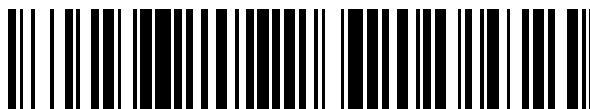


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 623 762**

51 Int. Cl.:

G01T 1/24 (2006.01)

A61F 9/008 (2006.01)

A61F 9/009 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **23.05.2014** **PCT/EP2014/060675**

87 Fecha y número de publicación internacional: **26.11.2015** **WO15176773**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.05.2014** **E 14726948 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.02.2017** **EP 2958532**

54 Título: **Módulo de medición que incluye una interfaz para acoplarse a un dispositivo de láser**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
12.07.2017

73 Titular/es:

WAVELIGHT GMBH (100.0%)
Am Wolfsmantel 5
91058 Erlangen, DE

72 Inventor/es:

KATLYARSKAYA, NADZEYA;
KADETOV, IRINA;
KITTELMANN, OLAF y
VOGLER, KLAUS

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 623 762 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

Módulo de medición que incluye una interfaz para acoplarse a un dispositivo de láser

La presente divulgación se refiere a un aparato para tratamiento asistido por láser. Más específicamente, la presente divulgación se refiere a un módulo de medición que permite realizar mediciones de radiación emitida por un dispositivo de láser, y a una manera para montar tal módulo de medición en el dispositivo de láser. En determinadas realizaciones, los valores de medición determinados por el módulo de medición se utilizan para determinar información sobre una duración de pulso de la radiación emitida por el dispositivo de láser.

Los dispositivos de láser que proporcionan una radiación de láser pulsado de una duración de pulso ultracorta se han introducido en una serie de aplicaciones, incluyendo p. ej., el campo del tratamiento asistido por láser. Dentro del contexto de esta divulgación, se pretende que una duración de pulso ultracorta se refiera a una duración de pulso en el intervalo de attosegundos, picosegundos, femtosegundos o nanosegundos.

En el campo de tratamiento asistido por láser de un ojo humano, la radiación de láser pulsado ultracorta se utiliza frecuentemente con la finalidad de generar una o más incisiones en el tejido ocular.

En la técnica convencional, un dispositivo de láser utilizado para la generación de incisiones en el tejido ocular humano se implementa a veces junto con un módulo auxiliar equipado con un elemento de contacto que es transmisivo para la radiación de láser del dispositivo de láser y proporciona una superficie de contacto para el ojo que va a tratarse. Este módulo auxiliar se denomina frecuentemente interfaz de paciente. Normalmente, es un elemento de una única utilización que se desecha después de una única utilización. En vista de la necesidad de desecharse, debe disponerse lo necesario para acoplar la interfaz de paciente al dispositivo de láser de manera separable. Para esto, el dispositivo de láser puede proporcionar un orificio de acoplamiento apropiado.

Una realización a modo de ejemplo de una interfaz de paciente en la técnica convencional se describe y muestra en el documento WO 2012/041347 A1.

Cuando se implementa un dispositivo de láser para el tratamiento de un ojo (o para cualquier otro tipo de aplicación), debe garantizarse que la radiación de láser emitida por el dispositivo de láser cumple con requisitos específicos definidos previamente. Un parámetro de radiación que es determinativo de la calidad de la radiación y por tanto de la calidad y éxito del tratamiento es la duración de los pulsos de radiación individuales de la radiación de láser. No sólo es deseable que pueda medirse la duración de pulso durante la producción del dispositivo de láser con el fin de configurar el dispositivo de láser de manera apropiada, sino también que pueda examinarse la duración de pulso de vez en cuando después de la entrega del dispositivo de láser al cliente con el fin de determinar posibles desviaciones de uno más valores nominales. Tales desviaciones pueden deberse al envejecimiento del dispositivo de láser o pueden provocarse por condiciones del entorno variables del dispositivo de láser, p. ej., cambios en la temperatura ambiente o la humedad del aire. No sería eficaz su tuviera que llamarse a un técnico de mantenimiento del fabricante siempre que se desee comprobar la duración de pulso en el sitio de implementación del dispositivo de láser. Sería preferible si las mediciones o pruebas requeridas pudieran realizarse de vez en cuando el propio cliente/usuario. Para esto, es deseable proporcionar al usuario equipos fáciles de manejar que puedan montarse en el dispositivo de láser bajo demanda con el fin de realizar mediciones de la radiación de láser del dispositivo de láser. Es particularmente deseable que no se necesite realizar ninguna modificación estructural en el dispositivo de láser con el fin de montar equipos de medición y que no exista ninguna necesidad de transportar el dispositivo de láser desde su sitio normal de utilización hasta una estación de medición dedicada remota.

A partir del documento WO 2014/075713 A1, existe constancia de un sistema que comprende una fuente láser, uno o más elementos ópticos, un dispositivo de monitorización y un ordenador de control. La fuente láser emite uno o más pulsos de láser. Los elementos ópticos cambian una longitud de pulso de los pulsos de láser, y el dispositivo de monitorización mide la longitud de pulso de los pulsos de láser para detectar el cambio en la longitud de pulso. El ordenador de control recibe la longitud de pulso medida desde el dispositivo de monitorización, determina uno o más parámetros del láser que compensan el cambio en la longitud de pulso y controla la fuente de láser de acuerdo con los parámetros del láser.

