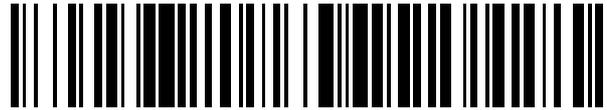


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 571 790**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/01** (2006.01)

**A61B 3/10** (2006.01)

**A61B 3/113** (2006.01)

**A61B 3/117** (2006.01)

**A61F 9/008** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.06.2008 E 08773773 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.04.2016 EP 2337534**

54 Título: **Dispositivo, procedimiento y programa de control para cirugía láser oftalmológica, en particular cirugía láser refractiva**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**26.05.2016**

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 2 571 790 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, procedimiento y programa de control para cirugía láser oftalmológica, en particular cirugía láser refractiva.

5 La invención se refiere a un dispositivo para cirugía láser, en particular oftalmológica. Se refiere además a un programa de control para un dispositivo de este tipo así como a un procedimiento para la generación de un programa de control de este tipo.

10 Por cirugía láser refractiva debe entenderse aquí una variación de las propiedades de representación de un sistema óptico "ojo" mediante radiación láser. La interacción de la radiación láser irradiada con el ojo varía las propiedades de refracción de uno o varios componentes del ojo. Dado que para las propiedades de representación del ojo es determinante, sobre todo, la córnea la cirugía láser refractiva del ojo contiene en muchos casos un tratamiento de la córnea. Mediante la realización, selectiva, de cortes o/y una retirada, selectiva, de material se da lugar al mismo tiempo a una variación de la forma de la córnea; se habla por ello también de una nueva conformación.

15 La LASIK (Laser-In-Situ-Keratomeisis) es un ejemplo sobresaliente de una nueva conformación de la córnea para la variación de sus propiedades refractivas. En la LASIK se corta, en primer lugar, un disquito de tapa superficial que se designa en el mundo profesional, generalmente, como colgajo (*flap*, en inglés). El colgajo cuelga todavía, por una parte de su borde, del tejido de la córnea situado contiguo, de manera que puede ser abatido sin problemas hacia el lado y volver a ser abatido más tarde de vuelta. Para la generación de un colgajo se utilizan en la práctica, hasta ahora, en particular dos métodos, por un lado un método mecánico mediante un microqueratomo y, por el otro, uno de técnica láser, en el cual mediante una radiación láser de femtosegundos (es decir, radiación láser pulsada con una duración de impulso en el margen de los fs) se practica un corte en profundidad superficial en la córnea, el cual es realizado sobre la superficie de la córnea salvo la zona de articulación. Tras retirar abatiéndolo el colgajo generado tiene lugar una retirada de material (ablación) del estroma descubierto de esta manera se acuerdo con un perfil de ablación predeterminado. El perfil de ablación indica cuanto material hay que retirar en qué punto de la córnea. El perfil de ablación está calculado de tal manera que tras la ablación la córnea tiene una forma óptima para el ojo de hay que tratar y se han corregido, en la mayor medida posible, las distorsiones ópticas de la imagen del ojo existentes con anterioridad. Para el cálculo del perfil de ablación están a disposición del mundo profesional, desde hace tiempo, métodos adecuados.

20 Para la ablación se utiliza, por ejemplo, un láser excímero con una longitud de onda de la radiación en el margen del UV, aproximadamente de 193 nm.

25 Si se ha determinado el perfil de ablación para el ojo que hay que tratar se calcula, a continuación, cómo se puede conseguir, de la mejor manera posible, la retirada deseada con la radiación láser de la que se dispone. La radiación láser utilizada es, por regla general, radiación pulsada. Se trata por ello de calcular una secuencia de impulsos láser, en función del espacio y del tiempo, que dé lugar, en interacción con la córnea, en particular con el estroma, a la nueva conformación deseada de la córnea.

30 En el estado de la técnica se conocen medios de guiado del rayo para guiar de tal manera un rayo láser sobre el ojo que hay que tratar que se ajuste la secuencia de espacio y tiempo deseada de los impulsos láser. Los medios de guiado del rayo pueden abarcar en particular una unidad de desviación, que sirve para la desviación del rayo láser en dirección transversal (dirección x-y), también conocida como escáner, así como una óptica de enfoque para el enfoque del rayo láser en una posición de altura (dirección z) deseada. La unidad de desviación puede comprender, por ejemplo, uno o varios espejos de desviación controlados galvanométricamente.

