



①9



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

①1 Número de publicación: **2 337 059**

⑤1 Int. Cl.:
A61B 3/107 (2006.01)
A61B 3/103 (2006.01)

①2

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

⑨6 Número de solicitud europea: **04764869 .6**
⑨6 Fecha de presentación : **06.09.2004**
⑨7 Número de publicación de la solicitud: **1662981**
⑨7 Fecha de publicación de la solicitud: **07.06.2006**

⑤4 Título: **Medición de la topografía de la superficie y la aberración de onda de un sistema de lentes.**

③0 Prioridad: **12.09.2003 DE 103 42 175**

④5 Fecha de publicación de la mención BOPI:
20.04.2010

④5 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
20.04.2010

⑦3 Titular/es: **Optocraft GmbH**
Am Weichselgarten 7
91098 Erlangen, DE

⑦2 Inventor/es: **Beyerlein, Mathias y**
Pfund, Johannes

⑦4 Agente: **Isern Jara, Jorge**

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

Medición de la topografía de la superficie y la aberración de onda de un sistema de lentes.

5 La invención se refiere a un dispositivo para medir la topografía de superficies (en adelante abreviado “topografía”) y la aberración de onda de un sistema de lentes con un primer sistema de medición, que comprende una fuente de luz para emitir un primer haz de luz con una primera longitud de onda, así como un detector para recoger el primer haz de luz reflejado en el sistema de lentes, y con un segundo sistema de medición, que comprende una fuente de luz para emitir un segundo haz de luz con una segunda longitud de onda, así como un detector para recoger el segundo haz de luz transmitido a través del sistema de lentes. Un dispositivo de este tipo puede ser utilizado básicamente para la medición de cualquier sistema óptico de lentes. No obstante, en especial, este dispositivo se utiliza en la tecnología óptica médica. En este caso el sistema de lentes que ha de ser examinado es un ojo (en especial, el ojo humano). La invención asimismo se refiere a un procedimiento correspondiente.

15 Para intervenciones quirúrgicas en el ojo humano, por ejemplo, la corrección de defectos de la visión del ojo, en estos últimos tiempos se viene utilizando cada vez más la ablación de tejido de la córnea mediante un láser excimer. A tal efecto, se corta una lámina en la superficie de la córnea (es decir, la capa anterior y transparente del ojo) y se aparta a un lado. A continuación, se procede a la ablación de una cantidad adecuada del tejido corneal que ha quedado expuesto (es decir, se rebaja) y seguidamente se vuelve a colocar la lámina de córnea en su lugar. De este modo, la córnea queda deformada de forma dirigida de tal manera que se compensa un defecto de la visión del ojo, por ejemplo, miopía o hipermetropía, o también astigmatismo. A efectos de poder calcular con suficiente precisión la cantidad de tejido de córnea a rebajar, se requiere un conocimiento detallado tanto de la aberración de onda, es decir del error de representación óptico del ojo, como también de la topografía de la córnea.

25 También otros procedimientos correctivos que se aplican al ojo humano, por ejemplo, la transplatación de la córnea, la sustitución de la lente del ojo por una artificial o la adaptación de una lente de contacto, requieren de una densidad de información similar.

30 Hasta ahora la topografía de la córnea y la aberración de onda del ojo se han medido habitualmente por separado. Debido a ello, a menudo resultan discrepancias entre las dos mediciones realizadas de forma distanciada en el tiempo, debido a la inestabilidad del ojo como objeto biológico, por un lado, y, por otro lado, debido a los múltiples grados de libertad del ajuste del ojo en relación con el dispositivo de medición. En la aplicación en la medicina óptica, esta discrepancia en la medición puede mermar, en especial, el éxito de la intervención quirúrgica en el ojo o de cualquier otro procedimiento correctivo médico.

35 Para evitar estas discrepancias resulta, por lo tanto, deseable que la medición de la topografía y de la aberración de onda se realice simultáneamente. Esta posibilidad existe en un procedimiento de medición conocido por la patente US 2002/0163623 A1. Según este procedimiento conocido y el dispositivo asociado, están dispuestos dos sistemas de medición que emiten señales de luz de diferente longitud de onda y las vuelven a recoger tras su refracción en el ojo, es decir en la córnea. En el dispositivo conocido el guiado de los haces de luz necesarios para ambas mediciones resulta comparativamente costoso. Esto limita, a la inversa, la precisión de las mediciones.

Un procedimiento de medición similar se conoce, además, por la patente US 2001/0016695 A1.

45 La invención tiene como objetivo mejorar un dispositivo y un procedimiento para medir la topografía y la aberración de onda de un sistema de lentes.

50 En lo referente al dispositivo, el problema se resuelve, de acuerdo con la invención, por las características de la reivindicación 1. En lo referente al procedimiento asociado, el problema se resuelve, de acuerdo con la invención, por las características de la reivindicación 17. De acuerdo con ello, un elemento óptico difractivo (es decir, un elemento que provoca difracción) está dispuesto en un área común de las trayectorias de los rayos de un primer y un segundo sistemas de medición, y adapta las trayectorias de los frentes de ondas de un primer haz de luz y de un segundo haz de luz, respectivamente, de forma selectiva de la longitud de onda.

55 Se denomina trayectoria del frente de ondas la función del espacio tridimensional que describe la orientación espacial de una superficie perpendicular con respecto a la dirección de propagación local de la luz en cualquier punto dentro de la trayectoria de rayos del haz de luz observado. El elemento óptico difractivo (DOE) actúa de forma selectiva según la longitud de onda en el sentido de que, al pasar por el DOE la trayectoria del frente de ondas de cada uno de los dos haces de luz es alterada de forma diferente, debido a sus longitudes de onda diferentes.

60 Debido a la utilización del DOE y de la conducción de rayos selectiva en función de la longitud de onda facilitada de esta manera, se puede adaptar la trayectoria del frente de ondas de ambos haces de luz de forma flexible, prácticamente de forma independiente y con alta precisión a las exigencias de la correspondiente medición.

65 Según una realización preferente de la invención, el DOE está realizado de tal manera que el orden cero de difracción del primer haz de luz es suprimido, es decir, que su intensidad es totalmente extinguida o, como mínimo, muy reducida. La luz del primer haz de luz se transmite, por lo contrario, en una mayoría o completamente en el primer orden de difracción. Al mismo tiempo se consigue mediante la realización adecuada del DOE que éste no provoque

esencialmente ninguna difracción de la luz del segundo haz de luz. Por lo tanto, el segundo haz de luz es transmitido esencialmente sin ser debilitado dentro del orden cero de difracción.

Mediante una realización adecuada del DOE se preadapta, oportunamente, la trayectoria del frente de ondas del primer haz de luz transmitido por el DOE en dirección al sistema de lentes a la topografía de dicho sistema de lentes. Con preadaptación se entiende, especialmente, que la trayectoria del frente de ondas del primer haz de luz es deformada por el DOE de tal manera que la curvatura de los frentes de onda corresponde, en el lugar del sistema de lentes, aproximadamente a la curvatura de la superficie de éste. Ello tiene la ventaja de que la luz del primer haz de luz incide en todos los sitios esencialmente de forma perpendicular sobre la superficie del sistema de lentes, siendo reflejado casi sobre sí mismo. De este modo, incluso pequeñas desviaciones de la topografía del sistema de lentes pueden ser detectadas de forma precisa por la preadaptación. Mediante la preadaptación de la trayectoria del frente de ondas se reduce, además, la pérdida de luz por dispersión de la misma. Para la aplicación de la invención al ojo humano como sistema de lentes a examinar, el DOE está realizado preferentemente de tal manera que la trayectoria del frente de ondas del primer haz de luz es adaptada a un modelo médico estandarizado del ojo humano, en especial, al ojo normal según Gullstrand. Sin embargo, con respecto al segundo haz de luz el DOE está preferentemente realizado de tal manera que su trayectoria del frente de ondas no se modifica esencialmente.