A partir del documento US 2013/0165911 A1, existe constancia de una técnica anterior previa que se refiere a una interfaz del paciente con aplanamiento variable y a partir del documento EP 1 279 385 A1.

La presente divulgación proporciona un aparato para el tratamiento ocular asistido por láser, que comprende: un dispositivo de láser configurado para proporcionar una radiación de láser enfocado y que tiene un orificio de acoplamiento; un primer módulo auxiliar que tiene una superficie de contacto para un ojo y está configurado para acoplarse de manera separable al dispositivo de láser en el orificio de acoplamiento; y un segundo módulo auxiliar que incluye un dispositivo de medición que realiza mediciones de la radiación de láser, estando el segundo módulo auxiliar

configurado para acoplarse de manera separable al dispositivo de láser en el orificio de acoplamiento en lugar del primer módulo auxiliar. El orificio de acoplamiento incluye una estructura de deslizamiento adaptada para alojar de manera deslizante uno seleccionado de los módulos auxiliares primero y segundo.

El aparato permite utilizar un mismo orificio de acoplamiento del dispositivo de láser para montar de manera selectiva el primer módulo auxiliar (que puede incluir, o formar, una interfaz de paciente del tipo descrito anteriormente) o el segundo módulo auxiliar al dispositivo de láser. La utilización del segundo módulo auxiliar requiere entonces que el orificio de acoplamiento esté libre y que se haya retirado una interfaz de paciente unida anteriormente. El segundo módulo auxiliar (que puede denominarse módulo de medición) requiere sustancialmente el mismo esfuerzo de unión y separación que el primer módulo auxiliar. Considerando que hay dispositivos de láser disponibles comercialmente que proporciona un orificio de acoplamiento fácil de utilizar para el acoplamiento de una interfaz de paciente, la presente invención permite un empleo fácil de manera similar de un módulo de medición con tales dispositivos de láser, en el que el módulo de medición puede diseñarse para una utilización diaria.

Dentro del alcance de la presente divulgación, el orificio de acoplamiento abarca cualquier estructura que contribuye en el lado del dispositivo de láser al acoplamiento de los módulos auxiliares primero y segundo. Por ejemplo, el orificio de acoplamiento puede incluir uno o más elementos de acoplamiento que garantizan al menos uno de un enganche de ajuste de forma, de ajuste forzado y de fuerza magnética con el primer o segundo módulo auxiliar. Una conexión de ajuste forzado puede realizarse p. ej., mediante un tornillo o una abrazadera. Para una conexión de ajuste forzado, el orificio de acoplamiento puede proporcionar una estructura de deslizamiento que permite la inserción deslizante del primer o segundo módulo auxiliar en un sentido transversal al sentido de propagación de la radiación. Cuando se inserta en la estructura de deslizamiento, el primer o segundo módulo auxiliar se fija de manera posicional en el sentido de propagación de la radiación mediante un ajuste de forma. Una o más superficies de detención asociadas con la estructura de deslizamiento pueden garantizar una fijación por ajuste de forma posicional del primer o segundo módulo auxiliar en el sentido de inserción.

El orificio de acoplamiento puede comprender al menos una estructura de acoplamiento utilizada de manera común por el primer módulo auxiliar y el segundo módulo auxiliar. Además, el orificio de acoplamiento puede comprender al menos otra estructura de acoplamiento utilizada de manera exclusiva por uno de los módulos auxiliares. Por tanto, la presente divulgación proporciona la posibilidad de que uno de los módulos auxiliares primero y segundo utilice una parte del orificio de acoplamiento, pero no el otro. En otras realizaciones, tanto el primer módulo auxiliar como el segundo módulo auxiliar utilizan la totalidad del orificio de acoplamiento.

Según la invención, el orificio de acoplamiento incluye una estructura de deslizamiento adaptada para alojar de manera deslizante uno seleccionado de los módulos auxiliares primero y segundo. La estructura de deslizamiento puede incluir al menos una ranura, y el primer módulo auxiliar y el segundo módulo auxiliar pueden incluir cada uno al menos una parte de reborde para su inserción deslizante en la ranura.

Una interfaz de paciente tal como se da a conocer en el documento WO 2012/041347 A1 es una realización posible del primer módulo auxiliar. Aunque este documento da a conocer una configuración de una pieza, es decir solidaria, de la interfaz de paciente, debe entenderse que no se pretende que esto limite de ninguna manera la presente divulgación. Puede concebirse igualmente una configuración de múltiples partes de la interfaz de paciente dentro del alcance de la presente divulgación.