35 La presente invención no está limitada a la técnica LASIK. Se puede utilizar también en otras intervenciones de cirugía láser en el ojo, por ejemplo en la PRK (queratectomía fotorrefractiva), LASEK, EPI-LASIK o en procedimientos de incisión, en los cuales se practican únicamente cortes en la córnea. Por lo demás no existe ninguna limitación de la invención para un tratamiento mediante cirugía láser del ojo; es imaginable también una utilización de la invención también para tratamientos, por ejemplo, del cristalino.

40 Los medios de guiado del rayo mencionados son controlados mediante un ordenador controlado mediante un programa de acuerdo con el perfil de ablación – o de forma más general a mediante de un perfil de tratamiento. En la medida en que se trata de un tratamiento quirúrgico sin ablación, el perfil de tratamiento puede ser también, por ejemplo, un perfil de corte el cual indica en qué punto hay que realizar un corte y a qué profundidad.

45 El perfil de tratamiento necesita un punto de referencia al que está referida espacialmente la secuencia de puntos láser. Se ha propuesto utilizar como punto de referencia para el perfil de ablación, en particular en relación con la ablación LASIK, el centro de la pupila. La pupila es la abertura que deja libre el iris como diafragma, a través de la cual llega la radiación al ojo y a la retina; tiene un contorno relativamente nítido y se puede captar, por ello, relativamente bien con una cámara y evaluar mediante programas de procesamiento de la imagen. En el estado de la técnica están disponibles la técnica de cámara y los programas de procesamientos adecuados.

El ojo humano no es, sin embargo, un objeto que esté en reposo, sino que lleva a cabo constantemente movimientos. Existen diferentes tipos de movimientos oculares los cuales se desarrollan, en parte, con escalas temporales diferentes. Lo único que es importante es la determinación de que el ojo no está nunca en reposo. Esto es válido también cuando se intenta fijar la mirada sobre un objeto predeterminado; incluso entonces aparecen movimientos de fijación inevitables. Debido a que la pupila sigue los movimientos oculares mencionados de una forma más o menos intensa se puede seguir, mediante observación o vigilancia mediante técnica de cámara de la pupila, el ojo en cuanto a sus movimientos. Los aparatos de seguimiento del ojo (Eye-Tracker) correspondientes siguen los movimientos del ojo mediante la toma de secuencias de imágenes de la pupila, incluido el iris circundante, y la evaluación a continuación de las secuencias de imágenes mediante software. En el marco de la evaluación de las imágenes se determina, en particular, donde se encuentra en cada instante el centro de la pupila. Gracias a que se orienta el centro de ablación (centro del perfil de ablación) constantemente de nuevo al centro de la pupila así determinado se puede dirigir, a pesar de los movimientos oculares inevitables, la secuencia espacial deseada de impulsos láser de manera fiable a los puntos correctos de la zona del ojo que hay que tratar.

El documento US 2004/0143246 A1 describe un procedimiento con el cual se puede alinear un rayo láser, con exactitud, sobre una posición deseada de la córnea. Para la mediación de un movimiento del ojo se utilizan cuatro Marker. De manera alternativa se puede detectar el movimiento mediante aberraciones de formas geométricas, tales como elipses, en el ojo. A partir del cálculo del movimiento del ojo se puede determinar si el centro de la pupila experimenta también un desplazamiento independiente del movimiento ocular, lo que se tiene en cuenta correspondientemente durante el posicionamiento del rayo láser.

La patente US nº 6.726.680 B1 describe un procedimiento para utilizaciones de láser de precisión que se basa, para guiar el rayo, en estructuras de modelo almacenadas. Los movimientos oculares que aparecen en el transcurso de una operación son reconocidos gracias a que se sigue la posición de determinadas "referencias" sobre la córnea. Con ello se pueden compensar los movimientos de este tipo para una reproducción de la imagen estabilizada del ojo que hay que tratar.

El documento WO 2007/143111 A2 describe un procedimiento para la tomografía de coherencia óptica (OCT) en el cual se determina la constitución y el grosor de la córnea. Los procedimientos para la determinación de movimientos oculares durante la operación no se describen con mayor detalle.

La utilización del centro de la pupila como punto de referencia para el perfil de ablación está conectada, de todos modos, con una desventaja sistemática, dado que no tiene en cuenta la profundidad de la cámara anterior del ojo situada delante de la pupila y no tiene tampoco en cuenta el grosor de la córnea. Los movimientos oculares son, por regla general, movimientos de rotación, estando situado el punto de giro en el interior del cuerpo vítreo. Si el ojo se mueve un ángulo determinado entonces el centro de la pupila se desplaza en el plano de la pupila un primer valor, mientras que un punto situado en la superficie de la córnea se desplaza un segundo valor en el plano de la córnea, que es mayor que el primer valor, a causa de la mayor distancia del punto de la córnea con respecto al punto de giro en comparación con la distancia entre el centro de la pupila y el punto de giro. Una orientación del perfil de ablación en el centro de la pupila trae por ello consigo imprecisiones, en el caso de presencia de movimientos oculares.

