

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 380 506**

51 Int. Cl.:
A61F 9/008 (2006.01)
A61B 3/103 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **06705920 .4**
- 96 Fecha de presentación: **01.02.2006**
- 97 Número de publicación de la solicitud: **1843725**
- 97 Fecha de publicación de la solicitud: **17.10.2007**

54 Título: **Dispositivo para la medición y la corrección quirúrgica de aberraciones en el ojo humano**

30 Prioridad:
01.02.2005 DE 102005005564

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
14.05.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
14.05.2012

73 Titular/es:
**EYESIGHT & VISION GMBH
DE**

72 Inventor/es:
Heiberger, Kurt

74 Agente/Representante:
Ungría López, Javier

ES 2 380 506 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 medición y la corrección quirúrgica de aberraciones en el ojo humano

5 La invención se refiere a un dispositivo para la medición y la corrección quirúrgica de aberraciones en el ojo humano, en el que el sistema óptico del ojo se puede explorar completamente con un haz luminoso de un diodo láser y los haces luminosos reflectados se pueden medir y evaluar, estando insertado en la trayectoria del haz de medición o representación entre el diodo láser y el ojo un primer divisor de haz, mediante el que se puede acoplar un haz luminoso de un láser de tratamiento para una corrección quirúrgica de la córnea y/o la lente y/o la retina del ojo, estando insertado además un espejo basculante, desviable en dos dimensiones, en la trayectoria del haz de medición entre el diodo láser y el primer divisor de haz para la exploración completa del sistema óptico del ojo.

10 Del documento US 2003/0179344 A1 se conoce un dispositivo del tipo mencionado al inicio que forma parte de un sistema de exploración oftalmológica de la retina por haz láser, en el que se ha optimizado la exploración para una microcoagulación selectiva de la retina con aberraciones ópticas mínimas.

15 Del documento EP 1 231 496 A2 se conoce un dispositivo del tipo mencionado al inicio que forma parte de un dispositivo oftalmológico de cirugía y funciona con un dispositivo de tomografía de coherencia óptica a fin de determinar secciones del sistema óptico que han sido modificadas por el uso de haces láser.

20 Del documento DE 102 07 535 A1 se conoce un dispositivo del tipo mencionado al inicio, en el que el haz de medición y el haz de tratamiento no proceden, sin embargo, de dos diodos láser separados, sino que el haz luminoso de un único diodo láser se divide mediante un divisor de haz en un haz de medición y un haz de mecanizado. La relación temporal, en especial la relación de coherencia de los dos haces suministra una información de distancia que describe la estructura superficial del objeto de medición tratado.

25 En el estado conocido de la técnica no existe en ningún caso la posibilidad de compensar previamente y adaptar el haz de medición a la potencia refractiva promedio del ojo que se va a medir, por lo que es imposible un enfoque óptimo del haz de medición.

30 La invención tiene el objetivo de mejorar un dispositivo del tipo mencionado al inicio de modo que sea posible comprobar con una exactitud óptima el resultado del tratamiento durante una medición y un tratamiento del ojo con un sistema láser.

35 Este objetivo se consigue mediante un dispositivo con las características de la reivindicación 1. Otras configuraciones ventajosas de la invención aparecen en las reivindicaciones secundarias.

40 Las ventajas obtenidas con la invención radican especialmente en que mediante el enfoque óptimo del haz de medición durante el tratamiento quirúrgico del ojo se puede leer de inmediato, con la máxima exactitud, el resultado de cada etapa individual de corrección y si es necesario, se puede mejorar a la vez.

45 En el dibujo está representado un ejemplo de realización de la invención que se explica detalladamente a continuación. Éste muestra la trayectoria del haz de medición, representación y tratamiento de un dispositivo según la invención.