En determinadas realizaciones, el segundo módulo auxiliar incluye al menos un sensor de medición y una o más lentes dispuestas aguas arriba del sensor de medición en un sentido de propagación de la radiación de láser, estando la una o más lentes adaptadas para cambiar, o conformar, una divergencia de la radiación de láser. En algunas realizaciones, la una o más lentes pueden adaptarse para colimar la radiación de láser. Los dispositivos de láser que utilizan radiación de láser pulsado ultracorta para cortar tejido ocular humano están normalmente caracterizados por una abertura numérica comparativamente grande del haz de láser (enfocado) suministrado por el dispositivo de láser. En otras palabras, la divergencia del haz a medida que abandona el dispositivo de láser es comparativamente grande. En tales circunstancias puede ser ventajoso colimar (es decir, hacer paralelo o sustancialmente paralelo) el haz de láser enfocado para conseguir una intensidad de radiación que es tan alta como sea posible en el sitio del sensor de medición. La una o más lentes utilizadas para cambiar o conformar la divergencia de la radiación de láser pueden consistir en una única lente, en determinadas realizaciones. En otras realizaciones, puede concebirse una configuración de múltiples lentes de la una o más lentes. En determinadas realizaciones, la una o más lentes están dispuestas aguas arriba de un foco de la radiación de láser en el sentido de propagación de la misma y tienen una característica divergente. Sin embargo, debe entenderse que también se pretende que realizaciones en las que la una o más lentes están dispuestas aguas abajo del foco en el sentido de propagación de la radiación de láser estén dentro del alcance de la presente divulgación. En tales realizaciones, la una o más lentes tendrán una característica convergente para la radiación de láser.

Según determinadas realizaciones, el segundo módulo auxiliar puede incluir una pluralidad de secciones conectadas entre sí de manera liberable, en las que una primera sección de la pluralidad de secciones aloja la una o más lentes y una segunda sección de la pluralidad de secciones aloja el al menos un sensor de medición, y en las que la primera sección incluye una estructura de acoplamiento para engancharse con el orificio de acoplamiento del dispositivo de láser. Una configuración del segundo módulo auxiliar con una pluralidad de secciones abre la posibilidad de recurrir a un dispositivo de medición disponible comercialmente y diseñar una interfaz adecuada, de modo que la interfaz se hace coincidir con el orificio de acoplamiento del dispositivo de láser y se adapta para la conexión con el dispositivo de medición. La conexión de las secciones primera y segunda del segundo módulo auxiliar puede ser, p. ej., a través de enganche roscado.

En determinadas realizaciones, el dispositivo de medición está configurado para medir una intensidad de radiación de la radiación de láser y determinar una duración de pulso de la radiación de láser basándose en la intensidad de radiación medida. Para esto, el dispositivo de medición puede incluir un primer fotodetector que funciona basándose en una absorción de dos fotones. El primer fotodetector puede emitir una señal de detector que (tal como se conoce de manera general a partir de la teoría de absorción de dos fotones) puede ser proporcional al cuadrado de la intensidad de radiación incidente en la superficie de detección del primer fotodetector. Además, la intensidad incidente es proporcional a la potencia pico de pulso para condiciones de irradiación geométrica constantes, y la potencia pico de pulso es inversamente proporcional a la duración de pulso para una energía de pulso dada y una velocidad de repetición de pulso dada, es decir para una potencia promedio dada. La relación anterior puede expresarse matemáticamente tal como sigue:

$$\hat{P} = \frac{E_p}{\tau} = \hat{P} = \frac{E_p}{\tau} = \frac{P}{\tau f}$$

En la ecuación anterior, $\hat{P}$ designa la potencia pico de pulso, E_p designa la energía de pulso, τ designa la duración de pulso, P designa la potencia promedio del dispositivo de láser y f designa la velocidad de repetición de pulso. Por consiguiente, la duración de pulso puede determinarse basándose en la potencia pico de pulso medida. Además, es posible detectar un caso de pulsos dobles no deseados basándose en un análisis de la duración de pulso determinada. Tales pulsos dobles pueden ser, p. ej., una indicación de funcionamientos erróneos de una operación de bloqueo de modo del dispositivo de láser.

En determinadas realizaciones, el dispositivo de medición incluye un segundo fotodetector que funciona basándose en una absorción de un fotón. El segundo fotodetector permite por tanto obtener una medición de la potencia de láser promedio del dispositivo de láser.

La presente divulgación proporciona además un método para hacer funcionar un dispositivo de láser adaptado para proporcionar una radiación de láser enfocado, incluyendo el dispositivo de láser un orificio de acoplamiento que incluye una estructura de deslizamiento adaptada para alojar de manera deslizante uno seleccionado de los módulos auxiliares primero y segundo, en el que el método comprende las etapas de: retirar del dispositivo de láser un primer módulo auxiliar acoplado de manera separable al dispositivo de láser en el orificio de acoplamiento, incluyendo el primer módulo auxiliar una superficie de contacto para uno ojo, en el que la retirada incluye desenganchar de manera mecánica una estructura de acoplamiento del orificio de acoplamiento de una estructura de acoplamiento complementaria del primer módulo auxiliar; a continuación de la retirada del primer módulo auxiliar, acoplar un segundo módulo auxiliar al dispositivo de láser en el orificio de acoplamiento, incluyendo el segundo módulo auxiliar un dispositivo de medición, en el que el acoplamiento incluye enganchar de manera mecánica la estructura de acoplamiento del orificio de acoplamiento con una estructura de acoplamiento complementaria del segundo módulo auxiliar; y mientras que el segundo módulo auxiliar está en un estado de acoplamiento al dispositivo de láser, hacer funcionar el dispositivo de medición para realizar mediciones en la radiación de láser.

