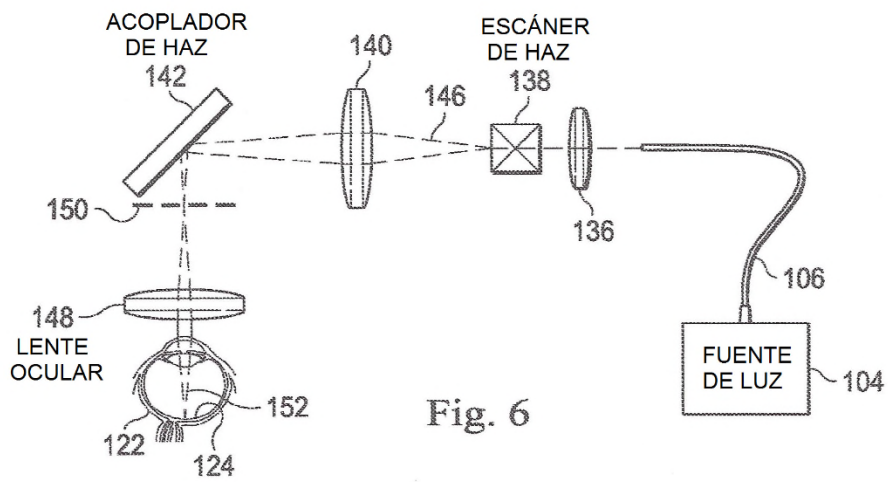


Fig. 6

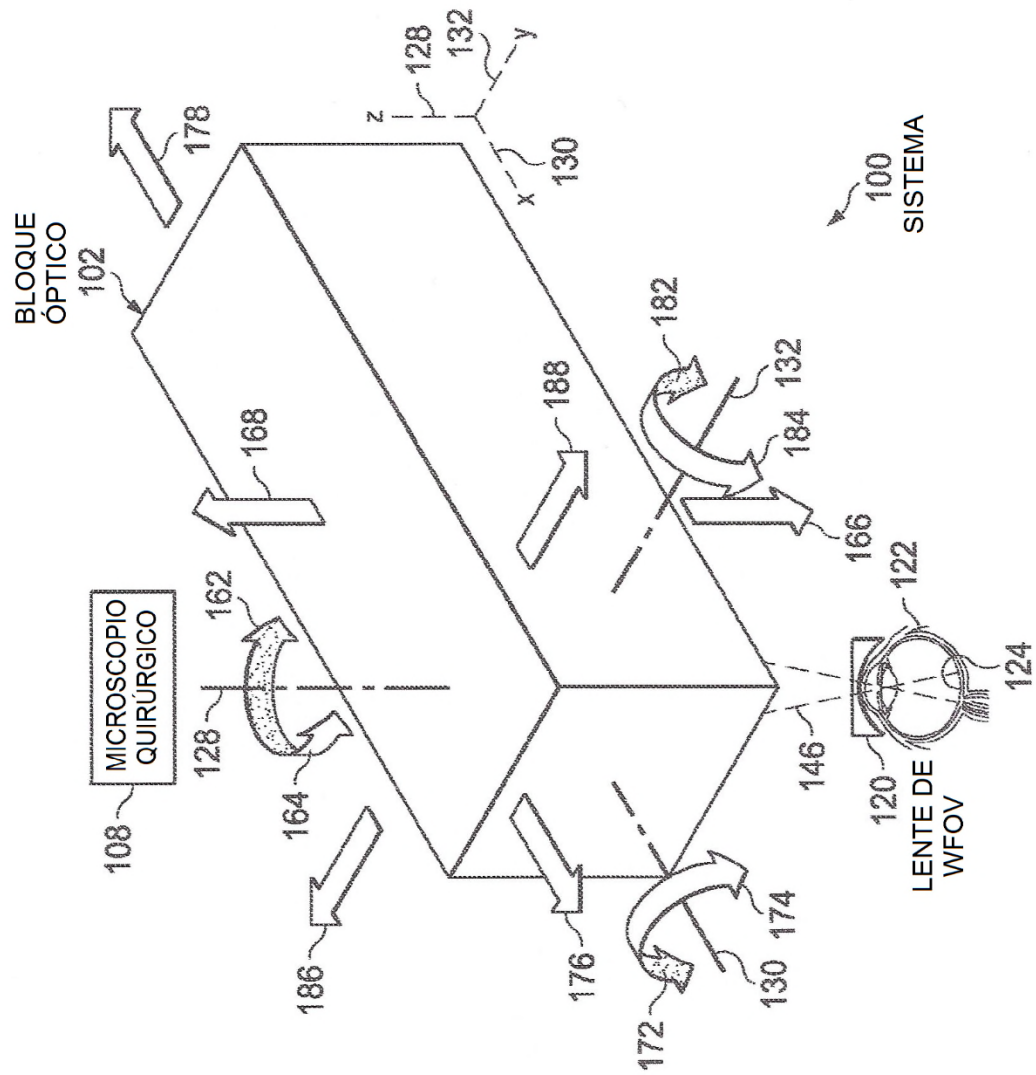