Un elemento de fase de superficie corrugada resulta muy adecuado como DOE. Es decir, una placa de vidrio o de material plástico transparente cuya superficie está dotada de una retícula de difracción a modo de relieve. Por medio de procedimientos de producción asistidos por ordenador y técnicas de grabado adecuadas, hoy en día un elemento de fase de este tipo puede ser fabricado de forma comparativamente económica con una precisión muy elevada. La difracción provocada por el elemento de fase puede ser adaptada de forma muy flexible a las necesidades. Con un elemento de fase de superficie corregida se puede conseguir, en especial, una retícula superficial con un período de la retícula muy pequeño, del orden de unos pocos cientos de nanómetros y, por lo tanto, un ángulo de desviación comparativamente grande de la luz difractada. En principio se prevé, sin embargo, que el DOE pueda realizarse de otro modo, por ejemplo, mediante un holograma de volumen o un elemento reflectivo difractivo. En especial, también se prevé que el DOE sea realizado como un elemento óptico flexible y libremente controlable. Ello es posible, por ejemplo, mediante indicadores de cristal líquido (LCD) que desplazan las fases.

Para fijar la fuerza de refracción y la orientación de un ojo a examinar mientras dure la medición y, por lo tanto, para aumentar la precisión de la medición, preferentemente se inserta un objeto de fijación en el ojo. Con objeto de fijación se entiende una imagen que se ofrece al paciente a examinar durante la medición. Al fijar el paciente la vista en el objeto de fijación, automáticamente mantiene casi constante tanto la orientación del ojo, como también la fuerza de refracción ajustada por el ojo. El tercer haz de luz, que se utiliza para la inserción del objeto de fijación, presenta una tercera longitud de onda sobre la cual el DOE preferentemente tampoco tiene efecto alguno. Esta tercera longitud de onda difiere preferentemente tanto de la primera longitud de onda, como también de la segunda longitud de onda. De este modo se garantiza que el tercer haz de luz no interfiera ni en la medición de la topografía, ni tampoco en la medición de la aberración de onda. Según una realización simplificada del dispositivo, según la invención, se prevé sin embargo de forma alternativa que la tercera longitud de onda corresponda a la segunda longitud de onda.

Según una variante muy razonable del dispositivo, ambos sistemas de medición comparten un detector común.

Para conseguir grandes ángulos de difracción, así como para evitar que un paciente a examinar sea deslumbrado durante la medición por los haces de luz, las longitudes de onda del primer y/o del segundo haz de luz se encuentran preferentemente en la región del infrarrojo cercano, de longitudes de ondas largas y no visibles para el ojo humano, del espectro electromagnético. La primera longitud de onda se elegirá, en especial, aproximadamente dentro del rango de 1000 nm hasta 1600 nm. La segunda longitud de onda corresponde preferentemente a un valor que se acerca más o menos a la mitad de la primera longitud de onda. Por lo tanto, la segunda longitud de onda se sitúa en la zona límite entre la región roja del espectro, que es visible, y la región del infrarrojo cercano.

Para evitar errores de medición provocados por un ajuste erróneo del sistema de lentes con respecto al DOE, el dispositivo comprende oportunamente un dispositivo de ajuste mediante el cual se puede determinar y ajustar la posición del sistema de lentes. Una realización muy ventajosa de un dispositivo de ajuste de este tipo comprende una fuente de luz, así como un detector sensible a la posición. Para ajustar el sistema de lentes se proyecta un rayo de luz de ajuste desde la fuente de luz en un ángulo sobre el sistema de lentes, y el rayo de luz de ajuste reflejado en éste es recogido por el detector sensible a la posición. Para ajustar el sistema de lentes se varía ahora la posición del sistema de lentes con respecto al DOE, hasta que el rayo de luz de ajuste reflejado incida en un punto predeterminado de la superficie del detector, indicando éste el ajuste correcto del sistema de lentes con respecto al DOE.

Para adaptar la trayectoria del frente de ondas de los haces de luz de forma muy precisa, resulta ventajoso que el DOE esté situado inmediatamente delante del sistema de lentes, de manera que la luz de los haces incida, partiendo del DOE, directamente sobre el sistema de lentes. A la inversa, la luz de los haces reflejada por el sistema de lentes vuelve a incidir directamente sobre el DOE, antes de que sea conducida a los detectores de los dos sistemas de medición.

Por medio de un divisor de haz de rayos que limita un área común de las trayectorias de los rayos de ambos sistemas de medición de forma selectiva en función de las longitudes de onda, se consigue que ambos haces de luz sean conducidos tras su reflexión en el ojo de forma efectiva al correspondiente detector. Debido a ello se evita, en especial, la interacción indeseada entre ambos sistemas de medición, que podría dar lugar a una distorsión del resultado

de la medición. Según una realización oportuna de la invención, este divisor del haz está realizado, a su vez, como un elemento óptico difractivo que separa la trayectoria de los rayos de ambos haces de luz de forma selectiva en función de sus longitudes de onda.

Como detector del primer y/o del segundo sistemas de medición es apropiado, especialmente, un denominado detector de frente de ondas. Éste es un detector que registra la orientación local de un frente de ondas. En el marco del dispositivo, según la invención, se prevé la utilización de un sensor de Shack-Hartmann o de un interferómetro, por ejemplo, del tipo Shearing como detector del primer y/o segundo sistemas de medición. Además, resulta ventajoso en el marco del dispositivo, según la invención, utilizar como detector un sensor piramidal o un interferómetro Talbot.

En el procedimiento llevado a cabo con el dispositivo de la invención, la medición de la topografía y la medición de la aberración de onda se realizan preferentemente de forma simultánea. Debido a ello se consigue un tiempo de medición muy corto. Y esto, a su vez, es una ventaja especialmente para la aplicación del procedimiento en el ojo humano, ya que un paciente a examinar ha de quedarse lo más quieto posible durante la medición lo cual, por fuerza, resulta algo incómodo. Por otro lado, la medición simultánea de la topografía y de la aberración de onda evita las discrepancias entre los resultados respectivos de estos dos métodos de medición que se producirían debido a la inestabilidad del ojo humano si las mediciones se realizaran de forma distanciada en el tiempo.

Una medición de forma secuencial en el tiempo, es decir, una detrás de otra (especialmente, en un intervalo muy corto), se prevé, sin embargo, como una alternativa ventajosa con el fin de conseguir un procedimiento más sencillo. Esto resulta especialmente oportuno cuando se utiliza un detector común para ambos sistemas de medición para separar mejor las señales de medición de ambos sistemas. Para evitar discrepancias de medición, las mediciones se realizan, preferentemente, en un intervalo de tiempo que es inferior al tiempo de reacción del ojo, de manera que las mediciones se realizan prácticamente de forma simultánea con respecto al ojo.

