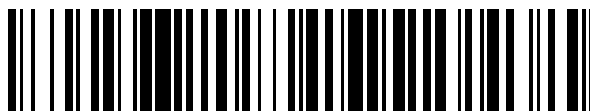


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 535 150**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 3/117 (2006.01)

A61F 9/009 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.09.2009 E 09778785 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.03.2015 EP 2482770**

54 Título: **Dispositivo para la cirugía láser oftalmológica**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
06.05.2015

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**RIEDEL, PETER y
DONITZKY, CHRISTOF**

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 535 150 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 la cirugía láser oftalmológica.

5 La invención se refiere a un dispositivo para la cirugía láser oftalmológica.

La radiación láser pulsada se utiliza en innumerables técnicas de tratamiento del ojo humano. En algunas de estas técnicas se presiona el ojo que hay que tratar contra un elemento de contacto transparente, que forma una superficie de referencia con su superficie de contacto orientada hacia el ojo, que debe hacer posible un posicionamiento preciso del foco del rayo en el ojo en la dirección z. La dirección z se refiere aquí, en coincidencia con la notación usual en el mundo profesional, a la dirección de propagación del rayo láser. El plano ortogonal a esta dirección es designado, por el contrario, usualmente como plano x-y. En especial las técnicas de tratamiento que sirven para la generación de cortes (incisiones) en el tejido del ojo mediante radiación láser de femtosegundos enfocada (la generación del corte en el ojo humano mediante radiación láser de femtosegundos pulsada se base, regularmente, sobre el efecto de la llamada rotura óptica inducida mediante láser, que conduce a una fotodisrupción), hacen uso con frecuencia de elementos de contacto de este tipo, con el fin de fijar de manera clara la posición de la superficie delantera del ojo en el sistema de coordenadas del dispositivo láser. Mientras que el elemento de contacto es presionado de tal manera contra el ojo, que se ajusta un contacto superficial adaptable del ojo a la superficie de contacto orientada hacia el ojo del elemento de contacto, el elemento de contacto fija la posición z de la superficie delantera del ojo.

Una forma de tratamiento en la cual se genera un corte corneal mediante técnica láser es la llamada LASIK Fs. En esta se corta, mediante radiación láser de femtosegundos, un disquito de tapa anterior de la córnea designado en el mundo profesional como Flap. A continuación se abate hacia un lado, como en la técnica LASIK clásica (LASIK: Laser In Situ Keratomileusis) el Flap que cuelga, mediante una zona de charnela (*Hinge*), del restante tejido de la córnea, y el tejido puesto de esta forma al descubierto es tratado de forma ablativa mediante radiación UV. Otra forma de tratamiento es la llamada extracción lenticular corneal en la cual se corta, dentro del tejido de la córnea, un pequeño disco en forma de lente mediante radiación láser de femtosegundos. Este pequeño disco es retirado a continuación hacia el exterior a través de un corte adicional que conduce a la superficie del ojo; el corte adicional es generado o bien mediante un escalpelo o asimismo mediante radiación láser de femtosegundos.

Los dos tipos de tratamiento (LASIK Fs, extracción lenticular corneal) explicados deben entenderse puramente a título de ejemplo. La invención se puede utilizar, en general, en todas las técnicas de tratamiento, en las cuales el ojo es presionado contra una superficie de contacto, para fijar con ello la posición de la superficie delantera del ojo en el sistema de coordenadas del dispositivo de técnica láser.

Presionar el ojo contra la superficie de contacto condiciona una deformación de la córnea. Esto puede conducir, dependiendo de la forma de la superficie de contacto, a un acortamiento, por lo menos local, de la cámara anterior, es decir a una profundidad menor de la cámara anterior. La cámara anterior es el espacio situado entre la córnea y del cristalino del ojo humano. En un ojo humano normal, no deformado, mide, en media, usualmente aproximadamente 2 a 4 mm. En especial en el caso de un aplanamiento de la córnea mediante el contacto con una superficie de contacto (superficie de aplanación) plana la deformación de la córnea puede ser tan intensa que llegue peligrosamente cerca de la superficie delantera del cristalino humano. En cualquier circunstancia hay que evitar un contacto mutuo de la superficie posterior de la córnea (endotelio) y de la superficie anterior del cristalino. Podría dañar la capa endotelial y provocar turbideces en la córnea.

