



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 367 827**

51 Int. Cl.:  
**A61F 9/008** (2006.01)  
**A61F 9/009** (2006.01)  
**G02B 7/16** (2006.01)  
**G02B 21/24** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08405021 .0**  
96 Fecha de presentación : **21.01.2008**  
97 Número de publicación de la solicitud: **2080495**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **22.07.2009**

54 Título: **Dispositivo para el tratamiento de tejido ocular.**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**08.11.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**08.11.2011**

73 Titular/es: **ZIEMER HOLDING AG.**  
**Allmendstrasse 11**  
**2562 Port, CH**

72 Inventor/es: **Warturmer, Christian Rathjen**

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 367 827 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 para el tratamiento de tejido ocular

**Campo de la técnica**

5 La presente invención se refiere a un dispositivo para el tratamiento de tejido ocular mediante pulsos láser de femtosegundo. La presente invención se refiere especialmente a un dispositivo para el tratamiento de tejido ocular que comprende un sistema óptico de transmisión para transmitir pulsos láser de femtosegundo a un objetivo de proyección para proyectar los pulsos láser de femtosegundo sobre o en el tejido ocular.

**Estado de la técnica**

10 Los defectos de la visión, como la miopía (vista corta), la hiperopía (vista larga o hipermetropía) o el astigmatismo se pueden corregir actualmente de forma permanente mediante tratamientos de cirugía refractiva. Los tratamientos de cirugía refractiva son intervenciones quirúrgicas en el ojo que varían la refracción óptica del ojo con el objetivo de aproximarla lo mejor posible a un valor deseado. El tratamiento del tejido ocular, por ejemplo, cortes de tejido y eliminación de tejido, se lleva a cabo en la actualidad típicamente mediante la tecnología láser. Para el tratamiento del tejido se usan en especial pulsos láser de femtosegundo fuertemente enfocados que presentan duraciones típicas de pulso de 100fs a 1000fs ( $1\text{fs} = 10^{-15}\text{s}$ ). En la actualidad, el tratamiento de la córnea del ojo se lleva a cabo mediante sistemas comerciales de láser de femtosegundo. Como los pulsos láser permiten tratar también otras partes de tejido y zonas del tejido del ojo, por ejemplo, la esclerótica, el cristalino y la retina, se necesitan diferentes distancias de trabajo y, por tanto, diferentes distancias focales para los distintos campos de aplicación, lo que requiere, además de mecanismos mecánicos de posicionamiento, diferentes sistemas ópticos de proyección de la luz. Asimismo, para los diferentes campos de tratamiento y aplicaciones se necesitan a menudo también campos de imagen de tamaño diferente y/o curvatura distinta (es decir, zonas de imagen enfocadas nítidamente), lo que se puede obtener a su vez mediante sistemas ópticos de proyección correspondientes y específicos de la aplicación. A fin de obtener diferentes diámetros de foco, formas de foco, extensiones de foco, específicos de la aplicación, en la dirección de proyección y/o divergencias del rayo, se tienen que usar asimismo distintos sistemas ópticos de proyección con una apertura numérica (AN) diferente en cada caso. Por último, se pueden necesitar también distintos sistemas ópticos de proyección debido a las propiedades ópticas específicas de la interfaz del paciente que se va a usar, en particular elementos transparentes de aplicación, como los cuerpos de contacto, por ejemplo, cuerpos de aplanación o cuerpos distanciadores. En el caso ideal sería posible adaptar de manera flexible el sistema óptico de proyección a los diferentes requerimientos específicos de la aplicación mediante un objetivo Vario adecuado.

35 En general se desea disponer de una alta apertura numérica, porque con una alta apertura numérica se pueden generar puntos focales pequeños (tamaño de spot) y, por tanto, una zona de corte más pequeña por pulso. Debido a la alta apertura numérica, deseada a menudo, así como a las distancias cortas de trabajo y en general a los tamaños muy pequeños de foco (tamaños de spot) resulta extremadamente difícil en realidad fabricar objetivos Vario que cubran un campo grande de trabajo. Si adicionalmente es determinante disponer del peso más bajo posible y del tamaño constructivo más pequeño posible, lo que ocurre al usarse en el ojo a una distancia corta de trabajo, se dificulta aún más la construcción de objetivos Vario adecuados. Los campos de imagen con una curvatura diferente no se pueden obtener con los objetivos Vario conocidos del estado de la técnica. Como la retina y la córnea están curvadas, por ejemplo, de forma diferente, se necesitan también otras curvaturas del campo de la imagen.

40 Los documentos US 2007/282312, EP 1731120 y EP 1486185 describen respectivamente dispositivos para el tratamiento de tejido ocular mediante pulsos láser de femtosegundo, que comprenden un sistema óptico de transmisión para transmitir los pulsos láser de femtosegundo a un objetivo de proyección para proyectar los pulsos láser de femtosegundo sobre o en el tejido ocular.

45 El documento US 2006/0045327 describe un dispositivo con una placa móvil de soporte y diferentes lentes objetivo colocadas sobre esto, pudiéndose desplazar la placa de soporte de tal modo que mediante una lente objetivo seleccionada en cada caso se puede alimentar un rayo láser a un objeto.

El documento DE 20 2004 013 136 U1 describe un sistema óptico de láser con una unidad revólver para el cambio rotatorio de distintos módulos ópticos.

