

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 746 042**

51 Int. Cl.:

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: **10.10.2011 PCT/EP2011/005062**

87 Fecha y número de publicación internacional: **18.04.2013 WO13053367**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.10.2011 E 11770701 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.07.2019 EP 2765966**

54 Título: **Sistema y dispositivos de interfaz para cirugía ocular**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
04.03.2020

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**GORSCHBOTH, CLAUDIA;
VOGLER, KLAUS y
DONITZKY, CHRISTOF**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 746 042 T3

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

DESCRIPCIÓN

Sistema y dispositivos de interfaz para cirugía ocular

La invención se refiere en general al tratamiento quirúrgico con láser del ojo humano. En particular, la invención se refiere a la aplicación de diversas formas de tratamiento del ojo humano con la ayuda de uno y el mismo aparato de láser de cirugía ocular.

El uso de radiación láser pulsada enfocado con el propósito de generar incisiones en el tejido de la córnea o en otras partes de tejido del ojo humano ha sido objeto de intensa investigación en oftalmología humana durante algún tiempo. Hay también ya instrumentos en el mercado que proporcionan una función de generación de incisión con radiación láser de dicho tipo. Normalmente a este respecto, la radiación láser de pulso ultra-corto con duraciones de pulso dentro del intervalo de femtosegundos entra en funcionamiento. Sin embargo, la invención no se limita a ello; en la medida en que la generación de una incisión en el tejido ocular corneal es posible también con duraciones de pulso más cortas o más largas, estos son igualmente para ser abarcados por la invención; por ejemplo, duraciones de pulso dentro del intervalo de attosegundos o dentro del intervalo de picosegundos de un dígito, dos dígitos o de tres dígitos.

El efecto físico que se utiliza en el curso de la generación de una incisión por medio de radiación láser pulsada es la llamada descomposición óptica inducida por láser, lo que da como resultado una denominada foto-disrupción, cuya magnitud se limita aproximadamente a la extensión del foco de radiación en el punto de la cintura de la radiación. Como resultado de la yuxtaposición de un gran número de tales foto-disrupciones, pueden generarse figuras de incisión diversas y relativamente complejas en el tejido ocular.

Una aplicación ejemplar de la generación de una incisión por medio de radiación láser pulsada es la llamada LASIK (queratomileusis por láser in situ). En este procedimiento quirúrgico - que ha de ser generalmente clasificado como cirugía refractiva, es decir, la cirugía dirigida a la eliminación o al menos a la mejora de las propiedades de formación de imágenes defectuosas del ojo - en primer lugar la córnea humana se corta horizontalmente (desde el punto de vista del paciente reclinado), por lo que se forma una pequeña tapa (normalmente llamada un colgajo en el campo especializado) que puede ser plegada a un lado. Después de que el colgajo ha sido plegado alejándolo, en el estroma de la córnea que se ha expuesto de esta manera se efectúa una denominada ablación por medio de la radiación láser (por ejemplo, radiación excimer con una longitud de onda de 193 nm), es decir, el tejido del estroma es respetado de acuerdo con un perfil de ablación adecuado calculado de antemano para el paciente. Después de esto, la pequeña tapa (colgajo) se pliega hacia atrás, en cuyo punto el proceso de curación prosigue relativamente sin dolor y rápidamente. Después de esta intervención la córnea tiene diferentes propiedades de formación de imágenes, a cuyo respecto se consigue una eliminación prácticamente completa del trastorno visual anterior en el mejor de los casos.

Como una alternativa al procedimiento 'clásico' anterior (micro-queratomo mecánico), el corte del colgajo también se puede realizar utilizando tecnología láser. Las concepciones existentes para esto frecuentemente proporcionan un aplanamiento (nivelación) de la superficie anterior de la córnea mediante el tope de una cara de apoyo plana de un elemento de contacto que es transparente a la radiación láser, siendo generado entonces el colgajo por una incisión del lecho situada a profundidad constante y por una incisión lateral que se extiende desde la incisión del lecho tan lejos como la superficie de la córnea. La nivelación de la córnea permite que la incisión del lecho sea ejecutada como una incisión bidimensional, para la que únicamente se requiere un control de la ubicación del foco de radiación en un plano perpendicular a la dirección de propagación de la radiación (designado en notación convencional como el plano x-y), sin llevar a cabo un control de la ubicación del foco de radiación en la dirección de propagación de la radiación láser (esta dirección se designa, de acuerdo con la notación convencional, como la dirección z). Si se ha de efectuar un control de la ubicación del foco de radiación en la dirección z, esto se puede hacer, por ejemplo, con la ayuda de una lente líquida, como se describe, por ejemplo, en el documento EP 1 837 696 de la presente solicitante. En general, el control de la ubicación del foco de radiación se describe en las solicitudes de patente EP 2 111 831 y WO 2010/142311 de la presente solicitante.

Otra forma de operación en la que se generan incisiones en la córnea por medio de radiación láser pulsada es la extracción del lentículo corneal asistida por láser. En este caso, en el estroma de la córnea un volumen de tejido - que, por ejemplo, tiene la forma de un disco pequeño - se corta libre que puede ser extraído del ojo a través de una incisión auxiliar. Dependiendo de la indicación (por ejemplo, miopía, hipermetropía), el lentículo que ha de ser extraído puede tener diferentes formas. Para el propósito de cortar el lentículo libre, el procedimiento hasta ahora ha sido con frecuencia tal que en primer lugar se generan en la córnea una superficie de incisión inferior que limita el lado inferior del lentículo (lado posterior del lentículo) y posteriormente una superficie de incisión superior que limita el lado superior del lentículo (lado anterior del lentículo), siendo ambas superficies de incisión frecuentemente tridimensionales y requiriendo cada una un control en z del foco de radiación.

Para el propósito de ajuste en x-y del foco de radiación en la córnea, hay disponibles escáneres suficientemente rápidos que, por ejemplo, operan con espejos de escáner controlados galvanométricamente. Por otro lado, los escáneres en z disponibles - es decir, escáneres que permiten un desplazamiento de foco en la dirección z - son con

frecuencia relativamente lentos en comparación con los escáneres de espejo galvanométricos. Además, sólo se puede cubrir un intervalo en z limitado con los escáneres en z disponibles.

5 En contraste con la cirugía refractiva del ojo se ha descrito anteriormente sobre la base de LASIK y también sobre la base de la extracción de lenticulo corneal, en que se generan incisiones en la córnea, en el caso de la cirugía de cataratas se implementan las incisiones en el cristalino del ojo humano. Sin embargo, únicamente en virtud del desplazamiento en z del foco de láser del haz láser de un aparato de láser que se utiliza para la cirugía refractiva del ojo con la ayuda del escáner z el foco no puede llegar tan lejos en el ojo con una calidad suficientemente buena que es posible hacer una incisión en la lente (es decir, más profundamente dentro del ojo) con la misma calidad que en la córnea. El documento WO2008064771 describe un dispositivo láser que utiliza diferentes elementos de contacto para generar diferentes cortes de corrección en la córnea.

10 En consecuencia, es un objeto de la presente invención proporcionar un sistema láser con un aparato de láser de cirugía ocular, el propio aparato de láser, y un conjunto de dispositivos de interfaz para uso en el aparato de láser de cirugía ocular, por medio del cual pueden llevarse a cabo diversos tipos de tratamiento con el mismo aparato láser de cirugía ocular.

15 Este objeto se consigue mediante la materia objeto de las reivindicaciones independientes.

Las realizaciones ventajosas surgen de las reivindicaciones dependientes.

En lo que sigue, los términos 'dispositivo de interfaz', 'unidad de interfaz', 'interfaz de paciente', 'adaptador de paciente' e 'interfaz de ojo' serán utilizados alternativamente pero han de entenderse como sinónimos.

20 Según un primer aspecto de la invención, el sistema láser según la invención para cirugía ocular comprende un aparato de láser de cirugía ocular y un conjunto de dispositivos de interfaz (interfaces de paciente/ojo). El aparato de láser de cirugía ocular incluye componentes ópticos para proporcionar radiación láser pulsada enfocada con propiedades de radiación adaptadas a la generación de foto-disrupciones en el tejido del ojo humano y una unidad de control para el control de posición del foco de radiación de la radiación láser. La unidad de control está diseñada para la ejecución de diversos programas de control que representan diversos tipos de figura de incisión. Cada uno de los dispositivos de interfaz del conjunto incluye un cuerpo de contacto que es transparente a la radiación láser, con una cara de tope para hacer tope contra un ojo que se ha de tratar, y también una parte de acoplamiento para acoplamiento que se puede separar del dispositivo de interfaz (interfaz de paciente) sobre una parte de acoplamiento recíproco del aparato láser, difiriendo los dispositivos de interfaz del conjunto en virtud de un efecto óptico diferente sobre la radiación láser proporcionado en el aparato láser, por ejemplo sobre la radiación láser que emerge desde el aparato láser.

30 Es posible que al menos un subconjunto de los dispositivos de interfaz difiera en virtud de una influencia diferente sobre la ubicación del foco de radiación con respecto a la cara de apoyo.

El efecto óptico diferente puede, por ejemplo, consistir en el hecho de que, dependiendo del acoplamiento de uno de los dispositivos de interfaz sobre la porción de acoplamiento recíproco, el punto focal de la radiación láser con respecto a la cara de apoyo en el caso de uno y el mismo aparato láser viene a estar situado en una posición diferente en el ojo (es decir, en una ubicación de foco diferente). Por ejemplo, dependiendo del dispositivo de interfaz acoplado la ubicación del foco (la posición del punto focal) puede llegar a estar situada en la córnea del ojo, en el cristalino del ojo o en un punto diferente sobre o en el ojo, por ejemplo en el ángulo iridocorneal del ojo. Es, por ejemplo, concebible que la posición del foco (es decir, la profundidad del punto focal esté situada en el ojo en la dirección z con respecto a la cara de apoyo) en el caso de acoplamiento de un primer dispositivo de interfaz está entre 250 μm y 350 μm , en particular entre 280 μm y 320 μm y preferiblemente a 300 μm . Tal dispositivo de interfaz sería adecuado para aplicación operativa con el fin de mecanizar la córnea con la ayuda del aparato de láser de cirugía ocular. Del mismo modo, es concebible que la posición del foco en el caso de acoplamiento de un segundo dispositivo de interfaz se encuentra, por ejemplo, entre 4 mm y 6 mm, en particular entre 4,5 mm y 5,5 mm y preferiblemente 5 mm, por debajo de una lente de contacto del dispositivo de interfaz. Tal dispositivo de interfaz sería adecuado para aplicación operativa con el fin de mecanizar la lente con la ayuda del aparato de láser de cirugía ocular.