El documento US 2006/01 95 076 A1 muestra una disposición para la cirugía láser oftalmológica con un aparato generador de imagen para la captación de una imagen de la cámara interior de un ojo y para proporcionar informaciones acerca de la profundidad de la cámara interior. Se puede llevar a cabo una medición de posiciones y/o dimensiones de estructuras en el ojo. Las informaciones del aparato generador de imagen son cargadas en un sistema de escáner, con el fin de controlar el procedimiento quirúrgico apoyado mediante láser.

La patente US nº 6.099.522 muestra asimismo una disposición para la cirugía láser oftalmológica. Esta disposición presenta un sistema de Tracking el cual genera señales como respuesta a un movimiento del ojo. Además, está previsto un circuito de interrupción, con el fin de desconectar el láser cuando el sistema de Tracking pierde una característica que hay que seguir o en caso de divergencias en la energía de impulso.

La invención se plantea el problema de proporcionar un dispositivo para la cirugía láser oftalmológica el cual, durante la relación de tratamientos láser del ojo humano, en los cuales el ojo es presionado contra una superficie de contacto, ofrezca una alta seguridad de que no aparecerán daños indeseados en el endotelio corneal.

Para la solución de este problema está previsto, según la invención, un dispositivo para la cirugía láser oftalmológica, el cual comprende una superficie de contacto para el contacto deformante de un ojo que hay que tratar, una primera fuente de radiación para proporcionar un rayo láser de tratamiento, componentes ópticos para dirigir el rayo láser de tratamiento, a través de la superficie de contacto, sobre el ojo y un dispositivo de medición para la medición de la profundidad de la cámara anterior del ojo que se apoya contra la superficie de contacto,

proporcionando el dispositivo de medición unos datos de medición, que son representativos de la profundidad de la cámara anterior del ojo en por lo menos un punto del mismo.

La invención enseña a medir la profundidad de la cámara anterior mientras el ojo es presionado contra la superficie de contacto y la córnea es deformada correspondientemente. La medición de la profundidad de la cámara anterior puede tener lugar en especial antes, durante y/o después de un tratamiento láser, por ejemplo de manera constante o a intervalos temporales regulares para poder registrar rápidamente eventuales variaciones de la profundidad de la cámara anterior. Una medición de la profundidad de la cámara anterior es recomendable en especial en la fase en la cual el ojo y la superficie de contacto son aproximadas relativamente entre sí, con el fin de generar el apoyo destinado a dar forma al ojo en la superficie de contacto. Esta aproximación relativa puede tener lugar p. ej. mediante movimiento mecánico o a mano de un apartador de paciente que porta la superficie de contacto y/o una camilla de paciente, sobre la cual yace el paciente. La profundidad de la cámara anterior es medida varias veces, de manera adecuada, durante el recorrido de la aproximación relativa de la superficie de contacto y del ojo, por ejemplo hasta que se alcanza un valor mínimo predeterminado para la profundidad de la cámara anterior, por debajo del cual no se puede quedar en ningún caso. Este valor mínimo debería elegirse de tal manera que exista una distancia de seguridad suficiente entre la superficie de la córnea y la superficie delantera del cristalino.

El dispositivo de medición comprende, en una forma de realización preferida, una segunda fuente de radiación, que proporciona un rayo de medición, estando los componentes ópticos configurados y dispuestos para dirigir también el rayo de medición, a través de la superficie de contacto, sobre el ojo. Esto garantiza que una medición de la profundidad de la cámara anterior es posible en un estado en el cual el ojo está presionado contra la superficie de contacto.