Determinadas realizaciones de la presente invención se volverán más evidentes a partir de la siguiente descripción de los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 muestra un diagrama esquemático de un aparato de láser oftálmico según una realización en una primera configuración en la que un módulo de medición está unido a un objetivo de enfoque de un dispositivo de láser;

la figura 2 ilustra una vista en perspectiva parcialmente cortada de una interfaz de paciente según una realización, en la que la interfaz de paciente puede unirse al objetivo de enfoque del dispositivo de láser de la figura 1 en lugar del módulo de medición; y

la figura 3 es una vista parcialmente cortada que muestra detalles del módulo de medición de la figura 1, según una realización.

Inicialmente, se hace referencia a la figura 1. Esta figura representa de una manera altamente esquemática un aparato de láser 10 que está diseñado para su utilización en procedimientos oftálmicos asistidos por láser. Más específicamente, el aparato de láser 10 está diseñado para crear incisiones en tejido ocular humano utilizando una radiación de láser pulsado ultracorta, en el que la radiación puede tener una longitud de onda central en un rango infrarrojo (tal como, p. ej., entre aproximadamente 800 nm y aproximadamente 1300 nm) o en un rango ultravioleta por encima de aproximadamente 300 nm, en el que se pretende que el límite de aproximadamente 300 nm garantice una transmisión suficiente de la radiación hacia o a través de la córnea de un ojo que va a tratarse. Un rango UV a modo de ejemplo que puede ser útil para crear incisiones en el ojo es de desde aproximadamente 340 nm hasta 360 nm.

El aparato de láser 10 incluye un dispositivo de láser 12 así como una pluralidad de módulos auxiliares que pueden acoplarse con el dispositivo de láser 12, de uno en uno. Estos módulos auxiliares incluyen diferentes tipos de módulos auxiliares en los que cada tipo está diseñado para un propósito y funcionalidad diferentes. El dispositivo de láser 12 tiene un orificio de acoplamiento 14 utilizado de manera común por todos los módulos auxiliares. Por consiguiente, siempre que un usuario (p. ej., un médico o ayudante) del aparato de láser 10 quiere utilizar un primer tipo de módulo auxiliar con el dispositivo de láser 12 y posteriormente un segundo tipo de módulo auxiliar, debe retirar el primer tipo de módulo auxiliar del orificio de acoplamiento 14 antes de poder unir el segundo tipo de módulo auxiliar en el orificio de acoplamiento 14.

Los diferentes tipos de módulo auxiliar incluyen, en determinadas realizaciones, un módulo de medición 16 (también mostrado en la figura 3) y una interfaz de paciente (mostrada en la figura 2). El módulo de medición 16 permite realizar mediciones de la radiación de láser en el sitio de instalación del dispositivo de láser 12. Más particularmente, el módulo de medición 16 está configurado para determinar una potencia pico de pulso de la radiación de láser basándose en el efecto de absorción de dos fotones. Tal como entenderá de manera general un experto en la técnica, la absorción de dos fotones se refiere al proceso de una molécula que pasa desde un estado fundamental hasta un estado excitado cuando la molécula absorbe dos fotones simultáneamente. Utilizando un detector de TPA (absorción de dos fotones) que tiene una banda prohibida selecciona adecuadamente entre el estado fundamental y el estado excitado, puede garantizarse que para una longitud de onda dada de la radiación de láser, el detector de TPA únicamente emitirá una señal de detector en el caso de un acontecimiento de TPA.

En comparación con la absorción de un fotón en la que un único fotón basta para provocar que una molécula pase a un estado excitado, la probabilidad de acontecimientos de TPA es sustancialmente inferior. En general, el número de acontecimientos de TPA, y por tanto la magnitud de señal de un detector de TPA, tiene una dependencia cuadrática de la intensidad incidente de la radiación de láser, mientras que la señal de detector de una SPA (absorción de un único fotón o de un fotón) mostrará una dependencia lineal de la intensidad incidente. Para un detector dado y para parámetros de radiación dados de la radiación de láser, la intensidad es proporcional a la potencia pico de pulso, y para una energía de pulso dada y una velocidad de repetición de pulso dada, es decir para una potencia promedio dada de la radiación de láser, la potencia pico de pulso es inversamente proporcional a la duración de pulso. Por tanto, es posible determinar la duración de pulso a partir de la intensidad de señal de un detector de TPA, p. ej., cuando se relaciona con la intensidad de señal del detector de SPA.