El efecto óptico diferente puede además consistir en el hecho de que, dependiendo del dispositivo de interfaz acoplado, es posible un intervalo de ajuste diferente en la dirección z (es decir un intervalo diferente de profundidad de foco) o es ajustado con uno y el mismo aparato láser. Por ejemplo, dependiendo del dispositivo de interfaz acoplado el intervalo de profundidad de foco (es decir el intervalo de ajuste del punto focal en la dirección z) puede haber sido adaptado o puede ser adaptado al mecanizado de la córnea del ojo, del cristalino del ojo o de otro punto sobre o en el ojo. Es por ejemplo concebible que el intervalo de profundidad de foco (es decir, cómo el punto focal se puede ajustar con la ayuda de un escáner z en la dirección z de uno y el mismo aparato de láser) en el caso de acoplamiento de un primer dispositivo de interfaz es de entre 1 mm y 1,4 mm, en particular de entre 1,1 mm y 1,3 mm y preferiblemente de 1,2 mm. Tal dispositivo de interfaz sería adecuado para aplicación operativa con el fin de mecanizar la córnea con la ayuda del aparato de láser de cirugía ocular. Similarmente, es concebible que el intervalo

de profundidad de foco en el caso de acoplamiento de un segundo dispositivo de interfaz se encuentra entre 8 mm y 16 mm, en particular entre 10 mm y 14 mm y preferiblemente a 12 mm. Tal dispositivo de interfaz sería adecuado para aplicación operativa con el fin de mecanizar la lente con la ayuda del aparato de láser de cirugía ocular. El valor de la profundidad de foco que se requiere para la aplicación respectiva puede ser ajustado, por ejemplo, por un escáner z y la interfaz de paciente.

Según la invención; el efecto óptico diferente consiste en el hecho de que, dependiendo del dispositivo de interfaz acoplado, un diámetro de punto diferente del punto focal se obtiene con uno y el mismo aparato de láser. Por ejemplo, dependiendo del dispositivo de interfaz acoplado, el diámetro de punto del punto focal puede haber sido adaptado para el mecanizado de la córnea del ojo, del cristalino del ojo o de otro punto sobre o en el ojo. Es, por ejemplo, concebible que el diámetro de punto en el caso de acoplamiento de un primer dispositivo de interfaz se encuentra entre 1 μm y 6 μm , en particular entre 2 μm y 5 μm y preferiblemente entre 3 μm y 5 μm . Tal dispositivo de interfaz sería adecuado para aplicación operativa con el fin de mecanizar la córnea con la ayuda del aparato de láser de cirugía ocular. Similarmente, es concebible que el diámetro de punto en el caso de acoplamiento de un segundo dispositivo de interfaz se encuentra entre 3 μm y 14 μm , en particular entre 4 μm y 12 μm y preferiblemente entre 5 μm y 10 μm . Tal dispositivo de interfaz sería adecuado para aplicación operativa con el fin de mecanizar el cristalino con la ayuda del aparato de láser de cirugía ocular.

El efecto óptico diferente puede consistir además en el hecho de que, dependiendo del dispositivo de interfaz acoplado, un diámetro diferente-campo de escaneo (es decir, un diámetro que difiere de la región que es capaz de ser irradiada por el haz láser en la dirección/plano x-y) se obtiene con uno y el mismo aparato de láser. Por ejemplo, dependiendo del dispositivo de interfaz acoplado, el diámetro de campo de escaneo puede haber sido adaptado para el mecanizado de la córnea del ojo, del cristalino del ojo o de otro punto sobre o en el ojo. Es, por ejemplo, concebible que el diámetro de campo de escaneo en el caso de acoplamiento de un primer dispositivo de interfaz se encuentra entre 9 mm y 15 mm, en particular entre 11 mm y 13 mm, y preferiblemente asciende a 12 mm. Tal dispositivo de interfaz sería adecuado para aplicación operativa con el fin de mecanizar la córnea con la ayuda del aparato de láser de cirugía ocular. Similarmente, es concebible que el diámetro de campo de escaneo en el caso de acoplamiento de un segundo dispositivo de interfaz se encuentra entre 5 mm y 9 mm, en particular entre 6 mm y 8 mm, y preferiblemente asciende a 7 mm. Tal dispositivo de interfaz sería adecuado para aplicación operativa con el fin de mecanizar el cristalino con la ayuda del aparato de láser de cirugía ocular.

El efecto óptico diferente sobre la radiación láser proporcionada en el aparato de láser tiene preferiblemente el resultado de que un foco pequeño y por lo menos casi igual de grande (uniforme) está presente en todas las regiones de mecanizado dentro del ojo. En particular, esto da como resultado un buen, enfoque adaptado, en una energía de pulso baja de la radiación láser, y/o en una ligera carga del paciente.

Además, al menos un subconjunto de los dispositivos de interfaz puede diferir en virtud de una forma y/o ubicación diferentes de al menos una superficie límite óptica. La superficie límite óptica puede ser, por ejemplo, una cara de una lente de contacto que está presente en el dispositivo de interfaz correspondiente, que normalmente sirve para el apoyo del ojo. También es posible que la superficie límite óptica está constituida por una cara de un elemento auxiliar óptico que está presente en el dispositivo de interfaz además de la lente de contacto. Por consiguiente, también es concebible que al menos un subconjunto de los dispositivos de interfaz difiera en virtud de un número diferente de elementos ópticos. Estos elementos ópticos pueden, por ejemplo, incluir la lente de contacto para hacer tope contra el ojo o el elemento auxiliar óptico, por ejemplo una lente (elemento óptico refractivo) o un elemento óptico de difracción.

Al menos uno de los dispositivos de interfaz puede incluir un cono de aplanamiento que está diseñado para ser acoplado sobre el ojo y sobre la óptica de enfoque del aparato de láser.

Sin embargo, varios, un gran número de ellos o la totalidad de los dispositivos de interfaz pueden incluir un cono de aplanamiento de tal tipo.

El aparato de láser puede incluir además un elemento óptico adaptativo que está dispuesto aguas arriba de la óptica de enfoque del aparato de láser en la dirección de propagación de la radiación láser. El elemento óptico adaptativo puede incluir un espejo adaptativo o un sistema adaptativo de transmisión de luz. El elemento óptico adaptativo puede en este caso proporcionar la compensación de una aberración de frente de onda posiblemente incrementada. Dicho incremento se puede producir, por ejemplo, si un sistema láser se utiliza para diferentes aplicaciones. En particular, un intervalo ampliado de profundidad de foco que se requiere para esto puede necesitar una corrección en el curso de una incisión en el cristalino.

Al menos uno de los dispositivos de interfaz puede incluir una codificación/código que permite que el aparato de láser ejecute, en función de la codificación/código, el programa de control en la unidad de control. Por ejemplo, el aparato de láser puede reconocer la codificación/código y llamar a un programa de control asociado (asignado a la codificación/código) en la unidad de control, preferentemente de forma automática.

De acuerdo con un segundo aspecto, se hace disponible un conjunto de dispositivos de interfaz para su uso en el aparato de láser de cirugía ocular, por ejemplo en cada caso un dispositivo de interfaz (interfaz del paciente) para la respectiva aplicación intraocular. Cada uno de los dispositivos de interfaz incluye un cuerpo de contacto que es transparente a la radiación láser del aparato de láser, con una cara de tope para hacer tope contra un ojo que se ha de tratar, y también una porción de acoplamiento para el acoplamiento desmontable del dispositivo de interfaz sobre una porción de acoplamiento recíproco del aparato de láser. Los dispositivos de interfaz difieren: (i) en virtud de una influencia diferente sobre la ubicación de un foco de radiación de la radiación láser con relación a la cara de tope y/o (ii) en virtud de una forma y/o ubicación diferentes de al menos una superficie de límite óptico y/o (iii) en virtud de un número diferente de elementos ópticos, que dan como resultado un efecto óptico diferente sobre la radiación láser hecho disponible en el aparato de láser (por ejemplo dando como resultado un enfoque diferente del haz, desviación del haz y/o división del haz). En particular, en virtud de los dispositivos de interfaz una región de tratamiento diferente (por ejemplo, intervalo de profundidad de foco) en la dirección x-y y/o en la dirección z puede ser cubierta, dependiendo de qué dispositivo de interfaz está conectado al aparato de láser.

Al menos uno o un subconjunto de los dispositivos de interfaz pueden incluir una lente de contacto plana. En el caso de dicha una lente de contacto plana una cara que es adecuada para hacer tope contra el ojo tiene la forma de una cara plana de tope y la cara situada enfrente de la cara de apoyo (la cara orientada en oposición a los ojos) está diseñada para ser plano-paralela a la cara de apoyo. Al menos uno de los dispositivos de interfaz puede incluir un elemento auxiliar óptico. Por ejemplo, el elemento auxiliar óptico puede estar presente en el dispositivo de interfaz o en uno de los dispositivos de interfaz con una lente de contacto plana. El elemento auxiliar óptico puede, por ejemplo, haber sido dispuesto en el dispositivo de interfaz de tal manera que una cara que está orientada en oposición a la lente de contacto está conformada de forma convexa o plana y una cara orientada hacia la lente de contacto está conformada de forma cóncava. Sin embargo, otros diseños del elemento auxiliar óptico también son concebibles. Independientemente de la forma precisa del elemento auxiliar óptico, la cara orientada hacia la lente de contacto y/o la cara del elemento auxiliar óptico orientada en oposición a la lente de contacto puede haber sido formada como una superficie óptica de forma libre.

Al menos uno de los dispositivos de interfaz también puede incluir una lente de contacto cóncavo-cóncava. En el caso de una lente de contacto cóncavo-cóncava de tal tipo se proporciona una cara de apoyo cóncava para hacer tope contra el ojo, estando conformada la cara situada enfrente de la cara de apoyo de forma cóncava. Adicional o alternativamente, al menos uno de los dispositivos de interfaz puede incluir una lente de contacto cóncavo-convexa o cóncavo-plana. En el caso de una lente de contacto cóncavo-convexa, se proporciona una cara de apoyo cóncava para hacer tope contra el ojo y la cara situada enfrente de la cara de apoyo está conformada de manera convexa. En el caso de una lente de contacto cóncavo-plana, se proporciona una cara de apoyo cóncava para hacer tope contra el ojo y la cara situada enfrente de la cara de apoyo está conformada de manera plana. Independientemente de la configuración precisa de la lente de contacto, la cara de apoyo y/o la cara situada enfrente de la cara de apoyo puede tener la forma de una superficie óptica de forma libre con efecto de refracción o de difracción.