50 Para medir las aberraciones, incluso de orden superior, en el ojo humano A, su sistema óptico se explora completamente con un haz de medición de un diodo láser LD 1. Los haces reflectados de representación se miden y se evalúan a fin de realizar una intervención quirúrgica en el ojo A sobre la base del resultado. A tal efecto, en la trayectoria del haz de medición o representación entre el diodo láser LD 1 y el ojo A está situado un divisor de haz S 1, mediante el que se puede acoplar un haz de tratamiento de un láser de tratamiento LD 2 para una corrección quirúrgica de la córnea y/o la lente y/o la retina del ojo A.

55 Para realizar la exploración del ojo A, entre el diodo láser LD 1 y el divisor de haz S 1 está insertado un microespejo basculante KS en forma de un microespejo escáner de 2D en la trayectoria del haz de medición, con el que el haz de medición se puede desviar en dos dimensiones para la exploración completa del ojo A con frecuencias de 150 Hz a 32 kHz.

60 A fin de garantizar en toda la zona de medición una medición con una exactitud constantemente alta, la divergencia del haz láser suministrado por el diodo láser LD 1 se ajusta con una lente líquida FL 1 controlable por electricidad en dependencia de los defectos visuales del ojo que se va a medir, lo que proporciona un diámetro constante del haz menor que 200 µm.

65 Entre el espejo basculante KS y el primer divisor de haz S 1 está insertada una lente L 1 en la trayectoria del haz de medición, cuya distancia respecto al espejo basculante KS se puede variar para compensar previamente y adaptar el haz de medición a la potencia refractiva promedio del ojo A mediante un motor piezoeléctrico PM 1. A este respecto, el espejo basculante KS estará en el punto focal, delante del punto focal o detrás del punto focal de la lente L 1, en

dependencia de la potencia refractiva medida. El desplazamiento axial mediante el motor piezoeléctrico PM 1 posiciona el espejo basculante en el intervalo nm, de modo que la compensación previa del haz de medición se lleva a cabo en el intervalo de menos de 0,1 dpt.

5 Además, entre la lente L 1 y el divisor de haz S 1 está insertado otro divisor de haz S 2 en la trayectoria del haz de medición o representación que desacopla una parte del haz de medición y la envía a un detector de posición PSD 1 que se puede sustituir por una cámara rápida sensible, se encuentra a la misma distancia del divisor de haz S 2 que el ojo A (no aparece representado a escala en el dibujo) y detecta la posición del haz de medición que incide sobre la córnea del ojo A. El detector de posición PSD 1 supervisa simultáneamente la potencia del láser y la energía del
10 láser del haz de medición. La trayectoria del haz de medición está representada en el dibujo con líneas discontinuas grandes.

15 A continuación se describe la trayectoria del haz de representación representada en el dibujo con líneas discontinuas pequeñas. Entre los divisores de haz S 1 y S 2 está insertado en la trayectoria del haz de medición o representación otro divisor de haz S 3 que divide la trayectoria de haz de los haces de representación dispersados por la retina del ojo A. A este respecto, para la medición de la potencia refractiva del sistema óptico del ojo A, la primera parte de los haces de representación llega a otro detector de posición PSD 2 u otra cámara rápida con o sin amplificador de imagen a través de otra lente L 2 y un diafragma B que delimita el ángulo espacial de la trayectoria del haz de representación, así como a través de una lente líquida FL 2 controlable por electricidad. El diafragma B
20 deja pasar sólo la luz que abandona el ojo A a lo largo del eje óptico (eje visual). La potencia refractiva local del ojo A sobre el eje óptico se define como punto de referencia. La posición real del haz de medición captado se compara con la posición nominal. La desviación respecto a la posición nominal es una medida de la potencia refractiva local del ojo A que se va a medir. El haz de representación se puede adaptar mediante un control correspondiente de la lente líquida FL 2 al detector de posición PSD 2 o a la cámara.

25 La segunda parte de los haces de representación llega a una cámara de observación BK 1 que está equipada con un aparato para registrar los movimientos del ojo o movimientos oculares de la persona examinada (eye tracking, seguimiento del ojo) o se puede sustituir opcionalmente por otros aparatos ópticos, por ejemplo, un microscopio o un medidor de espesor de capas.

