

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 645 868**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/008** (2006.01)

**A61B 18/20** (2006.01)

**A61B 18/22** (2006.01)

**A61F 9/009** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **17.03.2009 PCT/EP2009/001958**

87 Fecha y número de publicación internacional: **23.09.2010 WO10105637**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.03.2009 E 09776446 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.09.2017 EP 2408410**

54 Título: **Dispositivo láser para oftalmología**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**11.12.2017**

73 Titular/es:  
**WAVELIGHT GMBH (100.0%)  
Am Wolfsmantel 5  
91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:  
**VOGLER, KLAUS;  
DONITZKY, CHRISTOF y  
KITTELMANN, OLAF**

74 Agente/Representante:  
**LEHMANN NOVO, María Isabel**

ES 2 645 868 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

Dispositivo láser para oftalmología

5 La invención se refiere a un dispositivo láser para oftalmología.

10 En la cirugía oftalmológica refractiva, mediante intervenciones en el ojo de un paciente se modifican las características de refracción del ojo para corregir defectos visuales. A este respecto, el denominado procedimiento LASIK es de gran importancia (LASer-In-Situ-Keratomileusis, Queratomileusis in situ asistida con láser), en el que en primer lugar se realiza una incisión plana en la córnea mediante la cual se forma un pequeño disco de tapa, el denominado colgajo (*flap*). Éste puede abrirse hacia un lado para dejar al descubierto el tejido corneal situado debajo (estroma). A continuación, con un láser (generalmente un láser excímero) se extirpa (se realiza una ablación de) tejido del estroma según un perfil de ablación determinado individualmente para el paciente. Después se coloca el colgajo de nuevo en su sitio; la herida cura relativamente rápido.

15 La fotoablación de tejido corneal se basa en la destrucción del material de tejido producida por la absorción de la energía de radiación. La longitud de onda de radiación utilizada para la ablación debe situarse debajo del límite a partir del cual el tejido corneal se vuelve transmisor. Este límite se sitúa en el ser humano aproximadamente a 300 nm. La longitud de onda de ablación habitual son los 193 nm del láser excímero ArF. El espesor de ablación obtenido por pulso es muy reducido y se sitúa por ejemplo en el intervalo de décimas de micrómetros.

20 Para la realización de la incisión de colgajo en el LASIK, recientemente se ha sustituido el microqueratomo mecánico utilizado anteriormente por un láser Fs, es decir, un láser, que genera radiación láser pulsada con duraciones de pulso en el intervalo de los femtosegundos. Para una incisión dentro del tejido, es necesario que la radiación láser se sitúe en el intervalo de longitud de onda transmisor de la córnea, es decir, por encima de aproximadamente 300 nm. Al mismo tiempo, la densidad de potencia en el foco de radiación tiene que ser lo suficientemente grande para generar una ruptura óptica, la denominada fotodisrupción. Su área de actuación está limitada localmente al diámetro de foco. Por ello, para generar una incisión plana es necesario mover el foco de radiación sucesivamente o según otro patrón de barrido sobre una pluralidad de puntos muy próximos en el área (plano) de incisión deseada.

25 En la actualidad, para la corrección de defectos en la visión se utilizan sistemas de aparatos con un láser excímero, ayudando otros aparatos individuales por separado, por ejemplo para el diagnóstico, para la medición o para la realización de incisiones. Todos estos aparatos adicionales tienen que colocarse en el entorno del láser excímero, para poder realizar la operación rápidamente y sin un cambio de posición complicado del paciente.

30 La práctica hasta el momento en clínicas y consultas médicas prevé habitualmente el uso de dos sistemas láser separados, un láser excímero para la ablación y un láser Fs para la realización de incisiones. A este respecto, los dos sistemas láser se colocan muy cerca uno de otro en la misma sala y por ejemplo pueden alcanzarse mediante una camilla giratoria o desplazable, que permite mover al paciente de un sistema hasta debajo del otro. Esto hace que la realización de una operación compuesta por una incisión láser y una fotoablación sea cómoda para el paciente en el sentido de que sólo tiene que tumbarse una vez y no tiene que moverse activamente o incluso levantarse entre cada una de las operaciones.

35 Como alternativa a un movimiento de la camilla, en el estado de la técnica se ha dado a conocer una solución en la que el sistema láser Fs está dotado de un brazo articulado de espejo móvil. A este respecto, el paciente se coloca con el ojo que va a tratarse por debajo de la ventana de salida de radiación del sistema láser de ablación. El brazo articulado de espejo puede girarse al interior de la zona entre el ojo y la ventana de salida de radiación para, de este modo, por ejemplo en el LASIK poder realizar la incisión de colgajo inicial. A continuación se gira el brazo articulado de espejo de nuevo a su sitio, de modo que el ojo queda libre para el tratamiento con el rayo láser de ablación. En estas soluciones con brazo articulado de espejo resulta desventajosa la precisión limitada en el guiado del rayo láser, porque en cada posición del brazo se producen cadenas de tolerancia diferentes por la precisión en el ajuste de los espejos individuales.

40 Para reducir un sistema de aparato adecuado tanto para la ablación corneal como para las incisiones intracorneales podría pensarse en obtener la radiación UV necesaria para la ablación y la radiación Fs necesaria para la incisión corneal a partir de la misma fuente de radiación láser, de modo que sería suficiente una sola fuente. Por ejemplo la radiación UV podría generarse mediante conversión de frecuencia a partir de una onda fundamental IR. Sin embargo, los convertidores de frecuencia necesarios para ello presentan una inestabilidad y falta de fiabilidad relativamente grandes, en particular con una conversión a longitudes de onda en el intervalo UV por debajo de 300 nm, concretamente debido a los compromisos inherentes a los que debe llegarse para implementar dos o más longitudes de onda con los parámetros objetivo suficientes para la aplicación. Cada longitud de onda individual sólo puede generarse de manera subóptima. De este modo, en la mayoría de los casos, la eficiencia total de todo el aparato es mala y es necesario suministrar relativamente mucha energía eléctrica. Así, la refrigeración resulta compleja y el aparato se vuelve correspondientemente grande. Así, la ventaja de necesitar en lugar de dos aparatos sólo uno también pierde importancia considerable.