Según una realización alternativa y oportuna del procedimiento de la invención, la medición de la topografía y/o la medición de la aberración de onda se lleva a cabo con la ayuda de un denominado procedimiento de "Scanning-Spot" ("punto de exploración"). Según esta técnica convencional de medición, el sistema de lentes no es iluminado con un haz de luz plano, sino con un haz de luz fino cuya sección transversal se acerca a la de un punto. De forma correspondiente, en un procedimiento de "Scanning-Spot" no se mide la trayectoria del frente de ondas de la luz reflejada por el sistema de lentes, sino la desviación del delgado haz de luz reflejado desde una posición teórica característica para un "sistema de lentes ideal". Con respecto al contenido de información de la topografía o de la aberración de onda del sistema de lentes examinado, son equivalentes un procedimiento de frente de ondas habitual y un procedimiento de "Scanning-Spot".

A continuación, se explicarán con más detalle ejemplos de realización de la invención en relación con los dibujos. En éstos se muestra:

En la figura 1, un dispositivo para medir la topografía y la aberración de onda de un sistema de lentes, en especial, del ojo humano, con un elemento óptico difractivo (DOE) dispuesto en un área común de las trayectorias de rayos de un primer sistema de medición y de un segundo sistema de medición, en una representación esquemática;

En la figura 2, un detalle de la sección transversal del elemento óptico difractivo de la figura 1, mostrado de forma esquemática y a mayor escala;

En la figura 3, el elemento óptico difractivo y el ojo en la trayectoria de rayos de un primer haz de luz para medir la topografía del ojo, en una representación esquemática;

En la figura 4, el elemento óptico difractivo y el ojo en la trayectoria de rayos de un segundo haz de luz para medir la aberración de onda del ojo, en una representación análoga a la de la figura 3;

En la figura 5, una realización alternativa del dispositivo, en una representación análoga a la de la figura 1; y

En las figuras 6 a 8, otras formas de realización del dispositivo, en una representación análoga a la de la figura 1.

En las figuras las partes y los parámetros equivalentes son señalados siempre con la misma referencia.

En la figura 1 se muestra de forma esquemática un dispositivo (1) para medir la topografía y la aberración de onda de un sistema de lentes. El término sistema de lentes abarca en este caso cualquier sistema óptico, ya sea artificial o natural, que está dotado de una lente o de varias lentes. El sistema de lentes, que se muestra esquemáticamente en la figura 1, es especialmente un ojo humano (2).

Se denomina topografía (de superficie) la forma tridimensional de la superficie de la lente. En el caso del ojo (2) esta superficie de la lente es la superficie (3) de la córnea (4), es decir, de la capa anterior y transparente del ojo. El sistema de lentes del ojo (2) comprende, asimismo, del modo conocido la lente (5) del ojo y el cristalino (6). En el fondo del ojo que está opuesto a la lente (5) está dispuesta del modo conocido la retina (7).

El término aberración de onda designa generalmente la desviación de las propiedades ópticas de representación del sistema de lentes real a examinar con respecto a las propiedades de representación de un sistema de lentes análogo ideal. En el caso del ojo (2) la aberración de onda comprende errores de representación de primer orden, tales como la miopía, la hipermetropía y el astigmatismo, así como errores de representación de orden superior.

Para medir la topografía de la córnea (4), el dispositivo (1) está dotado de un primer sistema de medición (8). Para medir la aberración de onda se dispone un segundo sistema de medición (9).

El primer sistema de medición (8) comprende una fuente de luz (10), en especial, un láser. La fuente de luz (10) genera un primer haz de luz (11) con una primera longitud de onda λ_1 . Primero el haz de luz (11) es colimado en una lente colimadora (12) a lo largo de la trayectoria de rayos del primer sistema de medición (8) y, mediante un divisor del haz (13) selectivo de la longitud de onda, es dirigido a un área común (14) de las trayectorias de rayos de los sistemas de medición (8) y (9). Dentro del área común (14) el primer haz de luz (11) es ensanchado por medio de un telescopio de Kepler (17) formado por dos lentes (15) y (16) y atraviesa un elemento óptico difractivo, en adelante denominado "DOE" (18), dispuesto directamente delante del ojo (2). Por medio del DOE (18), cuyo modo de funcionar se describirá a continuación con más detalle, el primer haz de luz (11) es colimado en dirección al ojo (2). Una parte del haz de luz (11) que incide en el ojo (2) (en adelante denominado de forma simplificada haz de luz reflejado (11')) es reflejada en la superficie (3) de la córnea (4) y devuelta en sentido contrario a la dirección de incidencia pasando por el DOE (18), el telescopio de Kepler (17) y el divisor del haz (13). Debido a otro divisor del haz (19) dispuesto en el exterior del área común (14) de las trayectorias de rayos, el haz de luz reflejada (11') es desacoplado del haz de luz incidente (11) y dirigido hacia un detector de frente de ondas (20). El telescopio de Kepler (17) está realizado de tal manera que la córnea (4) queda representada con nitidez en el detector de frente de ondas (20). El detector de frente de ondas (20) está optativamente realizado como un sensor de Shack-Hartmann, tal como se describe, por ejemplo, en la patente US 2003/0038921 A1. Alternativamente, el detector de frente de ondas (20) también puede estar realizado como un interferómetro, en especial, un interferómetro tipo Shearing.

El segundo sistema de medición (9) dispuesto para medir la aberración de onda comprende otra fuente de luz (21). Esta fuente de luz (21), que está realizada, a su vez, preferentemente por un láser, emite un segundo haz de luz (22) con una segunda longitud de onda (λ_2) en forma de un haz de luz comparativamente fino. Este segundo haz de luz (22) es, a su vez, colimado en una lente colimadora (12) y dirigido a través del divisor del haz (13) selectivo de la longitud de onda a un área común (14) de las trayectorias de rayos. Debido a su selectividad de la longitud de onda, el divisor del haz (13) es transparente para la longitud de onda (λ_2) y, por lo tanto, no actúa sobre ella. Un divisor del haz (13) con esta selectividad de longitud de onda se puede fabricar según la tecnología convencional, por ejemplo, mediante un espejo dieléctrico.

Más adelante en su trayectoria, el segundo haz de luz (22) atraviesa el telescopio de Kepler (17) y el DOE (18) para incidir en el ojo (2). El DOE (18) está realizado, a tal efecto, tal como se describirá a continuación con más detalle, de manera que no tiene ningún efecto difractivo o sólo un efecto insignificante sobre la luz con la longitud de onda (λ_2). El haz de luz (22) atraviesa, en consecuencia, el DOE (18) casi sin ser modificado e incide como haz de luz fino sobre la retina (7) a través de la córnea (4) y la lente (5) del ojo. El haz de luz (22) es dispersada de forma difusa en la retina (7). Esta luz difusa, en adelante denominada haz de luz retrodispersado (22'), vuelve en sentido contrario a su dirección de incidencia a través de la lente (5) del ojo, la córnea (4), el DOE (18), el telescopio de Kepler (17) y el divisor del haz (13) transparente para la longitud de onda (λ_2). Por medio de otro divisor del haz (23) posicionado en el exterior del área común (14) en la trayectoria de rayos del haz de luz (22, 22'), el haz de luz retrodispersado (22') es desacoplado y dirigido a un detector de frente de ondas (24) del segundo sistema de medición (9). El detector de frente de ondas (24), a su vez, está realizado optativamente como un sensor de Shack-Hartmann o como interferómetro. Entre los divisores de haces (13) y (23) está dispuesta una unidad de precompensación (25). Esta unidad de precompensación (25) contiene un sistema convencional de zoom óptico (no mostrado) o un dispositivo de lentes con los que se pueden compensar las partes de defocus y astigmatismo, es decir la miopía o la hipermetropía y el astigmatismo. La unidad de precompensación (25) sirve, a la inversa, también para representar el haz de luz incidente (22) de forma nítida sobre la retina (7).

