

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 387 227**

51 Int. Cl.:  
**A61F 9/008** (2006.01)  
**A61F 9/01** (2006.01)  
**A61B 3/10** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08773775 .5**  
96 Fecha de presentación: **30.06.2008**  
97 Número de publicación de la solicitud: **2306949**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **13.04.2011**

54 Título: **Dispositivo para cirugía láser oftalmológica, en particular, refractiva**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**18.09.2012**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**18.09.2012**

73 Titular/es:  
**WaveLight GmbH**  
**Am Wolfsmantel 5**  
**91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:  
**RIEDEL, Peter y**  
**DONITZKY, Christof**

74 Agente/Representante:  
**Curell Aguilá, Mireia**

ES 2 387 227 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 cirugía láser oftalmológica, en particular, refractiva.

La presente invención se refiere a un dispositivo para cirugía láser oftalmológica, en particular refractiva.

5 En la cirugía del ojo humano, se conocen múltiples métodos de tratamiento, en los cuales se dirige radiación láser sobre el ojo para, como consecuencia de la interacción de la radiación láser irradiada con el ojo, conseguir un propósito de tratamiento indicado. En la cirugía láser refractiva, el propósito de tratamiento es una modificación de las propiedades de representación del sistema óptico "ojo" mediante la radiación láser. Dado que para las propiedades de representación del ojo humano es determinante sobre todo la córnea, la cirugía láser refractiva del ojo comprende en muchos casos el tratamiento de la córnea. Mediante esta introducción selectiva de cortes y/o  
10 mediante retirada de material selectiva se da lugar, al mismo tiempo, a una modificación de la forma de la córnea; se habla por ello también de una nueva conformación.

Un ejemplo conocido de una nueva conformación de la córnea para la modificación de sus propiedades refractivas es la técnica Lasik (Queratomileosis láser *in situ*). En la Lasik, se corta un disquito de tapa superficial de la córnea, que se designa en el mundo profesional comúnmente como "Flap". El Flap cuelga por una parte de su borde en una zona de bisagra (inglés: "hinge") todavía de su tejido de la córnea situado al lado, de manera que puede ser abatido sin problemas hacia el lado y ser más tarde abatido de nuevo de vuelta. Para la generación del Flap se utilizan en la práctica existente hasta ahora en especial dos métodos, por un lado, uno mecánico mediante un microqueratomo y, por el otro, uno de técnica láser, en el cual mediante radiación láser de femtosegundos (es decir, radiación láser con una duración de impulso en el margen de los fs) se practica un corte en profundidad superficial en la córnea, el cual  
15 es realizado a excepción de la zona de bisagra hacia la superficie de la córnea. Después de abatir el Flap generado tiene lugar una retirada de material (ablación) del estroma, puesto al descubierto de esta manera, según un perfil de ablación predeterminado. El perfil de ablación indica en qué lugar de la córnea que cantidad de tejido hay que retirar. Se calcula de esta manera que tras la ablación la córnea tiene una forma óptima para el ojo tratado y que están corregidas en la mayor medida posible las distorsiones de la imagen óptica del ojo existentes con anterioridad. Para el cálculo del perfil de ablación se dispone en el mundo profesional, desde hace tiempo, de métodos adecuados. Para la ablación se utiliza, por ejemplo, un láser excímero con una longitud de onda de la radiación en el rango UV, aproximadamente de 193 nm.

Una vez determinado el perfil de ablación para el ojo, se calcula a continuación la manera que se puede conseguir de la mejor forma posible la retirada deseada con la radiación láser de la que se dispone (radiación de tratamiento).  
20 La radiación láser utilizada radiación pulsada de manera regular. Se trata por lo tanto de calcular una secuencia de impulsos láser según el espacio y el tiempo los cuales, en interacción con la córnea, en especial con el estroma, den lugar a la nueva conformación de la córnea.