Se puede por ello pensar en utilizar como punto de referencia para el perfil de ablación, en lugar del centro de la pupila, un punto en la córnea, específico del paciente, que esté en una relación espacial fija con respecto al centro de la pupila. En particular se puede pensar para ello en el punto de perforación del eje de la pupila a través de la superficie de la córnea. El eje de la pupila discurre a través del centro de la pupila y a través de la superficie de la córnea. En el caso de tratamientos de la córnea se puede evitar, mediante la utilización de un punto situado en la córnea como punto de referencia para el perfil de tratamiento, el error sistemático mencionado, el cual se comete cuando se utiliza como punto de referencia, en lugar de ello, un punto situado a distancia de la córnea como, por ejemplo, el centro de la pupila.

Para el cálculo geométrico de un centro de tratamiento situado en la córnea a partir del centro de la pupila se requieren informaciones acerca del radio de giro del ojo y de la distancia radial entre los dos centros. Esta última determina, principalmente, mediante la profundidad de la cámara anterior del ojo; una pequeña parte de esta distancia radial es determinada además por el grosor de la córnea.

La invención parte del conocimiento de que la profundidad de la cámara anterior del ojo, incluido el grosor de la córnea, puede variar para diferentes personas en una medida que es favorable en el sentido de una mejora del resultado de la operación, en concreto determinar, mediante técnicas de medición, para cada paciente en cuestión de forma individual su profundidad de la cámara del ojo (en caso deseado incluido el grosor de la córnea) y tener en cuenta este valor de medición durante el cálculo del centro de tratamiento corneal a partir de la posición del centro de la pupila. Se pudo determinar, por ejemplo, en un grupo de ensayo de pacientes que la profundidad de la cámara anterior, incluido el grosor de la córnea, oscilaba, dentro del grupo de ensayo, entre aproximadamente 2,8 y 4,5 mm. En vista de esta anchura de oscilación determinada, es un aspecto de la enseñanza según la invención, que suponer un valor estándar, por ejemplo 3,5 mm, para la profundidad de la cámara anterior, incluido en grosor de la córnea, se ajusta poco, bajo determinadas circunstancias, a las relaciones reales en un paciente actual y por ello hay que partir de un error relativamente grande cuando el centro de tratamiento se calcula, haciendo uso de un valor

estándar de este tipo, a partir del centro de la pupila.

5 La invención se plantea el problema de indicar un camino para la cirugía láser oftalmológica, en particular refractiva, de cómo se puede determinar para in perfil de tratamiento predeterminado, durante el tratamiento, el punto de referencia en el ojo, el cual permite obtener mejores resultados de la operación.

Según la invención está previsto para ello un dispositivo para cirugía láser oftalmológica, en particular refractiva, el cual comprende

- 10 - una fuente de rayo láser,
- medios de guiado del rayo para guiar de manera controlada en el espacio y el tiempo el rayo láser emitido por la fuente de rayo láser sobre un ojo de hay que tratar,
- 15 - una cámara para captar una imagen del iris y la pupila del ojo,
- un ordenador controlado mediante programa, conectado con la cámara, para controlar los medios de guiado del rayo de acuerdo con un perfil de tratamiento, estando dispuesto el ordenador para determinar, durante el tratamiento del ojo, sobre la base de los datos de imagen suministrados por la cámara, la posición de un punto predeterminado en la córnea del ojo y para alinear el perfil de tratamiento con respecto a la posición del punto de la córnea determinado de esta manera.
- 20

25 Según la invención el dispositivo está dotado aquí con un dispositivo de medición para la medición de una medida de profundidad del ojo de hay que tratar, representativa de la profundidad de la cámara anterior y, en caso deseado, del grosor de la córnea, siendo suministrados los datos de medición del dispositivo de medición al ordenador y estando dispuesto para determinar la posición del punto de la córnea predeterminado teniendo en cuenta la medida de profundidad medida.

30 La invención enseña, por consiguiente, a medir la profundidad de la cámara anterior y, en caso deseado, el grosor de la córnea de forma individual para el paciente correspondiente y alinear el tratamiento láser hacia un punto de la córnea que se determinó teniendo en cuenta estos valores de medición. El punto de referencia está situado, preferentemente, en el lado anterior del córnea. La medición se puede llevar a cabo justo antes del inicio de la cirugía.