En la realización a modo de ejemplo de la figura 1, el módulo de medición 16 incluye una pluralidad de secciones (o submódulos) que están conectados entre sí de manera separable. Más específicamente, el módulo de medición 16 incluye una sección de detector 18 y una sección de interfaz 20. Por ejemplo, la sección de detector 18 y la sección de interfaz 20 están conectadas entre sí de manera roscada. Por tanto, la sección de detector 18 puede estar dotada de una o más estructuras roscadas (no mostradas en la figura 1) y la sección de interfaz 20 puede estar dotada de una o más estructuras roscadas complementarias (tampoco mostradas en la figura 1), de modo que la sección de detector 18 y la sección de interfaz 20 pueden conectarse y desconectarse entre sí por medio de p. ej., una acción deslizante o de atornillamiento. Debe entenderse que la presente divulgación no se limita a una conexión deslizante o de atornillamiento entre la sección de detector 18 y la sección de interfaz 20 y que pueden preverse diversos otros tipos de conexiones liberables, p. ej., una conexión de bayoneta.

En determinadas realizaciones, la sección de detector 18 es, o incluye, un dispositivo detector disponible comercialmente tal como, p. ej., un detector de potencia pico. La sección de interfaz 20 puede considerarse como que forma una herramienta de correspondencia que permite hacer que corresponda la sección de detector 18 con el dispositivo de láser 12 de manera mecánica y/u óptica. Dependiendo del diseño particular de la sección de detector 18, la sección de interfaz 20 puede adoptar diferentes configuraciones.

El dispositivo de láser 12 incluye una fuente láser 22 que genera un haz de láser 24. Un expansor de haz 26 sirve para expandir el haz de láser 24. A continuación de la expansión de haz mediante el expansor de haz 26, el haz de láser 24 entra en un dispositivo de barrido 28 en el que el haz 24 se somete a un barrido x-y, es decir un barrido en un sentido ortogonal a un sentido de propagación del haz 24. Por ejemplo, el dispositivo de barrido 28 puede incluir, de una manera general conocida en sí misma en la técnica, un par de espejos de barrido, p. ej., un par de espejos de barrido

accionados de manera galvanométrica, soportados para inclinarse alrededor de unos ejes de inclinación ortogonales entre sí o un cristal electroóptico que puede guiar de manera electroóptica el haz de láser. Un objetivo de enfoque 30 dispuesto aguas abajo (es decir con respecto al sentido de propagación del haz 24) del dispositivo de barrido 28 sirve para enfocar el haz de láser 24 en un punto focal. El objetivo de enfoque 30 puede ser, por ejemplo, de un tipo F- θ o puede ser de cualquier otro tipo.

Se proporciona una unidad de control 32 para controlar el funcionamiento de la fuente láser 22 y el dispositivo de barrido 28 bajo el control de un programa de control representado esquemáticamente como 34 en la figura 1. El programa de control 34 puede incluir instrucciones de programa diseñadas para provocar una o más incisiones en el tejido ocular de un paciente que se está sometiendo a un procedimiento quirúrgico ocular. Por ejemplo, puede realizarse una incisión en el tejido de la córnea como parte de un tratamiento LASIK (queratomileusis in situ con láser) con el fin de preparar un colgajo en la córnea, que es un disco de tejido que permanece conectado con el tejido de la córnea circundante, de modo que puede plegarse a un lado y, a continuación de un tratamiento láser ablativo de tejido estromal dispuesto debajo del colgajo, puede plegarse hacia atrás para cubrir el sitio de tratamiento. Otros tipos de tratamiento que requieren la generación de una o más incisiones en la córnea incluyen extracción de lenticulo de la córnea y queratoplastia (laminar o penetrante). Otras partes de tejido de un ojo humano pueden requerir igualmente la generación de una o más incisiones en el curso de un tratamiento quirúrgico. Por ejemplo, una cirugía de cataratas puede requerir la generación de una o más incisiones en el cristalino humano.

No es necesario decir que no se pretende de ninguna manera que la presente divulgación se limite a tipos de tratamiento específicos y que los tipos de tratamiento mencionados anteriormente se proporcionan únicamente a modo de ejemplo. Además, la presente invención puede aplicarse también con vistas a realizar incisiones o cortes en piezas de trabajo, es decir cuando se procesa un material no biológico.

El dispositivo de láser 12 puede estar dotado además de capacidad de barrido en z para el punto focal del haz de láser 24, es decir con capacidad para cambiar el punto focal a lo largo del sentido de propagación del haz 24. La capacidad de barrido en z puede implementarse en el dispositivo de barrido 28 o en el expansor de haz 26 y puede efectuarse, p. ej., por medio de un elemento óptico controlable de posición variable o potencia de refracción variable. En el caso en el que la capacidad de barrido en z se implementa en el expansor de haz 26, la unidad de control 32 también tendrá una conexión de control con el expansor de haz 26. Por ejemplo, el dispositivo de barrido 28 puede incluir una lente ajustable de manera longitudinal, una lente de potencia de refracción variable eléctricamente, o un espejo deformable 29 que puede controlar la posición z del foco de haz.