Puede ser suficiente con medir la profundidad de la cámara anterior únicamente en un único lugar, adecuadamente elegido, en el plano x-y, por ejemplo en o por lo menos en las proximidades del centro de aplanación. Para tener una seguridad aumentada puede ser ventajoso, sin embargo, que el dispositivo de medición esté formado para medir la profundidad de la cámara anterior en diferentes puntos del ojo. El dispositivo de medición puede medir, por ejemplo, la profundidad de la cámara anterior en un gran número de puntos de medición predeterminados. Estos puntos de medición pueden comprender, por ejemplo, un punto de medición central así como un gran número de puntos de medición periféricos, dispuestos en un círculo o en varios círculos concéntricos alrededor del punto de medición central. De forma alternativa es imaginable también una medición escaneadora de la profundidad de la cámara anterior en la cual el dispositivo de medición explore, por lo menos, una zona de medición predeterminada del ojo con un gran número de puntos de exploración situados unos junto a otros y mida la profundidad de la cámara anterior, en cada uno de estos puntos de exploración. Una medición exploradora de este tipo de la profundidad de la cámara anterior permite una alta resolución y, por así decirlo, un cartografiado superficial de la profundidad de la cámara anterior.

Con el dispositivo de medición está conectada, de manera ventajosa, una disposición electrónica de evaluación y control la cual está dispuesta para comprobar si la profundidad de la cámara anterior representada por los datos de medición acerca queda por debajo de por lo menos uno de los valores predeterminados y en función de si queda por debajo del valor predeterminado, dar lugar a una acción predeterminada. Esto hace posible un vigilancia automática de la profundidad de la cámara anterior y el inicio automático de acciones adecuadas, si la profundidad de la cámara anterior quedase por debajo del valor predeterminado. Se sobreentiende que pueden estar fijados varios valores límite predeterminados los cuales representan, por así decirlo, un diferente grado de peligro. Cuanto menor se haga la distancia entre la superficie posterior de la córnea y la superficie delantera del cristalino tanto más penetrante o masiva puede ser la reacción automática a que da lugar la disposición de evaluación y control.

La disposición de evaluación y control puede estar dispuesta, por ejemplo, para dar lugar, en caso de quedar por debajo del valor predeterminado, a la emisión de una indicación de aviso óptica y/o acústica.

De forma alternativa o adicional la disposición de evaluación y el control puede estar dispuesta para, al quedar por debajo del valor predeterminado, por lo menos un componente controlable en el sentido de una detención de un movimiento de aproximación relativo entre la superficie de contacto y el ojo o en el sentido de controlar un movimiento de alejamiento relativo de la superficie de contacto y del ojo. El componente controlable puede ser, por ejemplo, una bomba de evacuación la cual genera una depresión mediante la cual la superficie de contacto es sujeta en el ojo y/o un adaptador de paciente portador de la superficie de contacto es sujeta en un anillo de aspiración colocado sobre el ojo. Mediante la reducción o incluso la retirada completa de la depresión se puede reducir la presión de contacto del ojo en la superficie de contacto. Bajo determinadas circunstancias, la superficie de contacto se puede desprender del ojo. En cualquier caso se puede llevar, de esta manera, la superficie posterior de la córnea fuera de una posiblemente peligrosa posición próxima con respecto a la superficie delantera del cristalino.

Además es posible, de forma alternativa o adicional, que la disposición de evaluación y control esté dispuesta para permitir la emisión del rayo láser de tratamiento dependiendo de que la profundidad de la cámara anterior, representada por los datos de medición, no quede por debajo del valor predeterminado. Y viceversa, la disposición de evaluación y control puede desconectar el rayo láser de tratamiento tan pronto como la profundidad de la cámara anterior queda por debajo de un valor predeterminado.

El dispositivo de medición puede comprender un interferómetro óptico, el cual está dispuesto para hacer que interfieran el rayo de medición y un reflejo que viene de retorno del ojo a través de la superficie de contacto. Por ejemplo, el dispositivo de medición puede ser un dispositivo de medición OLCR, es decir funcionar según el principio de la reflectometría de baja coherencia óptica. OLCR significa *Optical Low Coherence Reflectometry*.

Un elemento de contacto transparente que forma la superficie de contacto puede estar configurado o bien a modo de placa de aplanación o de vidrio de contacto con superficie de apoyo no plana para el ojo. Por una placa de aplanación se entiende aquí un elemento de contacto el cual sobre su lado de placa orientado hacia el ojo presenta una superficie de apoyo plana para el lado delantero del ojo y permite, por ello, un aplanamiento de la córnea. Sobre su lado de placa orientado hacia el ojo la placa de aplanación puede ser asimismo plana; puede estar curvada allí sin embargo también de forma cóncava o convexa. Por un vidrio de contacto se entiende, por el contrario, un elemento de contacto el cual presenta, sobre su lado orientado hacia el ojo, una superficie de apoyo no plana para el lado delantero del ojo. Esta superficie de apoyo está curvada, por regla general, de forma cóncava.