De acuerdo con un tercer aspecto de la presente invención, se hace uso de un conjunto de dispositivos de interfaz, incluyendo el uso la aplicación operativa variable de, en cada caso, uno de los dispositivos de interfaz en un aparato de láser de cirugía ocular. El aparato de láser incluye componentes ópticos para hacer disponible la radiación láser pulsada enfocada con propiedades de radiación adaptadas a la generación de foto-disrupciones en el tejido del ojo humano y una unidad de control para el control de posición del foco de radiación de la radiación láser. La unidad de control está además diseñada para ejecutar varios programas de control que representan diversos tipos de figura de incisión, incluyendo cada uno de los dispositivos de interfaz un cuerpo de contacto que es transparente a la radiación láser, con una cara de tope para hacer tope contra un ojo que se ha de tratar, y también una porción de acoplamiento para el acoplamiento desmontable del dispositivo de interfaz sobre una porción de acoplamiento recíproco del aparato de láser. Los dispositivos de interfaz del conjunto difieren en virtud de un efecto óptico diferente sobre la radiación láser proporcionada en el aparato de láser, y el uso incluye la aplicación operativa de varios dispositivos de interfaz del conjunto, en función del programa de control que ha de ser ejecutado en el caso dado.

Al menos un subconjunto de los dispositivos de interfaz puede diferir en virtud de una influencia diferente sobre la ubicación del foco de radiación respecto a la cara de tope. Además, al menos un subconjunto de los dispositivos de interfaz puede diferir en virtud de una forma diferente y/o una ubicación diferente de al menos una superficie límite óptica. También es concebible que al menos un subconjunto de los dispositivos de interfaz difiera en virtud de un número diferente de elementos ópticos.

En el caso de un intercambio del dispositivo de interfaz la configuración de enfoque de ópticas de enfoque del aparato láser puede permanecer sin cambios. Por consiguiente, un efecto óptico que difiere en el aparato de láser se puede conseguir con uno y el mismo aparato de láser, en virtud del hecho de que se intercambian los dispositivos de interfaz para la aplicación respectiva y la configuración de enfoque permanece sin cambios.

En el caso de un intercambio del dispositivo de interfaz la unidad de control puede controlar el aparato de láser de tal manera que un elemento óptico adaptativo o un sistema adaptativo que transmite la luz se introduce en la trayectoria del haz de la radiación láser. Para este propósito una codificación/código correspondiente en los dispositivos de

interfaz puede estar presente, sobre la base de que una identificación del dispositivo de interfaz tiene lugar. El elemento o sistema adaptativo asociado (asignado a la codificación/código), entonces se puede introducir, por ejemplo automáticamente, en la trayectoria del haz de acuerdo con la identificación. El elemento óptico adaptativo o el sistema adaptativo de transmisión de luz también puede ser introducido aguas arriba de ópticas de enfoque de la radiación láser en la dirección de propagación de la radiación láser.

Según un cuarto aspecto de la presente invención, se pone a disposición un método para el tratamiento con láser de cirugía ocular en el que radiación láser pulsada enfocada con propiedades de radiación adaptadas a la generación de foto-disrupciones en el tejido del ojo humano es proporcionada por medio de un aparato de láser y la posición del foco de radiación de la radiación láser se controla por medio de una unidad de control, en el que en el caso de un primer tipo de tratamiento se ejecuta una secuencia de al menos un programa de control que representa un primer tipo de la figura de incisión por medio de la unidad de control, mediante el cual un primer dispositivo de interfaz adaptado al primer tipo de tratamiento se coloca sobre un cuerpo de contacto que es transparente a la radiación láser con una cara de tope contra un ojo que se ha de tratar, y a través de una porción de acoplamiento se acopla de forma que se puede separar sobre una porción de acoplamiento recíproco del aparato láser, en el que en el caso de un segundo tipo de tratamiento una secuencia de al menos un programa de control que representa un segundo tipo de figura de incisión, diferente del primer tipo de la figura de incisión, se ejecuta por medio de la unidad de control, por lo que un segundo dispositivo de interfaz adaptado al segundo tipo de tratamiento se coloca sobre un cuerpo de contacto que es transparente a la radiación láser, con una cara de tope contra un ojo que se ha de tratar, y a través de una porción de acoplamiento se acopla de forma que se puede separar sobre una porción de acoplamiento recíproco del aparato de láser.

La mencionada codificación/código de los dispositivos de interfaz puede servir para asegurar que el programa de control asociado es, por ejemplo, reconocido, ajustado y ejecutado automáticamente.

El primer tipo de tratamiento puede incluir un tratamiento de la córnea del ojo por medio de la radiación láser. El segundo tipo de tratamiento puede incluir un tratamiento del cristalino del ojo por medio de la radiación láser.

En un aspecto alternativo, es concebible que el segundo tipo de tratamiento incluye un tratamiento del iris, de la retina, del cuerpo vítreo o de regiones del ángulo iridocorneal (por ejemplo, para el propósito de tratar el glaucoma) del ojo por medio de la radiación láser.

En el caso de un tercer tipo de tratamiento, una secuencia de al menos un programa de control que representa un tercer tipo de la figura de incisión, diferente del primer y/o segundo tipo de figura de incisión, puede ser ejecutado por medio de la unidad de control, por el que un tercer dispositivo de interfaz adaptado al tercer tipo de tratamiento se puede colocar sobre un cuerpo de contacto que es transparente a la radiación láser, con una cara de tope contra un ojo que ha de ser tratado, y a través de una porción de acoplamiento puede ser acoplado de forma que se puede separar sobre una porción de acoplamiento recíproco del aparato de láser y el tercer tipo de tratamiento puede incluir un tratamiento del iris del ojo por medio de la radiación láser.

En el caso de un cuarto tipo de tratamiento, una secuencia de al menos un programa de control que representa un cuarto tipo de figura de incisión, diferente del primer, segundo y/o tercer tipo de la figura de incisión, puede ser ejecutado por medio de la unidad de control, mediante el cual un cuarto dispositivo de interfaz adaptado al cuarto tipo de tratamiento se puede colocar sobre un cuerpo de contacto que es transparente a la radiación láser, con una cara de tope contra un ojo que se ha de tratar, y a través de una porción de acoplamiento puede acoplarse de manera separable sobre una porción de acoplamiento recíproco del aparato de láser y el cuarto tipo de tratamiento pueden incluir un tratamiento de glaucoma en el ángulo iridocorneal del ojo por medio de la radiación laser.

En el caso de un quinto tipo de tratamiento, una secuencia de al menos un programa de control que representa un quinto tipo de figura de incisión, diferente del primer, segundo, tercero y/o cuarto tipo de figura de incisión, puede ser ejecutado por medio de la unidad de control, por lo que un quinto dispositivo de interfaz adaptado al quinto de tipo de tratamiento se puede colocar sobre un cuerpo de contacto que es transparente a la radiación láser, con una cara de tope contra un ojo que se ha de tratar, y a través de una porción de acoplamiento puede ser acoplado de manera que se puede separar sobre una porción de acoplamiento recíproco del aparato de láser y el quinto tipo de tratamiento puede incluir un tratamiento del cuerpo vítreo del ojo por medio de la radiación láser.

En el caso de un sexto tipo de tratamiento, una secuencia de al menos un programa de control que representa un sexto tipo de figura de incisión, diferente del primer, segundo, tercero, cuarto y/o quinto tipo de figura de incisión, puede ser ejecutado por medio de la unidad de control, por lo que un sexto dispositivo de interfaz adaptado al sexto tipo de tratamiento se puede colocar sobre un cuerpo de contacto que es transparente a la radiación láser, con una cara de tope contra un ojo que se ha de tratar, y a través de una porción de acoplamiento puede ser acoplado de manera que se puede separar sobre una porción de acoplamiento recíproco del aparato de láser y el sexto tipo de tratamiento puede incluir un tratamiento de la retina del ojo por medio de la radiación láser.

La invención se aclarará adicionalmente en lo que sigue sobre la base de los dibujos adjuntos, que son esquemáticos en su totalidad. Se muestran en:

La Fig. 1 una representación de bloques esquemático de elementos de un dispositivo láser para tratamientos quirúrgicos oculares de acuerdo con una realización;

La Fig. 2a una representación esquemática de una trayectoria de haz de un haz láser para el mecanizado de la córnea de un ojo humano;

5 La Fig. 2b una representación esquemática de una trayectoria de haz de un haz láser para el mecanizado del cristalino de un ojo humano;

La Fig. 2c una representación esquemática de una trayectoria de haz de un haz láser para el mecanizado del iris de un ojo humano;

10 La Fig. 2d una representación esquemática de una trayectoria de haz de un haz láser para el mecanizado del ángulo iridocorneal de un ojo humano;

La Fig. 2e una representación esquemática de una trayectoria de haz de un haz láser para el mecanizado del cuerpo vítreo de un ojo humano;

La Fig. 2f una representación esquemática de una trayectoria de haz de un haz láser para el mecanizado de la retina de un ojo humano;

15 La Fig. 3 una representación esquemática adicional de la trayectoria de haz del haz láser para el mecanizado del cristalino de la Fig. 2b;

La Fig. 4a una representación esquemática de un primer dispositivo de interfaz para uso en el dispositivo láser de acuerdo con la Fig. 1;

20 La Fig. 4b una representación esquemática de un segundo dispositivo de interfaz para uso en el dispositivo láser de acuerdo con la Fig. 1;

La Fig. 4c una representación esquemática de un tercer dispositivo de interfaz para uso en el dispositivo láser de acuerdo con la Fig. 1;

La Fig. 4d una representación esquemática de un cuarto dispositivo de interfaz para uso en el dispositivo láser de acuerdo con la Fig. 1;

25 La Fig. 4e una representación esquemática de un quinto dispositivo de interfaz para uso en el dispositivo láser de acuerdo con la Fig. 1; y

La Fig. 4f una representación esquemática de un sexto dispositivo de interfaz para uso en el dispositivo láser de acuerdo con la Fig. 1.