Fig. 7

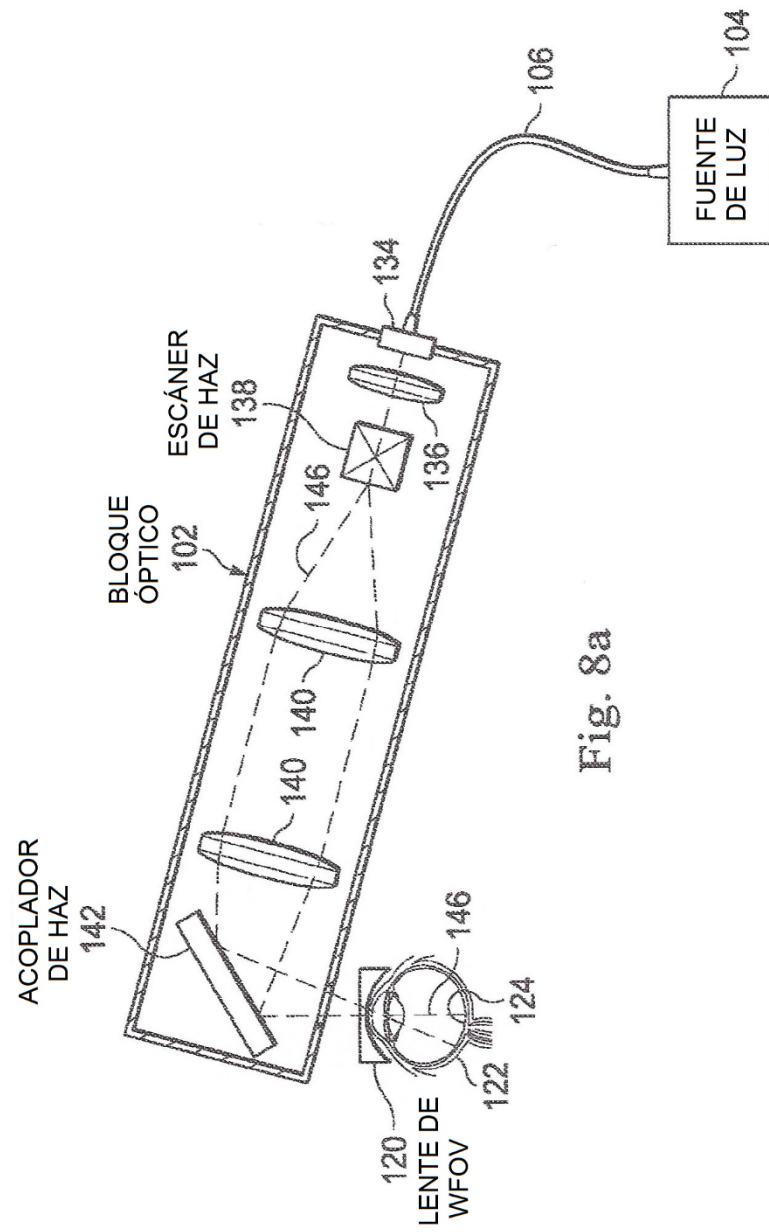
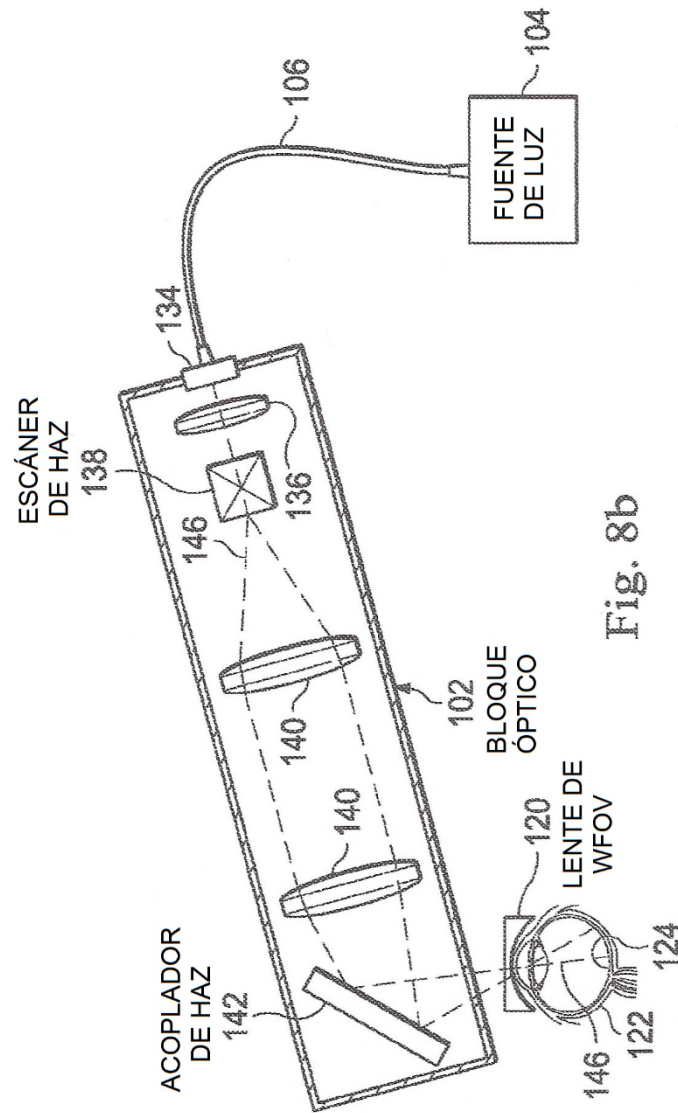