65

Además, en el estado de la técnica se han dado a conocer métodos que permiten realizar tratamientos refractivos del ojo únicamente con un láser Fs. Un ejemplo al respecto es la extracción lenticular corneal en la que por medio del láser Fs se corta una lenticula (pequeño disco en forma de lenteja) situada completamente dentro del tejido corneal, que a continuación se extrae mediante una incisión lateral en la córnea. También esta incisión lateral puede realizarse en caso deseado con el láser Fs. En estas soluciones no es necesario un láser excímero adicional para la ablación. Sin embargo, como en la ruptura óptica inducida por láser las dimensiones del foco determinan la magnitud de la disrupción, con los métodos de tratamiento refractivos basados meramente en Fs al menos actualmente no puede alcanzarse la misma elevada precisión de corrección que en el caso de la ablación.

10 El objetivo de la invención es proporcionar un dispositivo láser para oftalmología adecuado tanto para la ablación corneal como para incisiones, que pueda realizarse como aparato comparativamente compacto, requiera del menor número posible de cambios de posición relativos entre paciente y aparato durante una operación y permita un tratamiento láser con ablación y corte con en cada caso parámetros de radiación adaptados de manera óptima.

15 Para alcanzar de este objetivo la invención prevé un dispositivo láser para oftalmología, que comprende componentes para proporcionar un primer rayo láser pulsado con propiedades de radiación adaptadas a la ablación de material corneal y un segundo rayo láser pulsado con propiedades de radiación adaptadas a la realización de una incisión en el tejido ocular, comprendiendo los componentes fuentes de láser separadas para la generación de los dos rayos láser así como una pluralidad de elementos ópticos, que guían los dos rayos láser por trayectorias de radiación separadas a un lugar de salida de radiación respectivo y los enfocan en un punto focal situado fuera del lugar de salida de radiación. Al respecto se considera estado de la técnica el documento EP1792593. Según la invención los elementos ópticos comprenden un guiaondas que sirve para guiar el segundo rayo láser, estando colocadas al menos las dos fuentes de láser en una carcasa común y discurriendo el guiaondas al menos por una parte de su longitud dentro de la carcasa.

25 Mediante la separación de las trayectorias de radiación de los dos rayos láser y la implementación simultánea de al menos una parte de la trayectoria de radiación del segundo rayo láser mediante un guiaondas puede alcanzarse un grado de integración elevado. Esto permite una construcción con un volumen comparativamente pequeño. La previsión de trayectorias de radiación separadas para los dos rayos láser permite además desarrollar y utilizar para cada trayectoria de radiación un concepto de guiado de radiación optimizado para las características de la emisión de radiación. No tienen que utilizarse sistemas ópticos complicados, por ejemplo dicróicos o dotados de revestimientos HR (HR: *Highly Reflective*, altamente reflectante) dobles para el guiado de la radiación de regiones espectrales completamente diferentes, como resulta necesario por ejemplo en soluciones con una fuente de radiación común y una trayectoria de radiación al menos parcialmente común. Mediante el uso de dos fuentes de láser separadas puede proporcionarse la calidad de radiación óptima para el respectivo fin de tratamiento deseado sin una inversión de energía/enfriamiento aumentada. Además, en función del caso de aplicación o el grado de integración la emisión del segundo rayo láser puede producirse en un lugar estacionario del dispositivo láser o mediante el guiaondas moverse de manera flexible a diferentes lugares. En particular, el uso de un guiaondas permite una integración sencilla y con ahorro de espacio de la fuente de láser para el segundo rayo láser en el dispositivo láser.

Según una forma de realización preferida, la primera fuente de láser es un láser excímero y la segunda fuente de láser un láser de fibra. Los láseres de fibra pueden ofrecer una calidad de radiación comparativamente alta (normalmente con un producto de parámetro de radiación  $M^2 \leq 1,3$ ) con una construcción muy compacta. La alta eficiencia de los láseres de fibra, que se sitúa por ejemplo en aproximadamente el 30%, aumenta la demanda de potencia eléctrica de todo el aparato sólo de manera insignificante. Por ejemplo, la demanda de potencia por el láser de fibra puede aumentar como máximo 150 vatios con respecto a un dispositivo láser, que sólo tiene un láser de ablación. El modo de disponer según la invención las dos fuentes de láser en la carcasa prevé que la segunda fuente de láser en la carcasa esté dispuesta por debajo de la primera fuente de láser, estando guiado el guiaondas dentro de la carcasa desde la segunda fuente de láser lateralmente pasando por la primera fuente de láser hacia arriba.

La carcasa puede presentar una parte de base prevista para su colocación sobre una superficie de colocación horizontal (por ejemplo el suelo), que comprende un fondo de la carcasa así como un brazo de carcasa que sobresale con una distancia vertical con respecto al fondo de carcasa transversalmente de la parte de base. A este respecto se prefiere que las dos fuentes de láser estén colocadas al menos en su mayor parte en la parte de base de la carcasa y que al menos una parte de los elementos ópticos esté colocada en el brazo de carcasa. Por consiguiente, las trayectorias de radiación de los dos rayos láser discurren al menos en parte a través del brazo de carcasa. Para una superficie de contacto de la carcasa lo más reducida posible se recomienda disponer las dos fuentes de láser una sobre otra, para lo cual en la parte de base de la carcasa por ejemplo pueden estar presentes uno o varios fondos intermedios, sobre los cuales pueden colocarse las diferentes fuentes de láser.