30 El dispositivo láser mostrado en la Fig. 1 - indicado generalmente en ella por 10 - comprende una fuente 12 de láser que hace disponible un haz láser pulsado 14, en el caso de que la duración del pulso de los pulsos de radiación es adecuada para el uso del haz láser 14 para el propósito de generar incisiones en el tejido corneal de un ojo 16 de un paciente que ha de ser tratado. Por ejemplo, la duración de pulso de los pulsos de radiación del haz láser 14 se encuentra dentro del intervalo de nanosegundos, picosegundos, femtosegundo o attosegundos. El haz láser 14 hecho disponible por la fuente 12 de láser tiene una tasa de repetición de pulso tal como se desea para la aplicación en cuestión, es decir, la tasa de repetición de los pulsos de radiación emitidos desde el dispositivo láser 10 y dirigidos sobre el ojo 16 corresponde a la tasa de repetición de los pulsos de radiación que están disponibles a la salida de la fuente 12 de láser, a menos que, de una manera dependiente del perfil de mecanizado predeterminado para el ojo 16, un número parcial de los pulsos de radiación emitidos desde la fuente 12 de láser son suprimidos por medio de un interruptor óptico 18 dispuesto en la trayectoria de radiación del haz láser 14. Dichos pulsos de radiación suprimidos consecuentemente no alcanzan el ojo 16.

45 De una manera no mostrada en detalle pero conocida como tal, la fuente 12 de láser puede incluir, por ejemplo, un oscilador de láser (por ejemplo oscilador láser de estado sólido), un preamplificador, que aumenta la potencia de pulso de los pulsos de láser emitidos desde el oscilador y de forma simultánea los estira temporalmente, un subsiguiente selector de pulsos, que selecciona pulsos de láser individuales a partir de los pulsos de láser pre-amplificados del oscilador, para de esta manera reducir la tasa de repetición a un grado deseado, un amplificador de potencia, que amplifica los pulsos seleccionados, aún temporalmente estirados, a la energía de pulso necesaria para la aplicación, y un compresor de pulsos, que comprime temporalmente los pulsos emitidos desde el amplificador de potencia a la duración de pulso deseada para la aplicación.

50 El interruptor óptico 18, que también puede ser designado como un modulador de pulsos, puede, por ejemplo, tener la forma de un modulador acústico-óptico o un modulador electro-óptico. Generalmente, el interruptor óptico 18 puede contener elementos ópticamente activos arbitrarios que permiten una rápida supresión de pulsos de láser

individuales. El conmutador óptico 18 puede, por ejemplo, contener una trampa de haz, indicada esquemáticamente en 20, que sirve para absorber pulsos de radiación que han de ser suprimidos, que no han de alcanzar el ojo 16. El conmutador óptico 18 puede desviar dichos pulsos de radiación que han de ser suprimidos de la trayectoria de haz normal de los pulsos de radiación del haz láser 14 y dirigirlos sobre la trampa 20 del haz.

5 En la trayectoria de haz del haz láser 14 están dispuestos componentes ópticos adicionales que, en el caso ejemplar mostrado, incluyen un escáner z 22, un escáner x-y 24 y también un objetivo 26 de enfoque. El objetivo 26 de enfoque sirve para enfocar el haz láser 14 en una ubicación de mecanizado deseada sobre o en el ojo 16, en particular en la córnea del mismo. El scanner z 22 sirve para el control longitudinal de la ubicación del punto focal del haz láser 14; el escáner x-y 24 sirve, por otra parte, para el control transversal de la ubicación del punto focal. 'Longitudinal' se refiere a este respecto a la dirección de propagación del haz; ésta es designada en notación convencional como la dirección z. 'Transversal', por otro lado, designa una dirección transversal a la dirección de propagación del haz láser 14; de acuerdo a la notación convencional el plano transversal se designa como el plano x-y. Un marco de coordenadas que representa las direcciones x-y-z en la región del ojo 16 se ha dibujado en la Fig. 1 con el propósito de ilustración.

15 Para el propósito de desviación transversal del haz láser 14, el escáner x-y 24 puede, por ejemplo, incluir un par de espejos de escáner accionados galvanométricamente que son capaces de inclinarse alrededor de ejes perpendiculares entre sí. Por otro lado, el escáner z 22 puede, por ejemplo, contener una lente ajustable longitudinalmente o una lente de potencia de refracción variable o un espejo deformable, con lo que la divergencia del haz láser 14 y por consiguiente la posición z del foco del haz puede ser influenciada. Por ejemplo, dicha lente o espejo ajustable pueden estar contenidos en un dispositivo de expansión de haz que no está representado en detalle y que expande el haz láser 14 emitido desde la fuente 12 de láser. El dispositivo de expansión de haz puede ser, por ejemplo, ser configurado como un telescopio de Galileo.

20 El objetivo 26 de enfoque es preferiblemente un objetivo f-theta y está preferentemente acoplado de manera que se puede separar en su lado de salida del haz con un adaptador 28a de paciente que constituye una interfaz de tope para la córnea del ojo 16. Para este propósito el adaptador 28a de paciente incluye un elemento de contacto 30a que es transparente a la radiación láser y que en su lado inferior orientado hacia el ojo incluye una cara 32a de tope para la córnea del ojo 16. En el caso ejemplar mostrado, la cara 32a de tope es realizada como una superficie plana y sirve para la nivelación de la córnea, por el elemento de contacto 30a que es presionado contra el ojo 16 con la presión apropiada o por la córnea que es aspirada sobre la cara 32a de tope por una presión más baja. El elemento 30a de contacto, que en el caso de diseño plano-paralelo se designa normalmente como la placa de aplanamiento, se monta en el extremo más estrecho de un manguito 34a de soporte que se ensancha cónicamente. La conexión entre el elemento 30a de contacto y el manguito portador 34a puede ser permanente, por ejemplo en virtud de unión por adherencia, o puede ser desmontable, por ejemplo en virtud de un acoplamiento por roscado. Es concebible, además, utilizar una parte óptica moldeada por inyección con las funciones del manguito 34a portador y del elemento 30a de contacto. De una manera no representada en detalle, el manguito 34a portador tiene en su extremo del manguito más ancho, que en el dibujo es el extremo superior, estructuras de acoplamiento adecuadas para acoplarse sobre el objetivo 26 de enfoque.

25 Se entenderá que el orden del conmutador óptico 18, el escáner z 22, el escáner x-y 24 y el objetivo 26 de enfoque no tiene que ser como se representa en la Fig. 1. Por ejemplo, el conmutador óptico 18 puede haber sido fácilmente dispuesto en la trayectoria de haz aguas abajo del escáner z 22. En esta magnitud, el orden de estos componentes que se muestran en la Fig. 1 no debe entenderse de ninguna manera como restrictivo.

30 La fuente 12 de láser, el conmutador óptico 18 y también los dos escáneres 22, 24 (que, si se desea, también pueden haber sido combinados en una sola unidad estructural) son controlados por un ordenador 36 de control que funciona de acuerdo con un programa 40 de control almacenado en una memoria 38. El programa 40 de control contiene instrucciones (código de programa) que llevan a cabo, después de su ejecución por el ordenador 36 de control, tal control de la ubicación del foco del haz del haz láser 14 que en la córnea, en el cristalino o en otra ubicación del ojo 16 que se apoya contra el elemento 30a de contacto surge una figura de incisión que, por ejemplo en el curso de un mecanizado de la córnea, corta completamente del tejido corneal circundante un volumen de tejido corneal que ha de ser eliminado dentro del marco de una extracción de lenticulo corneal o una queratoplastia corneal. Si se desea, la figura de incisión puede llevar adicionalmente a cabo una segmentación de este volumen de tejido en una pluralidad de segmentos de volumen separados individualmente entre ellos.

35 Además, un elemento óptico adaptativo o sistema óptico adaptativo, que tiene la forma, de manera ejemplar, de un espejo 42, puede ser capaz de ser introducido en la trayectoria de radiación del haz láser 14 aguas arriba del objetivo 26 de enfoque. Este espejo 42 puede haber sido diseñado como un espejo deformable. Además, en lugar del espejo 42 puede haberse previsto otro elemento óptico adaptativo o un sistema adaptativo transmisor de luz. El espejo 42 se introduce preferentemente en la trayectoria de radiación del haz láser 14 si un mecanizado del cristalino del ojo 16 ha de ser realizado con el fin de disminuir (compensar) aberraciones de frente de onda. En el curso de un mecanizado de la córnea del ojo 16 el espejo 42 puede estar ubicado en una posición nula (posición inactiva) en el que se utiliza la trayectoria de radiación que se trazado en la Fig. 1, sin que el haz láser 14 que pasa a través del espejo 42 (sin que el espejo 42 influya en el haz láser 14). El control de la trayectoria de radiación (por

ejemplo, si se introduce o no el espejo 42 en la trayectoria de radiación) puede ser implementado por el ordenador 36 de control. En una realización alternativa el espejo permanece en la trayectoria de haz, de modo que un accionamiento, dependiendo de la aplicación, se efectúa a través de una activación de la aplicación.

5 En el caso del dispositivo láser 10 mostrado en la Fig. 1 el adaptador de paciente (unidad de interfaz) 28a está acoplado de manera ejemplar con el objetivo 26 de enfoque. Por consiguiente, el ojo 16 en la Fig. 1 está apoyándose contra la cara plana 32a de tope del elemento 30a de contacto perteneciente al adaptador 28a de paciente. Este adaptador 28a de paciente se muestra con más detalle en la Fig. 4a. Adaptadores 28b a 28e de pacientes representados en las Figs. 4b a 4e forman, conjuntamente con el adaptador 28a de paciente de la Fig. 4a, un conjunto de adaptadores de paciente, todos los cuales son preferentemente capaces de ser acoplados con el mismo objetivo 26 de enfoque. Los adaptadores de pacientes 28b a 28e adicionales se describirán más precisamente con referencia a las Figs. 4b a 4e. En primer lugar, sin embargo, se demostrará en general que adaptadores de pacientes influyen de manera diferente sobre el efecto óptico del dispositivo láser 10.