El orificio de acoplamiento 14 está formado en un lado de salida del objetivo de enfoque 30, es decir en un lado del objetivo de enfoque 30 en el que el haz de láser 24 abandona el objetivo 30. Más específicamente, el orificio de acoplamiento 14 incluye una o más estructuras de acoplamiento conectadas con, o formadas en, una carcasa (no mostrada en detalle en la figura 1) que aloja el sistema óptico del objetivo de enfoque 30. En la realización a modo de ejemplo mostrada en la figura 1, el orificio de acoplamiento 14 incluye un par de ranuras de acoplamiento 36 dispuestas a una distancia entre sí y que tienen lados de ranura abiertos orientados uno hacia el otro. Las ranuras 36 definen una estructura de deslizamiento que permite la inserción deslizante de la sección de interfaz 20 con un movimiento deslizante paralelo a un plano x-y. En este caso, el plano x-y se refiere a un plano ortogonal al sentido de propagación del haz de láser 24 a medida que abandona el objetivo de enfoque 30. Tal como se muestra en la figura 1, la sección de interfaz 20 comprende partes de reborde a modo de nervio (o partes de brida) 38 que sirven como estructuras de acoplamiento de la sección de interfaz 20 para engancharse en las ranuras de acoplamiento 36. Por tanto, la unión de la sección de interfaz 20 al dispositivo de láser 12 se efectúa insertando las partes de reborde 38 en las ranuras de acoplamiento 36 y empujando la sección de interfaz 20 desde una posición de inicio de inserción hasta una posición de fin de inserción a lo largo de un plano x-y en el que la posición de fin de inserción puede definirse mediante una o más superficies de detención (no mostradas en los dibujos) proporcionadas por el orificio de acoplamiento 14 en asociación con cada ranura de acoplamiento 36.

Las ranuras de acoplamiento 36 y las partes de reborde 38 están dimensionadas y conformadas de manera adecuada para garantizar un ajuste suficientemente apretado de las partes de reborde 38 en las ranuras de acoplamiento 36 en el sentido de propagación de haz de láser 24, para evitar de ese modo una holgura de movimiento no deseada de la sección de interfaz 20 con respecto al objetivo de enfoque 30 en el sentido de propagación del haz.

En las realizaciones a modo de ejemplo, la sección de detector 18 incluye un detector de TPA 40, un detector de SPA 42, una unidad de evaluación 44, y un divisor de haz 46. Después de abandonar el objetivo de enfoque 30 y desplazarse a través de la sección de interfaz 20, el haz de láser 24 entra en la sección de detector 18 en la que se divide mediante el divisor de haz 46 (p. ej., un espejo semitransparente) para dar un primer haz parcial 24' y un segundo haz parcial 24". El primer haz parcial 24' se dirige sobre el detector de SPA 42, que funciona basándose en la absorción de un fotón y suministra una señal de detector que es representativa de la potencia promedio del primer haz parcial 24' y por tanto el haz de láser 24. El segundo haz parcial 24" se dirige sobre el detector de TPA 40, que suministra una señal de detector

que es representativa de la potencia de pulso pico del segundo haz parcial 24' y por tanto el haz de láser 24. La unidad de evaluación 44 recibe las señales de detector producidas por los detectores 40, 42 y determina la duración de pulso del haz de láser 24 basándose en las señales de detector. En realizaciones alternativas, la unidad de control 32 puede configurarse para recibir y procesar las señales de detector de los detectores 40, 42 y calcular la duración de pulso.

5 Es deseable que el haz de láser 24 esté colimado cuando entra que entra en la sección de detector 18. La sección de detector 18 puede tener una ventana o abertura de entrada 48 (representada esquemáticamente en la figura 1) de un tamaño dado a través de la cual el haz de láser 24 entra en la sección de detector 18. Para garantizar que el haz de láser 24 es un haz colimado cuando entra en la sección de detector 18 a través de la ventana o abertura de entrada 48, la sección de interfaz 20 aloja una lente 50 que es eficaz para provocar la colimación deseada del haz de láser 24. En la
10 realización a modo de ejemplo mostrada en la figura 1, la lente 50 está configurada como una lente divergente, que puede conseguir la colimación deseada si el punto focal del haz de láser 24 que abandona el objetivo de enfoque 30 está ubicado aguas abajo de la lente 50 en el sentido de propagación del haz. En realizaciones alternativas, el objetivo de enfoque 30 puede enfocar el haz de láser 24 en un punto ubicado aguas arriba de la lente 50, en cuyo caso la lente 50 estará configurada como una lente convergente. Debe entenderse que aunque la figura 1 muestra la lente 50 como
15 una única lente, puede proporcionarse en su lugar un sistema de (dos o más) lentes para la colimación del haz de láser 24.