**Exposición de la invención**

50 Un objetivo de la presente invención es proponer un dispositivo para el tratamiento de tejido ocular mediante pulsos láser de femtosegundo, especialmente mediante pulsos láser de femtosegundo, que no presente las desventajas del estado de la técnica. Un objetivo de la presente invención es proponer en particular un dispositivo para el tratamiento de tejido ocular mediante pulsos láser de femtosegundo, que posibilite una adaptación flexible del sistema óptico de proyección a diferentes requerimientos, sin necesidad de usar para esto objetivos Vario costosos. Otro objetivo de la presente invención es proponer especialmente un dispositivo para el tratamiento de tejido ocular mediante pulsos láser de femtosegundo, que posibilite una adaptación flexible del sistema óptico a diferentes requerimientos respecto a la longitud focal (distancia focal), al tamaño del campo de imagen, la curvatura del campo de imagen, la apertura

numérica, el diámetro de foco, la forma de foco, la extensión de foco en dirección de proyección y/o divergencia del rayo.

Según la presente invención, estos objetivos se consiguen especialmente mediante los elementos de la reivindicación independiente 1. Otras formas ventajosas de realización se derivan además de las reivindicaciones dependientes y de la descripción.

El dispositivo para el tratamiento de tejido ocular mediante pulsos láser de femtosegundo comprende un sistema óptico de transmisión para transmitir los pulsos láser de femtosegundo a un objetivo de proyección diseñado para proyectar los pulsos láser de femtosegundo sobre o en el tejido ocular.

Los objetivos mencionados arriba se consiguen especialmente mediante la presente invención, porque el dispositivo para el tratamiento de tejido ocular mediante pulsos láser de femtosegundo comprende además un dispositivo de cambio de objetivo diseñado para cambiar y conectar el objetivo de proyección al sistema óptico de transmisión. El dispositivo de cambio de objetivo hace posible adaptar un dispositivo oftalmológico basado en láser a nuevas aplicaciones, sin necesidad de hacer grandes modificaciones o usar costosos objetivos Vario. El dispositivo de cambio de objetivo le permite al usuario cambiar de manera flexible y eficiente el objetivo de proyección, de modo que el objetivo de proyección se puede cambiar también entre aplicaciones y pasos de tratamiento diferentes, sin necesitarse mucho tiempo para esto. El dispositivo de cambio de objetivo posibilita especialmente la adaptación posterior del sistema a nuevas aplicaciones que no se conocían o no se usaban en el momento de la fabricación del dispositivo oftalmológico. En comparación con el uso de objetivos Vario, el cambio de los objetivos de proyección tiene además la ventaja de que no es necesario un ajuste controlado de parámetros del objetivo y, por tanto, desaparecen componentes y módulos, asociados a esto, de feedback de parámetro y control.

En una variante preferida de realización, el dispositivo de cambio de objetivo comprende varios objetivos diferentes de proyección unidos entre sí de forma mecánica y el dispositivo de cambio de objetivo está diseñado para alimentar al sistema óptico de transmisión uno de los objetivos de proyección para la conexión al sistema óptico de transmisión. Los objetivos de proyección se diferencian, por ejemplo, por su longitud focal, el tamaño del campo de imagen, la curvatura del campo de imagen, la apertura numérica, el diámetro de foco, la forma de foco, la extensión de foco en dirección de proyección y/o divergencia del rayo. En distintas variantes de realización, el dispositivo de cambio de objetivo está diseñado para cambiar los objetivos de proyección mediante movimientos de rotación o movimientos de traslación, alimentándose al sistema óptico de transmisión uno de los objetivos de proyección respectivamente para la conexión al sistema óptico de transmisión mediante un movimiento de rotación o un movimiento de traslación. Un dispositivo de cambio de objetivo con varios objetivos de proyección posibilita un cambio especialmente eficiente mediante una simple manipulación, sin que para esto haya que colocar nuevos objetivos de proyección en el dispositivo oftalmológico durante el tratamiento.

En otras formas de realización, los objetivos de proyección comprenden respectivamente un elemento de aplicación para aplicar el objetivo de proyección en un ojo y/o el dispositivo comprende un elemento común de aplicación para aplicar el objetivo de proyección en un ojo, estando diseñado el dispositivo de cambio de objetivo para combinar el respectivo objetivo de proyección con el elemento de aplicación al conectarse uno de los objetivos de proyección al sistema óptico de transmisión. La variante con varios elementos de aplicación, colocados respectivamente en los objetivos de proyección, tiene la ventaja de que, independientemente del objetivo de proyección, se pueden sustituir también diferentes elementos de aplicación, por ejemplo, con una forma de contacto o una distancia de trabajo diferentes, mediante una simple manipulación. En una realización combinada se pueden cambiar tanto elementos de aplicación y/u objetivos de proyección diferentes como prever un elemento común de aplicación que sirve, por ejemplo, para la fijación en el ojo.

En otra variante de realización, el dispositivo de cambio de objetivo comprende un módulo de conexión para alojar y conectar de forma separable el objetivo de proyección al sistema óptico de transmisión. Una combinación del módulo de conexión con un dispositivo de cambio de objetivo para varios objetivos de proyección permite equipar el dispositivo de cambio de objetivo con objetivos adecuados de proyección y/o elementos de aplicación, específicos de la aplicación y/o del paciente, como preparación para un tratamiento y cambiarlos a continuación durante el tratamiento mediante un movimiento de rotación o traslación, sin necesidad de realizar otras manipulaciones. Un dispositivo de cambio de objetivo con un único módulo de conexión proporciona un dispositivo con una configuración especialmente simple que permite el uso y el cambio de distintos objetivos de proyección durante el tratamiento.