30 A fin de garantizar en toda la zona de medición una exactitud de medición constantemente alta, el detector de posición PSD 2 como receptor de medición se ajusta con un motor piezoeléctrico PM 2 a aquella posición que proporciona un tamaño constante de la imagen y, por tanto, una resolución constante en dependencia de la potencia refractiva promedio que se va a medir. Cuando se usa la lente líquida controlable FL 2, se puede prescindir del motor piezoeléctrico PM 2. La lente líquida FL 2 garantiza un tamaño constante de la imagen y, por tanto, una exactitud constante de la medición en toda la zona de medición. La dinámica del medidor se puede aumentar al combinarse el motor piezoeléctrico PM 2 con la lente líquida FL 2.

40 En la trayectoria del haz de medición entre la lente L 1 y el divisor de haz S 2 está insertado otro divisor de haz S 4 que desvía los haces de medición reflectados en la superficie de la córnea del ojo A después de otras reflexiones en los divisores de haz S 3 y S 2 hacia una cámara de observación BK 2 con objetivo telecéntrico, mediante lo que se mide la distancia entre el orificio visor E del medidor y el ojo A y se comprueba el radio de curvatura de la córnea del ojo A.

45 Antes de medirse la potencia refractiva del ojo A, éste se ha de fijar, es decir, se mide en un estado sin tensión. Para que el ojo A no se acomode, se incorpora con el espejo basculante KS un punto o anillo parpadeante como optotipo, al que se adapta el ojo A. Con la lente líquida FL 1 y el espejo basculante KS se puede ajustar el diámetro del punto o el tamaño del anillo. A fin de que el ojo A capte de igual forma la nitidez y el tamaño del optotipo en toda la zona de medición, se adapta la potencia luminosa del láser y se controla el tamaño de la imagen mediante la lente líquida FL
50 1 y el espejo basculante KS.

Con impulsos láser sincronizados se pueden proyectar determinados patrones sobre el ojo A. El patrón se puede distorsionar de tal modo que un patrón simétrico de puntos se mide con el detector de posición PSD 2, teniendo en cuenta la potencia refractiva local del ojo A medida previamente. La distorsión del patrón de puntos (coma, astigmatismo, etc.) se calcula previamente. Esto se puede usar como medición de prueba.

55 Si se mide un objeto técnico de medición, el ojo A se sustituye por un "ojo artificial" compuesto de una lente L 3, un disco difusor SL, así como un detector de posición PSD 3 u otra cámara. Mediante un divisor de haz S 5, insertado entre el divisor de haz S 2 y el detector de posición PSD 1 en la trayectoria del haz de medición, se acopla o desacopla la trayectoria del haz de medición o representación del ojo artificial, que se puede interrumpir con un obturador V 1. El disco difusor SL se coloca a una distancia definida del objeto de medición mediante un motor piezoeléctrico PM 3. El detector de posición PSD 3 se puede desplazar axialmente mediante un motor piezoeléctrico PM 4. La luz dispersada por el disco difusor SL es detectada y evaluada por el detector de posición PSD 2 en la trayectoria del haz de representación. A este respecto, la posición del haz de medición dispersado por el disco difusor SL se mide en un ángulo espacial pequeño mediante la lente L 2 y el diafragma B que deja pasar sólo la luz que abandona la lente L 3 por su centro. La potencia refractiva local de la lente L 3 en el eje óptico se define como
60
65

punto de referencia. La posición real del haz láser captado se compara con la posición nominal. La desviación respecto a la posición nominal es una medida de la potencia refractiva local del ojo artificial que se va a medir.