En el brazo de carcasa está montado preferiblemente un primer tubo de radiación que guía el primer rayo láser, por el que de manera conveniente pasa un gas inerte (por ejemplo nitrógeno), que entre otras cosas puede contener un homogeneizador de radiación, un escáner así como al menos una lente de enfoque para enfocar el primer rayo láser sobre un punto focal situado por fuera de la carcasa. A este respecto, al menos una parte de la trayectoria de

radiación del segundo rayo láser discurre en el brazo de carcasa por fuera del primer tubo de radiación. Además, en el brazo de carcasa está formada una ventana de salida para el primer rayo láser.

5 Según una forma de realización, en el brazo de carcasa puede estar montado un segundo tubo de radiación que discurre a lo largo del primer tubo de radiación, a través del cual discurre la trayectoria de radiación del segundo rayo láser. A este respecto, el guiaondas se extiende dentro de la carcasa entre la segunda fuente de láser y el segundo tubo de radiación.

10 El brazo de carcasa puede portar en la dirección longitudinal del brazo con una distancia delante o detrás de la ventana de salida para el primer rayo láser un sistema óptico de enfoque para el segundo rayo láser. Preferiblemente el sistema óptico de enfoque está realizado como objetivo F-theta.

15 Según una variante el guiaondas puede salir de la carcasa y terminar en una pieza de mano equipada al menos con un escáner y un sistema óptico de enfoque para la aplicación del segundo rayo láser. A este respecto, la pieza de mano está unida de manera conveniente con la carcasa únicamente mediante uno o varios cables flexibles, de los cuales uno contiene el guiaondas. En el al menos un cable, además del guiaondas también pueden discurrir por ejemplo un suministro de energía eléctrica, una línea de succión así como una o varias líneas de datos. La pieza de mano en sí misma, en el marco de la movilidad del al menos un cable, puede posicionarse independientemente de la carcasa y los componentes del dispositivo láser según la invención colocados dentro o en la misma. El tamaño y la forma de la pieza de mano son de manera conveniente de modo que la pieza de mano pueda agarrarse cómodamente con una mano y pueda llevarse hacia el ojo que va a tratarse, para aquí con el segundo rayo láser emitido a través de la pieza de mano, realizar una incisión en el tejido ocular.

20 El guiaondas puede salir de la carcasa en un punto situado en el brazo de carcasa en la dirección longitudinal del brazo con una distancia delante o detrás de la ventana de salida para el primer rayo láser.

25 Además de un escáner y un sistema óptico de enfoque la pieza de mano puede contener además un compresor de pulsos para la compresión en el tiempo de los pulsos del segundo rayo láser, presentando el compresor de pulsos preferiblemente una rejilla óptica en miniatura, por ejemplo una rejilla de transmisión o una fibra de cristal fotónico (PCF: *Photonic Crystal Fiber*).

30 La pieza de mano puede estar realizada con formaciones de acoplamiento que permiten un acoplamiento mecánico de la pieza de mano a un ojo que va a tratarse o un anillo de succión colocado sobre el ojo. De este modo puede conseguirse una referenciación definida del lugar de enfoque del segundo rayo láser en la dirección de propagación del rayo con respecto al ojo que va a tratarse. Las formaciones de acoplamiento pueden comprender por ejemplo un adaptador colocado de manera fija o separable en la pieza de mano, que puede ponerse en contacto de acoplamiento dado el caso asistido por fuerza de succión con un anillo de succión ya colocado anteriormente sobre el ojo.

35 El escáner previsto en la pieza de mano está formado por ejemplo por un cristal electro-óptico con el que es posible controlar el segundo rayo láser en el espacio. Este tipo de cristales electro-ópticos se basan habitualmente en el efecto Pockels o Kerr, en el que mediante la aplicación de un campo eléctrico en el cristal se modifican sus propiedades ópticas, como por ejemplo el índice de refracción. También moduladores acusto-ópticos pueden provocar mediante la rejilla de Bragg inducida desviaciones de radiación que pueden controlarse rápidamente. 45 Alternativamente, el escáner previsto en la pieza de mano puede ser por ejemplo un holograma electro-óptico, que se obtiene mediante el registro de un holograma de volumen y fase en una mezcla de monómeros de cristal líquida y mediante tensiones eléctricas externas genera desviaciones de radiación eficaces y controlables.

40 Por el contrario, para el barrido del primer rayo láser sirve preferiblemente un escáner de espejo que funciona según el principio del galvanómetro con dos espejos dispuestos de manera que pueden inclinarse con respecto a ejes perpendiculares entre sí. Sin embargo, se entiende que para el barrido del primer rayo láser según se desee también pueden utilizarse otros principios de barrido.

45 Los pulsos láser generados por la segunda fuente de láser tienen preferiblemente una duración de pulso en el intervalo de los femtosegundos, pudiendo estar conectado entre la segunda fuente de láser y el guiaondas un dispositivo de estiramiento de pulso para estirar los pulsos láser en el tiempo hasta longitudes de pulso mayores de un picosegundo. El estiramiento de pulso permite reducir la intensidad de los pulsos láser. Esto lleva a su vez a una menor carga del guiaondas.