El sistema óptico de transmisión está diseñado con preferencia para alimentar los pulsos láser de femtosegundo en rayos esencialmente paralelos al objetivo de proyección. Los rayos de entrada, que entran en paralelo en el objetivo de proyección, tienen la ventaja de que las imprecisiones durante el cambio mecánico de distintos objetivos de proyección (tolerancias de montaje) no influyen en la profundidad de foco obtenida mediante el objetivo de proyección.

En una variante de realización, el dispositivo comprende un sistema de medición para determinar la posición del objetivo de proyección, conectado al sistema óptico de transmisión, relativamente respecto al dispositivo. El sistema de medición posibilita la detección, visualización y/o corrección de objetivos de proyección posicionados de forma inexacta.

Según la presente invención, el dispositivo comprende un detector para determinar una identificación de tipo de objetivo, de la que está provisto el objetivo de proyección conectado al sistema óptico de transmisión. El detector está unido preferentemente con un módulo de control de láser, así como diseñado para transmitir al módulo de control de láser la identificación de tipo de objetivo del objetivo de proyección conectado al sistema óptico de transmisión. La identificación de tipo de objetivo está realizada, por ejemplo, como identificación mecánica, óptica, eléctrica o vía radio. Mediante la asignación y detección de un tipo de objetivo, el rayo láser se puede controlar respecto a su calidad, transmisión, orientación y/o desviación, en dependencia de las propiedades ópticas del objetivo de proyección usado.

### **Breve descripción de los dibujos**

10 A continuación se describe una realización de la presente invención por medio de un ejemplo. El ejemplo de realización se representa mediante las figuras adjuntas siguientes. Muestran:

- la figura 1a un diagrama de bloques que representa esquemáticamente un dispositivo oftalmológico para el tratamiento de tejido ocular mediante pulsos láser de femtosegundo;
- 15 la figura 1b una vista en planta de una superficie de tratamiento, tratada con el dispositivo oftalmológico, en el tejido ocular;
- la figura 2 un diagrama de bloques que representa esquemáticamente en la vista una variante de realización del dispositivo oftalmológico con varios objetivos de proyección unidos de forma mecánica;
- la figura 3 un diagrama de bloques que representa esquemáticamente en la vista en planta otra variante de realización del dispositivo oftalmológico con varios objetivos de proyección unidos de forma mecánica;
- 20 la figura 4a un diagrama de bloques que representa esquemáticamente otra variante de realización del dispositivo oftalmológico con varios elementos de aplicación colocados en uno de los objetivos de proyección en cada caso;
- la figura 4b un diagrama de bloques que representa esquemáticamente otra variante de realización del dispositivo oftalmológico con un elemento común de aplicación para varios objetivos de proyección, y
- 25 la figura 4c un diagrama de bloques que representa esquemáticamente una variante combinada de realización del dispositivo oftalmológico con varios elementos de aplicación colocados en los objetivos de proyección y otro elemento común de aplicación.

30 Vías para la realización de la invención

El número de referencia 1 identifica en las figuras 1a, 2, 3, 4a, 4b y 4c un dispositivo oftalmológico o una disposición oftalmológica de objetivo con una fuente de láser 8 y un sistema óptico de transmisión 5 que une ópticamente la fuente de láser 8 para la proyección enfocada de pulsos láser con un objetivo de proyección (de luz) 3. La fuente de láser 8 comprende especialmente un láser de femtosegundo para generar un rayo láser L con pulsos láser de femtosegundo que presentan duraciones de pulso típicamente de 10fs a 1000fs ( $1\text{fs} = 10^{-15}\text{s}$ ). La fuente de láser 8 está dispuesta en una carcasa separada o en una carcasa común para el objetivo de proyección 3. El objetivo de proyección 3 proyecta un rayo láser L' pulsado enfocado para la desintegración puntual del tejido en un foco F (punto focal) sobre o en el interior del tejido ocular 21, por ejemplo, sobre o en la córnea. Como se describe posteriormente en detalle, el dispositivo oftalmológico 1 comprende varios objetivos de proyección cambiables 3, 3' en las variantes de realización según las figuras 2, 3, 4a, 4b y 4c.