Al contrario que en el ojo (2), en un sistema de lentes artificial la medición de la aberración de onda se puede realizar generalmente de forma simplificada, colocando el sistema de lentes entre la fuente de luz y el detector, de manera que el sistema de lentes es atravesado sólo una vez por el segundo haz de luz.

El DOE (18) mostrado en la figura 1 es un denominado elemento de fase de superficie corrugada, cuya estructura y cuyo modo de funcionar se muestran de forma esquemática en la figura 2. El DOE (18) representado es una plaquita de vidrio o de un material plástico transparente en cuya superficie (26) dirigida hacia el ojo (2) se ha introducido una retícula de difracción a modo de relieve. La retícula de difracción del DOE (18) comprende una serie de rebajes (27) que están realizados con una forma aproximadamente circular y dispuestos prácticamente de forma concéntrica alrededor del eje óptico (28) (figura 1) del dispositivo (1), y separados entre sí por puentecillos intermedios (29). Para conseguir patrones de difracción no esféricos, los rebajes (27) y los puentecillos intermedios (29) pueden diferir en un modo predeterminado de la disposición esférica y concéntrica.

Tal como se aprecia en la figura 2, preferentemente todos los rebajes (27) presentan la misma profundidad de estructura (h), de manera que la superficie (26) está dividida en dos niveles discretos. Un DOE construido de esta forma se denomina también holograma binario.

Los rebajes (27) y los puentecillos (29) de la superficie (26) en forma de relieve constituyen, en lo que se refiere a su efecto óptico, fases alternativas dentro de las que una onda de luz (L) plana incidente se desarrolla de forma diferente en función de la diferencia del índice de refracción entre el material del DOE (18) y el aire ambiental. Debido a ello, al atravesar la superficie (26) una onda de luz (L), se genera una diferencia de fase entre ondas parciales en la zona de los rebajes (27) y ondas parciales en la zona de los puentecillos (29), que provoca del modo en sí conocido efectos de interferencia y difracción.

Estos efectos tienen como consecuencia que la onda de luz (L) al salir del DOE (18) es emitida sólo en direcciones discretas con respecto a la dirección de incidencia (30). Los rayos parciales emitidos en estas direcciones discretas se denominan órdenes de difracción (31, 32, 33). En general, una parte de la intensidad de los rayos incidentes se vuelve a emitir sin difracción, es decir, en la dirección de incidencia (30). Esta radiación parcial se denomina orden cero de difracción (31). A medida que aumenta el ángulo con respecto a este orden cero de difracción (31), los otros máximos de difracción se denominan primer orden de difracción (32), segundo orden de difracción (33), etc. A efectos de simplicidad, en la representación esquemática de la figura 2 no se muestran órdenes de difracción superiores.

El ángulo con el que aparece cada uno de los órdenes de difracción (32, 33, etc.) con respecto al orden cero de difracción (31) depende de la constante de la retícula de difracción, es decir, de la distancia entre dos rebajes contiguos (27). El ángulo de difracción es tanto más grande, tanto más pequeño es la constante de la retícula.

Mediante la conformación adecuada del DOE (18), en relación con la longitud de la onda de luz (L) incidente, se puede conseguir que la luz incidente sea emitida preferentemente en un determinado orden de difracción (31, 32 ó 33). Esto se utiliza, de acuerdo con la invención, mediante el ajuste de la retícula de difracción del DOE (18) con las longitudes de onda (λ_1) y (λ_2) para la adaptación, selectiva en función de las longitudes de onda, de la trayectoria del frente de ondas de los haces de luz (11) y (22).

A tal efecto, el DOE (18) está ajustado a la longitud de onda (λ_1) de tal manera que las ondas parciales del haz de luz (11) atraviesan la superficie (26), por un lado, en la zona de un rebaje (27) y, por otro lado, en la zona de un puentecillo (29) de forma desplazada justo en un múltiplo impar de la mitad de la longitud de onda y, por lo tanto, interfieren negativamente en la dirección de incidencia (30), es decir, a lo largo del eje óptico (38). Esta condición se cumple cuando la profundidad (h) de la estructura corresponde a la siguiente ecuación:

$$h = i \cdot \frac{\lambda_1}{2 \cdot (n(\lambda_1) - 1)} \quad \text{ecuación 1}$$

donde $n(\lambda_1)$ es el índice de difracción del material del DOE (18) para la longitud de onda λ_1 , e $i = 1, 3, 5, \dots$ es un número natural, impar.

Además, el DOE (18) está realizado de tal manera que una superficie, que es ocupada por un rebaje (27), corresponde esencialmente a la superficie del puentecillo adyacente (29). Debido a ello, se consigue que el orden cero de difracción (31) del primer haz de luz (11) quede suprimido prácticamente en su totalidad por una interferencia destructiva.

Tal como se aprecia en la figura 3, al iluminar el DOE (18) con el haz de luz (11), debido al efecto de difracción descrito anteriormente, se genera una trayectoria curvada (34) del frente de ondas en la zona del ojo (2). Mediante la variación adecuada de la distancia de reja del DOE (18), se preadapta esta trayectoria (34) del frente de ondas al ojo (2), de manera que la curvatura de los frentes de ondas (35) en la zona de la córnea (4) corresponde a la curvatura media de la superficie de la córnea humana. Opcionalmente el DOE (18) está realizado de tal manera que la trayectoria curvada (34) del frente de ondas corresponde a una onda esférica. Una onda esférica contiene especialmente un foco, por medio del cual se puede realizar una calibración comparativamente sencilla de todo el sistema de medición (8). A efectos de preadaptar una desviación no esférica de la superficie de la córnea con medios comparativamente sencillos, el DOE (18) está realizado exactamente de tal manera que la trayectoria curvada (34) del frente de ondas corresponde a una onda esférica con una parte cónica adaptada a la córnea (4). Alternativamente se prevé, a su vez, realizar el DOE (18) de tal manera que la forma de los frentes de ondas (35) corresponda, en el lugar de la córnea (4), a la forma media de la córnea (4) que se desprende del modelo estándar del ojo según Gullstrand.

Si la topografía de la córnea (4) correspondiese exactamente a la preadaptación, en especial, a la curvatura predefinida por el ojo normal según Gullstrand, el haz de luz (11) incidiría en todos los sitios exactamente perpendicular sobre la superficie (3) de la córnea (4) y sería reflejado exactamente sobre sí mismo hacia el DOE (18). En este caso ideal, el DOE (18) volvería a transformar la trayectoria curvada del frente de ondas del haz de luz reflejado (11') en una onda plana que correspondería exactamente al haz de luz incidente (11), invirtiendo el efecto de difracción antes descrito.