50 El guiaondas puede ser por ejemplo una fibra de cristal fotónico (fibra PCF) o una fibra de transmisión con un campo modal grande. Las fibras LMA adecuadas tienen por ejemplo un diámetro de núcleo de 20  $\mu\text{m}$  hasta por encima de 40  $\mu\text{m}$ . Debido a la distribución de la potencia luminosa sobre una superficie más grande y la transmisión simultánea en un orden modal reducido o en el modo base, las fibras LMA permiten una transmisión de la radiación emitida por la segunda fuente de láser, sin empeorar los parámetros de radiación o afectar a la fibra LMA por intensidades demasiado elevadas. Las fibras PCF permiten mediante diámetros de núcleo grandes o con una configuración como 55

guiaondas también transmisiones de potencia elevadas. Son un tipo de fibra diferente a las fibras LMA y no se basan en la reflexión total, sino en el efecto fotónico de banda prohibida.

5 Puede resultar ventajoso que al menos un segmento del guiaondas provoque una compresión de pulsos en el tiempo de los pulsos láser del segundo rayo láser. Esto permite una construcción aún más compacta del dispositivo láser que con las rejillas de compresión convencionales. Así, la compresión de los pulsos láser que por lo demás se realizará en un componente separado (por ejemplo, una rejilla de compresión) puede pasarse al guiaondas flexible; por consiguiente pueden desaparecer los componentes de compresión por fuera del guiaondas.

10 Una forma de realización particularmente preferida al respecto prevé que al menos el segmento del guiaondas que provoca la compresión del pulso esté formado por una fibra fotónica de núcleo hueco. Este tipo de fibra PCF designa una fibra óptica de microestructura, que en la zona del núcleo o revestimiento contiene normalmente estructuras capilares finas, llenas de aire o un gas. Mediante la variación de las distancias de los centros de los orificios y de los diámetros de las estructuras capilares pueden controlarse los parámetros ópticos de la fibra y las propiedades del  
15 guiado de luz. En particular, de este modo es posible alcanzar una compresión del pulso de los pulsos láser del segundo rayo láser.

La invención permite la integración de un láser Fs para la generación de una incisión dentro del tejido y de un láser excímero para la ablación corneal en un aparato completo, pudiendo hacerse funcionar los dos láseres con sus  
20 parámetros óptimos para la respectiva aplicación. No son necesarios compromisos u optimizaciones contrarias entre sí, tal como son inevitables en las soluciones con conversores de frecuencia, que a partir de una única fuente de radiación láser generan diferentes longitudes de onda. Por tanto, el dispositivo láser según la invención permite conseguir resultados de tratamiento óptimos del mismo modo como es posible con aparatos individuales adaptados especialmente. El uso de un láser de fibra para la segunda fuente de láser permite una integración sencilla sin una  
25 demanda de espacio adicional importante. El uso de un guiaondas flexible para el guiado del rayo láser generado por el láser de fibra ofrece una elevada flexibilidad de diseño en la colocación de los componentes del dispositivo láser según la invención en una carcasa.

En una forma de realización del dispositivo láser en la que el segundo rayo láser puede aplicarse mediante una  
30 pieza de mano, el guiado del segundo rayo láser se produce de manera conveniente por todo el recorrido de la segunda fuente de láser hasta la pieza de mano a través de un guiaondas flexible. En la pieza de mano o ya antes a lo largo del guiaondas se produce entonces una compresión de pulsos en el tiempo de los pulsos láser estirados antes de su alimentación al guiaondas al intervalo de los picosegundos, que inicialmente tenían una duración de pulso en el intervalo de los femtosegundos. Además de manera conveniente en la pieza de mano se produce una  
35 desviación bidimensional del segundo rayo láser con ayuda de elementos constructivos ópticos adecuados en miniatura. La pieza de mano, que también puede designarse como aplicador de mano, puede estar adaptada por su forma de construcción especial a la aplicación concreta. En particular es concebible implementar piezas de mano o piezas de inserción de pieza de mano intercambiables, que por ejemplo mediante una interfaz mecánicamente separable pueden conectarse a un cable que contiene el guiaondas. De este modo puede utilizarse el dispositivo  
40 láser según la invención para aplicaciones láser Fs adicionales en el ojo que van más allá de la incisión de colgajo en el LASIK.

A continuación se explicará la invención en más detalle mediante los dibujos adjuntos. Representan:

45 la figura 1, esquemáticamente un primer ejemplo de realización de un dispositivo láser según la invención y la figura 2, esquemáticamente un segundo ejemplo de realización de un dispositivo láser según la invención.

El dispositivo láser según el ejemplo de realización mostrado en la figura 1 está configurado como sistema de cirugía  
50 láser oftalmológico integral 100, que en particular es adecuado para tratamientos oculares refractivos, que sirven para eliminar defectos en la visión de un ojo que va a tratarse 360. El sistema de cirugía láser 100 comprende un láser excímero 110 que forma una primera fuente de láser, que genera un rayo láser pulsado 140 con una longitud de onda UV. Por ejemplo el láser excímero es un láser excímero ArF, que emite a 193 nm. Al láser excímero 110 está asociada una electrónica de control 120 con software de control y gestión correspondiente.

55 Como fuente de láser adicional el sistema de cirugía láser 100 contiene un láser Fs 130, que preferiblemente está configurado como láser de fibra y que genera radiación láser pulsada con duraciones de pulso en el intervalo de los femtosegundos. Por ejemplo la duración de pulso de los pulsos láser generados por el láser Fs 130 se sitúa entre 100 y 800 fs; la longitud de onda de la radiación láser generada por el láser Fs 130 se sitúa por ejemplo en el  
60 intervalo NIR, aproximadamente entre 1020 y 1070 nm, por ejemplo 1064 nm.

