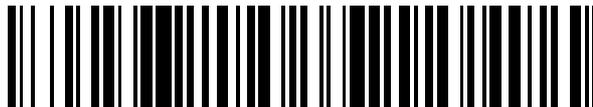


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 656 406**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/008** (2006.01)

**A61F 9/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.06.2008 PCT/EP2008/005333**

87 Fecha y número de publicación internacional: **07.01.2010 WO10000279**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.06.2008 E 08773774 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.12.2017 EP 2306948**

54 Título: **Dispositivo para la cirugía oftalmológica, especialmente para la cirugía refractiva con láser**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**27.02.2018**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**RIEDEL, PETER y  
DONITZKY, CHRISTOF**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

ES 2 656 406 T3

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

## DESCRIPCIÓN

Dispositivo para la cirugía oftalmológica, especialmente para la cirugía refractiva con láser

La invención se refiere a un dispositivo para la ablación con láser de una córnea humana.

5 La cirugía del ojo humano conoce numerosos métodos de tratamiento en los que un rayo láser se dirige sobre el ojo para conseguir, como consecuencia de la interacción entre el rayo láser aplicado y el ojo, un efecto terapéutico indicado. En la cirugía con láser refractiva, la finalidad del tratamiento es una variación de las características de reproducción del sistema óptico "ojo" por medio de radiación láser. Dado que lo decisivo para las características de reproducción del ojo humano es sobre todo la córnea, la cirugía con láser refractiva del ojo comprende en muchos  
10 casos un tratamiento de la córnea. Mediante la realización específica de cortes y/o eliminación específica de material se provoca un cambio de forma de la córnea; por esta razón se habla también de una remodelación.

Un ejemplo conocido de una remodelación de la córnea para cambiar sus características refractivas es el método Lasik (queratomileusis in situ con láser). En el caso del Lasik se corta de la córnea un pequeño disco de la capa superficial denominado por los expertos generalmente flap. En una parte de su borde, el flap todavía cuelga en una zona de bisagra (en inglés: hinge) del tejido corneal adyacente, por lo que se puede plegar sin problemas hacia un lado y volver a poner después en su sitio. Para la producción del flap se empleaban en la práctica anterior especialmente dos métodos, por una parte, un método mecánico por medio de un microqueratoma y, por otra parte, un método de tecnología láser, en el que por medio de radiación láser de femtosegundos (es decir, radiación láser pulsada con una duración de los impulsos del orden de fs) se practica en la córnea un corte superficial que, con excepción de la zona de bisagra, sale hacia la superficie de la córnea. Después de plegar el flap se produce la eliminación de material (ablación) del estroma así descubierto conforme a un perfil de ablación determinado previamente para el paciente. El perfil de ablación indica en qué punto de la córnea se tiene que eliminar el tejido y cuánto. Se calcula de manera que después de la ablación la córnea tenga una forma óptima para el ojo tratado y que los errores de reproducción ópticos anteriormente existentes del ojo se corrijan en la mayor medida posible. Para la ablación se emplea, por ejemplo, un láser Excimer con una longitud de onda de radiación en la gama de UV, aproximadamente de 193 nm.

Para llevar a cabo la ablación o, dicho de forma más general, para llevar a cabo un tratamiento con láser del ojo, es necesario que el paciente se coloque en primer lugar en una postura adecuada de manera que su ojo presente una distancia de trabajo determinada respecto al dispositivo láser. Una interacción fotodisruptiva o ablativa del rayo entre el rayo láser y el tejido tratado sólo se produce en la zona del foco del rayo. La distancia de trabajo debe elegirse, por lo tanto, de modo que el punto del ojo a tratar se encuentre fundamentalmente en el plano del foco del rayo (por plano del foco del ojo se entiende aquí el plano perpendicular a la dirección del rayo y atravesado por el foco del rayo). Si la cabeza del paciente no se posiciona correctamente en relación con el plano del foco del rayo, aumenta el diámetro del rayo en el punto del ojo en el que se tenga que llevar a cabo el tratamiento deseado. La intensidad de radiación disminuye de forma correspondiente, es decir, se aplica menos energía por superficie. Esto puede dar lugar a una ablación insuficiente y a irregularidades en la eliminación. Esto conduce en definitiva a un resultado de tratamiento peor.