15 En las Figs. 2a a 2f se muestran seis tipos diferentes de adaptador de paciente 28u, 28v, 28w, 28x, 28y, 28z. El adaptador 28u de paciente incluye una lente de contacto 30u con un cara 32u de tope para apoyarse contra el ojo 16 y permite un mecanizado de la córnea 16a del ojo 16 con la ayuda del haz láser 14. Por otra parte, el adaptador 28v de paciente incluye una lente de contacto 30v con una cara 32v de tope para apoyarse contra el ojo 16 y permite un mecanizado del cristalino 16b del ojo 16 con una configuración sin cambios del dispositivo láser 10. Por consiguiente, con el mismo dispositivo láser 10 (y, por ejemplo, con configuración idéntica del mismo) puede obtenerse un cambio del efecto óptico del dispositivo láser 10. Además, el adaptador 28w de paciente permite un mecanizado del iris 16c del ojo 16 con la ayuda del haz láser 14; el adaptador 28x de paciente permite un mecanizado del ángulo iridocorneal 16d del ojo 16 con la ayuda del haz láser 14; el adaptador 28y de paciente permite un mecanizado del cuerpo vítreo 16e del ojo 16 con la ayuda del haz láser 14; y el adaptador 28z de paciente permite un mecanizado de la retina 16f del ojo 16 con la ayuda del haz láser 14. El adaptador 28w de paciente incluye una lente de contacto 30w con una cara 32w de tope para apoyarse contra el ojo 16; el adaptador 28x de paciente incluye una lente de contacto 30x con una cara 32x de tope para apoyarse contra el ojo 16; el adaptador 28y de paciente una lente de contacto 30y con una cara 32y de tope para apoyarse contra el ojo 16; y el adaptador 28z de paciente incluye una lente de contacto 30z con una cara 32z de tope para apoyarse contra el ojo 16.

30 El efecto óptico del dispositivo de láser 10 en el caso en que se hace uso del adaptador 28u de paciente se distingue por el hecho de que el haz láser 14 se enfoca en la córnea 16a. Esto significa, entre otras cosas, que el punto focal del haz láser 14 está situado en la córnea. Para el mecanizado de la córnea 16a, para un ojo típico es ventajoso que la ubicación z_0 del foco (es decir, la separación del punto focal de la cara 32u de tope del adaptador 28u de paciente para el apoyo del ojo 16 para un estado definido del escáner z 22) pueda alcanzar un valor de aproximadamente 110 μm . Además, para el mecanizado de la córnea por lo general se requiere un ajuste variable de la profundidad de foco de $\Delta z = 0 \dots 1200 \mu\text{m}$ - es decir, un intervalo de ajuste del punto focal de aproximadamente 1,2 mm. Además, normalmente se requieren un diámetro de punto del punto focal de alrededor de 3-5 μm y un diámetro Φ_F de campo de escaneo de alrededor de 12 mm. Estas propiedades son satisfechas, por ejemplo, por el adaptador 28u de paciente.

40 Si las configuraciones del dispositivo láser 10 se retienen y sólo se reemplaza el adaptador 28u de paciente por el adaptador 28v de paciente, el punto focal del haz láser 14 no se encuentra en la córnea 16a, sino en el cristalino 16b del ojo 16 (la ubicación z_0 de foco media asume, por ejemplo, un valor de 5 mm). Esto se obtiene en virtud de una longitud L_2 más corta del adaptador 28v de paciente en comparación con la longitud L_1 del adaptador 28u de paciente. Además, en virtud del adaptador 28v de paciente se asegura que, por ejemplo, es posible un ajuste de la profundidad de foco de $\Delta z = 3 \dots 12 \text{ mm}$, el diámetro de punto del punto focal asciende a 5 μm a 10 μm , y el diámetro de campo de escaneo asciende a aproximadamente 7 mm. Como resultado, se hace posible un mecanizado del cristalino 16b del ojo a pesar del uso del mismo dispositivo láser 10.

50 Las observaciones anteriores son aplicables a la utilización de los adaptadores 28w, 28x, 28y, 28z de paciente adicionales. También, cuando uno de estos adaptadores 28w, 28x, 28y, 28z de paciente está conectado al mismo dispositivo láser 10, se obtiene una región de tratamiento diferente, por ejemplo, a través de la posibilidad de un ajuste diferente de la profundidad de foco y la existencia de un diámetro de punto diferente así como de un diámetro de campo de escaneo diferente. Un resumen de los valores típicos de éstos se encuentra al final de esta descripción.

El significado de los parámetros antes mencionados se describirá adicionalmente sobre la base de la Fig. 3.

55 En la Fig. 3 la ubicación z_0 del foco del haz láser 14 puede ascender de manera ejemplar a aproximadamente 0,8 mm. La ubicación z_0 del foco específica cómo de profundo está situado el punto focal en la dirección z para un estado definido del escaneo z en el ojo (aquí con respecto a la superficie anterior del cristalino 16b; con respecto a la cara 32y de tope de la ubicación z_0 del foco asciende de forma ejemplar a aproximadamente 4 mm). El intervalo de profundidad de foco Δz del haz láser según la Fig. 3 asciende de manera ejemplar a aproximadamente 4 mm y especifica el intervalo de ajuste del punto focal en la dirección z con uno y el mismo dispositivo láser 10. El diámetro

Φ_F de campo de escaneo de, de manera ejemplar, aproximadamente 8 mm especifica el diámetro de la región que es capaz de ser irradiada en la dirección x-y por el haz láser 14 (con uno y el mismo dispositivo de láser 10). Como puede discernirse de la Fig. 3, para el mecanizado de la córnea 16a se requiere un diámetro Φ_F de campo de escaneo mayor que para el mecanizado del cristalino 16b. Por otro lado, para el mecanizado del cristalino 16b son necesarios valores más altos para la ubicación z_0 de foco media con respecto a la cara 32y de tope y también un mayor intervalo de ajuste Δz que para el mecanizado de la córnea. Sin embargo, los valores indicados para estos en forma ejemplar no han de entenderse como restrictivos, sino que sirven meramente como ilustración.

Las Figs. 4a, 4b, 4c, 4d y 4e muestran diferentes adaptadores 28a, 28b, 28c, 28d y 28e de paciente para uso con el dispositivo láser 10. Dependiendo del adaptador 28a, 28b, 28c, 28d y 28e de paciente, que se utilice, puede provocarse un efecto óptico diferente en el dispositivo láser 10. El adaptador 28a de paciente mostrado en la Fig. 4a es apropiado para implementar tratamientos de la córnea 16a del ojo 16, tal como la implementación de incisiones en la córnea 16a, por medio del dispositivo láser 10.

El adaptador de 28a paciente está, como se muestra en la Fig. 1, acoplado de forma que se puede separar con el objetivo 26 de enfoque y constituye una interfaz de tope para la córnea 16a del ojo 16. Para este propósito, el adaptador 28a de paciente incluye un elemento 30a de contacto que es transparente a la radiación láser y que en su lado inferior orientado hacia el ojo incluye una cara 32a de tope para la córnea 16a. La cara 32a de tope se realiza en el caso del adaptador 28a de paciente como una superficie plana y sirve para la nivelación de la córnea 16a, por el elemento 30a de contacto que se presiona contra el ojo 16 con la presión apropiada o siendo aspirada la córnea 16a sobre la capara 32a de tope por presión más baja. En el caso del diseño plano-paralelo mostrado en la Fig. 4a, el elemento 30a de contacto se designa normalmente como una placa de aplanamiento y se monta en el extremo más estrecho de un manguito 34a portador que se ensancha cónicamente. La conexión entre el elemento 30a de contacto y el manguito 34a portador puede ser permanente, por ejemplo en virtud de unión por adherencia, o puede ser desmontable, por ejemplo en virtud de un acoplamiento roscado. Alternativamente, una pieza moldeada por inyección producida integralmente puede encontrar aplicación. De una manera no representada en detalle, el manguito 34a portador tiene en su extremo del manguito más ancho, en el dibujo el extremo superior, estructuras de acoplamiento adecuadas para acoplarse sobre el objetivo 26 de enfoque.

El haz láser 14, que está indicado esquemáticamente en la Fig. 4a, penetra en el cuerpo del adaptador 28a de paciente, que está transmitiendo respecto de la radiación láser, e incide en la lente 30a de contacto plana. Ambas caras (la cara 32a de tope orientada hacia el ojo 16 y la cara 33a orientada en oposición al ojo) de la lente de contacto plana 30a tienen forma plana. El ojo 16 que se ha de tratar se apoya contra la cara 32a de tope de la lente de contacto 30a. Después de penetrar en la lente de contacto 30a el haz láser 14 incide sobre la córnea 16a en un foco indicado esquemáticamente. Por desplazamiento x-y y desplazamiento z del punto focal, ahora pueden ser implementarse incisiones en la córnea 16a de acuerdo con el tipo de figura de incisión predeterminado por el programa de control.

Los símbolos de referencia en las Figs. 4b a 4e correspondientes a los símbolos de referencia de la Fig. 4A indican los elementos correspondientes.

La Fig. 4b muestra un adaptador 28b de paciente que es adecuado para llevar a cabo tratamientos en el cristalino 16b del ojo 16 y capaz de ser acoplado con el objetivo 26 de enfoque. Justo como el adaptador 28a de paciente de la Fig. 4a, el adaptador 28b de paciente de acuerdo con la Fig. 4b incluye una lente de contacto plana 30b. El adaptador 28b de paciente incluye una longitud L_2 más corta que el adaptador 28a de paciente (con una longitud L_1). Es decir, en comparación con el adaptador 28a de paciente de acuerdo con la Fig. 4a, que es adecuado para el tratamiento de la córnea 16a, el adaptador 28b de paciente según la Fig. 4b, que es adecuado para el tratamiento del cristalino 16b, está acortado en la dirección z. Como se puede discernir en la Fig. 4b, este acortamiento hace que el punto focal del haz láser 14 llegue a estar situado no en la córnea 16a sino en el cristalino 16b. Con la ayuda del desplazamiento x-y y también del desplazamiento z del punto focal, se pueden generar ahora incisiones en el cristalino 16b. Si el haz láser 14 es desviado lateralmente, lo que se indica sobre la base del otro haz láser 14b en la Fig. 4b, resulta un punto focal desplazado lateralmente en el cristalino 16b. Como se indica esquemáticamente en la Fig. 4b, los puntos focales tienen un diámetro de foco diferente, dependiendo de su ubicación de foco en la dirección x-y y en la dirección z. Como se puede discernir en la Fig. 4b, los diámetros de foco aumentan en la dirección lateral y en la dirección axial, comenzando desde el punto focal del haz láser central 14. Este enfoque no uniforme en las regiones de distinta profundidad y con desviación del haz lateral puede ser compensado por un aumento en la energía de pulso láser, para obtener el umbral de foto-disrupción deseado también en las regiones marginales del cristalino 16b. Alternativamente, sin embargo, el enfoque no uniforme también puede ser compensado por un elemento óptico adaptativo, un elemento óptico de difracción o un elemento en forma con una superficie de forma libre.