El rayo láser 140 generado por el láser excímero 110 se guía en un tubo de radiación (*beamline*, línea de haz) 160, por el que de una manera no representada en más detalle pasa nitrógeno u otro gas inerte. En el tubo de radiación  
65 160 están montados entre otros un espejo de desviación pasivo 150, que desvía el rayo láser 140 en el caso de ejemplo mostrado con un ángulo de 90°, a continuación un homogeneizador 170 para alisar la sección transversal del rayo y reducir posibles picos de intensidad, una disposición de conformación del rayo a partir de una lente 180,

un diafragma 190 y una lente adicional 200, para a partir del rayo láser homogeneizado obtener una parte definida, un escáner 210 formado en este caso por un par de espejos controlados de manera galvanométrica, un espejo de desviación pasivo adicional 220 así como una lente de enfoque 230 para enfocar el rayo láser 140. El rayo láser 140 sale por la lente de enfoque 230 del tubo de radiación 160 y se emite a través de una ventana de transmisión 240 hacia fuera.

En la trayectoria del rayo del rayo láser generado por la fuente de láser Fs 130, designado con 290, se sitúan uno detrás de otro una fibra de transmisión 250, una unidad de compresión 260, un espejo de desviación pasivo 280, un telescopio 300 que sirve para expandir el rayo (*beam expander*), un escáner 310, un espejo de desviación pasivo adicional 320 así como un objetivo F-theta 330 por regla general de varias lentes para enfocar el rayo láser 290. La unidad de compresión 260 sirve para la compresión en el tiempo de los pulsos láser del segundo rayo láser 290, que anteriormente se estiraron en el tiempo y se amplificaron por medio de un dispositivo de estiramiento de pulso no representado en más detalle, dispuesto aguas arriba de la fibra de transmisión 250. En el caso de ejemplo de la figura 1, la unidad de compresión 260 se muestra conectada directamente a la fibra de transmisión 250. Se entiende que la unidad de compresión 260 también puede estar dispuesta en otro lugar dentro de la parte de la trayectoria del rayo del segundo rayo láser 290 que se conecta a la fibra de transmisión 250, por ejemplo delante o detrás del espejo de desviación 320. En el caso de la unidad de compresión 260 puede tratarse de una rejilla de transmisión, que comprime los pulsos láser estirados por medio de dicho dispositivo de estiramiento de pulso al intervalo de los picosegundos a duraciones de pulso de por ejemplo 500 fs o menos. La unidad de compresión 260 también puede suprimirse cuando la fibra de transmisión 250 está formada por una fibra PCF con propiedades inherentes de compresión de pulso. En lugar de una fibra PCF también puede utilizarse una fibra LMA para la fibra de transmisión 250, evidentemente prescindiendo de una compresión del pulso inherente dentro de la fibra.

El escáner 310, al igual que el escáner 210, puede estar formado por un par de espejos de desviación accionados de manera galvanométrica. Alternativamente puede estar formado por ejemplo por un cristal electro-óptico, que con la longitud de onda utilizada del segundo rayo láser 290 sea lo suficientemente transmisivo.

En el caso de ejemplo mostrado de la figura 1, la fibra de transmisión 250 se extiende entre el láser Fs 130 y un tubo de radiación adicional 270, en el que están colocados la unidad de compresión 260, los espejos de desviación 280, 320, el telescopio 300 así como el escáner 310. El tubo de radiación 270 no requiere por regla general el paso de un gas inerte.

Para la configuración del sistema de cirugía láser 100 como aparato combinado tiene una carcasa 340 con una parte de base 342 y un brazo de carcasa 344 conectado arriba en la parte de base 342, que sobresale lateralmente. La parte de base 342 de la carcasa 340 comprende un fondo de carcasa 346, en cuyo lado inferior están colocados unos pies de apoyo 348 preferiblemente regulables en altura, por medio de los cuales es posible colocar el sistema de cirugía láser 100 sobre el suelo u otra superficie de colocación horizontal. El láser excímero 110, cuya electrónica de control correspondiente 120, así como el láser Fs 130 están colocados en conjunto en la parte de base 342 de la carcasa 340, estando dispuestos los dos láseres 110, 130 en planos situados uno sobre otro y estando dispuesto el láser excímero 110 en el caso de ejemplo mostrado sobre el láser Fs 130. La fibra de transmisión 250 está guiada lateralmente pasando por el láser excímero 110 y la electrónica de control 120 dispuesta por debajo del mismo hacia arriba y unida con el tubo de radiación 270. Éste llega al igual que el tubo de radiación 160 al interior del brazo de carcasa 344 y se extiende en la dirección longitudinal del brazo hasta poco más allá del objetivo de enfoque 330 suspendido del brazo de carcasa 344 en caso deseado con una compensación del peso. El tubo de radiación 160 se extiende en el caso de ejemplo mostrado por encima del tubo de radiación 270 al interior del brazo de carcasa 344 y en la dirección longitudinal del brazo llega hasta más allá del tubo de radiación 270, de modo que el rayo láser 140 que sale de la lente de enfoque 230 pasando por el tubo de radiación 270 puede llegar a la ventana de transmisión 240 y desde aquí salir del brazo de carcasa 344. Se reconoce que los puntos de salida de los dos rayos láser 140, 290 del sistema de cirugía láser 100 se sitúan en la dirección longitudinal del brazo con una distancia uno detrás de otro. Así, mediante un desplazamiento lateral reducido de una camilla situada por debajo del brazo de carcasa 344 (no representada en más detalle) es posible posicionar el ojo que va a tratarse 360 del paciente tumbado sobre la camilla opcionalmente por debajo de la ventana de transmisión 240 o por debajo del objetivo de enfoque 330. Se entiende que alternativamente el tubo de radiación 270 puede disponerse por encima del tubo de radiación 160 en la carcasa 340. En este caso el tubo de radiación 270 llega en la dirección longitudinal del brazo del brazo de carcasa 344 más allá del tubo de radiación 160; entonces cambia la disposición de la ventana de transmisión 240 y del objetivo de enfoque 330 de manera correspondiente.