Para situar el paciente frente al dispositivo láser se ha descubierto un procedimiento en el que se pueden dirigir dos rayos de luz auxiliares desde arriba y lateralmente al ojo a tratar. Las fuentes de estos rayos de luz auxiliares se disponen de manera que los reflejos corneales de los rayos de luz auxiliares se unan en un punto común en la superficie de la córnea, siempre que el ojo esté posicionado exactamente a la distancia de trabajo deseada respecto al dispositivo láser. Con un posicionamiento incorrecto del paciente, en cambio, se ven en la córnea dos reflejos individuales, respectivamente uno de cada rayo de luz auxiliar. Esto ocurre tanto cuando el paciente se encuentra demasiado cerca del dispositivo láser, como también si está demasiado lejos del mismo. En uno de los casos el punto de cruce de los rayos de luz auxiliares se encuentra delante de la córnea y en el otro detrás. Esto demuestra que con los dos rayos de luz auxiliares ciertamente se puede reconocer el posicionamiento correcto del paciente, pero que en caso de posicionamiento incorrecto no se puede ver con claridad la dirección en la que se produce la desviación. Esto sólo se puede detectar desplazando el paciente a modo de prueba. Si en una de las direcciones de desplazamiento no se produce ninguna aproximación de los reflejos, hay que moverlo en dirección contraria. Además, tampoco se puede reconocer con claridad el grado de desviación del paciente de la posición de trabajo óptima. De hecho, en determinadas circunstancias la distancia mutua de los reflejos en la córnea puede ser un punto de referencia aproximado, pero no proporciona ningún tipo de información cuantitativa.

Las dificultades expuestas que tiene el médico que está tratando al paciente para valorar con precisión la dirección y el alcance de un posicionamiento incorrecto del paciente a la vista de los reflejos en la córnea, conduce en definitiva a numerosos movimientos de ajuste que se tienen que llevar a cabo en la camilla del paciente, a fin de encontrar la distancia de trabajo óptima para el paciente.

El documento US 2005/024586 A1 se refiere a métodos o dispositivos oftalmológicos de diagnóstico que combinan un dispositivo de seguimiento ocular de alta velocidad para la medición de movimientos rápidos del ojo y un dispositivo de posicionamiento del ojo, determinando el dispositivo de medición de la posición del ojo varias dimensiones de una posición ocular o de otros componentes del ojo en relación con un diagnóstico oftalmológico o dispositivo de tratamiento.

El documento WO 01/19303 A se refiere a un procedimiento para la fotoablación de la córnea con un rayo láser, con el que se realizan sucesivamente numerosos procesos de ablación parcial, así como un dispositivo con una fuente de radiación láser para la puesta en práctica del procedimiento. Con la invención se pueden medir grosores intraoculares y distancias en el segmento anterior del ojo justo antes, durante y directamente después de las intervenciones quirúrgicas y los tratamientos de la córnea. En dependencia de estos resultados de medición se puede llevar a cabo un control de un tratamiento fotorefractivo en tiempo real. El control en tiempo real proporciona una mayor seguridad para el paciente y una precisión perfeccionada de la corrección fotorefractiva del ojo.

El documento WO 2008/109627 A1 se refiere a un sistema para el posicionamiento de un ojo de un paciente para intervenciones quirúrgicas oftalmológicas con láser, que comprende un reflectómetro para la obtención de un rayo reflejado desde una superficie anterior de una córnea de un ojo de un paciente como señal de entrada. El interferómetro se puede calibrar en una posición teórica de la superficie exterior de la córnea. Un comparador se comunica con el interferómetro y se diseña para el cálculo de una diferencia a partir de la señal de entrada de una posición actual y la posición teórica de la superficie anterior de la córnea. Un dispositivo se comunica con el comparador para el movimiento del paciente a una distancia en una dirección para hacer coincidir la posición actual con la posición teórica de la superficie anterior de la córnea.