El sistema de transmisión 5 comprende varios elementos ópticos, como lentes, diafragmas, espejos de desviación y conductores de luz, para alimentar los pulsos láser de femtosegundo de la fuente de láser 8 al objetivo de proyección conectado 3. El sistema de transmisión 5 está diseñado con preferencia para alimentar los rayos láser L esencialmente en paralelo al objetivo de proyección 3, lo que no ocurre, por ejemplo, en el caso de los objetivos cambiables en la fotografía. Como está representado además esquemáticamente en la figura 1a, el sistema óptico de transmisión 5 comprende un módulo de desviación 51, es decir, un módulo óptico de exploración o módulo escáner diseñado para desviar los pulsos láser de femtosegundo generados por la fuente de láser 8 al menos en una dirección y de este modo mover el foco F del rayo láser pulsado L' en correspondencia con un modelo de exploración (patrón de exploración) al menos en una dirección x, y de la superficie definida de tratamiento w (contigua o no contigua) en el tejido 21 del ojo 3. El módulo de desviación 51 está dispuesto, por ejemplo, junto con la fuente de láser 8, en una carcasa separada o en una carcasa común para el objetivo de proyección 3 o el dispositivo de cambio de objetivo 4. En una variante de realización, el sistema óptico de transmisión 5 y/o el objetivo de proyección 3 comprenden lentes móviles para ajustar el foco F del rayo láser pulsado L' también en una perpendicular a las direcciones x/y (por ejemplo, a lo largo del eje óptico z). Según la variante de realización, el dispositivo oftalmológico 1 comprende opcionalmente un módulo de accionamiento para mover el objetivo de proyección 3 y, por tanto, el foco F a lo largo de las direcciones x y/o y y/o la perpendicular.

Para una mejor comprensión se ha de señalar en este punto que las figuras 1a, 2, 3, 4a, 4b y 4c representan de forma esquemática y simplificada el dispositivo oftalmológico 1. Así, por ejemplo, en las figuras no se refleja de manera exacta que los objetivos de proyección 3, 3' presentan una alta apertura numérica, por ejemplo, de al menos 0.3.

- 5 El número de referencia 4 en la figura 1a identifica un dispositivo de cambio de objetivo para cambiar y conectar el objetivo de proyección 3 al sistema óptico de transmisión 5. En las figuras 1a, 2, 3, 4a, 4b y 4c están representadas distintas formas de realización del dispositivo de cambio de objetivo 4.

En la realización según la figura 1a, el dispositivo de cambio de objetivo 4 comprende un módulo de conexión 41 para usar, alojar y conectar de forma separable el objetivo de proyección 3 al sistema óptico de transmisión 5. El módulo de conexión 41 comprende, por ejemplo, un cierre roscado o un cierre de bayoneta para alojar y fijar el objetivo de proyección 3 en el dispositivo oftalmológico 1. El objetivo de proyección 3 queda unido ópticamente en el estado fijado con el sistema óptico de transmisión 5.

En las realizaciones según las figuras 2, 3, 4a, 4b y 4c, el dispositivo de cambio de objetivo 4, 4a, 4b comprende respectivamente varios objetivos diferentes de proyección 3, 3' unidos entre sí de forma mecánica. Los objetivos de proyección 3, 3' están provistos en cada caso de una identificación de tipo de objetivo y se diferencian por sus propiedades ópticas, como la apertura numérica, la longitud focal, el tamaño del campo de imagen, la curvatura del campo de imagen, el diámetro de foco, la forma de foco, la extensión de foco en dirección de proyección y/o divergencia del rayo.

En la realización según la figura 2, el dispositivo de cambio de objetivo 4a está diseñado para cambiar los objetivos de proyección 3, 3' mediante movimientos de rotación  $\phi$  alrededor de un eje de giro r. El dispositivo de cambio de objetivo 4a comprende un soporte que rota alrededor del eje de giro r y en el que están fijados los objetivos de proyección 3, 3'. El dispositivo de cambio de objetivo 4a está realizado, por ejemplo, en forma de un sistema óptico de revólver. Mediante un movimiento de rotación  $\phi$  se alimenta un objetivo de proyección seleccionado 3, 3' al sistema óptico de transmisión 5 y se une ópticamente con el sistema óptico de transmisión 5.

En la realización según la figura 3, el dispositivo de cambio de objetivo 4b está diseñado para cambiar los objetivos de proyección 3, 3' mediante movimientos de traslación t. El dispositivo de cambio de objetivo 4b comprende una corredera de soporte que se puede desplazar a lo largo de un eje y en la que están fijados los objetivos de proyección 3, 3'. Mediante un movimiento de traslación t se alimenta un objetivo de proyección seleccionado 3, 3' al sistema óptico de transmisión 5 y se une ópticamente con el sistema óptico de transmisión 5.

El objetivo de proyección seleccionado 3 se fija preferentemente al conectarse al sistema óptico de transmisión 5 en la rotación o la traslación, por ejemplo, de forma mecánica mediante un mecanismo de enclavamiento o tope.

En una variante, el soporte del dispositivo de cambio de objetivo 4a, 4b comprende uno o varios módulos de conexión para alojar de forma separable respectivamente un objetivo de proyección 3, 3', como se describió en relación con la figura 1a. De este modo, el soporte de objetivo se puede equipar con diferentes juegos de objetivos de proyección 3, 3' previstos, por ejemplo, para distintos pasos del tratamiento y aplicaciones durante el tratamiento de un paciente.

Según la representación esquemática de la figura 1a, el dispositivo oftalmológico 1 comprende un detector 6 para detectar la identificación de tipo de objetivo del objetivo de proyección conectado 3. La identificación de tipo de objetivo está realizada, por ejemplo, como identificación mecánica, óptica, eléctrica o vía radio que refleja un código de tipo asignado al tipo de objetivo. En correspondencia con la realización de la identificación de tipo de objetivo, el detector 6 comprende un sensor para detectar y leer una identificación configurada de forma mecánica, por ejemplo, un código formado por elementos estructurales, para registrar una identificación configurada de forma óptica, por ejemplo, un código de barras o un código de diafragma de luz, para leer una identificación configurada de forma eléctrica, por ejemplo, un código capacitivo u óhmico, o para captar y reconocer una identificación vía radio, por ejemplo, una RFID (Radio Frequency Identification).