35 Desde hace algún tiempo se dispone de procedimientos de medición interferométricos de óptica de coherencia para la medición sin contacto de tejidos biológicos como, por ejemplo, la tomografía de coherencia óptica (OCT) o la reflectometría del margen de coherencia (OLCR: Optical Low Coherence Reflectometry). Estos procedimientos de medición trabajan con radiación de banda ancha (p. ej. SLED, ASE, láser-supercontinuo) y permiten medir estructuras biológicas con gran resolución hasta el margen de 1  $\mu\text{m}$  y más finas.

40 En un perfeccionamiento preferido la invención enseña la integración de un dispositivo de medición interferométrico de óptica de coherencia en el dispositivo de cirugía láser, tratándose en el caso del dispositivo de medición en particular de un dispositivo de medición OLCR. La elevada precisión de medición de un dispositivo de medición de este tipo permite resolver las oscilaciones de la profundidad de la cámara anterior y del grosor de la córnea entre diferentes pacientes y captarlos con precisión. La integración del dispositivo de medición en el dispositivo de cirugía láser es en particular de tal tipo que el rayo de medición emitido por el dispositivo de medición es orientado sobre el ojo con el mismo eje que el rayo láser que sirve para el tratamiento, de manera que el paciente debe ser posicionado únicamente una vez y la medición puede ser repetida, en caso dado, durante la operación.

50 No solo la profundidad de la cámara anterior puede ser diferente de una persona a otra sino también el diámetro del ojo en su totalidad. Un diámetro del ojo diferente conduce a un radio de giro correspondientemente distinto en caso de movimientos de rotación del ojo. Correspondientemente está previsto, en una forma de realización preferida, que el ordenador esté dispuesto para determinar la posición del punto de la córnea predeterminado, también teniendo en cuenta un radio de giro del ojo específico del paciente, determinado de manera preoperatoria. Tener en cuenta el radio de giro medido de manera individual permite más mejoras en comparación con la utilización de un radio de giro predeterminado de manera estándar.

60 Como se ha mencionado ya, se puede utilizar como punto de la córnea predeterminado el punto de perforación del eje de la pupila a través de la superficie de la córnea. Alternativamente se puede utilizar un punto de la córnea que esté en posición fija con respecto a este punto de perforación.

65 En particular en operaciones LASIK, en las cuales se abate alejándolo en primer lugar el colgajo para llevar a cabo a continuación la ablación, no existe durante la ablación ninguna posibilidad de explorar la superficie de la córnea de forma directa en busca de un punto predeterminado. El punto de referencia para el centro de ablación puede ser calculado, de acuerdo con ello, únicamente por vías indirectas. Una posibilidad para ello puede consistir en determinar, durante el tratamiento láser, a partir de las imágenes de la cámara, de manera continua una medida de

desplazamiento actual para el centro de la pupila, que indique el desplazamiento de la posición actual del centro de la pupila con respecto a la posición de referencia dada. La medida del desplazamiento del centro de la pupila se puede determinar, en particular, en forma de un vector de desplazamiento, el cual representa la dirección y la magnitud del desplazamiento del centro de la pupila con respecto a la posición de referencia. Los movimientos oculares que tienen lugar en el transcurso de la intervención láser pueden expresarse entonces en cada caso mediante un vector de desplazamiento referido a la posición de referencia del centro de la pupila.

Con la utilización de la medida de la profundidad medida se puede calcular acto seguido una medida de desplazamiento correspondiente a la medida de desplazamiento del centro de la pupila para el punto de la córnea predeterminado, por ejemplo de nuevo en forma de un vector de desplazamiento. La posición actual del punto de la córnea predeterminado se puede determinar a partir de la medida de desplazamiento del punto de la córnea predeterminado calculada de esta manera y se puede determinar una posición de referencia conocida para este punto. La posición de referencia del punto de la córnea predeterminado es al mismo tiempo, de manera adecuada, la posición que adopta el punto de la córnea predeterminado, cuando el centro de la pupila se encuentra en su posición de referencia. Por ejemplo, se puede determinar al principio de la operación una vez la posición del punto de perforación del eje de la pupila a través de la superficie de la córnea y determinar la posición correspondiente del centro de la pupila y almacenarlos como posiciones de referencia para el punto de la córnea predeterminado y el centro de la pupila.