El documento WO 2007/016231 A1 se refiere a un sistema y a un procedimiento para la determinación de una posición óptima de un ojo respecto a un dispositivo oftalmológico. Un aspecto del procedimiento incluye la recepción de datos que comprenden una imagen de la superficie de un ojo en una primera posición del ojo respecto a un dispositivo oftalmológico. Se localiza una característica en la imagen y se procede a una corrección de la nitidez de la característica, aplicando un algoritmo predeterminado para la obtención de un valor de nitidez. La superficie del ojo se ajusta después en una segunda posición respecto al dispositivo oftalmológico, repitiéndose los pasos anteriores hasta que el valor de nitidez alcance un máximo, lo que indica que se ha alcanzado una posición óptima del ojo.

El cometido de la invención es el de simplificar el posicionamiento preciso del paciente para la cirugía oftalmológica con láser.

Para la solución de esta tarea se prevén, según la invención, dispositivos según las reivindicaciones 1 y 2. Los dispositivos comprenden respectivamente:

- una fuente de rayo láser Excimer que irradia en la gama de longitud de onda UV para el suministro de un rayo láser de tratamiento enfocado,

- un dispositivo de medición interferométrico óptico de coherencia para la medición de la distancia entre un punto de medición preestablecido o una zona de medición de un ojo a tratar y un punto de referencia relacionado de forma conocida con la posición del foco del rayo láser de tratamiento, y

- una unidad de evaluación y de control diseñada para registrar, en base a los datos de medición de la distancia del dispositivo de medición, la coincidencia o divergencia de un lugar de actuación deseado del rayo láser de tratamiento en o dentro del ojo y de la posición del foco del rayo láser de tratamiento y para provocar en caso de coincidencia y/o divergencia una actuación de proyección predeterminada.

Desde hace algún tiempo se dispone de dispositivos de medición interferométricos ópticos de coherencia para la medición sin contacto de parámetros oculares, por ejemplo, del grosor de la córnea o de la profundidad de la cámara anterior. Estos dispositivos de medición funcionan, por ejemplo, conforme al principio de la reflectometría óptica de baja coherencia (OLCR: Optical Low-Coherence Reflectometry) o de la tomografía de coherencia óptica (OCT: Optical Coherence Tomography). Los mismos funcionan con rayos de medición de banda ancha y coherencia baja y permiten medir estructuras del ojo (o en general del tejido biológico a medir) con una resolución del orden de 1  $\mu\text{m}$  y menos. La OLCR está especialmente indicada para la medición de la distancia entre el ojo y el dispositivo quirúrgico láser. Por esta razón el dispositivo de medición de la invención se basa preferiblemente en la OLCR.

La invención muestra la integración de un dispositivo de medición del tipo antes descrito en un dispositivo quirúrgico láser y la utilización del dispositivo de medición para la orientación del paciente. Los datos de medición de un dispositivo OLCR o de otro dispositivo de medición interferométrico permiten la determinación de la dirección y de la intensidad de una desviación de la distancia real del paciente respecto a la distancia de trabajo óptima, y simplifican así el ajuste del paciente. El dispositivo de medición mide convenientemente la distancia entre el ojo y el punto de referencia en dirección del rayo láser de tratamiento (dirección z). El punto de referencia es un punto predeterminado claramente localizable en el sistema de coordenadas del dispositivo quirúrgico láser, por ejemplo, el origen de coordenadas o un punto distinto del origen. El foco de irradiación del rayo láser de tratamiento también se ajusta con referencia al sistema de coordenadas del dispositivo quirúrgico láser. La unidad de evaluación y de control puede determinar así, a partir de la distancia del ojo medida y de la posición z del foco del rayo, la distancia z del ojo respecto al plano del foco. La unidad de evaluación y de control puede determinar especialmente si el lugar de actuación deseado del rayo láser de tratamiento coincide con el plano del foco o si está desplazado respecto al mismo.