La placa de aplanación o el vidrio de contacto puede estar sujeto, por ejemplo, en un adaptador de paciente acoplado con un objetivo de enfoque del dispositivo.

La duración del impulso del rayo láser de tratamiento está, preferentemente, en el margen de los femtosegundos.

La invención se continúa explicando a continuación sobre la base del dibujo adjunto. Su única Fig. 1 representa, de manera fuertemente esquemática, un ejemplo de forma de realización de un dispositivo para la cirugía láser oftalmológica. El dispositivo está designado globalmente mediante 10. Presenta un Laser Fs 12, el cual emite un rayo láser 14 pulsado con duraciones de impulso en el margen de los femtosegundos. El rayo láser 14 sirve para el tratamiento de un ojo 16 humano y así, por ejemplo, de una córnea 18. Sirve, en especial, para la generación de cortes en la córnea 18, formándose el corte mediante un alineamiento uno con otro de fotodisrupciones intracorneales, las cuales son provocadas en el foco del rayo mediante el efecto de la rotura óptica inducida mediante láser.

En la trayectoria del rayo láser 14 están dispuestos diferentes componentes ópticos para la guía y la formación del rayo láser 14. Estos componentes comprenden, en especial, un objetivo de enfoque 20 (por ejemplo un objetivo F-theta) así como un escáner 22, conectado antes del objetivo 20, mediante el cual se puede desviar el rayo láser 14, emitido por el láser 12, en un plano (plano x-y) ortogonal al recorrido del rayo láser, conforme a un perfil de tratamiento determinado para el ojo 16. Un sistema de coordenadas inscrito pone de manifiesto este plano así como un eje z predeterminado por la dirección del rayo láser 14. El escáner 22 está constituido, por ejemplo, de forma en sí conocida, por un par de espejos de desviación controlados de forma galvanométrica los cuales, en cada caso, son responsables de la desviación del rayo en la dirección de uno de los ejes que se extienden en el plano x-y. Una unidad de evaluación y control 24 electrónica controla el escáner 22 conforme a un programa de control, almacenado en una memoria 26, que representa un perfil de corte que hay que generar en el ojo 16. El perfil de corte está representado al mismo tiempo mediante las coordenadas de una muestra tridimensional de puntos de exploración, en los cuales hay que llevar a cabo en cada caso una fotodisrupción.

Los componentes ópticos mencionados comprenden además por lo menos un elemento óptico controlable para el ajuste z del foco del rayo del rayo láser 14. En el caso de ejemplo mostrado este elemento óptico 28 está formado por una lente (en concreto una lente divergente). Para el control de la lente 28 sirve un actuador 30 adecuado el cual, por su parte, es controlado por la unidad de evaluación y control 24. La lente 28 se puede desplazar, por ejemplo, de manera mecánica a lo largo de la trayectoria del rayo láser 14. De forma alternativa es imaginable utilizar una lente líquida controlable de poder de refracción variable. Para una posición z invariable y, por lo demás, ajuste invariable del objetivo de enfoque 20 se puede conseguir, mediante desplazamiento de una lente ajustable longitudinalmente o mediante variación del poder de refracción de una lente líquida, un desplazamiento z del foco del rayo. Se sobreentiende que para el ajuste z del foco del rayo son imaginables también otros componentes, por ejemplo un espejo deformable. A causa de una inercia comparativamente mayor es adecuado llevar a cabo con el objetivo de enfoque 20 únicamente un ajuste básico inicial del foco del rayo (es decir, el enfoque sobre una posición de referencia z predeterminada), pero realizar los desplazamientos z del foco del rayo, predeterminados por el perfil de corte, mediante un componente dispuesto fuera del objetivo de enfoque 20 con una velocidad de reacción más corto. Un componente de este tipo con una velocidad de reacción más corta es, por ejemplo, la lente 28.