Los medios de guiado de rayo para guiar un rayo láser de tal manera por encima del ojo que hay que tratar que ajuste la secuencia de espacio y tiempo de los impulsos láser deseada se conocen como tales en el estado de la técnica. Los medios de guiado de rayo pueden comprender, en especial, una unidad de desviación que sirve para la desviación del rayos láser de tratamiento en dirección transversal (dirección x-y), conocido también como escáner, así como una óptica de enfoque del rayo láser en una posición de altura (posición z) deseada. La unidad de desviación puede comprender, por ejemplo, uno o varios espejos de desviación controlados galvanométricamente.  
35

Los medios de guiado de rayo mencionados son controlados, mediante un ordenador controlado mediante programa, a medida del perfil de ablación. Dado que la invención no está limitada en modo alguno a una utilización durante la Lasik, sino que se puede utilizar en innumerables otras intervenciones quirúrgicas láser en el ojo, se habla en lo que viene a continuación en general de un perfil de tratamiento, a medida del cual se controlan los medios de guiado de rayo. Para intervenciones incisionales, en las cuales se practican cortes en la córnea u otro componente del ojo, el perfil de tratamiento puede representar un perfil de corte el cual indica en qué lugar y con qué profundidad hay que practicar un corte.  
40

El ojo humano no es un objeto en reposo, sino que lleva a cabo constantemente movimientos. Existen diferentes tipos de movimientos de los ojos los cuales, en parte, se desarrollan con escalas de tiempo diferentes y con diferentes amplitudes. Es importante únicamente la determinación de que el ojo no permanece nunca inmóvil. Esto es válido también cuando se intenta fijar la vista sobre un objeto predeterminado; incluso entonces aparecen movimientos de fijación inevitables.  
45

Para el registro de los movimientos del ojo mencionados se conocen sistemas para el seguimiento del movimiento del ojo o para el registro del movimiento de la vista ("Eye-Tracker"). Estos sistemas comprenden regularmente por lo menos una cámara, la cual está orientada sobre el ojo y que capta secuencias de imágenes de la pupila, incluido el iris circundante. Mediante evaluación a continuación de las secuencias de imágenes mediante algoritmos de análisis de imágenes adecuados se puede determinar la posición actual de la pupila y el desarrollo del movimiento de la pupila. Al mismo tiempo se recurre en especial al centro de la pupila. Mediante orientación del perfil de tratamiento al centro de la pupila vigilado de esta manera mediante técnica de cámara o un punto deducido de ello se puede, a pesar de los movimientos inevitables de los ojos, la secuencia espacial deseada de los impulsos láser de manera  
55

fiable en los puntos correctos de la zona del ojo que hay que tratar.

El fundamento para la determinación de un perfil de tratamiento adecuado es, por regla general, una medición del ojo en su estado real. Para el tratamiento refractivo de la córnea se necesita, por ejemplo, por regla general un conocimiento de por lo menos la topografía y el espesor de la córnea. Puede ser necesario el conocimiento de otros o más parámetros del ojo para el tratamiento que hay que llevar a cabo, por ejemplo de la profundidad de la cámara delantera, del espesor del cristalino, la profundidad total del ojo y similares. Los parámetros de este tipo no se miden antes del inicio del tratamiento, sino que por lo menos en parte también durante o/y después del tratamiento, por ejemplo para registrar el desarrollo del tratamiento y actuar, en su caso, controlando el desarrollo del tratamiento y para comprobar el resultado del tratamiento.

5 Desde hace algún tiempo se dispone para la medición sin contacto de parámetros de los ojos, como en especial el espesor de la córnea, dispositivos de medición interferométricos de coherencia los cuales, por ejemplo, funcionan según el principio de la reflectometría de coherencia óptica (OLCR: Optical Low-Coherence Reflectometry) o de la tomografía de coherencia óptica (OCT: Optical Coherence Tomography). Estos dispositivos de medición trabajan con radiación de banda ancha de baja coherencia y permiten medir estructuras del ojo (o en general del tejido biológico que hay que medir) con una resolución en el margen cercano a 1  $\mu\text{m}$  y más finos. La tomografía de coherencia óptica es un procedimiento que genera imágenes el cual hace posible la generación de vistas en sección. La reflectometría de baja coherencia óptica es adecuada por el contrario en especial para mediciones puntuales de una medida de espesor o de profundidad del ojo, como por ejemplo el espesor de la córnea (paquimetría).