Antes de cada medición se comprueban todas las trayectorias de los haces por autocalibración. Un obturador V 2 dispuesto en el orificio visor E para el ojo A que se va a medir, se cierra de modo que desde el exterior no se puede irradiar luz al medidor. El obturador V 1 dispuesto delante del ojo artificial se abre y se mide el ojo artificial. Antes de la medición se ajusta la potencia refractiva local del ojo A en el caso del ojo artificial. El ojo artificial se encuentra a la misma distancia del detector de posición PSD 2 que el ojo A. Además, en cada medición normal se han de compensar previamente las trayectorias de los haces y se ha de ajustar el diámetro del haz láser. La luz dispersada por el disco difusor SL se guía en un ángulo espacial pequeño hacia el detector de posición PSD 2. El detector de posición PSD 3 situado detrás del disco difusor SL supervisa también la trayectoria del haz de medición, de modo que se puede localizar fácilmente un error en la trayectoria óptica de los haces. Si el resultado de la medición se diferencia del valor esperado, esto es entonces una señal de que los motores piezoeléctricos PM 1, PM 2 y PM 3 no funcionan correctamente y/o las lentes líquidas FL 1 y FL 2 no se controlan correctamente.

Durante el proceso normal de medición, el disco difusor SL se retira de la trayectoria de los haces, de modo que el detector de posición PSD 3 supervisa sólo el haz de medición en este caso.

Los detectores de posición PSD 1 a PSD 3 están limitados en su anchura de banda a 1,6 kHz hasta 16 kHz. Por tanto, se usan correctores que compensan las distorsiones lineales. Los elementos rápidos de exploración-sujeción y los convertidores rápidos analógicos/digitales permiten determinar lo más rápido posible por medio de procesadores de señales digitales la potencia luminosa, la energía luminosa y la posición del haz láser sobre los detectores de posición. El detector de posición PSD 1 calcula la posición del haz de medición en el lado delantero del objeto de medición (en correspondencia con la córnea en el ojo), mientras que el detector de posición PSD 2 determina la posición de la luz dispersada por el disco difusor SL (en correspondencia con la retina en el ojo) y, por tanto, la potencia refractiva local del objeto de medición que se compara mediante el detector de posición PSD 2 con la potencia refractiva local nominal. En caso de desviaciones respecto a la potencia refractiva local nominal se calcula la energía, la cantidad de impulsos láser y la duración de impulso de los impulsos láser para el láser de tratamiento LD 2 y se transmiten a éste, de modo que éste puede realizar correcciones en el ojo.

El haz de tratamiento del láser de tratamiento LD 2 se desvía en dirección X o Y con ayuda de dos escáneres SC y se acopla a la trayectoria del haz de medición y representación con el divisor de haz S 1. Otro detector de posición PSD 4 supervisa la energía, la anchura de impulsos y la potencia del láser de tratamiento LD 2, mide simultáneamente la posición del haz láser del láser de tratamiento LD 2 y sirve para ajustar la trayectoria del haz de tratamiento, medición o representación.

Con el detector de posición PSD 4 se puede detectar a la vez la posición del haz de medición sobre el objeto de medición, de modo que queda garantizada la asignación del resultado de medición al punto de tratamiento. El detector de posición PSD 4 se encuentra a la misma distancia del primer divisor de haz S 1 que el ojo A.

La distancia de trabajo del láser de tratamiento LD 2 se ajusta mediante una lente L 4. Para coordinar la distancia de trabajo del láser de tratamiento LD 2 con la distancia de medición del medidor se pueden insertar otras lentes L 5 y L 6 con una representación en la relación 1 : 1 entre los divisores de haz S 1 y S 3 en la trayectoria del haz de medición o representación para poder ajustar a voluntad la distancia de medición.

El dispositivo de medición se simplifica al estar montados el diafragma B, la segunda lente líquida FL 2 y el segundo detector de posición PSD 2 junto con el diodo láser LD 1, la primera lente líquida FL 1, el espejo basculante KS y el primer motor piezoeléctrico PM 1 sobre un sistema de posicionamiento de tal modo que el eje óptico del haz de representación, que entra a través del orificio del diafragma B, discurre en paralelo al eje óptico del haz de medición que abandona el espejo basculante KS, pudiéndose desplazar el sistema de posicionamiento en dirección de los ejes ópticos mediante otro motor piezoeléctrico.