Para referenciar el sistema de cirugía láser 100 con precisión con respecto al ojo 360 al realizar una incisión por medio del rayo láser Fs 290 en el lado inferior del objetivo de enfoque 330 está colocada o puede colocarse una interfaz de paciente 350, que a su vez puede acoplarse con un anillo de succión (no representado en más detalle) colocado sobre el ojo 360 y sujeto en el mismo mediante fuerza de succión o que en sí misma presenta un anillo de succión de este tipo.

Para monitorizar el progreso y el resultado de la operación el sistema de cirugía láser 100 dispone en el caso de ejemplo mostrado de dos microscopios 370, 380 que están colocados en el brazo de carcasa 344 y que esencialmente se sitúan directamente sobre el objetivo de enfoque 330 o la ventana de transmisión 240. Para

permitir una observación del ojo 360, los espejos de desviación 220, 320 están configurados de manera dicróica, de modo que para la longitud de onda del rayo láser en cuestión tienen una alta reflectividad, aunque al mismo tiempo son muy transmisivos para la región del espectro visible.

- 5 En la variante según la figura 2, los componentes iguales o con la misma acción están dotados de los mismos números de referencia que en la figura 1, aunque se les ha añadido una letra minúscula. Para evitar repeticiones innecesarias se remite a las explicaciones anteriores para el ejemplo de realización de la figura 1, siempre que no se indique de otro modo.
- 10 El sistema de cirugía láser 100a según la figura 2 se diferencia del ejemplo de realización de la figura 1 principalmente porque la fibra de transmisión 250a se guía pasando por el láser excímero 110a hacia arriba al interior de la zona del brazo de carcasa 344a, aunque entonces sale por un punto de salida 440a del brazo de carcasa 344a hacia fuera y termina en una pieza de mano designada en general con 410a. Al menos la parte de la fibra de transmisión 250a que discurre por fuera de la carcasa está guiada de manera conveniente en un cable de conexión no representado en más detalle, en el que adicionalmente por ejemplo todavía pueden estar guiadas una línea de succión así como líneas eléctricas. Se entiende que las diferentes líneas así como la fibra de transmisión 250a pueden estar repartidas por varios cables de conexión.
- 15

20 En la pieza de mano 410 están integrados diferentes componentes ópticos, que al menos cumplen las funciones de la desviación y el enfoque del rayo, y que en caso deseado también pueden llevar a cabo una compresión de pulsos en el tiempo y una expansión del rayo. Los componentes correspondientes están realizados de manera conveniente como componentes en miniatura, siendo adecuado por motivos de espacio para la desviación del rayo por ejemplo un cristal electro-óptico. Los componentes ópticos colocados en la pieza de mano 410 están indicados en la figura 2 esquemáticamente mediante un módulo 420a; evidentemente pueden estar integrados como componentes individuales en miniatura en la pieza de mano 410a. La pieza de mano 410a presenta además una interfaz de paciente 430a, que sirve para el acoplamiento de la pieza de mano 410a al ojo 360a o un anillo de succión situado sobre el ojo. Además de la realización de incisiones intracorneales, en particular en el LASIK, con la pieza de mano 410a por ejemplo también son concebibles tratamientos para cataratas o glaucoma como posibilidades de uso.

25

30 Esquemáticamente en la figura 2 se indica además una superficie 450 sobre la que puede dejarse la pieza de mano 410a cuando no se utiliza.