20 La medición del espesor de la córnea (o de otra medida del espesor o de la profundidad del ojo) se ve dificultada por los movimientos del ojo mencionados más arriba. Si se desea realizar mediciones múltiples del espesor de la córnea, por ejemplo durante una operación en curso, entonces la medición debería tener lugar a ser posible en el mismo punto o por lo menos dentro de una zona determinada de la córnea (zona de aceptación), en la cual se pueden esperar resultados de medición fiables. Los movimientos de fijación del ojo pueden conducir, sin embargo, a que esta zona de aceptación desaparezca del "campo de visión" del aparato de medición paquimétrico y la medición tenga que ser por ello interrumpida.

25 El problema que se plantea la invención es simplificar y hacer más fiables las mediciones del espesor o de la profundidad, que se producen en el marco de un tratamiento con cirugía láser del ojo, ya sea antes, durante o después de la operación.

30 El documento US 2005/0024586 da a conocer un dispositivo según el preámbulo de la reivindicación 1.

Para la resolución de este problema está previsto según la invención un dispositivo para la cirugía láser oftalmológica, en especial refractiva, según la reivindicación 1, que comprende

- una primera fuente de radiación para el suministro de un rayo láser de tratamiento,
- unos primeros medios de guiado de rayo para guiar, de manera controlada según el lugar y el tiempo, el rayo láser de tratamiento sobre un ojo que hay que tratar,
- una cámara para la captación de una imagen del ojo que hay que tratar,
- una disposición de evaluación y control que evalúe los datos de imagen de la cámara para el reconocimiento de los movimientos del ojo, y
- un dispositivo de medición interferométrico de óptica de coherencia para la medición de una dimensión del espesor o la profundidad del ojo, en particular de un espesor de la córnea, comprendiendo el dispositivo de medición una segunda fuente de radiación que proporciona un rayo de medición así como un segundo medio de guía de rayo, con el fin de dirigir el rayo de medición sobre el ojo.

45 Según la invención, los segundos medios de guiado de rayo comprenden al mismo tiempo por lo menos un elemento de guiado de rayo dispuesto móvil para la modificación de la posición del rayo de medición, estando dispuesta al mismo tiempo la unidad de evaluación y de control para que el elemento de guiado de rayo se pueda controlar, independientemente de los movimientos del ojo registrados, que la posición del rayo de medición siga los movimientos del ojo.

50 La invención enseña por consiguiente la idea de utilizar los datos de un Eye-Tracker que registra los movimientos del ojo para el control del dispositivo de medición de manera que el rayo de medición incida, durante la realización de la medición, constantemente esencialmente sobre el mismo punto de la superficie de la córnea o por lo menos en la misma zona de la superficie de la córnea. El seguimiento automatizado de esta manera del rayo de medición dependiendo de los movimientos del ojo reconocidos hace posible un gran número de mediciones en una temporalmente breve, lo que permite una documentación precisa o/y control del desarrollo del tratamiento. La tediosidad del seguimiento manual en los sistemas existentes hasta ahora conduce, por el contrario, a que aparezcan constantemente grandes intervalos de tiempo entre mediciones que tiene lugar una tras otra. Además, la

solución según la invención garantiza una elevada fiabilidad de medición dado que el acoplamiento del dispositivo de medición en el Eye-Traker permita una orientación precisa, invariable, del rayo de medición sobre un punto predeterminado o una zona predeterminada del ojo.