La invención proporciona además un programa de control para un dispositivo para cirugía láser oftalmológica, en particular refractiva, comprendiendo el dispositivo una fuente de rayo láser, medios de guiado del rayo para guiar de manera controlada en el espacio y el tiempo el rayo láser emitido por la fuente de rayo láser sobre un ojo de hay que tratar, una cámara para captar una imagen del iris y la pupila del ojo y un ordenador controlado mediante programa, conectado con la cámara, para controlar los medios de guiado del rayo de acuerdo con un perfil de tratamiento. El programa de control está estructurado de tal manera que el ordenador determina, durante el tratamiento del ojo, sobre la base de los datos de imagen suministrados por la cámara, la posición de un punto predeterminado en la córnea del ojo y orienta el perfil de tratamiento con respecto a la posición del punto de la córnea determinado de esta manera. El programa de control determina al mismo tiempo la posición del punto de la córnea predeterminado teniendo en cuenta una medida de profundidad, representativa de la profundidad de la cámara anterior y, en caso deseado, del grosor de la córnea, del ojo que hay que tratar.

El programa de control puede ser guardado, por ejemplo, en un soporte de datos transportable legible mecánicamente o ser guardado en un componente de memoria, al cual puede acceder el ordenador.

La invención de refiere además a un procedimiento para la generación de un programa de control para un ordenador controlado mediante programa de un dispositivo para cirugía láser oftalmológica, en particular refractiva, estando dispuesto el dispositivo para alinear radiación láser, según una secuencia de espacio y tiempo determinada, mediante un perfil de tratamiento deseado, con respecto a un lugar predeterminado de un ojo que hay que tratar o hacia el interior del ojo. Según la invención está previsto en este procedimiento que se mide, por lo menos una vez, antes de la cirugía una medida de profundidad representativa de la profundidad de la cámara anterior y, en caso deseado, del grosor de la córnea del ojo que hay que tratar y que el programa de control se genere de tal manera que, durante la cirugía, determine el valor predeterminado del ojo teniendo en cuenta la medida de profundidad medida.

Para el programa de control y el procedimiento son válidas, de manera correspondiente, las consideraciones realizadas con anterioridad en relación con el dispositivo de cirugía láser según la invención y los ejemplos de realización preferidos explicados.

La invención se continúa explicando a continuación sobre la base de los dibujos adjuntados. Se representa, en:

la Figura 1, en representación esquemática de bloques, un ejemplo de realización de un dispositivo para cirugía láser del ojo;

la Figura 2, una representación en sección de la zona anterior del ojo, y

la Figura 3, una representación en sección de la zona anterior del ojo en una posición del ojo girada con respecto a la Figura 2;

En la Figura 1 se indica mediante 10, de forma esquemática, un ojo de debe ser tratado con cirugía láser refractiva. La córnea del ojo 10 así como el borde de la pupila están indicados mediante 12 respectivamente 14.

El dispositivo de cirugía láser según la Figura 1 presenta, de forma en sí conocida, una fuente de luz de fijación (p. ej. LED o láser) 18, que emite un rayo de fijación 18' débil y que es visado por el paciente para la fijación del ojo.

El dispositivo de cirugía láser comprende, además, un láser de tratamiento 20, que emite radiación de tratamiento 20', que es orientada a través de una lente 22 sobre el espejo del escáner 24, 24' y es dirigido mediante un espejo

de desviación 26 sobre el ojo 10. Para un tratamiento LASIK el láser 20 puede ser un láser excímero, cuya longitud de onda de la radiación sea de 193 nm. Se sobreentiende que para otros propósitos de tratamiento se puedan utilizar en caso deseado también otras longitudes de onda de tratamiento. En ordenador C controlado mediante programa controla el láser 20 y los espejos de escáner 24, 24' de acuerdo con un perfil de tratamiento calculado con anterioridad.

En lo que viene a continuación se parte de que con el dispositivo quirúrgico representado se lleva a cabo un tratamiento LASIK; en correspondencia con ello se supone como perfil de tratamiento un perfil de ablación.

El dispositivo de cirugía láser posee además un dispositivo para el seguimiento del movimientos oculares (Eye-Tracker). El Eye-Tracker comprende una cámara 30, con la cual se toman, a través de un espejo de desviación 28, en la dirección de una flecha 32, imágenes del ojo, en concreto de la pupila y del iris. Las imágenes captadas son evaluadas acto seguido en el ordenador C o en una unidad de procesamiento de datos conectada con anterioridad, no representada con mayor detalle, con el fin de seguir movimientos del ojo que el paciente no puede evitar, por regla general, a pesar de intentar la fijación de la mirada en la luz de fijación 18'. El ordenador C tiene en cuenta los movimientos oculares detectados durante el control de los espejos de escáner 24, 24' para de este modo mantener el perfil de ablación lo más constante posible con respecto a un punto de referencia predeterminado en la superficie de la córnea.