## REIVINDICACIONES

1. Dispositivo láser para oftalmología, que comprende componentes para proporcionar un primer rayo láser pulsado (140) con propiedades de radiación adaptadas a la ablación de material corneal y un segundo rayo láser pulsado (290) con propiedades de radiación adaptadas a la realización de una incisión en el tejido ocular, comprendiendo los componentes fuentes de láser separadas (110, 130) para la generación de los dos rayos láser así como una pluralidad de elementos ópticos, que guían los dos rayos láser por trayectorias de radiación separadas a un lugar de salida de radiación respectivo y los enfocan en un punto focal situado fuera del lugar de salida de radiación, caracterizado por que los elementos ópticos comprenden un guiaondas (250) que sirve para guiar el segundo rayo láser (290), por que al menos las dos fuentes de láser (110, 130) están colocadas en una carcasa común (340) y por que el guiaondas discurre al menos por una parte de su longitud dentro de la carcasa, estando dispuesta la segunda fuente de láser (130) en la carcasa (340) por debajo de la primera fuente de láser (110) y estando guiado el guiaondas (250) dentro de la carcasa desde la segunda fuente de láser lateralmente pasando por la primera fuente de láser hacia arriba.
2. Dispositivo láser según la reivindicación 1, caracterizado por que la primera fuente de láser (110) es un láser excímero y la segunda fuente de láser (130) es un láser de fibra.
3. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la carcasa (340) presenta una parte de base (342) prevista para su colocación sobre una superficie de colocación horizontal, que comprende un fondo (346) de la carcasa y un brazo de carcasa (344) que sobresale con una distancia vertical con respecto al fondo de carcasa transversalmente de la parte de base, y por que las dos fuentes de láser (110, 130) están colocadas al menos en su mayor parte en la parte de base de la carcasa preferiblemente una sobre otra y al menos una parte de los elementos ópticos está colocada en el brazo de carcasa.
4. Dispositivo láser según la reivindicación 3, caracterizado por que en el brazo de carcasa (344) está montado un primer tubo de radiación (160) que guía el primer rayo láser (140), por el que preferiblemente pasa un gas inerte, por que al menos una parte de la trayectoria de radiación del segundo rayo láser (290) discurre en el brazo de carcasa por fuera del primer tubo de radiación (160) y por que en el brazo de carcasa está formada una ventana de salida (240) para el primer rayo láser (140).
5. Dispositivo láser según la reivindicación 4, caracterizado por que en el brazo de carcasa (344) está montado un segundo tubo de radiación (270) que discurre a lo largo del primer tubo de radiación (160), a través del cual discurre la trayectoria de radiación del segundo rayo láser (290), y por que el guiaondas (250) se extiende dentro de la carcasa (340) entre la segunda fuente de láser (130) y el segundo tubo de radiación (270).
6. Dispositivo láser según la reivindicación 5, caracterizado por que el brazo de carcasa (344) porta en la dirección longitudinal del brazo con una distancia delante o detrás de la ventana de salida (240) para el primer rayo láser (140) un sistema óptico de enfoque (330) para el segundo rayo láser.
7. Dispositivo láser según la reivindicación 4, caracterizado por que el guiaondas (250a) sale de la carcasa (340a) y termina en una pieza de mano (410a) equipada al menos con un escáner y un sistema óptico de enfoque para la aplicación del segundo rayo láser (290a), estando unida la pieza de mano con la carcasa (340a) únicamente mediante uno o varios cables flexibles, de los cuales uno contiene el guiaondas.
8. Dispositivo láser según la reivindicación 7, caracterizado por que el guiaondas (250a) sale de la carcasa (340a) en un punto (440a) situado en el brazo de carcasa (344a) en la dirección longitudinal del brazo con una distancia delante o detrás de la ventana de salida (240a) para el primer rayo láser (140a).
9. Dispositivo láser según la reivindicación 7 u 8, caracterizado por que la pieza de mano (410a) contiene un compresor de pulsos para la compresión en el tiempo de los pulsos del segundo rayo láser, presentando el compresor de pulsos preferiblemente una rejilla óptica, por ejemplo una rejilla de transmisión.
10. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones 7 a 9, caracterizado por que la pieza de mano (410a) está realizada con formaciones de acoplamiento (430a), que permiten un acoplamiento mecánico de la pieza de mano a un ojo que va a tratarse (360a) o un anillo de succión colocado sobre el ojo.
11. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el guiaondas (250) comprende una fibra de transmisión fotónica con un campo modal grande.
12. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que al menos un segmento del guiaondas (250) provoca una compresión de pulsos en el tiempo.
13. Dispositivo láser según la reivindicación 12, caracterizado por que al menos el segmento del guiaondas (250) que provoca la compresión del pulso está formado por una fibra fotónica de núcleo hueco.



14. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que los pulsos láser generados por la segunda fuente de láser (130) tienen una duración de pulso en el intervalo de los femtosegundos y entre la segunda fuente de láser y el guíaondas (250) está conectado un dispositivo de estiramiento de pulso para estirar los pulsos láser en el tiempo hasta longitudes de pulso mayores de 1 picosegundo.