Sobre el lado de la salida del rayo el objetivo de enfoque 20 está acoplado con un adaptador de paciente 32, el cual sirve para el establecimiento de un acoplamiento mecánico entre el ojo 16 y el objetivo de enfoque 20. El adaptador de paciente 32 posee una interfaz mecánica adecuada para el acoplamiento a un anillo de aspiración 34, que es colocada al inicio del tratamiento sobre el ojo 16 y es fijado allí mediante fuerza de aspiración. De forma correspondiente, el anillo de aspiración 34 está conectado mediante una conducción de evacuación 36 con una bomba de evacuación 38, que está controlada mediante la unidad de evaluación y control 24 electrónica. Tras la colocación del anillo de aspiración 34 sobre el ojo 16 tiene lugar una aproximación relativa del ojo 16 y del adaptador de paciente 32, hasta el que anillo de aspiración 34 y el adaptador de paciente 32 están acoplados entre sí como es debido. En lo que respecta al acoplamiento recíproco del anillo de aspiración 34 y del adaptador de paciente 32 se

puede remitir, por ejemplo, al documento WO 2010/022 745 A1.

El adaptador de paciente 32 sirve como portador para un elemento de contacto 40 transparente, el cual está configurado a modo de placa de aplanación planoparalela en el caso de ejemplo mostrado. El adaptador de paciente 32 comprende, por ejemplo, un cuerpo de casquillo cónico en cuyo extremo de casquillo más estrecho (en el dibujo el inferior) está dispuesta la placa de aplanación 34. En la zona del extremo de casquillo más ancho (en el dibujo la superior) está dispuesto el adaptador de paciente 32 por el contrario en el objetivo de enfoque 20 y posee allí formaciones adecuadas que permiten una fijación que (en caso de así desearse) se puede soltar del adaptador de paciente 32 al objetivo de enfoque 20.

Debido a que durante el tratamiento entra en contacto con el ojo 18, la placa de aplanación 40 es un artículo crítico desde el punto de vista de la higiene, el cual debe ser cambiado por ello de manera adecuada después de cada tratamiento. Para ello puede estar dispuesta la placa de aplanación 40 de manera intercambiable en el adaptador de paciente 32. De forma alternativa el adaptador de paciente 32 puede formar, junto con la placa de aplanación 40, una unidad desechable o, por lo menos, una unidad destinada para un único uso y que debe ser esterilizada de nuevo entonces para una nueva utilización. En este caso la placa de aplanación 40 puede estar conectada de forma no desprendible con el adaptador de paciente 32.

En cualquier caso el lado inferior orientado hacia el ojo de la placa de aplanación 40 forma una superficie de contacto 42 plana, contra la cual hay que presionar el ojo 16. Esto da lugar a un aplanamiento de la superficie delantera del ojo (en general una deformación de la córnea 18 del ojo 16). El aplanamiento de la superficie delantera del ojo da lugar a que se reduzca, por lo menos en la zona aplanada, la profundidad de la cámara anterior del ojo designada mediante 44; la superficie posterior de la córnea – designada mediante 46 – se aproxima allí a la superficie delantera del cristalino humano, designado mediante 48.

Para que la superficie posterior de la córnea 46 no se aproxime peligrosamente a la superficie delantera del cristalino, el dispositivo 10 de cirugía láser presenta un dispositivo de medición 50 interferométrico de óptica de coherencia, en el caso del cual se trata preferentemente de un dispositivo de medición OLCR. El dispositivo de medición 50 emite un rayo de medición 52, el cual es acoplado, mediante un espejo de desviación 54 usual en el comercio, dispuesto inmóvil, en la trayectoria del rayo láser 14. El rayo de medición 52 recorre el objetivo de enfoque 20, el adaptador de paciente 32 así como la placa de aplanación 40 e incide sobre el ojo 16. La incidencia del rayo de medición 52 sobre el ojo da lugar a reflexiones. Éste llega, por el mismo camino que el rayo de medición 52 ha recorrido, de vuelta al dispositivo de medición 50. En un interferómetro, no representado con mayor detalle, contenido en el dispositivo de medición 50, se hace interferir el rayo de medición 52 con el rayo reflejado que retorna. A partir de los datos de medición de interferencia obtenidos a este respecto se puede determinar la dimensión z de la cámara anterior 44. La unidad de evaluación y control 24 contiene los datos de medición de interferencia del dispositivo de medición 50 y calcula a partir de ellos la profundidad de la cámara anterior en aquel lugar del plano x-y en el cual incidió el rayo de medición 52.