Se puede lograr otra simplificación del dispositivo de medición al estar montados el diafragma B, la segunda lente líquida FL 2, así como el segundo detector de posición PSD 2 junto con el espejo basculante KS sobre un sistema de posicionamiento de tal modo que el eje óptico del haz de representación, que entra a través del orificio del diafragma B, discurre en paralelo al eje óptico del haz de medición que abandona el espejo basculante KS, llegando el haz de medición procedente del diodo láser LD 1 al espejo basculante KS por el mismo eje óptico, por el que el haz desviado de medición abandona el espejo basculante KS, y pudiéndose desplazar el sistema de posicionamiento en dirección de los ejes ópticos mediante un motor piezoeléctrico. Como sobre el sistema de posicionamiento se encuentran sólo pocos componentes, el motor piezoeléctrico para el accionamiento del sistema de posicionamiento puede ser esencialmente menor que en el ejemplo descrito antes.

La colocación del haz de medición entrante y del haz desviado en el mismo eje óptico es posible porque el haz de medición procedente del diodo láser LD 1 incide mediante la primera lente líquida FL 1 sobre un cubo de polarización, se refleja aquí y llega mediante una placa $\lambda/4$, a través del eje óptico, al espejo basculante KS, y a partir de aquí el haz desviado de medición incide a través del eje óptico, mediante la placa $\lambda/4$, mediante el cubo de

5 polarización y mediante una lente sobre el ojo A que se va a medir, y a partir de aquí los haces de representación dispersados en la retina inciden mediante esta lente sobre el cubo de polarización, se reflejan aquí y llegan al detector de posición PSD 2 mediante otra lente y un divisor de haz reflectante a través del diafragma B y la lente líquida FL 2, mientras que los haces reflejados en la córnea del ojo A inciden en el mismo recorrido que los haces de representación sobre el divisor de haz y pasan a través de éste para llegar mediante otra lente a la cámara de observación BK 2 con objetivo telecéntrico.

10 El último ejemplo se diferencia del penúltimo ejemplo por el hecho de que el haz láser linealmente polarizado se acopla mediante el cubo de polarización. Esto tiene la ventaja de que el sistema de posicionamiento con el espejo basculante KS, el diafragma B, el detector de posición PSD 2 y la lente líquida FL 2 es más pequeño y, por tanto, se puede posicionar de manera más rápida y exacta. El diodo láser y la lente líquida FL 1 no son móviles.

15 El haz del diodo láser linealmente polarizado se refleja mediante el cubo de polarización hacia el espejo basculante KS. La dirección de polarización no varía a través del cubo de polarización. Ésta se mantiene en paralelo al plano de proyección. La placa $\lambda/4$ genera una luz circularmente polarizada. En caso de una incidencia vertical sobre el espejo basculante KS se refleja la luz circularmente polarizada que sólo ha variado la dirección de giro en 180° . La placa $\lambda/4$ transforma la luz en luz linealmente polarizada. A este respecto, la dirección de oscilación de la luz se gira en 90° respecto a la luz del diodo láser linealmente polarizada. La dirección de oscilación se encuentra entonces en vertical al plano de proyección. El cubo de polarización deja pasar la luz al ojo con esta dirección de oscilación sin reflexión.

20 Si la luz circularmente polarizada incide en un ángulo sobre el espejo basculante, se produce una luz elípticamente polarizada, ya que ambas partes (vertical y paralela) se reflejan de manera diferente. La luz elípticamente polarizada, que procede del espejo basculante KS, se varía mediante la placa $\lambda/4$ en sus dos partes (vertical y paralela). La luz polarizada en vertical respecto al plano de proyección pasa a través del divisor de haz hacia el ojo sin reflexiones. La luz polarizada en paralelo al plano de proyección es reflejada por el divisor de haz hacia el diodo láser. Con un espejo adicional y un detector de posición se puede detectar la posición y la potencia luminosa del haz láser.

30 Como en caso de una incidencia oblicua del haz luminoso sobre el espejo basculante KS, la luz, que llega al ojo, se modula mediante el espejo basculante KS en dependencia del ángulo de incidencia, la potencia luminosa del haz láser se ha de modular previamente mediante el control en dependencia del ángulo de basculación. De este modo se obtiene un haz de medición con una potencia luminosa independiente del ángulo de basculación.