5 La exigencia de controlar el elemento de guiado de rayo de la disposición de medición de tal manera que la posición del rayo de medición siga los movimientos del ojo, no contiene un seguimiento continuo sucesivo del rayo de medición en movimientos del ojo registrados actualmente. Como se ha mencionado ya, está predeterminada una zona de aceptación, dentro de la cual el rayo de medición se puede encontrar sobre la superficie de la cornea, sin que estos tuviese efectos significativos sobre la precisión de medición. Tan pronto como el rayo de medición abandona sin embargo la zona de aceptación, tiene lugar un seguimiento del rayo de medición, de manera que su posición está situada de nuevo dentro de la zona de aceptación. Al mismo tiempo se pueden satisfacer condiciones de contorno adicionales, que deben impedir movimientos de seguimiento innecesarios del rayo de medición. Por ejemplo, una condición de contorno de este tipo puede ser que el rayo de medición tenga que haber abandonado la zona de aceptación mencionada durante por lo menos un intervalo de tiempo predeterminado, antes de que tenga lugar un seguimiento del rayo de medición. De esta manera, se pueden extraer por filtración valores extraños. Por lo menos debería estar asegurado que en los instantes en los cuales la disposición de medición lleva a cabo una medición el rayo de medición está orientado, esencialmente, sobre el punto predeterminado o la zona de aceptación. Dado que el seguimiento del rayo de medición es posible de manera comparativamente rápida, es imaginable ajustar, poco antes de la medición proyectada, la posición del rayo de medición dependiendo de la posición del ojo o de la pupila entonces actual. Es asimismo evidentemente posible llevar a cabo seguimientos del rayo de medición también no existe directamente precisamente ninguna medición.

En una forma de realización preferida el elemento de guiado de rayo dispuesto móvil es un espejo de desviación, desde el cual el rayo de medición llega, sin otra desviación en un espejo, al ojo. En la medida en que el espejo de desviación esté situado en el recorrido de otro rayo de luz, orientado sobre el ojo, del dispositivo de cirugía láser, el espejo de desviación es de manera adecuada un espejo semitransparente. Por ejemplo, un rayo de luz adicional de este tipo puede ser un rayo de luz de fijación emitido por una fuente de luz de fijación.

Para la variación de la posición del rayo de medición sobre el ojo el espejo de desviación puede estar dispuesto de manera que se puede inclinar alrededor de por lo menos un eje de inclinación. De manera alternativa o adicional puede estar dispuesto a lo largo de por lo menos una dirección lineal de manera que se pueda ajustar de forma rectilínea.

30 Se ha mencionado ya que no es necesario en todo caso adaptar la posición del rayo de medición sucesivamente a cada movimiento del ojo registrado. Correspondientemente está, según la invención, la unidad de evaluación y de control dispuesta para seguir únicamente entonces el rayo de medición mediante el control del elemento de guiado de rayo los movimientos del ojo, cuando los movimientos del ojo registrados satisfagan por lo menos una condición predeterminada. Una condición predeterminada de este tipo para el seguimiento del rayo de medición es que el ojo se haya movido, por lo menos una medida predeterminada, con respecto a una posición de comparación. La posición de comparación se puede referir, por ejemplo, a la posición del centro de la pupila. Los "Eye-Tracker" usuales en el mercado y su software de evaluación de la imagen están en disposición de calcular, a partir de los datos de imagen registrados, la posición actual del centro de la pupila. Por ejemplo, se puede utilizar, como una primera posición de comparación, la posición del centro de la pupila al inicio de la cirugía láser y se puede orientar el rayo de medición con respecto a esta primera posición de comparación. Mientras que el centro de la pupila se encuentre a continuación dentro de una zona predeterminada (definida por ejemplo por un radio predeterminado) alrededor de la primera posición de comparación, no tiene lugar ningún seguimiento del rayo de medición. Cuando el centro de la pupila, por el contrario, se aleja más del radio predeterminado de la primera posición de comparación, puede tener lugar un seguimiento del rayo de medición. Esto puede suceder, por ejemplo, de manera que se determine una nueva posición de comparación, sobre la base de las informaciones actuales, relativa a la posición del centro de la pupila y el rayo de medición sea orientado hacia la nueva posición de comparación. A nueva posición de comparación puede, por ejemplo, ser una posición promediada del centro de la pupila tras el abandono de la zona de aceptación anterior. Dependiendo de la nueva posición de comparación se determina entonces una nueva zona de aceptación, de nuevo por ejemplo en forma de un perímetro alrededor de la nueva posición de comparación con un radio predeterminado. Se sobreentiende que son posibles en cualquier momento otros procedimientos y condiciones para el seguimiento del rayo de medición dependiendo de los movimientos del ojo.