En el caso de ejemplo mostrado el rayo de medición 52, emitido por el dispositivo de medición 50, recorre también el escáner 22. Esto hace posible aprovechar la función de desviación x-y del escáner 22 también para el rayo de medición 52. De esta manera es posible una medición de la profundidad de la cámara anterior en diferentes puntos a lo largo del plano x-y. Esto garantiza una elevada seguridad de registrar mediante la técnica de medición aquel lugar o aquella zona en la cual la profundidad de la cámara anterior es la más pequeña. Por ejemplo, la medición de la profundidad de la cámara anterior se puede llevar a cabo, por ejemplo, conforme a una muestra, la cual prevé un punto de medición central así como otros puntos de medición, los cuales están distribuidos en uno o varios círculos concéntricos alrededor del punto de medición central. El control del lugar del rayo de medición necesario para ello en el plano x-y se puede conseguir, de forma adecuada, con el escáner 22.

En una estructuración el escáner 22 puede contener un par de espejos o una unidad de desviación que funcione de acuerdo con otra técnica de desviación, la cual o las cuales son utilizadas conjuntamente para la desviación x-y del rayo láser 14 y del rayo de medición 52. En otra estructuración el escáner 22 puede contener pares de espejos separados o, en general, unidades de desviación separadas, de las cuales una se utiliza para la desviación x-y del rayo láser 14 y la otra para la desviación x-y del rayo de medición 52. La unidad de desviación para el rayo de medición 52 podría estar equipada, por ejemplo, con espejos más pequeños, que se muevan con mayor rapidez, que la unidad de desviación para el rayo láser 14. En otra estructuración más la unidad de desviación para el rayo de medición 52 puede estar dispuesta en aquella parte de la trayectoria del rayo de medición que está situada delante del espejo de desviación 54.

La determinación de la profundidad de la cámara anterior puede tener lugar, por ejemplo, sobre la base de la distancia de determinados picos de la señal con respecto a una señal de medición de interferencia generada por el dispositivo de medición 50. Una señal de medición de interferencia de este tipo puede presentar picos de señal que sobresalen con claridad, que se forman mediante la reflexión del rayo de medición 52 en las diferentes superficies límite, sobre las cuales incide el rayo de medición 52. Una superficie límite de este tipo es el lado delantero orientado hacia el ojo de la placa de aplanación 40, otra superficie límite es la superficie de contacto 42 que se forma sobre el lado posterior orientado hacia el ojo de la placa de aplanación 40, y todavía otras superficies límite son la superficie

posterior de la córnea 46 así como la superficie delantera del cristalino 48. La distancia recíproca de los picos de señal es una medida para la distancia z de la superficies límites en cuestión. Por ello la unidad de evaluación y control 24 puede determinar fácilmente, a partir de la distancia de los picos de señal, que se forman por la reflexión del rayo de medición 52 en la superficie posterior de la córnea y la superficie delantera del cristalino, la profundidad de la cámara anterior en el punto en cuestión.

La unidad de evaluación y control 24 vigila la profundidad de la cámara anterior del ojo 16 para dar lugar, a contramedidas adecuadas si la superficie posterior de la córnea 46 se aproximase peligrosamente a la superficie delantera del cristalino. La unidad de evaluación y control 24 vigila preferentemente la profundidad de la cámara anterior de forma individual en cada punto de medición, allá donde se llevan a cabo mediciones de la profundidad de la cámara anterior. Si en uno de los puntos de medición el valor medido de la profundidad de la cámara anterior alcanzase un valor mínimo (valor límite) predeterminado que no debería superarse, la unidad de evaluación y control 24 puede interrumpir, por ejemplo, el suministro de depresión del anillo de aspiración 24 a través de la bomba 38, de manera que el adaptador de paciente 32 se puede soltar, por lo menos parcialmente, del anillo de aspiración 34 y se haga más pequeña la presión de la placa de aplanación 40 sobre la córnea 18. De manera alternativa o adicional la unidad de evaluación y control 24 puede emitir una indicación de aviso óptica en una pantalla 56 u otro medio de salida adecuado y/o una indicación de aviso acústica a través de un altavoz 58. La vigilancia de la profundidad de la cámara anterior tiene lugar, de manera adecuada, ya durante el proceso de acoplamiento del adaptador de paciente 32 al anillo de aspiración 34, por lo menos en cualquier caso directamente después de la finalización de un proceso de acoplamiento. De esta manera se puede reconocer a tiempo si la superficie posterior de la córnea 46 se aproxima peligrosamente al cristalino 48. El valor límite mencionado, a partir del cual la unidad de evaluación y control 24 inicia las contramedidas puede corresponder, por ejemplo, a una profundidad restante de la cámara anterior de aproximadamente 0,5 mm.