La topografía de la córnea (4) del ojo real (2) varía, sin embargo, de un individuo a otro y, en especial, se diferencia más o menos del ojo normal según Gullstrand. Por consiguiente, la trayectoria del frente de ondas (34) del haz de luz (11) queda distorsionada al ser reflejada en la superficie (3). Al pasar por el DOE (18), el haz de luz reflejado (11') es convertido en un frente de ondas curvado (36) con respecto al frente de ondas plano incidente. La curvatura del frente

de ondas (36) es detectada por el detector de frente de ondas (20). A partir de ello se puede calcular la topografía de la córnea (4) con métodos matemáticos en sí conocidos.

El DOE (18) está ajustado, por otro lado, a la longitud de onda (λ_2), de tal manera que el segundo haz de luz (22) se transmite preferentemente en el orden cero de difracción (31). Esto ocurre siempre que entre los rebajes (27) y los puentecillos (29) adyacentes se alcance una diferencia de fase que equivalga a un múltiplo de números enteros de la longitud de onda total (λ_2). La condición para ello es que la profundidad de la estructura corresponda a la ecuación:

$$h = j \cdot \frac{\lambda_2}{(n(\lambda_2) - 1)} \quad \text{ecuación 2}$$

donde $n\lambda_2$ es el índice de refracción del material de DOE (18) para la longitud de onda λ_2 , y $j = 1, 2, 3, \dots$ es un número natural.

Si se cumple esta condición, la trayectoria del frente de ondas (34) del haz de luz (22) prácticamente no será modificada al pasar por el DOE (18), tal como se aprecia en la figura 4. Por lo tanto, el DOE (18) queda esencialmente sin efecto para el haz de luz (22).

La medición de la aberración de onda del ojo se realiza, según la figura 4, de tal manera que se ilumina una mancha (37) casi en forma de punto sobre la retina (7) con un haz de luz (22) en forma de rayo fino. El haz de luz retrodispersado (22') de forma difusa de esta mancha vuelve a incidir sobre el DOE (18) tras pasar por la lente (5) del ojo y la córnea (4) y desde allí es transmitido en dirección al detector de frente de ondas (24).

Debido a la sección reducida del rayo, el haz de luz incidente (22) sólo queda alterado en una medida comparativamente reducida por la aberración de onda del ojo (2). El haz de luz retrodispersado (22') atraviesa, sin embargo, en su retorno la superficie de sección total de la pupila del ojo y recoge, por lo tanto, toda la información acerca de la aberración de onda del ojo (2).

Mientras que con una característica de representación ideal del ojo (2), es decir, con una aberración de onda insignificante, cabría esperar que el haz de luz (22'), que sale de la mancha iluminada (37) como una fuente de luz casi en forma de punto, fuese representado por el ojo (relajado) (2) en una onda plana con frentes de ondas planos, los frentes de ondas (36) del haz de luz (22') son generalmente curvados por la aberración de onda del ojo real (2) que no desaparece. Esta curvatura queda precompensada en la unidad de precompensación (25) en primer orden (por la corrección de la miopía, la hipermetropía o el astigmatismo). La curvatura de orden superior del frente de ondas (36) que queda tras la precompensación es detectada por el detector de frente de ondas (24). A partir de ello se calcula con métodos en sí conocidos la aberración de onda del ojo (2).

Las longitudes de onda (λ_1) y (λ_2) se eligen preferentemente dentro de la región infrarroja comparativamente de onda larga para conseguir grandes ángulos de difracción. La luz infrarroja no visible presenta, además, la ventaja de que la medición, tanto de la topografía como también de la aberración de onda, puede ser realizada sin que el paciente se dé cuenta. Debido a ello, se evita en especial que el paciente sea deslumbrado por el haz de luz (11) o (22), o que reaccione a la luz incidente de forma que altere la medición. Combinaciones ventajosas de longitudes de ondas son especialmente $\lambda_1 = 1550 \text{ nm}$ y $\lambda_2 = 785 \text{ nm}$. Desde el punto de vista de la mejor disponibilidad de sensores de luz sensibles y comparativamente económicos, también resulta ventajoso, por otro lado, la elección de longitudes de ondas más pequeñas para el primer haz de luz (11) y/o el segundo haz de luz (22); en especial, $\lambda_1 = 1064 \text{ nm}$ y/o $\lambda_2 = 532 \text{ nm}$. La medición de la topografía y la medición de la aberración de onda se llevan a cabo preferentemente de forma simultánea, pero también pueden realizarse individualmente o una detrás de otra de forma desplazada en el tiempo.

En la figura 5, se muestra una forma de realización alternativa del dispositivo (1). Esta forma de realización se diferencia de la realización, según la figura 1, en el divisor del haz (13), en este caso, está dispuesto directamente a continuación del DOE (18). Por lo tanto, los haces de luz (11) y (22) son reunidos en el área común (14) de las trayectorias de rayos, sólo justo antes de incidir en el DOE (18), y los haces de luz (11', 22') son separados en su retorno directamente tras pasar por el DOE (18). Al exterior de la trayectoria común (14) de los rayos está dispuesto un telescopio de Kepler (17) en cada trayectoria de rayos de ambos haces de luz (11, 11') y (22, 22') para ensanchar o representar los haces de luz (11, 11'; 22, 22').

Según la realización de la figura 5, el dispositivo (1) comprende una tercera fuente de luz (38) que proyecta un tercer haz de luz (39) con una tercera longitud de onda (λ_3) sobre el ojo (2). El tercer haz de luz (39) es, a su vez, nuevamente paralelizado por una lente colimadora (40) y orientado sobre el eje óptico (28) y, por lo tanto, hacia el ojo (2) mediante un divisor del haz (41), selectivo a la longitud de onda. El tercer haz de luz (39) sirve para ofrecer al ojo (2) un denominado objeto de fijación. Con ello se entiende una imagen en la que el paciente fija la vista durante la medición. Al fijar la vista en el objeto de fijación, por un lado, se alinea el eje visual del ojo (2) a lo largo del eje óptico (28). Por otro lado, se fija la fuerza de refracción de la lente (5) del ojo en una zona en la que el paciente puede reconocer con nitidez el objeto de fijación. En especial, al paciente a menudo se le simula una imagen en el infinito mediante el objeto de fijación, de manera que la lente (5) del ojo permanece en un estado relajado durante la medición. El tercer haz de luz (39) atraviesa asimismo la unidad de precompensación (25) para compensar, en especial, una

eventual miopía del ojo (2) y dar al paciente la posibilidad de fijar con nitidez el objeto de fijación. La longitud de onda (λ_3) del tercer haz de luz (39) tiene que hallarse necesariamente en la región visible del espectro y se elegirá preferentemente de tal manera que el DOE (18) no ejerza ningún efecto de difracción sobre el haz de luz (39). Para facilitar la disposición del equipo de medición, la tercera longitud de onda (λ_3) se puede elegir especialmente también idéntica a la segunda longitud de onda (λ_2). En este caso, se suprime durante un breve lapso de tiempo el tercer haz de luz (39) durante la medición de la aberración de onda. Alternativamente, la tercera longitud de onda (λ_3) también puede elegirse de tal manera que el DOE (18) suprime el orden cero de difracción (31) del tercer haz de luz (39).