5

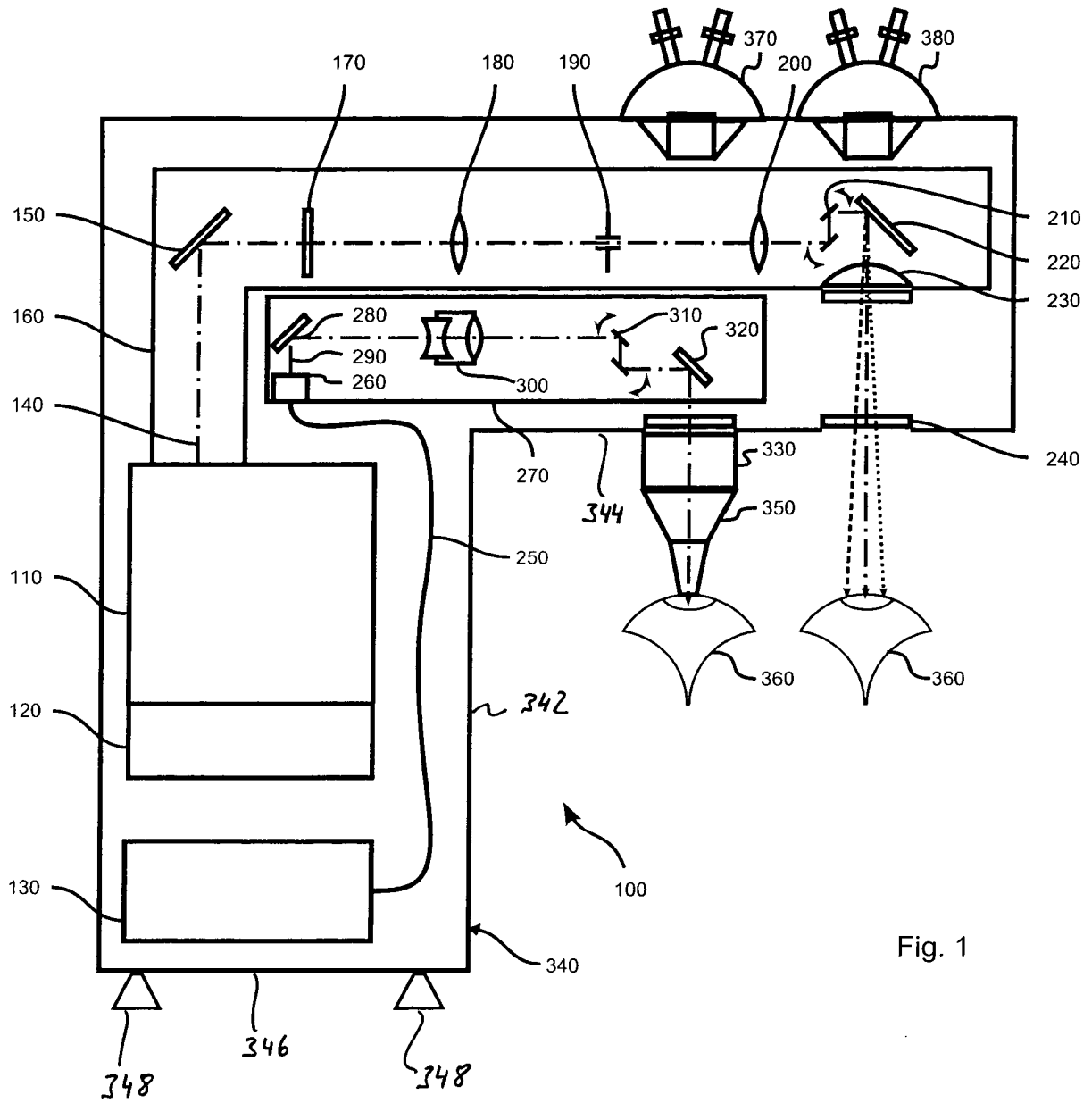


Fig. 1

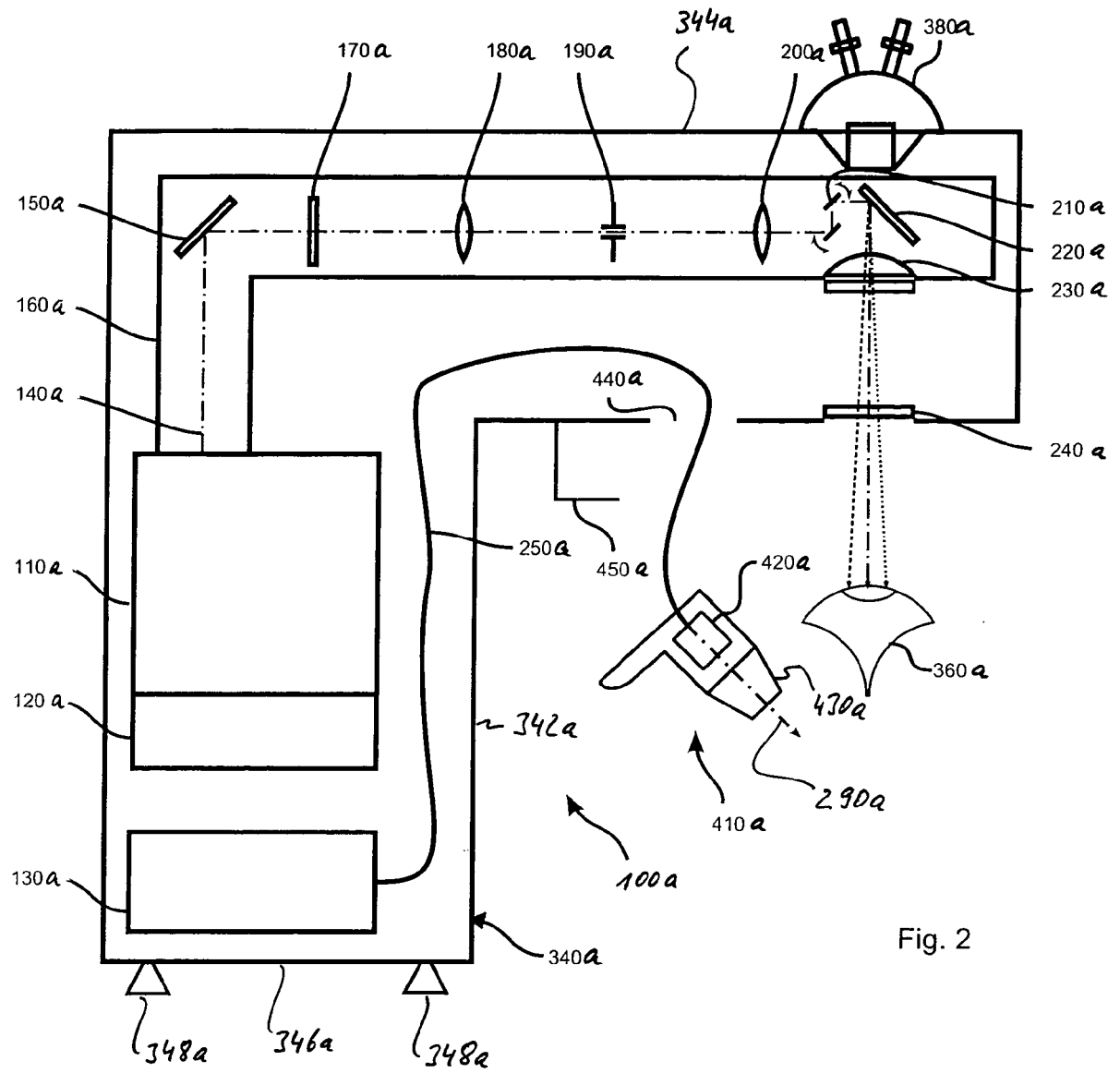


Fig. 2