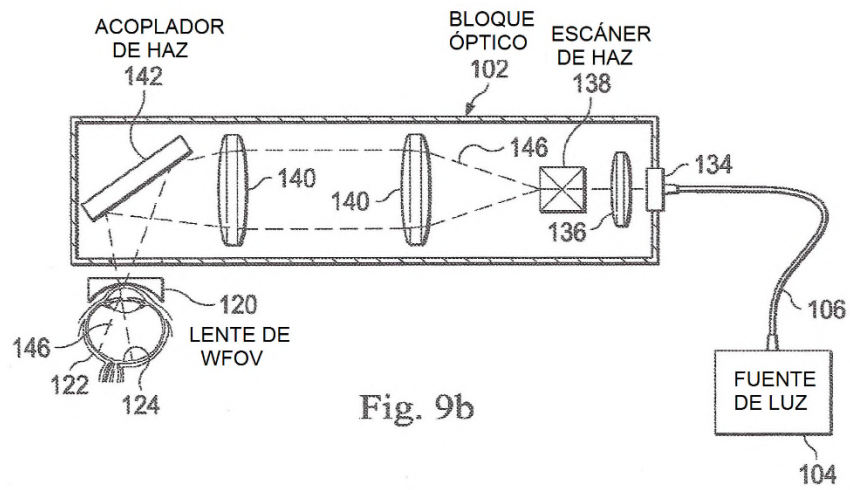
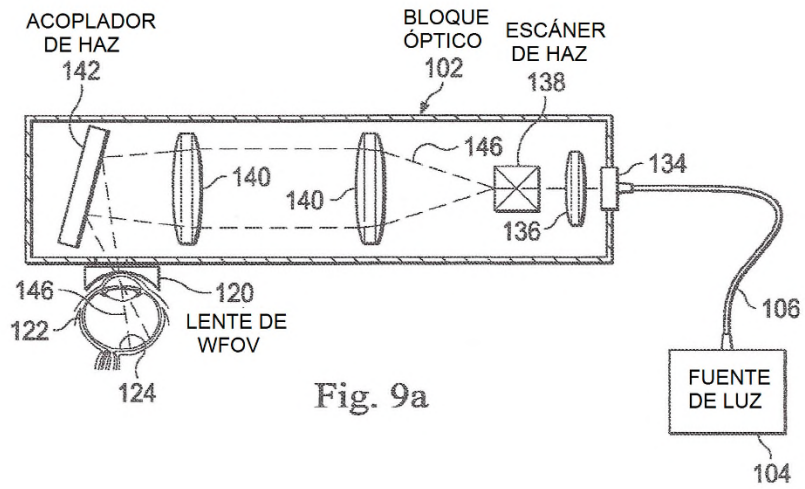