Ahora se hace referencia adicional a la figura 2, que muestra una interfaz de paciente 52 que tiene una parte de cuerpo 54, un elemento de contacto 56 y una sección de agarre y acoplamiento 58. La parte de cuerpo 54 está formada, en la realización a modo de ejemplo de la figura 2, como un elemento a modo de manguito sustancialmente cónico que tiene
20 un eje 60, una parte de extremo axial más estrecha 62 y una parte de extremo axial más ancha 64. Cuando se instala en el dispositivo de láser 12 de la figura 1, es decir cuando se acopla al orificio de acoplamiento 14, la interfaz de paciente 52 tiene su eje 60 orientado en el sentido de propagación de haz. Con fines ilustrativos, la figura 2 muestra el haz de láser enfocado 24 tal como se suministra desde el objetivo de enfoque 30.

El elemento de contacto 56 está dispuesto en la región de la parte de extremo axial más estrecha 62 de la parte de
25 cuerpo 54 y proporciona una superficie de contacto 66 para hacer tope con del ojo que va a tratarse. Aunque en la realización a modo de ejemplo de la figura 2 el elemento de contacto 56 está formado como una placa de aplanamiento que tiene superficies principales paralelas, debe entenderse que el elemento de contacto 56 puede tener, en realizaciones alternativas, un diseño de superficie diferente. Por ejemplo, la superficie de contacto 66 puede conformarse con una forma cóncava o una forma convexa o cualquier otra forma no plana. El material de al menos el elemento de
30 contacto 56 es transmisor para la radiación de láser del haz 24 de modo que la radiación puede penetrar en el tejido de un ojo que descansa contra la superficie de contacto 66.

La sección de agarre y acoplamiento 58 comprende un elemento de placa 68 conectado con la parte de cuerpo 54 en la región de la parte de extremo axial más ancha 64 de la parte de cuerpo 54 y orientado para extenderse en un plano ortogonal con respecto al eje 60. El elemento de placa 68 proporciona un saliente de agarre 70 que permite que un
35 usuario del aparato de láser 10 agarre la interfaz de paciente 52 sin contaminar partes críticas de la interfaz de paciente 52 tales como el elemento de contacto 56. El elemento de placa 68 da lugar a una brida que sobresale radialmente 72 (con respecto al eje 60) que se extiende a lo largo de al menos una parte de la periferia de la parte de cuerpo 54. La brida 72 forma partes de reborde 74 diseñadas para engancharse en las ranuras de acoplamiento 36 del orificio de acoplamiento 14 cuando el orificio de paciente 52 se monta en el dispositivo de láser 12. Se pretende que las partes de
40 reborde 74 correspondan en función y diseño a las partes de reborde 38 de la figura 1.

La figura 3 muestra detalles de una realización a modo de ejemplo del módulo de medición 16 de la figura 1. Tal como puede verse, la sección de interfaz 20 comprende un cuerpo de interfaz cilíndrico 76 que tiene un eje 78 y partes de extremo axial primera y segunda 80, 82. En la región de la primera parte de extremo axial 80, una sección de agarre y
45 acoplamiento 84 está conectada con el cuerpo de interfaz 76. La sección de agarre y acoplamiento 84 es de un diseño correspondiente al de la sección de agarre y acoplamiento 58 de la interfaz de paciente 52. Más específicamente, la sección de agarre y acoplamiento 84 de la sección de interfaz 20 comprende un elemento de placa 86 que proporciona un saliente de agarre 88, en la que el elemento de placa 86 y el saliente de agarre 88 son similares o idénticos de manera funcional y estructural al elemento de placa 68 y el saliente de agarre 70 de la interfaz de paciente 52. Además, la sección de agarre y acoplamiento 84 comprende una brida que sobresale radialmente 90 que similar o idéntica en
50 función y estructura a la brida 72 de la interfaz de paciente 52 y forma las partes de reborde 38 mostradas en la figura 1. En la figura 3, únicamente puede verse una de las partes de reborde 38 debido a la ilustración cortada de la sección de interfaz 20.

En la región de su segunda parte de extremo axial 82, el cuerpo de interfaz 76 está ajustado con un anillo de retención 92 que tiene una parte de anillo roscada 94 en enganche roscado con una parte roscada anular 96 de un alojamiento 97
55 de la sección de detector 18. Por tanto, el anillo de retención 92 permite conectar la sección de interfaz 20 y la sección

de detector 18 atornillando entre sí las partes roscadas 94, 96 y permite desacoplar la sección de interfaz 20 y la sección de detector 18 desatornillando las partes roscadas 94, 96.

5 La lente 50 está soportada en el interior del cuerpo de interfaz 76 por medio de un elemento de soporte 98, que en la realización a modo de ejemplo ilustrada es un elemento independiente del cuerpo de interfaz 76 y está conectado de manera sustituible y/o ajustable al cuerpo de interfaz 76. Una configuración independiente del cuerpo de interfaz 76 y el elemento de soporte 98 es útil para la finalidad de identificar una posición axial adecuada para la lente 50 mediante pruebas realizadas con diferentes tamaños del elemento de soporte 98 y/o en diferentes posiciones axiales relativas del elemento de soporte 98 y el cuerpo de interfaz 76. Por ejemplo, la conexión entre el elemento de soporte 98 y el cuerpo de interfaz 76 puede ser una conexión de atornillamiento, mediante la cual la posición axial del elemento de soporte 98 y por tanto la lente 50 con respecto al cuerpo de interfaz 76 puede ajustarse mediante la rotación del elemento de soporte 98 alrededor del eje 78. En realizaciones alternativas, el elemento de soporte 98 está formado de manera solidaria con el cuerpo de interfaz 76.