Mediante el signo de referencia 60 se designa otro espejo de desviación inmóvil, el cual sirve para la guía del rayo láser de tratamiento 14.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo (10) para la cirugía láser oftalmológica, que comprende:

- 5 - una superficie de contacto (42) para el apoyo destinado a dar forma a un ojo (16) que hay que tratar,
- una primera fuente de radiación (12) para proporcionar un rayo láser de tratamiento (14),
- unos componentes (20, 22, 28, 60) ópticos para dirigir el rayo láser de tratamiento sobre el ojo a través de la superficie de contacto,
- un dispositivo de medición (50) para medir la profundidad de la cámara anterior del ojo que se apoya contra la superficie de contacto, proporcionando el dispositivo de medición unos datos de medición, que son representativos de la profundidad de la cámara anterior del ojo en por lo menos un punto de la misma, y
- 10 - una disposición electrónica de evaluación y control (24), conectada con el dispositivo de medición (50), que está dispuesta para comprobar si la profundidad de la cámara anterior representada por los datos de medición queda por debajo de por lo menos un valor predeterminado, y en función de si queda por debajo del valor
- 15 predeterminado, dar lugar a una acción predeterminada,

caracterizado por que la disposición de evaluación y control (24) está dispuesta además, en caso de quedar por debajo del valor predeterminado, para controlar por lo menos un componente (38) controlable del dispositivo en el sentido de una detención de un movimiento de aproximación relativo entre la superficie de contacto (42) y el ojo (16) o en el sentido de un movimiento de alejamiento relativo de la superficie de contacto y del ojo.

2. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el dispositivo de medición (50) comprende una segunda fuente de radiación, que proporciona un rayo de medición (52), y los componentes ópticos están configurados y dispuestos para dirigir también el rayo de medición sobre el ojo a través de la superficie de contacto (42).

3. Dispositivo según la reivindicación 1 o la 2, en el que el dispositivo de medición (50) está configurado para medir la profundidad de la cámara anterior en diferentes puntos del ojo.

4. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la disposición de evaluación y control (24) está dispuesta para emitir un indicación de aviso óptica y/o acústica, en caso de quedar por debajo del valor predeterminado.

5. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la disposición de evaluación y control (24) está dispuesta para permitir la emisión del rayo láser de tratamiento (14) en función de que la profundidad de la cámara anterior, representada por los datos de medición, no quede por debajo del valor predeterminado.

6. Dispositivo según una de las reivindicaciones 2 a 5, en el que el dispositivo de medición (50) comprende un interferómetro óptico, el cual está dispuesto para crear una interferencia entre el rayo de medición (52) y un reflejo que retorna del ojo (16) a través de la superficie de contacto (42).

7. Dispositivo según la reivindicación 6, en el que el dispositivo de medición (50) funciona según el principio de la reflectometría de baja coherencia óptica.

8. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la superficie de contacto (42) está formada por un elemento de contacto transparente, el cual está configurado a modo de placa de aplanación (40) o de vidrio de contacto con superficie de apoyo no plana para el ojo.

9. Dispositivo según la reivindicación 8, en el que la placa de aplanación (40) o el vidrio de contacto están sujetos en un adaptador de paciente acoplado con un objetivo de enfoque (20) del dispositivo.

10. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la duración de impulso del rayo láser de tratamiento (14) está en el rango de los femtosegundos.