Las denominadas aberraciones de desajuste también pueden ser provocadas por un mal posicionamiento del ojo (2) en lo que se refiere a su posición lateral y axial con respecto al DOE (18). Por esto, hay que ajustar el ojo (2) exactamente con respecto al dispositivo (1) antes de empezar la medición. Análogamente a dispositivos de medición convencionales de la medicina óptica, para proceder a la medición se fija al paciente, con respecto al dispositivo (1), mediante superficies de apoyo (no mostradas) para el mentón y la frente. Dado que las dimensiones de la cabeza varían de un paciente a otro, se requiere un ajuste fino del dispositivo (1) con respecto a la cabeza a fijar del paciente para conseguir el posicionamiento correcto del ojo (2). Para facilitar este proceso de ajuste es útil un dispositivo de ajuste (42) mostrado esquemáticamente en la figura 5, que comprende una fuente de luz (43) y un detector sensible a la posición (44). A través de la fuente de luz (43) que es, en especial, un láser, se proyecta un fino rayo de luz de ajuste (45) oblicuamente sobre el ojo (2) y éste es reflejado en la córnea (4) en dirección al detector (44) sensible a la posición. Si el ajuste del ojo (2) es correcto, el rayo de luz de ajuste (45) incidirá en un punto predeterminado del detector (44). Pero si el ojo (2) está desajustado, el rayo de luz de ajuste (45) reflejado incide en otro punto distinto o, cuando el desajuste del ojo (2) es muy grande, no incide en el detector (44). Por esto, antes de empezar la medición se va ajustando la posición del dispositivo (1) con respecto al ojo (2), hasta que el punto de impacto del rayo de luz de ajuste reflejado (45) coincida con el punto predeterminado (46) sobre el detector (44). El detector (44) es, en el caso más sencillo, una pantalla de visión sobre la que se puede observar a simple vista el punto de impacto del rayo de luz de ajuste. Pero el detector (44) puede ser también un detector electrónico, en especial, un sensor CCD.

Otra forma de realización del dispositivo (1) mostrada en la figura 6 se diferencia de las realizaciones descritas anteriormente porque el divisor del haz (13) selectivo de la longitud de onda está realizado asimismo como un elemento óptico difractivo. Del mismo modo que el DOE (18), el divisor del haz (13) provoca la difracción, en este caso, de forma selectiva de la longitud de onda (λ_1), mientras que la luz con una longitud de onda (λ_2), en especial, el haz de luz (22), pasa a través del divisor del haz (13) sin ser difractado. El divisor del haz (13) presenta una estructura de superficie o volumen en forma de una retícula lineal regular, lo que provoca el desvío de la trayectoria de rayos del primer haz de luz (11, 11') en un ángulo definido. El divisor del haz (13) y el DOE (18) pueden estar también unidos, en este caso, en un elemento óptico individual. Mediante otro DOE (47) se desvía la trayectoria de rayos del haz de luz (11, 11') otra vez en una dirección paralela con respecto al eje óptico (28). El DOE (47) está realizado, en este caso, contrariamente al divisor del haz (13) y al DOE (18) como un elemento reflectivo, en especial como prisma de diente de sierra.

Según las otras variantes del dispositivo (1) mostradas en las figuras 7 y 8, se prevé un detector común (48) para ambos sistemas de medición (8) y (9). Esta estructura muy racional es posible gracias a que el segundo haz de luz retrodispersado (22') es desviado tras su desacoplamiento del eje óptico (28) mediante un espejo (49) en dirección al divisor del haz (19) del primer sistema de medición (8). El divisor del haz (19) está realizado, según esta realización, de forma similar al divisor del haz (13), es decir, selectivo de la frecuencia y, por lo tanto, transparente para la longitud de onda (λ_2), a efectos de asegurar una transmisión prácticamente no debilitada del haz de luz (22') al detector (48).

El telescopio de Kepler (17) dispuesto, según la figura 7, en la trayectoria de rayos del segundo haz de luz (22') cumple la función adicional de ensanchar el haz de luz (22') para aprovechar la superficie de detección del detector (48) y, de esta manera, aprovechar al máximo la resolución del detector (48). Para el mismo fin sirve otro telescopio de Kepler (50) dispuesto, según la figura 8, adicionalmente en la trayectoria de rayos del segundo haz de luz (22').

Para poder separar las porciones de señal de los dos sistemas de medición (8) y (9) recogidas por el detector común (48), las mediciones de la topografía y de la aberración de onda se llevan a cabo preferentemente de forma secuencial en el tiempo. Ambas mediciones se realizan, sin embargo, una detrás de otra tan rápidamente que el ojo (2) permanece prácticamente estático durante la duración total de la medición. En una escala del tiempo de reacción típico del ojo (2) las mediciones de la topografía y de la aberración de onda se realizan, por lo tanto, prácticamente de forma simultánea. Una medición simultánea de la topografía y de la aberración de onda también es posible con el detector común (48), siempre que éste contenga un sensor sensible al color, por ejemplo, un sensor RGB. Las porciones de señal de los dos sistemas de medición (8) y (9) pueden separarse entonces después de la detección, gracias a las diferentes ondas de longitud (λ_1) y (λ_2) de los dos haces de luz (11') y (22').

Lista de referencias

- | | |
|---|-------------|
| 1 | Dispositivo |
| 2 | Ojo |
| 3 | Superficie |

ES 2 337 059 T3

	4	Córnea
	5	Lente del ojo
5	6	Cristalino
	7	Retina
	8	(primer) sistema de medición
10	9	(segundo) sistema de medición
	10	Fuente de luz
15	11, 11'	(primer) haz de luz
	12	Lente colimadora
	13	Divisor del haz
20	14	Área (común) de las trayectorias de rayos
	15	Lente
25	16	Lente
	17	Telescopio de Kepler
	18	Elemento óptico difractivo (DOE)
30	19	Divisor del haz
	20	Detector de frente de ondas
35	21	Fuente de luz
	22, 22'	(segundo) haz de luz
	23	Divisor del haz
40	24	Detector de frente de ondas
	25	Unidad de precompensación
45	26	Superficie
	27	Rebaje
	28	Eje óptico
50	29	Puentecillo
	30	Dirección de incidencia
55	31	Orden cero de difracción
	32	Primer orden de difracción
	33	Segundo orden de difracción
60	34	Trayectoria del frente de ondas
	35	Frente de ondas
65	36	Frente de ondas
	37	Mancha

ES 2 337 059 T3

	38	Fuente de luz
	39	Haz de luz
5	40	Lente colimadora
	41	Divisor del haz
	42	Dispositivo de ajuste
10	43	Fuente de luz
	44	Detector (sensible a la posición)
15	45	Rayo de luz de ajuste
	46	Punto
	47	Elemento óptico difractivo (DOE)
20	48	Detector
	49	Espejo
25	50	Telescopio de Kepler
	λ_1	Longitud de onda
	λ_1'	Longitud de onda
30	λ_2	Longitud de onda
	λ_3	Longitud de onda
35	L	Onda de luz
	h	Profundidad de la estructura

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo (1) para medir la topografía y la aberración de onda de un sistema de lentes (2)

- con un primer sistema de medición (8) que comprende una fuente de luz (10) para emitir un primer haz de luz (11) con una primera longitud de onda (λ_1), así como un detector (20, 48) para recoger el primer haz de luz reflejado (11') en el sistema de lentes (2),

- así como con un segundo sistema de medición (9) que comprende una fuente de luz (21) para emitir un segundo haz de luz (22) con una segunda longitud de onda (λ_2), así como un detector (24, 48) para recoger el segundo haz de luz (22') transmitido a través del sistema de lentes (2),

caracterizado porque un elemento óptico difractivo (18) está dispuesto en un área común (14) de las trayectorias de rayos de un primer (8) y de un segundo (9) sistemas de medición y adapta, de forma selectiva respecto a la longitud de onda, la trayectoria del frente de ondas (34) del primer haz de luz (11, 11') y del segundo haz de luz (22, 22'), respectivamente.