El detector 6 está unido con un módulo de control de láser 7, realizado mediante software y/o hardware como módulo lógico programado, y está diseñado para transmitir la identificación determinada de tipo de objetivo al módulo de control de láser 7. El módulo de control de láser 7 está unido con el módulo de desviación 51 y la fuente de láser 8 para la transmisión de señales de control (instrucciones de control, programas de control). El módulo de control de láser 7 está dispuesto en una carcasa separada o en una carcasa común para el dispositivo de cambio de objetivo 4. El módulo de control de láser 7 comprende para distintos tipos de objetivo respectivamente valores nominales físicos asignados que indican propiedades ópticas del tipo respectivo de objetivo, por ejemplo, la apertura numérica, la longitud focal, el tamaño del campo de imagen, la curvatura del campo de imagen, el diámetro de foco, la forma de foco, la extensión de foco en dirección de proyección y/o divergencia del rayo, y/o módulos asignados de programa de control. El módulo de control de láser 7 está diseñado para controlar la fuente de láser 8 y el sistema óptico de transmisión 5, en especial el módulo de desviación 51, sobre la base de la identificación detectada de tipo de objetivo al transmitirse instrucciones de control procedentes de los módulos asignados de programa de control y/o en dependencia de los valores nominales físicos asignados a la fuente de láser 8, el módulo de desviación 51 y/o

otros elementos controlables del sistema óptico de transmisión 5, por ejemplo, distintas lentes y diafragmas controlables. Por tanto, el rayo láser L de la fuente de láser 8, por ejemplo, su nivel de energía, tasas de pulso y/o la duración de pulso, así como su transmisión, orientación y/o desviación, se puede adaptar de forma automática, independientemente del tipo de objetivo usado.

5 El número de referencia 9 en la figura 1a identifica un sistema de medición para determinar la posición del objetivo de proyección conectado al sistema óptico de transmisión 5 relativamente respecto al dispositivo oftalmológico 1 y en especial relativamente respecto al sistema óptico de transmisión 5. En distintas variantes de realización, el sistema de medición 9 está diseñado para determinar la posición relativa mecánica de forma capacitiva, inductiva, óhmica u óptica. El sistema de medición 9 está unido con el módulo de control de láser 7 y está diseñado para  
10 transmitir la posición relativa determinada al módulo de control de láser 7. En dependencia de la variante de realización, el módulo de control de láser 7 le indica al usuario una desviación de la posición relativa de un intervalo definido de tolerancia mediante una interfaz de usuario, por ejemplo, de forma acústica y/u óptica, y/o adapta el control de la fuente de luz 8 y/o del sistema óptico de transmisión 5, en especial del módulo de desviación 51, en correspondencia con la desviación de una posición nominal definida.

15 Aunque no está representado explícitamente en las figuras simplificadas 2, 3, 4a, 4b y 4c, el dispositivo oftalmológico 1 representado en estas figuras comprende asimismo en variantes correspondientes de realización un módulo de control de láser 7, así como un detector 6 y/o un sistema de medición 9 para determinar el tipo o la posición y controlar sobre esta base el rayo láser L.

20 Las figuras 4a, 4b y 4c muestran variantes de realización, en las que el dispositivo oftalmológico 1 está provisto de uno o varios elementos de aplicación 30, 31, 31'. Los elementos de aplicación 30, 31, 31' comprenden, por ejemplo, cuerpos de contacto, por ejemplo, al menos cuerpos de aplanación transparentes en algunos puntos y/o parcialmente o cuerpos moldeados cóncavos/convexos. Según la variante de realización, los elementos de aplicación 30, 31, 31' comprenden además un anillo de succión u otros dispositivos de fijación para la fijación en el ojo 2.

25 En la realización según la figura 4a, los elementos de aplicación 31, 31' están colocados de forma fija o intercambiable en los objetivos de proyección 3, 3' y pueden tener, por ejemplo, una configuración diferente, por ejemplo, un cuerpo de aplanación, un cuerpo moldeado cóncavo, cuerpos distanciadores diferentes para distintos pasos del tratamiento y/o con, sin o diferentes medios de fijación para la fijación en el ojo 2.

30 En la realización según la figura 4b, el dispositivo oftalmológico 1 está provisto de un elemento común de aplicación 30 fijo o intercambiable y el dispositivo de cambio de objetivo 4 está diseñado y dispuesto de manera que los distintos objetivos de proyección 3, 3' se pueden cambiar de tal modo que en el estado conectado al sistema óptico de transmisión 5 se combinan con el elemento de aplicación 30, entrando o no en contacto mecánico con éste.

35 La realización según la figura 4c es una combinación de las realizaciones según las figuras 4a y 4b, estando colocados en cada caso, por una parte, distintos elementos de aplicación 31, 31' en los objetivos de proyección 3, 3' y estando previsto, por la otra parte, un elemento común de aplicación 30 en el dispositivo oftalmológico 1. En la realización combinada según la figura 4c, durante un tratamiento se pueden seleccionar y cambiar, por una parte, diferentes objetivos de proyección 3, 3' y/o elementos de aplicación 31, 31' y, por la otra parte, se puede mantener un elemento común de aplicación 30 durante el tratamiento, por ejemplo, un anillo de succión para la fijación en el ojo 2, un cuerpo distanciador y/o un panel de protección.