En el dispositivo de cirugía láser está integrado además un dispositivo de medición 34 para la OLCR (Optical Low Coherence Reflectometry) que contiene, de forma en sí conocida, una fuente para un rayo de medición, que es orientado, mediante un espejo de desviación 42, sobre el ojo 10. El dispositivo de medición 34 capta radiación reflejada por el ojo 10 mediante el espejo de desviación 42 por el mismo camino que es emitida la radiación de medición del dispositivo de medición 34. Esto está indicado mediante una doble flecha 36.

El dispositivo de medición 34 mide, al inicio de la LASIK, incluso antes de que el colgajo sea cortado y abatido, la profundidad de la cámara anterior del ojo, incluido el grosor de la córnea. En este contexto se remite ahora a la Figura 2. La cámara anterior del ojo está designada allí mediante 44, 46 designa el iris y 48 designa el cristalino del ojo 10. La dimensión total de la profundidad de la cámara anterior y del grosor de la córnea está designada mediante d.

En la Figura 2 está dibujado además un eje de pupila 50, que conecta un centro de la pupila P con el punto de perforación D, en el cual el eje de la pupila 50 perfora la superficie anterior de la córnea 12.

Un giro del ojo conduce a un desplazamiento del eje de la pupila 50 y, correspondientemente, también a un desplazamiento del centro de la pupila P y del punto de perforación D. Esta situación está representada en la Figura 3. El nuevo eje de la pupila está designado allí mediante 50'. En comparación está indicado también el eje de la pupila 50 del estado de la Figura 2. a y b designan recorridos que están desplazados el centro de la pupila P o el punto de perforación D con respecto al estado de la Figura 2. Se reconoce que el punto de perforación D está desplazado claramente mucho más en caso de un movimiento ocular que el centro de la pupila P, dependiendo la diferencia entre las medidas de desplazamiento a, b de la profundidad de la cámara anterior 44 y del grosor de la córnea 12, es decir en total de la medida de profundidad d.

El ordenador C del dispositivo de cirugía láser orienta el perfil de ablación no con respecto al centro de la pupila P sino con respecto al punto de perforación D como centro de ablación. Con ello determina, por ejemplo, la posición del centro de la pupila P y la posición del punto de perforación D, una vez, antes del inicio de la operación y memoriza (almacena) los valores determinados de este modo como posiciones de referencia. Durante el tratamiento láser el ordenador C determina, constantemente, sobre la base de los datos de imagen de la cámara 30, la posición en cada caso actual del centro de la pupila P y calcula un vector de desplazamiento, que indica la magnitud y la dirección del desplazamiento del centro de la pupila P entre la posición de referencia almacenada y el estado actual. A partir del vector de desplazamiento determinado de esta manera para el centro de la pupila P, el ordenador C puede calcular, sobre la base de la medida de profundidad d medida y de un radio de giro del ojo 10 obtenido asimismo por medición o predeterminado de forma estándar, un vector de desplazamiento para el punto de perforación D. Este cálculo es posible con unas matemáticas sencillas, por ejemplo con la ayuda del teorema de Tales de la geometría. A partir del vector de desplazamiento obtenido de esta manera para el punto de perforación D y la posición de referencia almacenada de este punto el ordenador C puede calcular, a continuación, la posición actual del punto de perforación D. Se ve sin más que la complejidad de cálculo para estos cálculos es comparativamente pequeña.

**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo para cirugía láser oftalmológica, en particular refractiva, que comprende

- 5 - una fuente de rayo láser (20),
- unos medios de guiado del rayo (24, 24' 26) para guiar de manera controlada en el espacio y el tiempo el rayo láser emitido por la fuente de rayo láser sobre un ojo de hay que tratar,
- 10 - una cámara (30) para captar una imagen del iris y de la pupila del ojo,
- un ordenador (C) controlado mediante programa, conectado con la cámara, para controlar los medios de guiado del rayo de acuerdo con un perfil de tratamiento, estando el ordenador previsto para determinar, durante el tratamiento del ojo, sobre la base de los datos de imagen suministrados por la cámara, la posición de un punto predeterminado en la córnea del ojo, y para alinear el perfil de tratamiento con respecto a la posición del punto de la córnea determinada de esta manera,
- 15 - un dispositivo de medición (34) que suministra sus datos de medición al ordenador para medir una medida de profundidad (d), representativa de la profundidad de la cámara anterior y, en caso deseado, del grosor de la
- 20 córnea, del ojo que hay que tratar,

caracterizado por que el ordenador (C) está previsto para determinar, a partir de los datos de imagen de la cámara (34), una medida de desplazamiento (a) para el centro de la pupila (P) y la posición del punto de la córnea predeterminado en función de la medida de desplazamiento determinada de este modo, de la medida de

25 profundidad (d) medida y de un radio de giro del ojo, obtenido asimismo por medición o predeterminado de forma estándar, representando la medida de desplazamiento la dirección y la magnitud de un desplazamiento del centro de la pupila (P) con respecto a una posición de referencia del centro de la pupila, a causa de un movimiento de rotación del ojo.