2. Dispositivo (1), según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el elemento óptico difractivo (18) está realizado de tal manera que el orden cero de difracción (31) del primer haz de luz (11, 11') queda suprimido, mientras que el segundo haz de luz (22, 22') es transmitido esencialmente sin interferencias en el orden cero de difracción (31).

3. Dispositivo (1), según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado** porque el elemento óptico difractivo (18) está realizado de tal manera que la trayectoria del frente de ondas (34) del primer haz de luz (11, 11') es preadaptado a la topografía del sistema de lentes (2).

4. Dispositivo (1), según una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado** porque la trayectoria del frente de ondas (34) del segundo haz de luz (22, 22') no es modificada esencialmente por el elemento óptico difractivo (18).

5. Dispositivo (1), según una de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado** porque el elemento óptico difractivo (18) está realizado como un elemento de fase de superficie corrugada.

6. Dispositivo (1), según una de las reivindicaciones 1 a 5, **caracterizado** por una tercera fuente de luz (38) para emitir un tercer haz de luz (39) con una tercera longitud de onda (λ_3), que está diseñada para proyectar un objeto de fijación en el sistema de lentes (2).

7. Dispositivo (1), según la reivindicación 6, **caracterizado** porque la tercera longitud de onda (λ_3) corresponde a la segunda longitud de onda (λ_2).

8. Dispositivo (1), según una de las reivindicaciones 1 a 7, **caracterizado** porque un detector común (48) está dispuesto para el primer sistema de medición (8) y el segundo sistema de medición (9).

9. Dispositivo (1), según una de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado** porque, como mínimo, la primera longitud de onda (λ_1) se sitúa en la región infrarroja del espectro.

10. Dispositivo (1), según una de las reivindicaciones 1 a 9, **caracterizado** por un dispositivo de ajuste (42) para ajustar la posición del sistema de lentes (2) con respecto al elemento óptico difractivo (18).

11. Dispositivo (1), según la reivindicación 10, **caracterizado** porque el dispositivo de ajuste (42) comprende una fuente de luz (43) mediante la cual se puede proyectar el rayo de luz de ajuste (45) en un ángulo sobre el sistema de lentes (2), así como un detector (44) sensible de la posición para determinar la posición del rayo de luz de ajuste (45) reflejado en el sistema de lentes (2).

12. Dispositivo (1), según una de las reivindicaciones 1 a 11, **caracterizado** porque el elemento óptico difractivo (18) está dispuesto directamente delante del sistema de lentes (2).

13. Dispositivo (1), según una de las reivindicaciones 1 a 12, **caracterizado** porque el área común (14) de las trayectorias de rayos está limitada por un divisor (13) del haz de rayos selectivo de la longitud de onda.

14. Dispositivo (1), según la reivindicación 13, **caracterizado** porque el divisor del haz (13) está realizado como elemento óptico difractivo.

15. Dispositivo (1), según una de las reivindicaciones 1 a 14, **caracterizado** porque el detector (20, 48) del primer sistema de medición (8) y/o el detector (24, 48) del segundo sistema de medición (9) es un sensor de Shack-Hartmann.

16. Dispositivo (1), según una de las reivindicaciones 1 a 15, **caracterizado** porque el detector (20, 48) del primer sistema de medición (8) y/o el detector (24, 48) del segundo sistema de medición (9) es un interferómetro.

ES 2 337 059 T3

17. Procedimiento para medir la topografía y la aberración de onda de un sistema de lentes (2) en el que, para medir la topografía, se proyecta un primer haz de luz (11) con una primera longitud de onda (λ_1) sobre el sistema de lentes (2) y el primer haz de luz reflejado (11') en el sistema de lentes (2) es detectado, y en el que para medir la aberración de onda se proyecta un segundo haz de luz (22) con una segunda longitud de onda (λ_2) sobre el sistema de lentes (2) y se detecta el segundo haz de luz transmitido (22') por el sistema de lentes (2), **caracterizado** porque mediante un elemento óptico difractivo (18), posicionado en un área común (14) de las trayectorias de rayos del primer haz de luz (11, 11') y del segundo haz de luz (22, 22'), se adaptan de forma selectiva respecto a la longitud de onda las trayectorias de los frentes de ondas (34) del primer haz de luz (11, 11') y del segundo haz de luz (22, 22'), respectivamente.
18. Procedimiento, según la reivindicación 17, **caracterizado** porque la primera longitud de onda (λ_1) y la segunda longitud de onda (λ_2) se eligen en relación con el elemento óptico difractivo (18) de tal manera que el orden cero de difracción (31) del primer haz de luz (11, 11') es suprimido por el elemento óptico difractivo (18), mientras que el segundo haz de luz (22, 22') es transmitido de forma esencialmente no debilitada en el orden cero de difracción (31).
19. Procedimiento, según la reivindicación 17 ó 18, **caracterizado** porque mediante el elemento óptico difractivo (18) se preadapta la trayectoria del frente de ondas (34) del primer haz de luz (11) a la topografía del sistema de lentes (2).
20. Procedimiento, según una de las reivindicaciones 17 a 19, **caracterizado** porque la medición de la topografía y la medición de la aberración de onda se llevan a cabo simultáneamente.
21. Procedimiento, según una de las reivindicaciones 17 a 20, **caracterizado** porque la medición de la topografía y la medición de la aberración de onda se llevan a cabo de forma secuencial en el tiempo.
22. Procedimiento, según una de las reivindicaciones 17 a 21, **caracterizado** porque para la medición de la topografía y/o para la medición de la aberración de onda se utiliza un procedimiento de "Scanning-Spot".