La invención se explica a continuación con mayor detalle sobre la base del único dibujo adjunto. Éste muestra, en representación esquemática mediante bloques, un ejemplo de realización del dispositivo para la cirugía refractiva láser del ojo. En el dibujo se indica en 10, de manera esquemática, un ojo que debe ser tratado con cirugía láser, por ejemplo cirugía láser refractiva. La córnea del ojo 10 así como el borde de la pupila se muestran en 12 ó 14.

El dispositivo de cirugía láser representado presenta, de una manera en sí conocida, una fuente de luz de fijación 18, la cual emite un rayo de luz de fijación 18' (débil) y que es visado por el ojo del paciente para la fijación.

El dispositivo de cirugía láser comprende además un láser de tratamiento 20, el cual emite radiación de tratamiento 20', la cual es orientada, mediante una lente 22, sobre un par de espejos de escáner 24, 24' y que es dirigida, mediante un espejo de desviación 26 semitransparente, sobre el ojo 10. Para un tratamiento Lasik, el láser 20 puede

ser, por ejemplo, un láser excímero, cuya longitud de onda de la radiación esté en el rango del UV, aproximadamente en 193 nm. Se sobreentiende que para otros propósitos de tratamiento se pueden utilizar, si así se desea, también otras longitudes de onda de tratamiento, también en el rango infrarrojo. Los espejos escáner 24, 24' se pueden controlar, por ejemplo, galvanométricamente y son controlados, junto con el láser 20, por un ordenador C controlado mediante programa de acuerdo con un perfil de tratamiento calculado con anterioridad. El ordenador C representan una unidad de evaluación y de control en el sentido de la invención.

El dispositivo de cirugía láser posee además un dispositivo para el seguimiento de los movimientos del ojo (Eye-Tracker). El Eye-Tracker comprende una cámara 30, con la cual, a través de un espejo de desviación 28 semitransparente, se pueden tomar imágenes del ojo en la dirección de una flecha 32, en concreto de la pupila y del iris. Los datos de imagen de la cámara 30 son evaluados acto seguido en el ordenador C mediante un software de análisis de imagen, para seguir movimientos del ojo, que el paciente no puede evitar por regla general a pesar de la fijación de la vista intentada sobre el rayo de fijación 18'. Los movimientos del ojo detectados los tiene en cuenta el ordenador C durante el control de los espejos de escáner 24, 24' para mantener orientado de este modo el perfil de tratamiento de la manera más constante posible con respecto a un punto de referencia del ojo predeterminado, situado por ejemplo en la superficie de la córnea.

En el dispositivo de cirugía láser está integrado además un dispositivo de medición 34 para la reflectometría de coherencia óptica (OLCR: Optical Low-Coherence Reflectometry) que contiene, de una manera en sí conocida, una fuente de radiación (p. ej. SLED, ASE, láser supercontinuo), cuyo rayo de medición es dirigido, a través de un espejo de desviación 42 semitransparente, sobre el ojo 10. El dispositivo de medición 34 capta la radiación reflejada por el ojo 10 a través del espejo de desviación 42 por la misma vía por la cual es emitida la radiación de medición del dispositivo de medición 34. Esto está indicado mediante una flecha doble 36.