El punto o lugar del ojo, desde el cual el dispositivo de medición mide la distancia respecto al punto de referencia, se encuentra, por ejemplo, en la superficie de la córnea del ojo. Si el tratamiento con láser se va a aplicar cerca de la superficie, como sucede en el caso de la ablación en el marco del método Lasik, el lugar de actuación deseado, al

que se tiene que ajustar el plano de enfoque o de tratamiento del rayo láser de tratamiento, se puede considerar fundamentalmente igual que el punto de medición del ojo cuya distancia respecto al punto de referencia se está midiendo. También puede ocurrir que un punto situado por debajo de la superficie de la córnea se emplee como punto de destino de la medición de distancia, por ejemplo, en el método LASIK de femtosegundos.

5 Sin embargo, la invención no se limita en absoluto a un dispositivo quirúrgico láser para el método Lasik. Se puede utilizar igualmente en dispositivos quirúrgicos láser para otros fines terapéuticos oftalmológicos. Por lo tanto puede darse el caso que el lugar de actuación deseado del rayo láser de tratamiento sea un lugar del ojo distinto al del punto cuya distancia respecto al punto de referencia se mide. Como se ha dicho antes, un punto en la superficie de la córnea, por ejemplo, el ápex (vértice) de la córnea, resulta apropiado para la medición de la distancia. En cambio, el lugar de actuación deseado del rayo láser de tratamiento se puede encontrar más abajo en el ojo, por ejemplo, en la lente. En este caso es conveniente considerar en la orientación del paciente la distancia z entre el punto de medición del ojo y el lugar de actuación deseado. Con la condición de que esta distancia z sea conocida, por ejemplo, como consecuencia de una medición OLCR anterior del ojo, la unidad de evaluación y de control puede comprobar sin problemas, a partir de la distancia medida entre el ojo y el punto de referencia, de la posición relativa conocida del foco del rayo frente al punto de referencia y de la distancia z también conocida entre el punto de medición del ojo y el lugar de actuación deseado, si el plano del foco coincide o no con el lugar de actuación deseado en dirección z.

Se pueden imaginar diferentes acciones de salida de la unidad de evaluación y de control si se comprueba una coincidencia del lugar de actuación deseado con el foco en dirección z o una divergencia. Para una documentación y protocolización de la posición relativa del plano de foco (plano de tratamiento) respecto al lugar de actuación deseado del rayo láser de tratamiento, una forma de actuación de salida de la unidad de evaluación y de control puede consistir en la emisión de órdenes de almacenamiento o de indicación que provocan un almacenamiento o la indicación de los resultados de medición en una unidad de indicación. Esta documentación resulta especialmente conveniente si durante el tratamiento con láser se realizan varias mediciones de distancia, por ejemplo, en intervalos regulares. No se puede excluir que durante la intervención quirúrgica con láser el paciente mueva su cabeza, provocando así una orientación incorrecta que no debería quedar oculta al cirujano. En caso de necesidad, los resultados de medición almacenados se pueden imprimir o utilizar a continuación de otra manera. Una indicación inmediata de la respectiva distancia actual medida en una unidad de indicación proporciona al cirujano una posibilidad de comprobación que le permite intervenir en caso de necesidad en el proceso de tratamiento para corregirlo o, en ocasiones, incluso para interrumpirlo.