La Fig. 4c muestra un adaptador 28c de paciente que es adecuado para el tratamiento del cristalino 16b y capaz de ser acoplado con el objetivo 26 de enfoque. En lugar de la lente de contacto 30b plana usada en el adaptador 28b de paciente según la Fig. 4b, el adaptador 28c de paciente de acuerdo con la Fig. 4c uso está hecho de una lente de contacto 30c cóncavo-convexa. En el caso de esta lente de contacto 30c cóncavo-convexa la cara 33c orientada en oposición al ojo 16 está conformada de forma convexa, mientras que la cara 32c de tope orientada hacia el ojo 16 (la

5 cara que se apoya contra el ojo) está conformada de forma cóncava. En virtud de la conformación cóncava de la cara 32c de tope orientada hacia el ojo, el aumento de la presión intraocular se reduce. La lente de contacto 30c está conformada de tal manera que los cambios en el diámetro de foco que surgen en el caso del adaptador 28b de paciente de la Fig. 4b se compensan en los puntos focales. Como se puede discernir en la Fig. 4c, los puntos focales centrales (en comparación con la Fig. 4b) o bien se conservan (permanecen sin cambios) o bien se agrandan ligeramente (empeorado), mientras que los diámetros de foco de los puntos focales en las regiones marginales (en comparación con la Fig. 4b), tanto en el lateral dirección y en la dirección axial se reducen (mejorado). Por lo tanto los diámetros de foco del punto focal incluyen un diámetro de foco al menos casi constante, independientemente de la ubicación del punto focal en las direcciones lateral y axial. El diámetro de foco al menos casi constante puede ser, por ejemplo, obtenido en virtud de superficies de forma libre formadas en la lente de contacto 30c. Por ejemplo, la cara 32c de tope orientada hacia el ojo y/o la cara 33c de la lente de contacto 30c orientada en oposición al ojo puede haber sido conformada como una superficie de forma libre. Como resultado, la energía de la radiación láser 14 que es necesaria para foto-disrupción en las regiones marginales no tiene que ser incrementada tan intensamente como en el caso en el que se hace uso del adaptador 28b de paciente de acuerdo con la Fig. 4b sino que puede ser mantenida al menos casi constante.

10 El adaptador 28d de paciente en la Fig. 4d difiere de adaptador 28c de paciente de la Fig. 4c sólo en virtud del hecho de que en lugar de la utilización de la lente de contacto 30c cóncavo-convexa se hace uso de una lente de contacto 30d cóncavo-plana. En el caso de esta lente de contacto 30d cóncavo-plana la cara 32d de tope orientada hacia el ojo 16 es de forma cóncava y la cara 33d orientada en oposición al ojo es plana. En lugar de la lente de contacto 30d cóncavo-plana, también puede hacerse uso de una lente de contacto cóncava-cóncava, en la que tanto la cara de tope orientada hacia el ojo 16 como la cara orientada en oposición al ojo 16 están conformadas de manera cóncava. La lente de contacto 32d también puede incluir superficies de forma libre en una o ambas de las caras 32d, 33d. Como se puede discernir en la Fig. 4d, el adaptador 28d de paciente también hace que los diámetros de foco sean al menos casi constantes tanto en la dirección lateral como en la dirección axial.

25 El adaptador 28e de paciente mostrado en la Fig. 4e incluye una lente de contacto 30e plana, en la que tanto la cara 32e de tope (cara 32e orientada hacia el ojo) como la cara 33e situada enfrente de la cara de tope (cara 33e orientada en oposición al ojo) están conformadas de manera plana. Además, en el adaptador 28e de paciente se forma un elemento auxiliar óptico 35. El elemento auxiliar óptico incluye una cara cóncava 35a orientada hacia el ojo y una cara plana 35b que está orientada en oposición al ojo. Una o ambas de las caras 35a, 35b pueden haber sido conformadas como superficies de forma libre. Como se puede discernir en la Fig. 4e, el elemento auxiliar óptico lleva a cabo una disminución de los diámetros de foco en las regiones marginales. En las regiones centrales una ampliación de los diámetros de foco y por lo tanto una adaptación de los diámetros de foco en todas las posiciones en el cristalino 16b puede ser llevada a cabo. En las regiones centrales el diámetro de foco puede también permanecer sin cambios.

30 El adaptador 28f de paciente mostrado en la Fig. 4f incluye una lente de contacto 30f cóncavo-convexa, en la que la cara 32f de tope (cara 32f orientada hacia el ojo) está conformada de forma cóncava y la cara 33f situada enfrente a la cara de tope (cara 33f orientada en oposición al ojo) está conformada de forma convexa. La lente de contacto 30f también puede incluir superficies ópticas de forma libre en una o en ambas de las caras 32f, 33f. Como se puede discernir en la Fig. 4f, el adaptador 28f de paciente también hace que los diámetros de foco sean al menos casi constantes tanto en la dirección lateral como en la dirección axial. El adaptador 28f de paciente de la Fig. 4f corresponde al adaptador 28x de paciente de la Fig. 2d.

45 Independientemente del elemento (elemento óptico auxiliar 35, lente de contacto 30c, lente de contacto 30d) sobre el que se han formado una o más superficies de forma libre, al menos dicha superficie de forma libre puede haber sido adaptada a un ojo humano medio o puede haber sido formada de manera individual al paciente. Así un adaptador de paciente puede incluir una o más superficies de forma libre que en un ojo humano promedio llevan a cabo la adaptación deseada del diámetro de foco. Sin embargo, también es concebible examinar el ojo antes del mecanizado del ojo humano y derivar datos individuales del paciente a partir de ello. A partir de los datos individuales de paciente (específicos del ojo), superficies de forma libre pueden ser calculadas que son a continuación formadas en los adaptadores de paciente individuales de paciente asociados. Como resultado, la precisión del mecanizado se puede aumentar. Puede concebirse de manera similar añadir correcciones de frente de onda en virtud del sistema adaptativo que tienen la forma, de manera ejemplar, de un espejo 42, para aumentar la precisión del mecanizado.

Además, cada una de las superficies de forma libre puede haber sido provista de un recubrimiento óptico, con el fin de reducir las pérdidas por reflexión de la radiación láser 14.

55 Como se ha descrito en conexión con las figuras, con la ayuda de los diferentes adaptadores 28a a 28e de paciente pueden llevarse a cabo tratamientos diferentes con el mismo dispositivo láser 10, incluso si las configuraciones del dispositivo láser permanecen sin cambios. En consecuencia se hace disponible un sistema con el que se pueden realizar diferentes tipos de tratamiento con uno y el mismo dispositivo láser.

ES 2 746 042 T3

En conclusión se dará una Tabla, que ha de ser considerada como ejemplar, que especifica valores que son típicos (pero no deben entenderse como restrictivos) para el propósito de tratar una cierta región del ojo.

Región de tratamiento	Profundidad media de foco z_0 [mm] comenzando desde la superficie corneal $z = 0$ mm	Intervalo de profundidad de foco Δz [mm]	Tamaño de foco necesario Φ_F [μm]	Intervalo de escaneo lateral (x-y) [mm]	Energía láser necesaria [μJ]
Córnea	0,3	0,0...12	3...5	12	0,5...2,0
Cristalino	5,0	3,0...10,0	≤ 10	7	2,0...10,0
Cuerpo vítreo	15	7...~ 20	≤ 10	≥ 15	5...10
Retina	23	20...28	$\leq 5...10$	≥ 15	< 1
Ángulo iridocorneal	3	2...6	< 10	~ 5	10

REIVINDICACIONES

1. Sistema láser para cirugía ocular, que comprende
un aparato láser de cirugía ocular que tiene
- 5 componentes ópticos para proporcionar radiación láser pulsada enfocada con propiedades de radiación adaptadas a la generación de foto-disrupciones en tejido ocular humano, y
- una unidad de control para control de posición del foco de radiación de la radiación láser, estando diseñada la unidad de control para ejecutar distintos programas de control que representan distintos tipos de figuras de incisión; y
- 10 un conjunto de dispositivos de interfaz, incluyendo cada uno de los dispositivos de interfaz un cuerpo de contacto que es transparente a la radiación láser, con una cara de tope para el apoyo contra un ojo que se ha de tratar, y también una porción de acoplamiento para el acoplamiento separable del dispositivo de interfaz sobre una porción de acoplamiento recíproco del aparato láser, difiriendo los dispositivos de interfaz del conjunto en virtud de un efecto óptico diferente sobre la radiación láser proporcionada en el aparato láser, caracterizado por que dependiendo del dispositivo de interfaz acoplado del conjunto, se obtiene un diámetro
- 15 de punto diferente del foco de radiación.
2. Sistema según la reivindicación 1, en el que al menos un subconjunto de los dispositivos de interfaz difiere en virtud de una influencia diferente en la ubicación del foco de radiación con relación a la cara de tope; y/o
- en el que al menos un subconjunto de los dispositivos de interfaz difiere en virtud de una forma y/o ubicación diferentes de al menos una superficie límite óptica; y/o
- 20 en el que al menos un subconjunto de los dispositivos de interfaz difiere en virtud de un número diferente de elementos ópticos; y/o
- en el que al menos uno de los dispositivos de interfaz incluye un cono de aplanamiento que está diseñado para ser acoplado sobre el ojo y sobre ópticas de enfoque del aparato láser.
3. Sistema según la reivindicación 1 o 2, en donde el aparato láser además incluye un elemento óptico adaptativo que se dispone aguas arriba de las ópticas de enfoque del aparato láser en la dirección de propagación de la radiación láser.
- 25 4. Sistema según la reivindicación 3, en el que el elemento óptico adaptativo comprende un espejo adaptativo o un sistema adaptativo de transmisión de luz.
5. Sistema según una de las reivindicaciones precedentes, en el que al menos uno de los dispositivos de interfaz incluye una codificación/código y el aparato láser está configurado para reconocer la codificación/código y para llamar a un programa de control asociado en la unidad de control.
- 30 6. Un conjunto de dispositivos de interfaz para uso en un aparato láser de cirugía ocular, incluyendo cada uno de los dispositivos de interfaz un cuerpo de contacto que es transparente a la radiación láser del aparato láser, con una cara de tope para el apoyo contra un ojo que se ha de tratar, y también una porción de acoplamiento para el acoplamiento separable del dispositivo de interfaz sobre una porción de acoplamiento recíproco del aparato láser,
- 35 difiriendo los dispositivos de interfaz:
- en virtud de una influencia diferente en la ubicación de un foco de radiación de la radiación láser con relación a la cara de tope y/o
- en virtud de una forma y/o ubicación diferentes de al menos una superficie de límite óptico y/o
- 40 en virtud de un número diferente de elementos ópticos;
- caracterizado por que dependiendo del dispositivo de interfaz del conjunto, puede obtenerse un diámetro de punto diferente del foco de radiación.
7. Conjunto de dispositivos de interfaz según la reivindicación 6, en el que al menos uno de los dispositivos de interfaz incluye una lente de contacto plana con una cara de tope plana para el apoyo contra el ojo y la cara situada
- 45 enfrente de la cara de tope está adaptada para ser plano-paralela a la cara de tope.
8. Conjunto de dispositivos de interfaz según la reivindicación 6 o 7, en el que al menos uno de los dispositivos de interfaz incluye un elemento auxiliar óptico.