El dispositivo de medición 34 mide por lo menos una vez, preferentemente sin embargo varias veces, el espesor de la córnea y, si así se desea, una o varias otras medidas de espesor o de profundidad (p. ej. la profundidad de la cámara delantera) del ojo 10 que hay que tratar. De manera adecuada la medición del espesor de la córnea tiene lugar por lo menos una vez antes del inicio de la cirugía láser y otra vez tras la finalización de la cirugía láser. Preferentemente tiene lugar también, durante la cirugía láser, sucesivamente mediciones, p. ej. a intervalos regulares predeterminados. El dispositivo de medición 34 suministra sus datos de medición al ordenador C, el cual puede representar los resultados de medición, por ejemplo sobre una unidad de indicación 50, numérica o/y gráficamente. En caso necesario el ordenador C puede estar dispuesto también para almacenar los datos de medición y dar lugar, a continuación de la operación, a la impresión de un protocolo de medición, el cual contiene los resultados obtenidos en el marco de las mediciones consecutivas. La indicación de los resultados de medición sobre la unidad de indicación 50 es, sin embargo, ventajosa en la medida en que permite al operador controlar directamente el avance del tratamiento. En caso necesario el ordenador C o su programa de control pueden estar dispuestos de tal manera que puedan recibir intervenciones correctoras del operador y adapte correspondientemente el desarrollo del tratamiento. Las intervenciones correctoras de este tipo pueden ser posibles, por ejemplo, a través de un dispositivo de introducción no representado con mayor detalle, con el cual está acoplado el ordenador C.

El espejo de desviación 42, a través del cual el rayo de medición es acoplado en el recorrido del rayo común de la luz de fijación 18' y del rayo láser de tratamiento 20', está dispuesto de forma móvil con respecto a los otros dos espejos de desviación 26, 28, es decir en el caso del presente ejemplo girable, como se indica mediante la flecha de giro doble 52. El mismo tiempo el espejo de desviación 42 se puede girar alrededor de por lo menos un eje de inclinación esencialmente paralelo a un plano x-y del dispositivo de cirugía láser. El plano x-y es, de acuerdo con la representación corriente, el plano normal a la dirección de incidencia del rayo láser de tratamiento 20' (dirección z). Mediante inclinación del espejo de desviación 42 alrededor de un eje de inclinación situado de esta manera se puede girar la parte del rayo de medición que incide sobre el ojo 10 y se puede modificar con ello la posición de incidencia de este rayo láser. De manera adecuada el espejo de desviación 42 se puede girar alrededor de dos ejes de giro perpendiculares entre sí, situados en cada caso esencialmente paralelos con respecto al plano x-y, se manera que la posición del rayo de medición sobre el ojo 10 se pueda modificar bidimensionalmente. Para el ajuste del espejo de desviación 42 pueden estar previstos, por ejemplo, medios de ajuste galvanométricos, como son conocidos en sí en el mundo profesional para el accionamiento de espejos de escáner (por ejemplo los espejos 24, 24'). Otros sistemas de accionamiento no están evidentemente excluidos, por ejemplo los electromotores o piezoeléctricos. Los medios de ajuste mencionados del espejo de desviación 42 son controlados por el ordenador C, lo que se indica en el dibujo mediante una conexión de control 54.

De manera alternativa a la posibilidad de basculación del espejo de desviación 42, éste puede ser ajustable también en el plano x-y, sin modificar al mismo tiempo su orientación con respecto al plano x-y. De esta manera se puede llevar a cabo también un desplazamiento de la posición del rayo de medición sobre el ojo.

El ordenador C controla el espejo de desviación 42, dependiendo de la posición de la pupila, determinada a partir de los datos de imagen de la cámara 30, de forma más precisa la posición del centro de la pupila. La posición del rayo de medición se puede seguir de esta manera dependiendo de los movimientos del ojo registrados, lo que garantiza que la medición el espesor tiene lugar constantemente en una zona de la córnea que permite hacer afirmaciones fiables a cerca del espesor de la córnea. Para dar un ejemplo numérico habría que girar el espejo de desviación 42,

suponiendo una distancia entre el ojo 10 y el espejo de desviación 42 de aproximadamente 445 mm y un desplazamiento del punto de la córnea visado por el rayo de medición de aproximadamente 1,0 mm, aproximadamente  $0,065^\circ$ , para alcanzar la inclinación necesaria del rayo de medición de  $0,13^\circ$ , la cual es necesaria para que el rayo de medición continúe incidiendo esencialmente sobre el mismo punto de la córnea.