35 Lista de signos de referencia

35	A	Ojo
	B	Diafragma
40	BK 1, BK 2	Cámara de observación
	E	Orificio visor
45	FL 1, FL 2	Lente líquida
	KS	Espejo basculante
	L1 a L 6	Lente
50	LD 1	Diodo láser
	LD 2	Láser de tratamiento
	PM 1 PM 4	Motor piezoeléctrico
55	PSD 1 a PSD 4	Detector de posición o cámara
	SC	Escáner
60	S 1 a S 5	Divisor de haz
	SL	Disco difusor
65	V 1, V 2	Obturador

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para la medición y la corrección quirúrgica de aberraciones en el ojo humano, en el que el sistema óptico del ojo (A) se puede explorar completamente con un haz luminoso de un diodo láser (LD 1) y los haces luminosos reflectados se pueden medir y evaluar, estando insertado en la trayectoria del haz de medición o representación entre el diodo láser (LD 1) y el ojo (A) un primer divisor de haz (S 1), mediante el que se puede acoplar un haz luminoso de un láser de tratamiento (LD 2) para una corrección quirúrgica de la córnea y/o la lente y/o la retina del ojo (A), estando insertado además en la trayectoria del haz de medición entre el diodo láser (LD 1) y el primer divisor de haz (S 1) un espejo basculante (KS), con el que el haz de medición se puede desviar en dos dimensiones para la exploración completa del sistema óptico del ojo (A) con frecuencias de 150 Hz a 32 kHz, y estando insertada una primera lente (L 1) en la trayectoria del haz de medición entre el espejo basculante (KS) y el primer divisor de haz (S 1), **caracterizado por que** la distancia de la lente respecto al espejo basculante (KS) se puede variar mediante un primer motor piezoeléctrico (PM 1) para la compensación previa del haz de medición.
2. Dispositivo según la reivindicación 1, **caracterizado por que** el espejo basculante (KS), insertado en la trayectoria del haz de medición entre el diodo láser (LD 1) y el primer divisor de haz (S 1), está configurado como microespejo escáner 2D, con el se puede desviar el haz de medición en dos dimensiones para la exploración completa del sistema óptico del ojo (A) con frecuencias de 150 Hz a 32 kHz.
3. Dispositivo según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado por que** en la trayectoria del haz de medición entre el diodo láser (LD 1) y el espejo basculante (KS) está insertada una primera lente líquida (FL 1) controlable por electricidad, con la que se puede ajustar la divergencia y el diámetro del haz de medición.
4. Dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado por que** en la trayectoria del haz de medición o representación entre la primera lente (L 1) y el primer divisor de haz (S 1) está insertado un segundo divisor de haz (S 2), mediante el que puede desacoplar una parte del haz de medición y enviar a un primer detector de posición (PSD 1) o a una primera cámara rápida sensible con o sin amplificador de imagen, que se encuentra a la misma distancia del divisor de haz (S 2) que el sistema óptico del ojo A y permite detectar la posición del haz de medición que incide sobre la córnea del ojo (A).