9. Conjunto de dispositivos de interfaz según la reivindicación 8, en el que el elemento auxiliar óptico está dispuesto en el dispositivo de interfaz de tal manera que una cara orientada en oposición a la lente de contacto tiene una forma convexa o plana y una cara orientada hacia la lente de contacto tiene forma cóncava.
- 5 10. Conjunto de dispositivos de interfaz según la reivindicación 9, en el que la cara orientada hacia la lente de contacto y/o la cara orientada en oposición a la lente de contacto tienen forma de superficie de forma libre.
11. Conjunto de dispositivos de interfaz según una de las reivindicaciones 6 a 10, en el que al menos uno de los dispositivos de interfaz incluye una lente de contacto cóncavo-cóncava con una cara de tope cóncava para apoyo contra el ojo y la cara situada enfrente de la cara de tope tiene forma cóncava; y/o.
- 10 en el que al menos uno de los dispositivos de interfaz incluye una lente de contacto cóncavo-convexa o cóncavo-plana con una cara de tope cóncava para el apoyo contra el ojo y la cara situada enfrente de la cara de tope tiene forma convexa o plana.
12. Conjunto de dispositivos de interfaz según la reivindicación 11, en el que la cara de tope y/o la cara situada enfrente de la cara de tope tiene forma de superficie de forma libre.

FIG 1

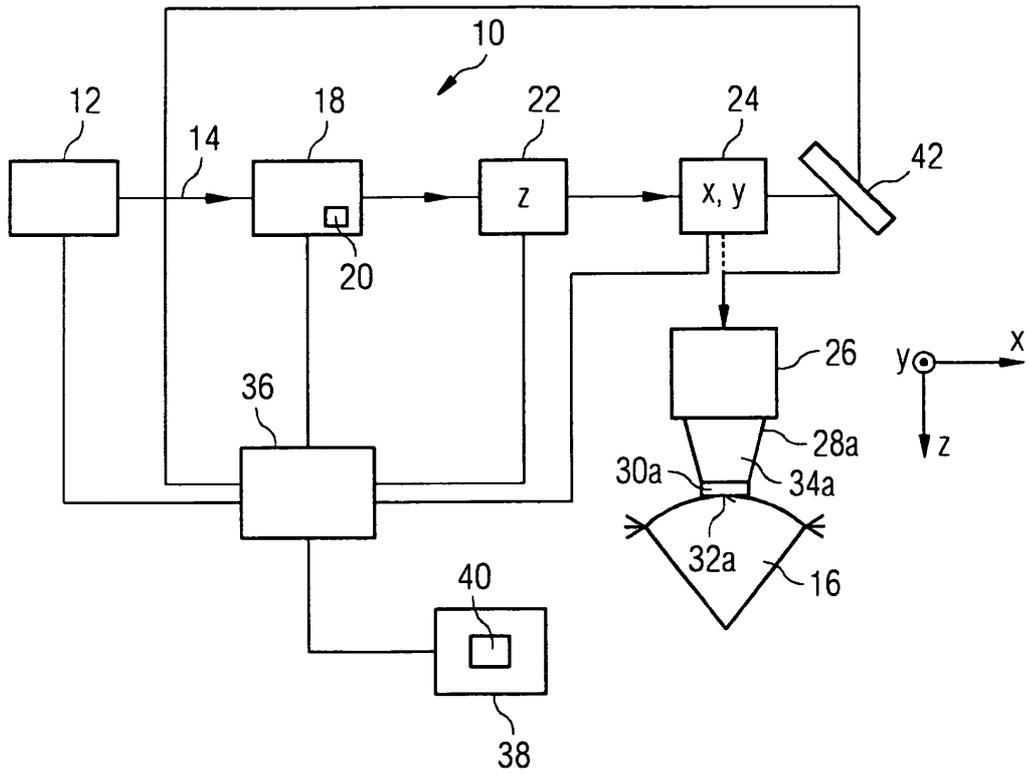


FIG 2b

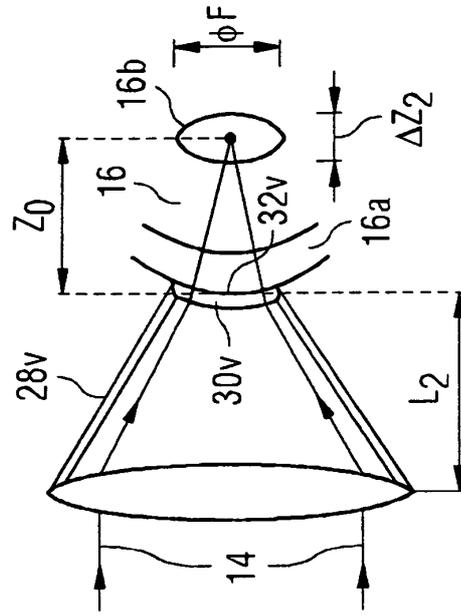


FIG 2a

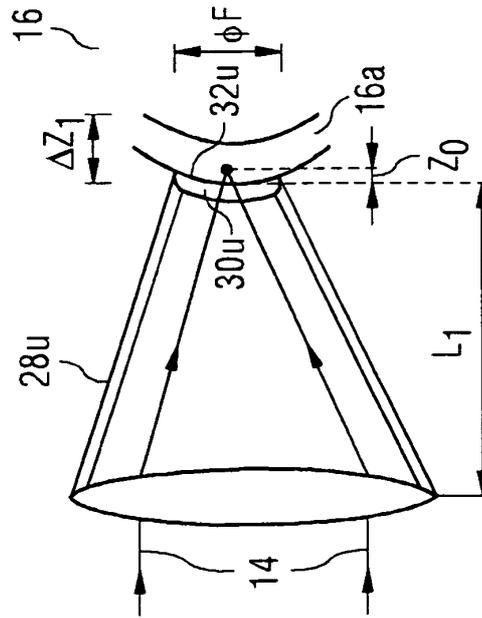


FIG 2c

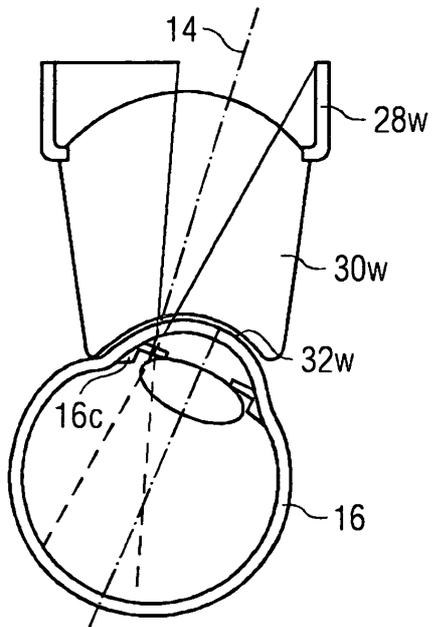


FIG 2d

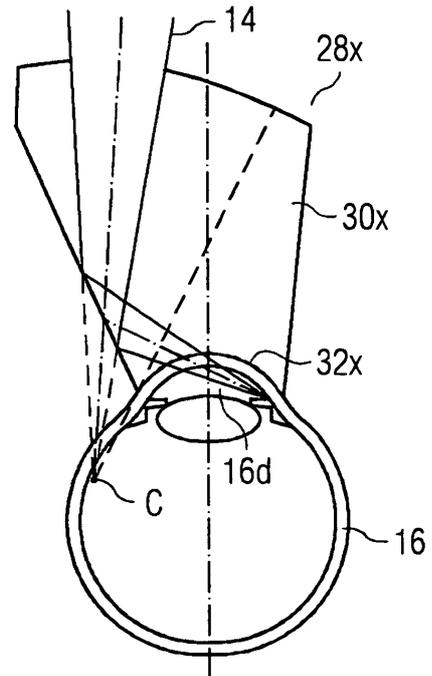


FIG 2e

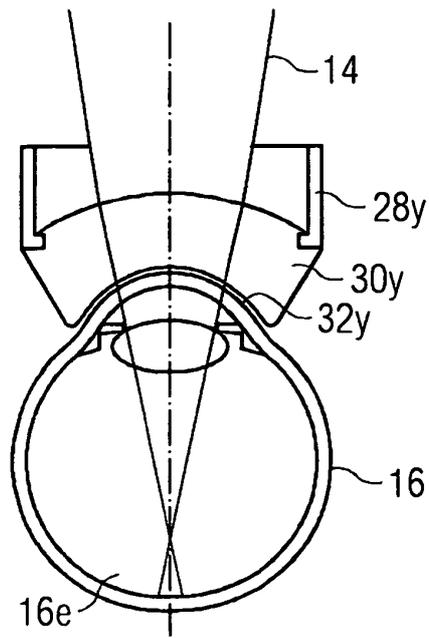
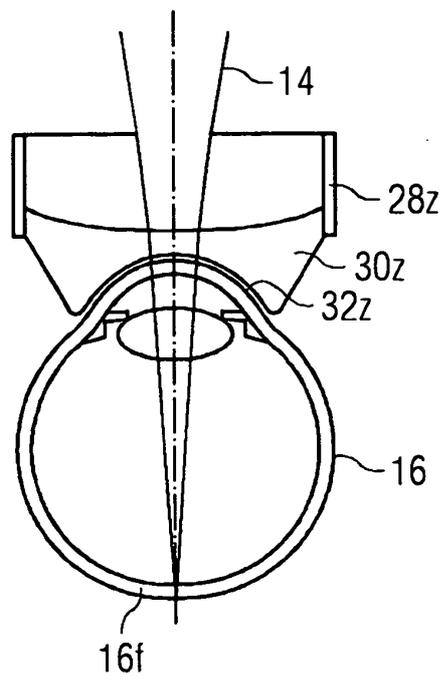