40 Aunque no aparece representado, los elementos de aplicación 30, 31, 31' se pueden combinar también con las realizaciones según las figuras 1a y 3.

En otra variante de realización, el dispositivo de cambio de objetivo 4, 4a, 4b comprende además un módulo óptico de accionamiento para el cambio motorizado de los objetivos de proyección 3, 3' y/o los elementos de aplicación 31, 31'.

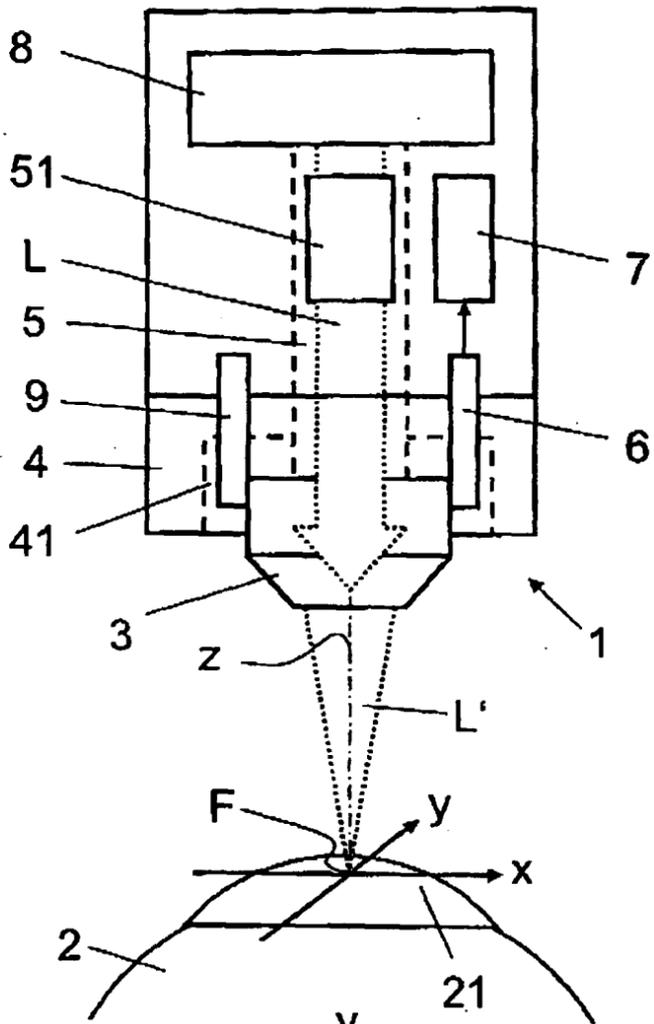
## REIVINDICACIONES

1. Dispositivo (1) para el tratamiento de tejido ocular (21) mediante pulsos láser de femtosegundo, que comprende un sistema óptico de transmisión (5) para transmitir los pulsos láser de femtosegundo a un objetivo de proyección (3) para proyectar los pulsos láser de femtosegundo sobre o en el tejido ocular (21), **caracterizado por** un dispositivo de cambio de objetivo (4) diseñado para cambiar y conectar el objetivo de proyección (3) al sistema óptico de transmisión (5) y por un detector (6) para determinar una identificación de tipo de objetivo, de la que está provisto el objetivo de proyección (3) conectado al sistema óptico de transmisión (5), estando unido el detector (6) con un módulo de control de láser (7) y estando diseñado el detector (6) para transmitir al módulo de control de láser (7) la identificación de tipo de objetivo del objetivo de proyección (3) conectado al sistema óptico de transmisión (5).
2. Dispositivo (1) según la reivindicación 1, **caracterizado porque** el dispositivo de cambio de objetivo (4) comprende varios objetivos diferentes de proyección (3, 3') unidos entre sí de forma mecánica y porque el dispositivo de cambio de objetivo (4) está diseñado para alimentar al sistema óptico de transmisión (5) uno de los objetivos de proyección (3, 3') para la conexión al sistema óptico de transmisión (5).
3. Dispositivo (1) según la reivindicación 2, **caracterizado porque** el dispositivo de cambio de objetivo (4a) está diseñado para cambiar los objetivos de proyección (3, 3') mediante movimientos de rotación ( $\phi$ ), alimentándose al sistema óptico de transmisión (5) uno de los objetivos de proyección (3, 3') respectivamente para la conexión al sistema óptico de transmisión (5) mediante un movimiento de rotación ( $\phi$ ).
4. Dispositivo (1) según la reivindicación 2, **caracterizado porque** el dispositivo de cambio de objetivo (4b) está diseñado para cambiar los objetivos de proyección (3, 3') mediante movimientos de traslación (t), alimentándose al sistema óptico de transmisión (5) uno de los objetivos de proyección (3, 3') respectivamente para la conexión al sistema óptico de transmisión (5) mediante un movimiento de traslación (t).
5. Dispositivo (1) según una de las reivindicaciones 2 a 4, **caracterizado porque** los objetivos de proyección (3, 3') se diferencian al menos por una propiedad como la longitud focal, el tamaño del campo de imagen, la curvatura del campo de imagen, la apertura numérica, el diámetro de foco, la forma de foco, la extensión de foco en dirección de proyección y/o divergencia del rayo.
6. Dispositivo (1) según una de las reivindicaciones 2 a 5, **caracterizado porque** los objetivos de proyección (3, 3') comprenden respectivamente un elemento de aplicación (31, 31') para aplicar el objetivo de proyección (3, 3') en un ojo (2).