Fig. 1

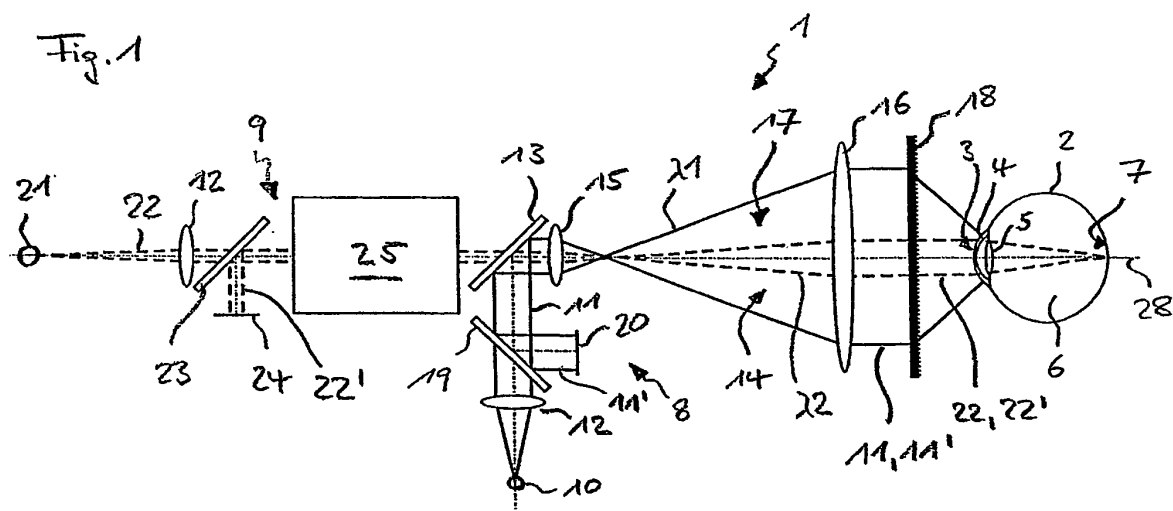


Fig. 2

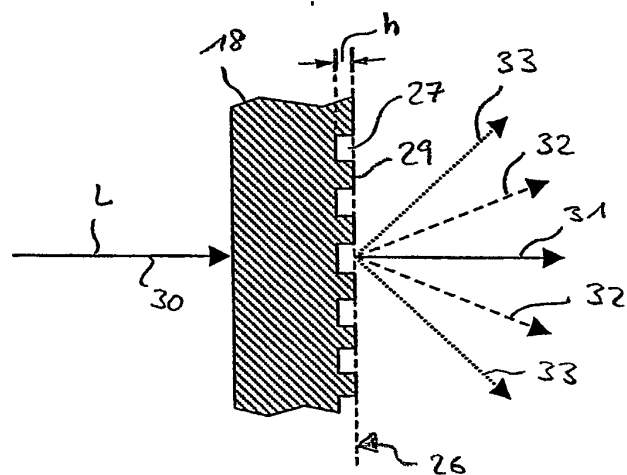


Fig. 3

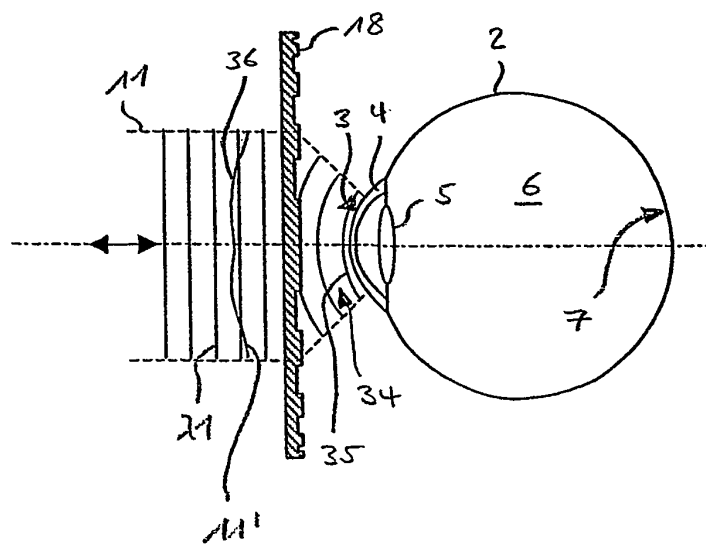


Fig. 4

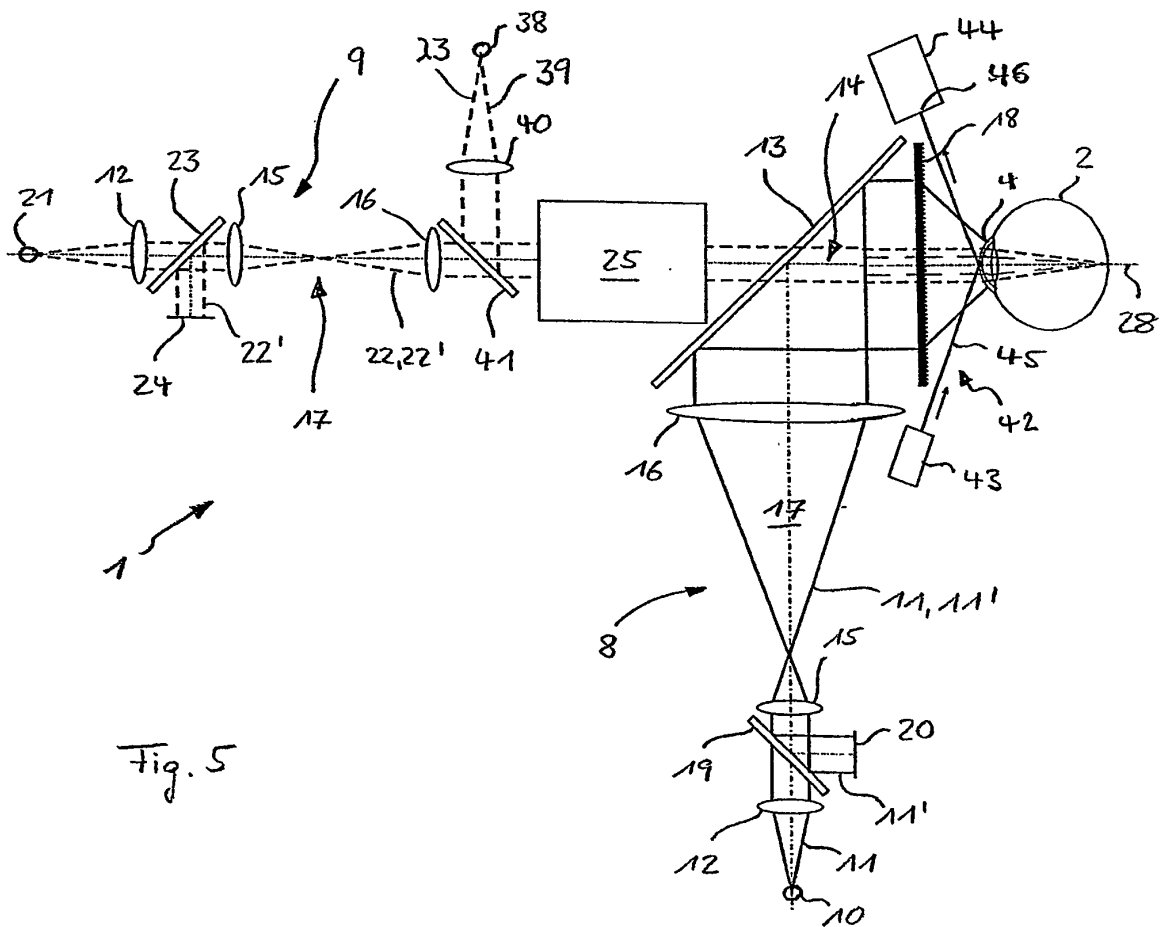
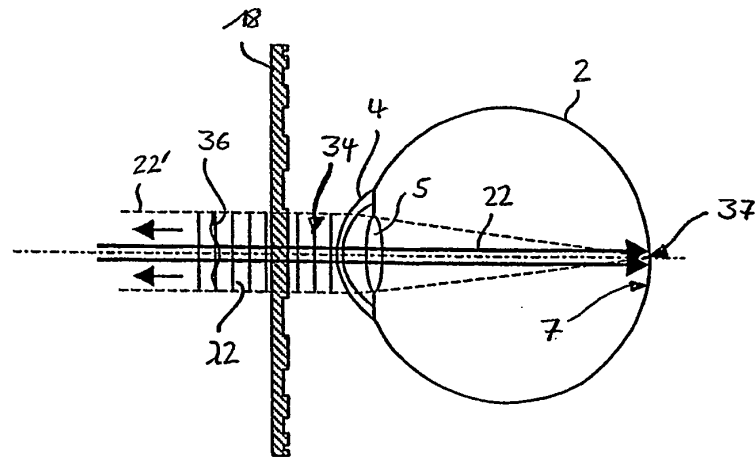


Fig. 5