**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo para cirugía láser oftalmológica, en particular refractiva, que comprende
- una primera fuente de radiación (20) para suministrar un rayo láser de tratamiento (20'),
  - unos primeros medios de guiado de rayo (24, 24', 26) para guiar de manera controlada según el lugar y el tiempo, el rayo láser de tratamiento por encima de un ojo (10) que hay que tratar,
  - una cámara (30) para captar una imagen del ojo que hay que tratar,
  - una disposición de evaluación y control (C) que evalúa los datos de imagen de la cámara para el reconocimiento de los movimientos del ojo,
  - un dispositivo de medición (34) interferométrico de óptica de coherencia para medir una dimensión del espesor o de la profundidad del ojo, en particular un espesor de la córnea, comprendiendo el dispositivo de medición una segunda fuente de radiación que proporciona un rayo de medición, así como un segundo medio de guiado de rayo, con el fin de dirigir el rayo de medición sobre el ojo,
- comprendiendo los segundos medios de guiado de rayo por lo menos un elemento de guiado de rayo (42) dispuesto de manera móvil para modificar la posición del rayo de medición y la unidad de evaluación y de control (C) está dispuesta para controlar el elemento de guiado de rayo en función de los movimientos del ojo registrados, de manera que la posición del rayo de medición siga los movimientos del ojo,
- caracterizado porque la unidad de evaluación y control (C) está dispuesta para hacer que siga el rayo de medición, mediante el control del elemento de guiado de rayo (42), solo cuando los movimientos del ojo registrados satisfacen por lo menos una condición predeterminada, siendo una condición predeterminada para el seguimiento del rayo de medición que el ojo se mueva, por lo menos en una medida predeterminada, con respecto a una posición de comparación.
2. Dispositivo según la reivindicación 1,
- caracterizado porque la posición de comparación se refiere a una posición del centro de la pupila del ojo.
3. Dispositivo según la reivindicación 2,
- caracterizado porque la unidad de evaluación y control (C) está dispuesta para utilizar como primera posición de comparación la posición del centro de la pupila al inicio de un tratamiento con láser.
4. Dispositivo según la reivindicación 2 ó 3,
- caracterizado porque la unidad de evaluación y control (C) está dispuesta para determinar una nueva posición de comparación sobre la base de informaciones actuales acerca de la posición del centro de la pupila.
5. Dispositivo según la reivindicación 4,
- caracterizado porque la nueva posición de comparación es una posición media del centro de la pupila tras abandonar una zona de aceptación anterior determinada por la medida predeterminada.
6. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores,
- caracterizado porque la medida predeterminada es determinada por una zona con un radio predeterminado alrededor de la posición de comparación.
7. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores,
- caracterizado porque otra condición para el seguimiento del rayo de medición, es que el ojo abandone una zona de aceptación, determinada por la medida predeterminada, alrededor de la posición de comparación durante por lo menos un intervalo de tiempo predeterminado.
8. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores,
- caracterizado porque el elemento de guiado del rayo (42) dispuesto de manera móvil es un espejo de desviación, en particular, semitransparente, desde el cual el rayo de medición llega, sin más desviación en un espejo, sobre el ojo (10).
9. Dispositivo según la reivindicación 8,
- caracterizado porque el espejo de desviación (42) está dispuesto de manera inclinable alrededor de por lo menos un eje de inclinación.

10. Dispositivo según la reivindicación 8,  
caracterizado porque el espejo de desviación está dispuesto de manera linealmente ajustable.