En una forma de realización de la invención se prevé una automatización en el sentido de que la unidad de evaluación y de control pueda emitir, en respuesta al resultado de la medición de distancia, un comando de control a la fuente de rayos láser, a fin de controlar la salida del rayo láser de tratamiento. Un comando de control como éste puede permitir, por ejemplo, que el rayo láser de tratamiento sólo salga con la condición de que el lugar de actuación deseado o la posición del foco coincidan fundamentalmente. Esto es conveniente para garantizar que sólo se inicie la intervención quirúrgica con láser cuando el paciente está correctamente posicionado. Alternativa o adicionalmente la unidad de evaluación y de control se puede concebir para emitir comandos de control que provoquen una interrupción de la salida del rayo láser de tratamiento en el supuesto de que la medición de la distancia indique una divergencia entre el lugar de actuación deseado y la posición del foco. La unidad de evaluación y de control puede interrumpir así automáticamente la cirugía con láser si el paciente mueve su cabeza durante el tratamiento.

Nos podemos imaginar lógicamente otros tipos diferentes de acciones de salida de la unidad de evaluación y de control. La unidad de evaluación y de control se puede diseñar, por ejemplo, para provocar la emisión de un mensaje óptico o/y acústico, si en el marco de la medición de distancia se comprueba una coincidencia o una divergencia del lugar de actuación deseado y de la posición del foco.

45 La invención se explica a continuación con mayor detalle a la vista del único dibujo que se acompaña. Éste muestra esquemáticamente un ejemplo de realización de un dispositivo quirúrgico láser según la invención que resulta adecuado en especial, pero no exclusivamente, para llevar a cabo la ablación por el método Lasik.

En principio se representa en el dibujo un ojo humano 10 con una córnea 12 y con un borde de pupila 14.

50 El dispositivo quirúrgico láser ilustrado presenta, de manera en sí conocida, una fuente de luz de fijación (por ejemplo, LED, láser) 18, que emite un rayo láser de fijación (débil) 18', en el que el paciente fija la mirada para la fijación del ojo.

El dispositivo quirúrgico láser comprende un láser de tratamiento 20 que emite un rayo láser de tratamiento 20', que se dirige a través de una lente 22 sobre un par de espejos de exploración 24, 24' y que se conduce a través de un espejo de inversión parcialmente transparente 26 al ojo 10. El rayo láser de tratamiento 20' es un rayo láser enfocado; un sistema óptico de enfoque para el enfoque del rayo láser de tratamiento 20' no se representa en detalle en el dibujo. Sin embargo, estos sistemas ópticos de enfoque se conocen sobradamente por el estado de la técnica.

El láser 20 es un láser Excimer cuya longitud de onda de radiación es de la gama UV, aproximadamente de 193 nm.

Los espejos de exploración 24, 24' se activan, por ejemplo, de forma galvanométrica y se controlan, junto con el láser 20, por medio de un ordenador controlado por programa C según un perfil de tratamiento anteriormente

calculado (es decir, un perfil de ablación). El ordenador C constituye la unidad de evaluación y de control en el sentido de la invención.

El dispositivo quirúrgico láser posee además un sistema para el seguimiento de los movimientos oculares (Eye-Tracker). El Eye-Tracker comprende una cámara 30 con la que se pueden tomar imágenes del ojo, en concreto de la pupila y del iris, a través de un espejo de inversión parcialmente transparente 28 en dirección de una flecha 32. Los datos gráficos de la cámara 30 se procesan a continuación en el ordenador C por medio del programa de análisis de imágenes, a fin de seguir los movimientos del ojo que, por regla general, el paciente no puede evitar, a pesar del intento de fijar la mirada en la luz de fijación 18'. El ordenador C considera los movimientos oculares detectados en el control de los espejos de exploración 24, 24', para mantener así el perfil de procesamiento de una manera lo más constante posible orientado respecto a un punto de referencia predeterminado del ojo situado, por ejemplo, en la superficie de la córnea.