10

REVINDICACIONES

1. Aparato (10) para el tratamiento ocular asistido por láser, que comprende:
un dispositivo de láser (12) configurado para proporcionar una radiación de láser enfocado y que tiene un orificio de acoplamiento (14);
5 un primer módulo auxiliar (52) que tiene una superficie de contacto para uno ojo y está configurado para acoplarse de manera separable al dispositivo de láser (12) en el orificio de acoplamiento (14); y
un segundo módulo auxiliar (16) que incluye un dispositivo de medición que realiza mediciones de la radiación de láser, estando el segundo módulo auxiliar (16) configurado para acoplarse de manera separable al dispositivo de láser (12) en el orificio de acoplamiento (14) en lugar del primer módulo auxiliar (52);
10 caracterizado por que el orificio de acoplamiento (14) incluye una estructura de deslizamiento adaptada para alojar de manera deslizante uno seleccionado de los módulos auxiliares primero y segundo (16; 52).
2. Aparato (10) según la reivindicación 1, en el que la estructura de deslizamiento incluye al menos una ranura (36), en el que el primer módulo auxiliar (52) y el segundo módulo auxiliar (16) incluyen cada uno al menos una parte de reborde (38) para su inserción deslizante en la ranura (36).
15 3. Aparato (10) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 ó 2, en el que el segundo módulo auxiliar (16) incluye al menos un sensor de medición (40; 42) y una o más lentes (50) dispuestas aguas arriba del sensor de medición (40; 42) en un sentido de propagación de la radiación de láser, estando la una o más lentes (50) adaptadas para conformar de manera adecuada una divergencia de la radiación de láser.
20 4. Aparato (10) según la reivindicación 3, en el que la una o más lentes (50) están adaptadas para colimar la radiación de láser.
5. Aparato (10) según la reivindicación 3 ó 4, en el que la una o más lentes (50) están dispuestas aguas arriba de un foco de la radiación de láser en el sentido de propagación de la misma y tienen una característica divergente.
6. Aparato (10) según una cualquiera de las reivindicaciones 3 a 5, en el que el segundo módulo auxiliar (16) incluye una pluralidad de secciones (18; 20) conectadas entre sí de manera liberable, alojando una primera (20) de la pluralidad de secciones la una o más lentes (50) y alojando una segunda (18) de la pluralidad de secciones el al menos un sensor de medición (40; 42), en el que la primera sección (20) incluye una estructura de acoplamiento (38) para engancharse con el orificio de acoplamiento (14) del dispositivo de láser (12).
25 7. Aparato (10) según la reivindicación 6, en el que las secciones primera (20) y segunda (18) están conectadas entre sí de manera roscada.
30 8. Aparato (10) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en el que la radiación de láser es una radiación de láser pulsado y en el que el dispositivo de medición está configurado para medir una intensidad de radiación y determinar una duración de pulso de la radiación de láser basándose en la intensidad de radiación medida.
9. Aparato (10) según la reivindicación 8, en el que el dispositivo de medición incluye un primer fotodetector que funciona basándose en una absorción de dos fotones.
35 10. Aparato (10) según la reivindicación 8 ó 9, en el que el dispositivo de medición incluye un segundo fotodetector que funciona basándose en una absorción de un fotón.
11. Método para hacer funcionar un dispositivo de láser (12) adaptado para proporcionar una radiación de láser enfocado, incluyendo el dispositivo de láser (12) un orificio de acoplamiento (14) que incluye una estructura de deslizamiento adaptada para alojar de manera deslizante uno seleccionado de los módulos auxiliares primero y segundo (16; 52), en el que el método comprende:
40 retirar del dispositivo de láser (12) un primer módulo auxiliar (52) acoplado de manera separable al dispositivo de láser (12) en el orificio de acoplamiento (14), incluyendo el primer módulo auxiliar (52) una superficie de contacto para un ojo, en el que la retirada incluye desenganchar de manera mecánica una estructura de acoplamiento del orificio de acoplamiento (14) de una estructura de acoplamiento complementaria del primer módulo auxiliar (52);
45 el método comprende además:

a continuación de la retirada del primer módulo auxiliar (52), acoplar un segundo módulo auxiliar (16) al dispositivo de láser (12) en el orificio de acoplamiento (14) , incluyendo el segundo módulo auxiliar (16) un dispositivo de medición, en el que el acoplamiento incluye enganchar de manera mecánica la estructura de acoplamiento del orificio de acoplamiento (14) con una estructura de acoplamiento complementaria del segundo módulo auxiliar (16); y

- 5 mientras que el segundo módulo auxiliar (16) está en un estado de acoplamiento al dispositivo de láser (12), hacer funcionar el dispositivo de medición para realizar mediciones de la radiación de láser.

Fig. 1