30 2. Dispositivo según la reivindicación 1, caracterizado por que el dispositivo de medición (34) es un dispositivo de medición interferométrico de coherencia óptica, en particular un dispositivo de medición OLCR.

3. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el punto de la córnea predeterminado es el punto de perforación (D) del eje de la pupila (50) a través de la superficie de la córnea o un

35 punto, que está en una posición relativa fija con este punto de perforación.

4. Programa de control para un dispositivo de cirugía láser oftalmológica, en particular refractiva, comprendiendo el dispositivo una fuente de rayo láser, unos medios de guiado del rayo para guiar de manera controlada en el espacio y el tiempo el rayo láser emitido por la fuente de rayo láser a lo largo de un ojo de hay que tratar, una cámara para

40 captar una imagen del iris y de la pupila del ojo y un ordenador controlado mediante programa, conectado con la cámara, para controlar los medios de guiado del rayo de acuerdo con un perfil de tratamiento, estando el programa previsto de manera que el ordenador, durante el tratamiento del ojo, sobre la base de los datos suministrados por la cámara, determina la posición de un punto predeterminado en la córnea del ojo, y alinea el perfil de tratamiento con respecto a la posición del punto de la córnea determinada de esta manera, caracterizado por que el programa de control está previsto para determinar, a partir de los datos de imagen de la cámara (34), una medida de desplazamiento (a) para el centro de la pupila (P) y la posición del punto de la córnea predeterminado en función de la medida de desplazamiento determinada de este modo, una medida de profundidad (d) representativa de la

45 profundidad de la cámara anterior y, en caso deseado, el grosor de la córnea del ojo de hay que tratar, y un radio de giro del ojo, obtenido asimismo por medición o predeterminado de forma estándar, representando la medida de desplazamiento la dirección y la magnitud de un desplazamiento del centro de la pupila (P) con respecto a una

50 posición de referencia del centro de la pupila, a causa de un movimiento de rotación del ojo.

5. Procedimiento para generar un programa de control para un ordenador controlado mediante programa de un dispositivo de cirugía oftalmológica, en particular refractiva, estando el dispositivo previsto para dirigir la radiación láser, según una secuencia espacial y temporal, determinada mediante un perfil de tratamiento determinado deseado, con respecto a un lugar predeterminado de un ojo que hay que tratar, sobre o en el interior del ojo, midiéndose durante el procedimiento, por lo menos una vez antes de la cirugía, una medida de profundidad representativa de la profundidad de la cámara anterior y, en caso deseado, del grosor de la córnea del ojo que hay que tratar, y generándose el programa de control de tal manera que determine, durante la cirugía, a partir de los

60 datos de imagen de una cámara, una medida de desplazamiento (a) para el centro de la pupila (P) y determine el lugar predeterminado, en función de la medida de desplazamiento determinada de este modo, de la medida de profundidad (d) medida y de un radio de giro del ojo, obtenido asimismo por medición o predeterminado de forma estándar, representando la medida de desplazamiento la dirección y la magnitud de un desplazamiento del centro de la pupila (P) con respecto a una posición de referencia del centro de la pupila, a causa de un movimiento de rotación del ojo.