FIG 2f



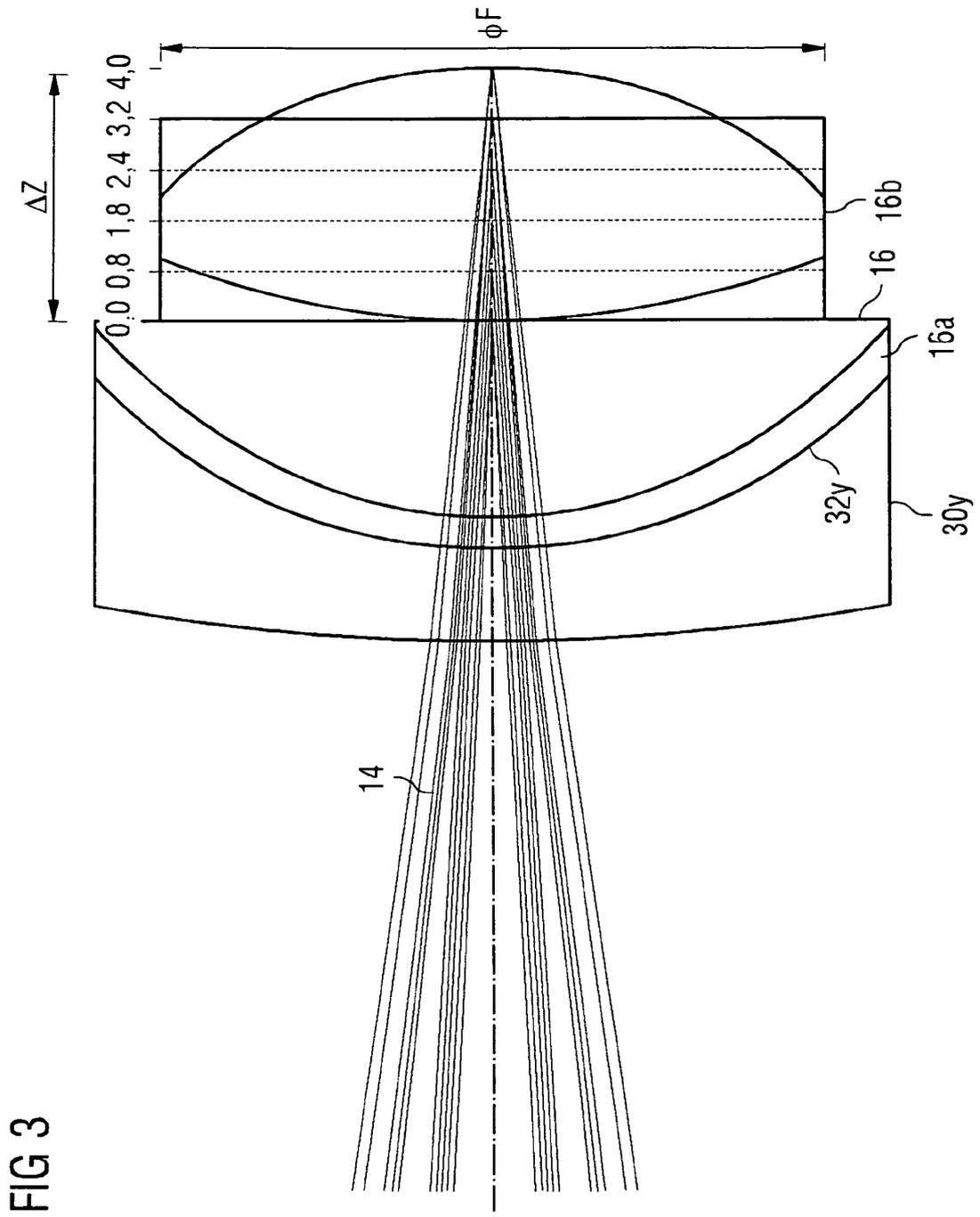


FIG 4a

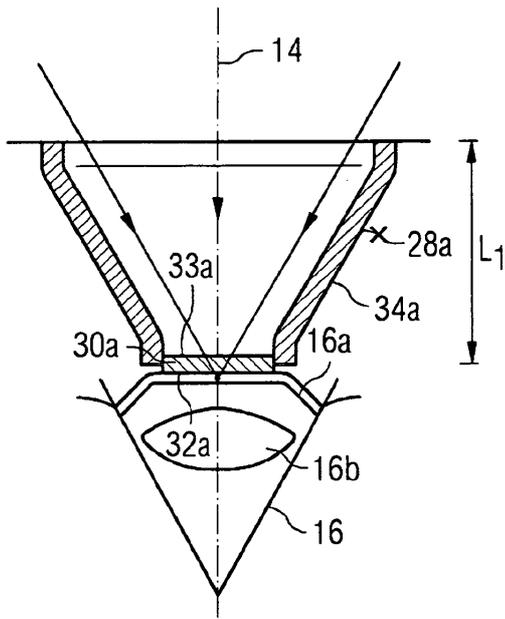


FIG 4b

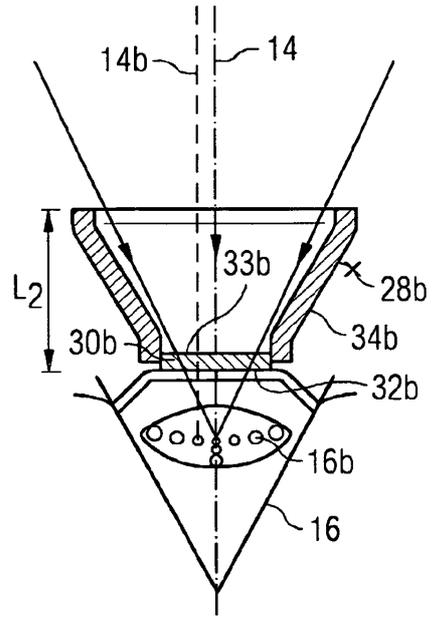


FIG 4d

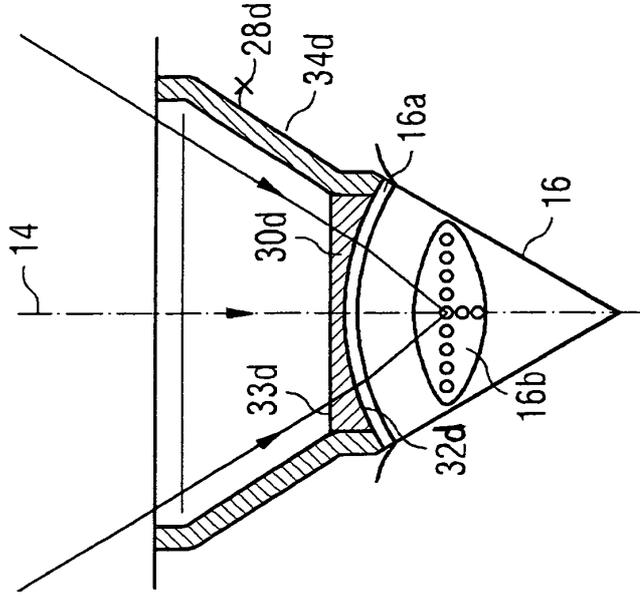


FIG 4c

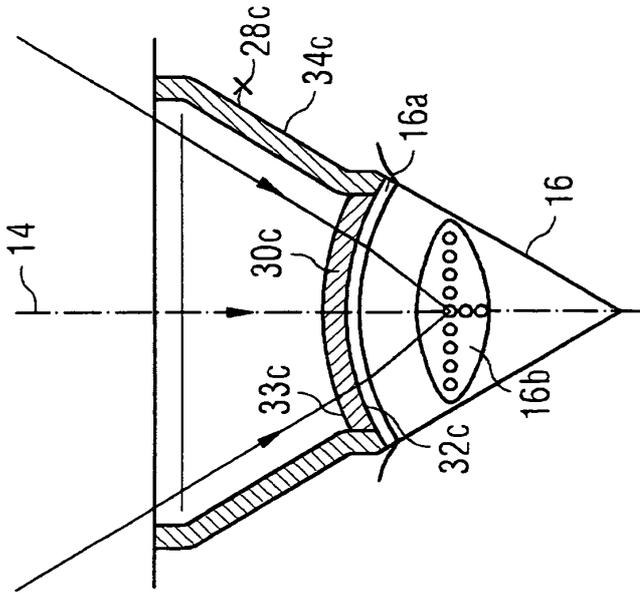


FIG 4e

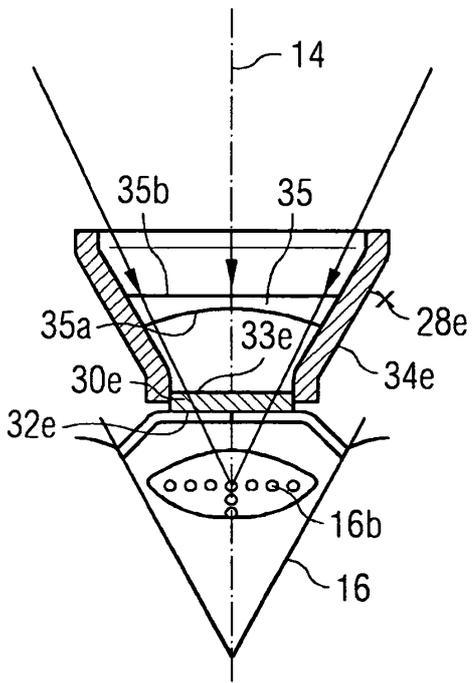


FIG 4f