En el dispositivo quirúrgico láser se integra además un dispositivo de medición paquimétrico 34 para la reflectometría óptica de baja coherencia (OLCR: Optical Low-Coherence Reflectometry) que de forma conocida contiene una fuente de radiación (por ejemplo, SLED, ASE, láser supercontinuo) que emite un rayo de medición 34'. El rayo de medición se orienta, a través de un espejo de inversión 42 parcialmente transparente, sobre el ojo 10, en concreto de modo que incida en el ojo coaxialmente con la trayectoria del rayo láser de tratamiento 20'. El dispositivo de medición 34 recibe rayos de medición reflejados por el ojo 10 a través del espejo de inversión 42 por el mismo camino por el que el rayo de medición 34' es emitido por el dispositivo de medición 34. Esto se ilustra mediante una doble flecha 36.

El dispositivo de medición 34 mide, en el marco de un tratamiento a realizar mediante el dispositivo quirúrgico láser bajo el control del ordenador C, al menos una, preferiblemente varias veces, la distancia del ojo 10 en dirección del eje de la parte del rayo láser de tratamiento 20' que incide en el ojo (dirección z) respecto a un punto de referencia predeterminado en el sistema de coordenadas del dispositivo quirúrgico láser. Con fines de ilustración, el punto de referencia se indica en el dibujo con el número 44. Se encuentra en una posición  $z + z_0$ , cuyo valor es conocido. Como punto de medición en el ojo 10 sirve preferiblemente un punto en la superficie de la córnea, en especial del ápex.

El dispositivo de medición 34 suministra sus datos de medición de distancia al ordenador C, que compara la distancia z medida entre el punto de medición del ojo y el punto de referencia fijo del sistema de coordenadas 44 con la distancia z entre el foco del rayo láser de tratamiento 20' y el punto de referencia 44. La posición z del foco del rayo se especifica mediante el ajuste del sistema óptico de enfoque mencionado, y el ordenador C la conoce. En el presente caso se supone, a modo de ejemplo, que el foco del rayo se ajusta para una posición en  $z = 0$ . Si la comparación de la distancia indica que la parte del ojo 10 a tratar se encuentra en el plano del foco del rayo láser de tratamiento 20', el ordenador C desbloquea el láser 20, por lo que se puede comenzar con la cirugía con láser. Sin embargo, si la comparación de distancia indica que el ojo 10 no está correctamente posicionado en dirección z, es decir, que la parte a tratar del ojo no se encuentra en el plano del foco, el ordenador C provoca, por ejemplo, un mensaje de necesidad de ajuste en una unidad de indicación 50. La necesidad de ajuste indicada señala al cirujano la dirección y la medida del ajuste z necesario del paciente. Mediante el desplazamiento vertical de la camilla, en la que se encuentra el paciente, el cirujano puede llegar a la posición óptima del paciente. Es conveniente que el dispositivo de medición 34 realice permanentemente otras mediciones de distancia y que el ordenador C muestre la respectiva posición z actual del ojo 10 respecto al plano del foco en la unidad de indicación 50, para permitir al cirujano un control inmediato del éxito de sus esfuerzos de ajuste. Una vez que el paciente esté posicionado de manera que la zona de tratamiento deseada del ojo y el foco del rayo coincidan fundamentalmente en dirección z, es posible comunicarlo al cirujano adicionalmente, por ejemplo, mediante una señal acústica perfectamente audible.

Naturalmente también es posible acoplar el mecanismo de ajuste de la camilla del paciente al ordenador C, de modo que el ordenador C pueda realizar un ajuste z automático de la camilla controlado por un programa, en dependencia del respectivo resultado de medición actual.

Anteriormente se ha dicho que, en el marco de la medición de distancia, se mide la distancia entre un punto predeterminado del ojo y un punto de referencia establecido en el sistema de coordenadas del dispositivo quirúrgico láser. Esto equivale a una medición de la posición z del punto predeterminado del ojo en el sistema de coordenadas del sistema láser, dado que cada indicación de una posición z requiere siempre un punto de referencia, a saber, el origen del sistema de coordenadas. En este sentido se puede decir, de forma más simple, que el dispositivo de medición 34 mide la posición z del punto predeterminado del ojo, por ejemplo, del ápex corneal, y que el ordenador C compara la posición z medida de este punto del ojo con la posición z del foco del rayo. En este sentido, la indicación del punto de referencia en la medición de la distancia no es más que una aclaración para hacer constar que cualquier indicación de una posición de coordenadas absoluta siempre se ha de entender como distancia respecto a un punto de referencia del sistema de coordenadas.