7. Dispositivo (1) según una de las reivindicaciones 2 a 6, **caracterizado porque** el dispositivo (1) comprende un elemento de aplicación (30) para aplicar el objetivo de proyección (3) en un ojo (2) y porque el dispositivo de cambio de objetivo (4) está diseñado para combinar el respectivo objetivo de proyección (3) con el elemento de aplicación (30) al conectarse uno de los objetivos de proyección (3) al sistema óptico de transmisión (5).
8. Dispositivo (1) según una de las reivindicaciones 1 a 7, **caracterizado porque** el dispositivo de cambio de objetivo (4) comprende al menos un módulo de conexión (41) para alojar y conectar de forma separable el objetivo de proyección (3) al sistema óptico de transmisión (5).
9. Dispositivo (1) según una de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado porque** el sistema óptico de transmisión (5) está diseñado para alimentar los pulsos láser de femtosegundo en rayos esencialmente paralelos al objetivo de proyección (3).
10. Dispositivo (1) según una de las reivindicaciones 1 a 9, **caracterizado porque** el módulo de control de láser (7) está diseñado para controlar el sistema óptico de transmisión (5) sobre la base de la identificación de tipo de objetivo y de este modo adaptar automáticamente un rayo láser (L) respecto al menos a su transmisión, su orientación y su desviación, en dependencia del tipo de objetivo usado.
11. Dispositivo (1) según una de las reivindicaciones 1 a 10, **caracterizado porque** el módulo de control de láser (7) está diseñado para controlar una fuente de láser (8) sobre la base de la identificación de tipo de objetivo y de este modo adaptar automáticamente un rayo láser (L) de la fuente de láser (8) respecto al menos a su nivel de energía, sus tasas de pulso y su duración de pulso, en dependencia del tipo de objetivo usado.
12. Dispositivo (1) según una de las reivindicaciones 1 a 11, **caracterizado porque** el módulo de control de láser (7) está diseñado para transmitir sobre la base de la identificación de tipo de objetivo instrucciones de control al menos a la fuente de láser (8), a un módulo de desviación (51) incluido en el sistema de transmisión (5), a otros elementos controlables del sistema óptico de transmisión (5), especialmente una lente desplazable y un diafragma controlable.
13. Dispositivo (1) según la reivindicación 12, **caracterizado porque** el módulo de control de láser (7) comprende para distintos tipos de objetivo respectivamente valores nominales físicos asignados que indican propiedades ópticas del tipo respectivo de objetivo y porque el módulo de control de láser (7) está diseñado para transmitir instrucciones de control en dependencia de los valores nominales físicos asignados.

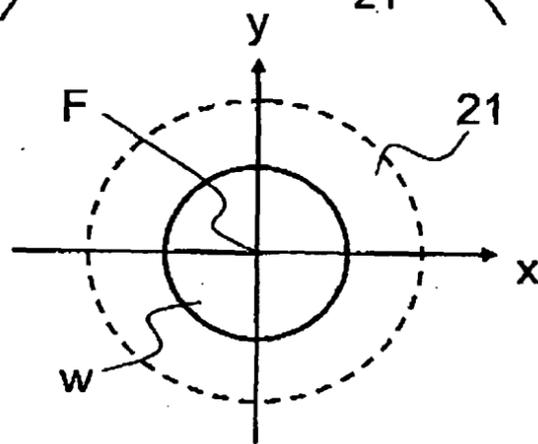
14. Dispositivo (1) según una de las reivindicaciones 1 a 13, **caracterizado porque** la identificación de tipo de objetivo está realizada como un código mecánico, óptico, eléctrico y vía radio.

15. Dispositivo (1) según una de las reivindicaciones 1 a 14, **caracterizado por** un sistema de medición (9) para determinar la posición del objetivo de proyección (3), conectado al sistema óptico de transmisión (5), relativamente respecto al dispositivo (1).