5. Dispositivo según la reivindicación 4, **caracterizado por que** en la trayectoria del haz de medición o representación entre el segundo divisor de haz (S 2) y el primer divisor de haz (S 1) está insertado un tercer divisor de haz (S 3), con el que se puede dividir la trayectoria de haces de los haces de representación dispersados por la retina del ojo (A), pudiéndose enviar una primera parte de los haces de representación para delimitar el ángulo espacial de la trayectoria del haz de representación mediante una segunda lente (L 2) y un diafragma (B), así como para medir la potencia refractiva del sistema óptico del ojo (A) mediante una segunda lente líquida (FL 2) controlable por electricidad a un segundo detector de posición (PSD 2) o a una segunda cámara rápida sensible con o sin amplificador de imagen, pudiéndose adaptar el haz de representación con la segunda lente líquida (FL 2) al segundo detector de posición (PSD 2) o a la segunda cámara, mientras que una segunda parte de los haces de representación se puede enviar a una primera cámara de observación (BK 1) que está equipada con un aparato para registrar los movimientos del ojo o movimientos oculares de una persona examinada o se puede sustituir opcionalmente por otros aparatos ópticos, por ejemplo, un microscopio o un medidor de espesor de capas.
6. Dispositivo según la reivindicación 5, **caracterizado por que** en la trayectoria del haz de medición entre la primera lente (L 1) y el segundo divisor de haz (S 2) está insertado un cuarto divisor de haz (S 4) que puede desviar la segunda parte de los haces de representación, reflectados por el tercer y el segundo divisor de haz (S 3, S 4), hacia una segunda cámara de observación (BK 2) con objetivo telecéntrico para medir la distancia entre el visor (E) del medidor y el ojo (A) y para comprobar el radio de curvatura de la córnea del ojo (A).
7. Dispositivo según la reivindicación 5 ó 6, **caracterizado por que** el ojo (A) se puede fijar con un optotipo en forma de un anillo o un punto parpadeante incorporado mediante el espejo basculante (KS), pudiéndose ajustar el diámetro del anillo o del punto con la primera lente líquida (FL 1) y el espejo basculante (KS).
8. Dispositivo según una de las reivindicaciones 5 a 7, **caracterizado por que** el segundo detector de posición (PSD 2) o la segunda cámara se puede desplazar axialmente para la adaptación del haz de representación mediante un segundo motor piezoeléctrico (PM 2).
9. Dispositivo según una de las reivindicaciones 5 a 8, **caracterizado por que** en la trayectoria del haz de medición o representación entre el segundo divisor de haz (S 2) y el primer detector de posición (PSD 1) o la primera cámara está insertado un quinto divisor de haz (S 5), con el que se puede desacoplar una parte del haz de medición y se puede enviar mediante un primer obturador (V 1) para la autocalibración a un ojo artificial que se encuentra a la misma distancia del segundo divisor de haz (S 2) que el sistema óptico del ojo (A) y está compuesto de una tercera lente (L 3), un disco difusor (SL) desplazable axialmente mediante un tercer motor piezoeléctrico (PM 3) y un tercer detector de posición (PSD 3) desplazable axialmente mediante un cuarto motor piezoeléctrico (PM 4) o una tercera cámara rápida sensible con o sin amplificador de imagen.