**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo para la ablación con láser de una córnea humana, con
- 5 - una fuente de rayo láser Excimer (20) que irradia en la gama de longitud de onda UV para la emisión de un rayo láser de tratamiento enfocado (20'),
- un dispositivo de medición interferométrico óptico de coherencia (34) para la medición de la distancia de un punto de medición predeterminado o de una zona de medición de un ojo a tratar (10) respecto a un punto de referencia (44) relacionado de manera conocida con la posición del foco del rayo láser de tratamiento, y
- 10 - una unidad de evaluación y de control (C) concebida para detectar, en base a los datos de medición de distancia del dispositivo de medición, la coincidencia o divergencia de un lugar de actuación deseado del rayo láser de tratamiento en o dentro del ojo y de la posición del foco del rayo láser de tratamiento, y para provocar, en caso de una divergencia, una indicación de una necesidad de ajuste en una unidad de indicación (50), encontrándose el lugar de actuación deseado en una posición z relativa conocida respecto al punto de medición predeterminado o a la zona de medición, definiendo z la dirección de propagación del rayo láser de tratamiento y señalando la necesidad
- 15 de ajuste indicada la dirección y la medida del desplazamiento vertical necesario del paciente.
2. Dispositivo para la ablación con láser de una córnea humana, con
- una fuente de rayo láser Excimer (20) que irradia en la gama de longitud de onda UV para la emisión de un rayo láser de tratamiento enfocado (20'),
- 20 - un dispositivo de medición interferométrico óptico de coherencia (34) para la medición de la distancia de un punto de medición predeterminado o de una zona de medición de un ojo a tratar (10) respecto a un punto de referencia (44) relacionado de manera conocida con la posición del foco del rayo láser de tratamiento,
- un mecanismo de ajuste para una camilla de paciente y
- 25 - una unidad de evaluación y de control (C) acoplada al mecanismo de ajuste concebida para detectar, en base a los datos de medición de distancia del dispositivo de medición, la coincidencia o divergencia de un lugar de actuación deseado del rayo láser de tratamiento en o dentro del ojo y de la posición del foco del rayo láser de tratamiento, y para provocar, en caso de una divergencia, un ajuste vertical automático, controlado por el programa, de la camilla del paciente, encontrándose el lugar de actuación deseado en una posición z relativa conocida respecto al punto de medición predeterminado o a la zona de medición, definiendo z la dirección de propagación del rayo láser de
- 30 tratamiento, diseñándose la unidad de evaluación y de control (C) para que permita la emisión del rayo láser de tratamiento (20') en dependencia de que el lugar de actuación deseado y la posición del foco coincidan fundamentalmente.
3. Dispositivo según la reivindicación 1 ó 2, caracterizado por que el dispositivo de medición (34) se concibe para medir la distancia entre un punto sobre o por debajo de la superficie de la córnea del ojo (10) a tratar y un punto de
- 35 referencia (44).
4. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la unidad de evaluación y de control (C) se concibe para almacenar o/y mostrar los resultados de las mediciones de distancia realizadas
- 40 durante el tratamiento con láser en una unidad de indicación (50).
5. Dispositivo según la reivindicación 1, caracterizado por que la unidad de evaluación y de control (C) se concibe para permitir la emisión del rayo láser de tratamiento (20') en dependencia de que el lugar de actuación deseado y la posición del foco coincidan fundamentalmente.
- 45
6. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la unidad de evaluación y de control (C) se concibe para interrumpir la emisión del rayo láser de tratamiento (20') en dependencia de que el lugar de actuación deseado y la posición del foco difieran.
- 50
7. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el dispositivo de medición (34) mide la distancia por medio de reflectometría óptica de coherencia baja.