Fig. 8a





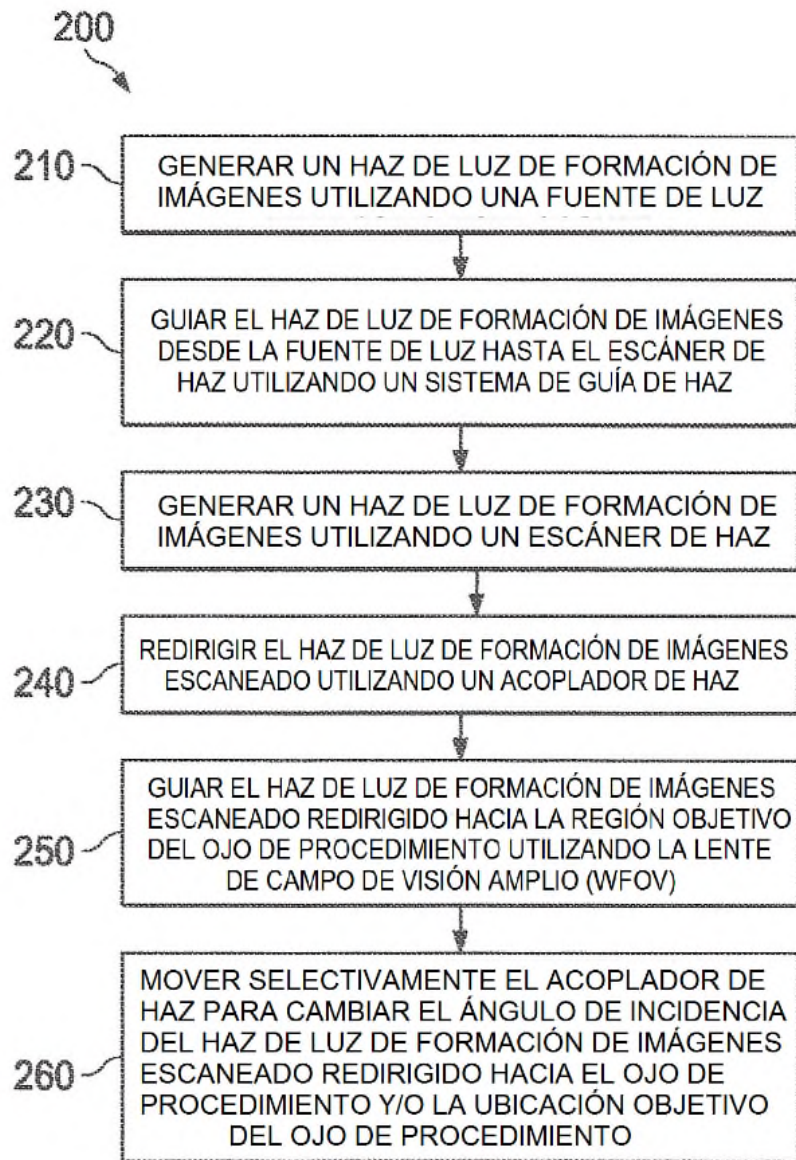


Fig. 10