- 5 10. Dispositivo según la reivindicación 9, **caracterizado por que** las distorsiones de las señales eléctricas del primer, del segundo y del tercer detector de posición (PSD 1, PSD 2, PSD 3) se pueden compensar y amplificar mediante circuitos electrónicos de corrección o por medio de software, pudiéndose determinar la potencia refractiva local del sistema óptico del ojo (A) al calcularse la diferencia entre el valor de medición del segundo detector de posición (PSD 2) y el valor nominal almacenado.
- 10 11. Dispositivo según la reivindicación 9, **caracterizado por que** la potencia refractiva local del sistema óptico del ojo (A) se puede determinar al calcularse la diferencia entre los valores de medición del segundo y del tercer detector de posición (PSD 2, PSD 3) o de la segunda o la tercera cámara.
- 15 12. Dispositivo según una de las reivindicaciones 5 a 11, **caracterizado por que** en vez de la primera lente (L 1) y de la segunda lente (L 2), una única lente está insertada en la trayectoria del haz de medición o representación entre el segundo divisor de haz (S 2) y el tercer divisor de haz (S 3).
- 20 13. Dispositivo según una de las reivindicaciones 5 a 12, **caracterizado por que** la posición del espejo basculante (KS) se puede determinar mediante sensores instalados en el espejo basculante (KS), en vez de mediante el primer detector de posición (PDS 1) o la primera cámara.
- 25 14. Dispositivo según una de las reivindicaciones 5 a 13, **caracterizado por que** en la trayectoria de haces del haz de tratamiento entre el láser de tratamiento (LD 2) y el primer divisor de haz (S 1) están insertados dos escáneres (SC) para desviar el haz de tratamiento en dos direcciones (X, Y) que discurren en ángulo recto entre sí, así como una cuarta lente (L 4) para ajustar la distancia de trabajo entre el láser de tratamiento (LD 2) y el ojo (A).
- 30 15. Dispositivo según una de las reivindicaciones 5 a 14, **caracterizado por que** con el primer divisor de haz (S 1) se puede desacoplar una parte del haz de tratamiento y enviar a un cuarto detector de posición (PSD 4) o a una cuarta cámara rápida sensible con o sin amplificador de imagen, que presenta la misma distancia respecto al primer divisor de haz (S 1) que el sistema óptico del ojo (A), permite supervisar la energía de la anchura de impulso y la potencia del láser de tratamiento (LD 2), medir simultáneamente además la posición actual del haz de tratamiento y se puede usar para ajustar la trayectoria del haz de tratamiento, medición y representación.
- 35 16. Dispositivo según una de las reivindicaciones 5 a 15, **caracterizado por que** en la trayectoria del haz de medición o representación entre el primer y el tercer divisor de haz (S 1, S 3) están insertadas una quinta y una sexta lente (L 5, L 6) para adaptar la distancia de medición a la distancia de tratamiento, cuya relación de representación está ajustada a 1 : 1.
- 40 17. Dispositivo según una de las reivindicaciones 5 a 16, **caracterizado por que** a fin de medir la potencia refractiva local de cualquier lente, el diámetro de la primera lente (L 1) está adaptado al diámetro de las lentes que se van medir.
- 45 18. Dispositivo según una de las reivindicaciones 5 a 17, **caracterizado por que** el diafragma (B), la segunda lente líquida (FL 2) y el segundo detector de posición (PSD 2) están montados junto con el diodo láser (LD 1), la primera lente líquida (FL 1), el espejo basculante (KS) y el primer motor piezoeléctrico (PM 1) sobre un sistema de posicionamiento de tal modo que el eje óptico del haz de representación, que entra a través del orificio del diafragma (B), discurre en paralelo al eje óptico del haz de medición que abandona el espejo basculante (KS), pudiéndose desplazar el sistema de posicionamiento en dirección de los ejes ópticos mediante otro motor piezoeléctrico.
- 50 19. Dispositivo según una de las reivindicaciones 5 a 17, **caracterizado por que** el diafragma (B), la segunda lente líquida (FL 2) y el segundo detector de posición (PSD 2) están montados junto con el espejo basculante (KS) sobre un sistema de posicionamiento de tal modo que el eje óptico del haz de representación, que entra a través del orificio del diafragma (B), discurre en paralelo al eje óptico del haz de medición que abandona el espejo basculante (KS), llegando el haz de medición procedente del diodo láser (LD 1) al espejo basculante KS por el mismo eje óptico, por el que el haz desviado de medición abandona el espejo basculante (KS), y pudiéndose desplazar el sistema de posicionamiento en dirección de los ejes ópticos mediante otro motor piezoeléctrico.
- 55 20. Dispositivo según la reivindicación 19, **caracterizado por que** el haz de medición se puede desviar después de abandonar el diodo láser (LD 1) mediante la primera lente líquida (FL 1) y después de reflectarse en un cubo de polarización mediante una placa $\lambda/4$ por el eje óptico mediante el espejo basculante (KS) y se puede enviar mediante el eje óptico, mediante la placa $\lambda/4$, mediante el cubo de divisor de haz y mediante una lente al ojo (A) que se va a medir, y a partir de aquí los haces de representación dispersados en la retina se pueden enviar al detector de posición (PSD 2) mediante esta lente y después de reflectarse en el cubo de polarización mediante otra lente y un divisor de haz reflectante a través del diafragma (B) y la lente líquida (FL 2), mientras que los haces reflectados en la córnea del ojo (A) se pueden enviar en el mismo recorrido que los haces de representación después de pasar el divisor de haz mediante otra lente a la cámara de observación (BK 2) con objetivo telecéntrico.
- 60