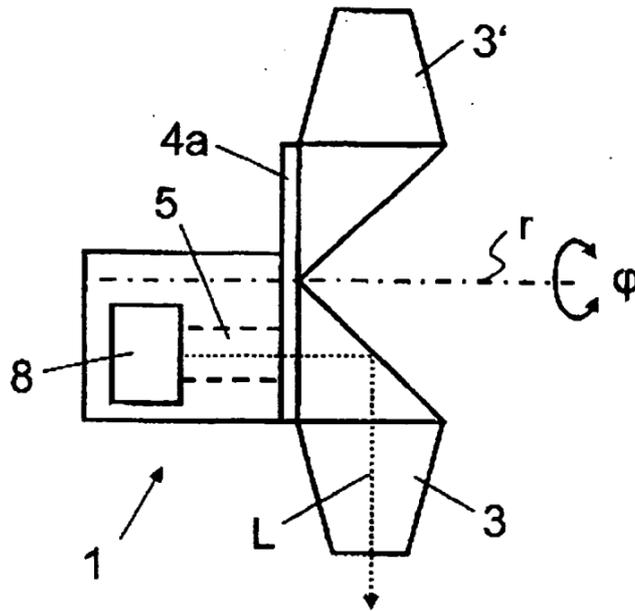
5



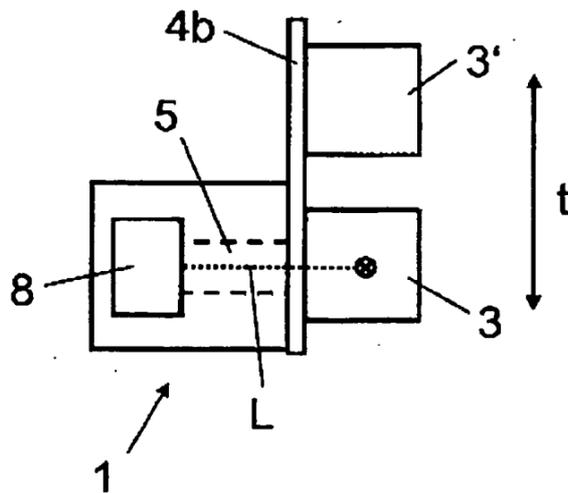
**Fig. 1a**



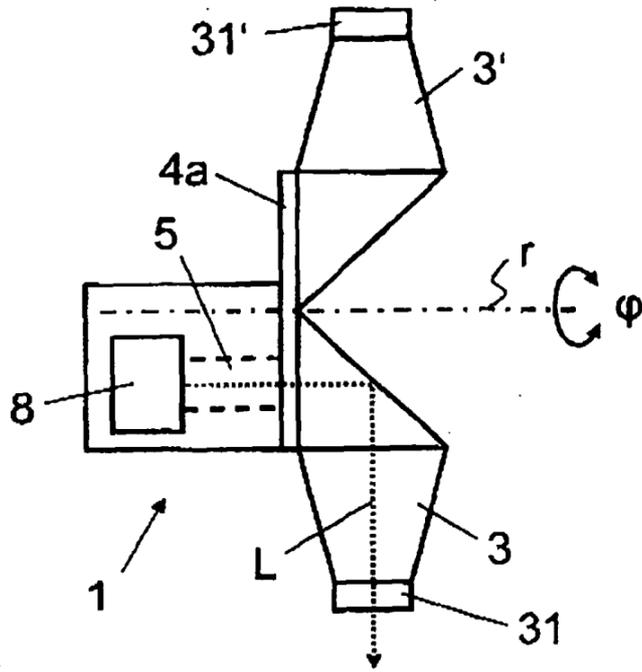
**Fig. 1b**



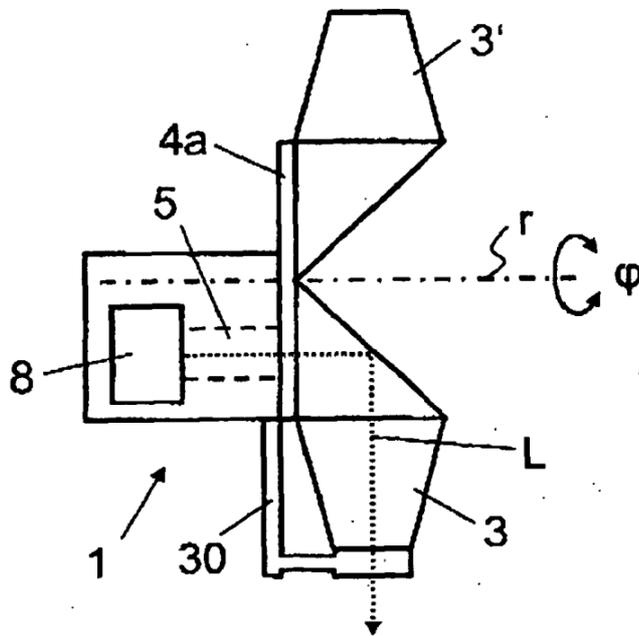
**Fig. 2**



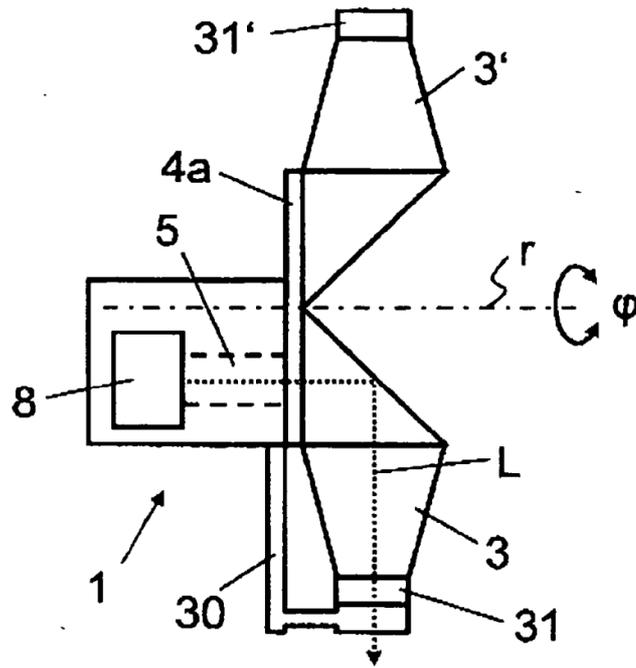
**Fig. 3**



**Fig. 4a**



**Fig. 4b**



**Fig. 4c**