65

FIG 1

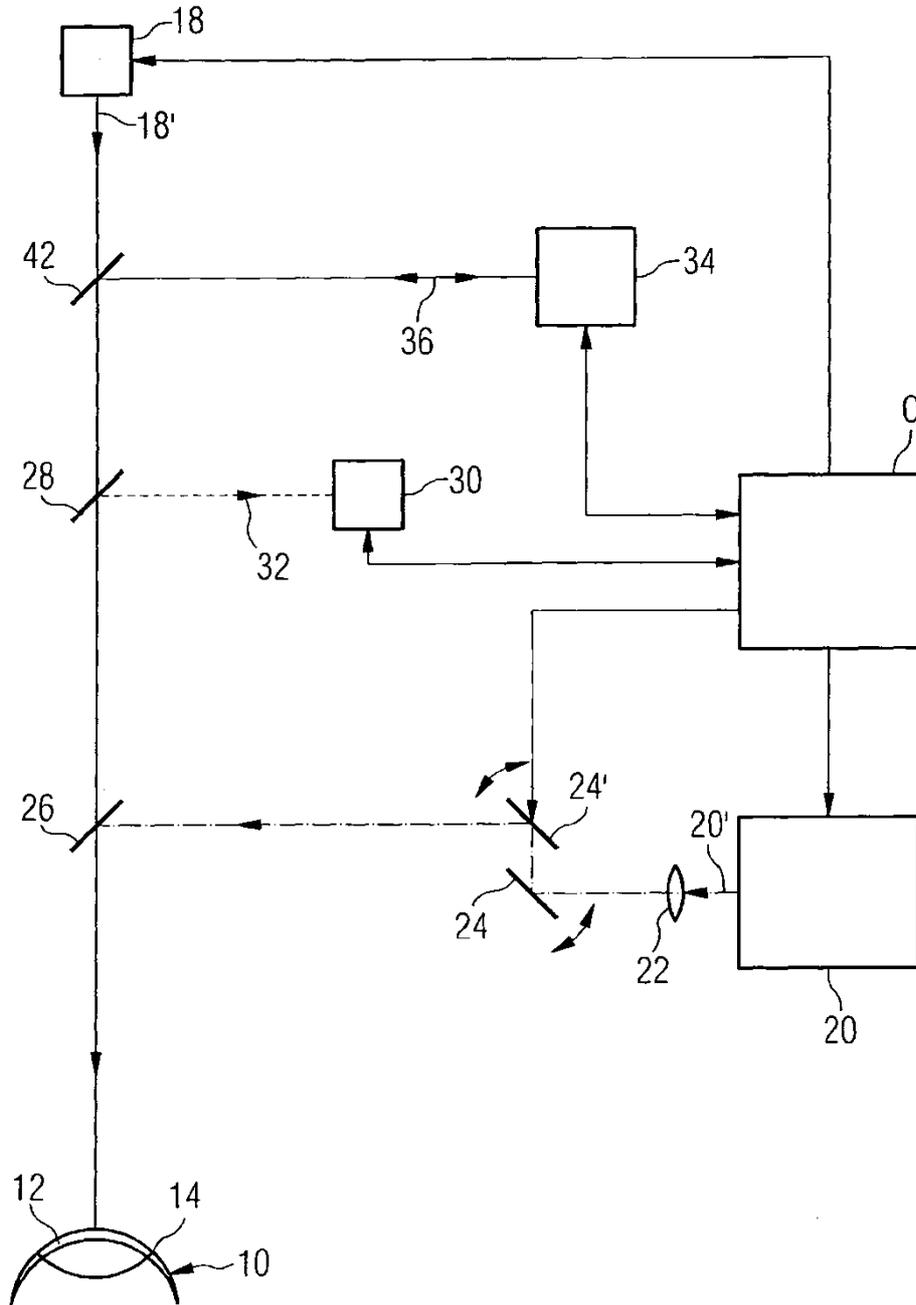


FIG 2

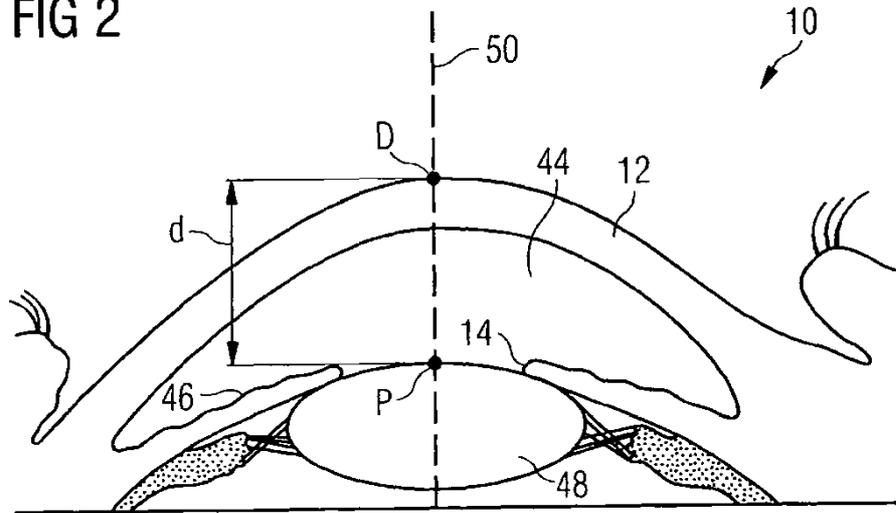


FIG 3

