

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 797 378**

51 Int. Cl.:

A61B 3/10

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.03.2014** E 14160414 (0)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.04.2020** EP 2799002

54 Título: **Procedimiento y sistema de análisis para examinar un ojo**

30 Prioridad:

30.04.2013 DE 102013207987

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

02.12.2020

73 Titular/es:

**OCULUS OPTIKGERÄTE GMBH (100.0%)
Münchholzhäuser Strasse 29
35582 Wetzlar , DE**

72 Inventor/es:

STEINMÜLLER, ANDREAS

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 797 378 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

Procedimiento y sistema de análisis para examinar un ojo

La invención se refiere a un procedimiento para examinar un ojo con las características del preámbulo de la reivindicación 1 y a un sistema de análisis oftalmológico con las características del preámbulo de la reivindicación 12.

5 Los procedimientos y dispositivos para obtener imágenes seccionales de un ojo usando una cámara de Scheimpflug son suficientemente conocidos del estado de la técnica. De esta manera, por ejemplo, se conoce un dispositivo de toma de imágenes llamado de Scheimpflug, del documento DE 10 2005 026 371, en el que se ilumina un ojo con una rendija de luz mediante un dispositivo de proyección, en donde una imagen seccional así producida se registra mediante un dispositivo de observación. El dispositivo de observación está formado esencialmente por una cámara, en la que un plano de objetivo y de imagen se cruza con un plano de objeto de la imagen seccional en un punto común. Además de esto es conocido archivar un juego de datos de imágenes adquiridos de esta manera y tratarlo posteriormente mediante el análisis de datos de imágenes digital, por ejemplo para establecer unas superficies límite.

10 15 Los interferómetros de coherencia ópticos para la tomografía de coherencia óptica (TCO) también son suficientemente conocidos del estado de la técnica. En el campo de la oftalmoscopia, estos aparatos de análisis se utilizan regularmente para un examen detallado de un ojo en la zona de una sección anterior del ojo, de una sección posterior retinal del ojo o también para un llamado escaneado del ojo completo. En la interferometría de coherencia óptica, se utiliza un interferómetro para aplicar luz coherente para la obtención de imágenes y la medición de distancias en el tejido ocular reflectante y difusor. Debido a los cambios de un índice de refracción que se producen en las superficies límite del ojo y debido a dispersiones del volumen, se pueden obtener señales medibles mediante un interferómetro de coherencia óptico.

25 El principio básico de la interferometría de coherencia óptica se basa en la interferometría de luz blanca y compara el tiempo de propagación de una señal utilizando un interferómetro, como por ejemplo un interferómetro Michelsen. A este respecto se emplea un brazo de referencia óptica con una longitud de trayectoria óptica conocida como referencia respecto a un brazo de medición óptica o un haz de medición, con el que se explora un ojo que se va a examinar. La interferencia de las señales procedentes de ambos brazos da lugar a un patrón, a partir del cual se puede leer una longitud de trayectoria óptica relativa dentro de un perfil de profundidad, que también se denomina A-scan (escaneado en modo de amplitud). En los procedimientos de trama multidimensional, un haz de medición puede ser guiado transversalmente en una o dos direcciones, dando como resultado un tomograma bidimensional, también conocido como B-scan (escaneado en modo de brillo). Un volumen tridimensional también puede ser registrado como un llamado C-scan (escaneado en modo C), mediante una graduación en profundidad de una zona de medición.

35 A diferencia de la microscopía de luz convencional, en la tonometría de coherencia óptica la resolución transversal está desacoplada de la resolución longitudinal. La resolución transversal está determinada por la apertura numérica de la óptica utilizada. Por el contrario, la resolución tridimensional longitudinal en una profundidad del material depende del ancho espectral de la luz utilizada.

40 Básicamente pueden diferenciarse dos tipos básicos de procedimientos de tonometría de coherencia óptica usados en oftalmología. En un primer tipo, un brazo de referencia de un interferómetro puede variar su longitud y se puede medir continuamente una intensidad de la interferencia, sin tener en cuenta a este respecto un espectro. Después de una medición de la señal en el dominio del tiempo, este procedimiento se conoce como el procedimiento del "dominio del tiempo". En el segundo tipo, se tiene en cuenta el espectro para determinar los valores medidos y se detecta una interferencia de los componentes espectrales individuales. Este procedimiento se conoce como el procedimiento del "dominio de la frecuencia". El procedimiento del "dominio de la frecuencia" no requiere un brazo de referencia móvil, lo que hace posible una medición simultánea sencilla y rápida. En particular, se puede determinar una información completa sobre una profundidad. En el "TCO de dominio de la frecuencia" se hace de nuevo una distinción entre dos subgrupos en los que por un lado la señal está codificada en el tiempo, es decir, registrada secuencialmente, o bien codificada espacialmente, es decir, dividida espacialmente, pero registrada simultáneamente. Dado que la información espectral obtenida mediante la división espacial de la señal puede ser registrada por un espectrómetro, este procedimiento se denomina también "DCO de dominio espectral".

55 Además, se conoce un procedimiento para obtener un escáner de ojo entero DCO, en el que un interferómetro de coherencia óptica puede combinarse con otro sistema de análisis de imágenes. Dado que el interferómetro de coherencia óptica se utiliza para escanear imágenes tomográficas de diferentes zonas del ojo con diferentes longitudes de brazo de referencia, estos escaneos parciales deben combinarse para formar una imagen global del ojo. A este respecto los escaneos parciales se superponen para hacer posible una combinación exacta de los juegos de datos de imágenes adquiridos. El sistema de análisis adicional puede utilizarse para complementar la exploración ocular completa con datos de imágenes adicionales o, por ejemplo, también datos topográficos de la córnea. A este respecto el escaneado ocular completo representa un juego de datos de imágenes de referencia, que se complementa parcialmente con los datos de imágenes del sistema de análisis ulterior en la zona de la sección ocular que se va a examinar, según los requisitos de un examen ocular necesario. Esto tiene la ventaja de que el interferómetro de coherencia óptica puede utilizarse para determinar superficies límite y, en particular, una longitud del ojo con especial

precisión, en comparación con otros sistemas de análisis. Por lo tanto, no es posible medir la longitud de un ojo con un sistema de Scheimpflug con una precisión comparable.

5 Con los procedimientos conocidos de TCO, es una desventaja que la adquisición de una imagen no pueda tener lugar inmediatamente, es decir, que se requiera un período de tiempo correspondiente para escanear la sección del ojo que se va a registrar con el haz de medición. Si se va a obtener un escaneo de profundidad, también es necesario graduar el brazo de referencia con el consumo de tiempo correspondiente. Con el procedimiento del "dominio del tiempo" o del "dominio de la frecuencia", puede ser necesaria una adquisición secuencial o una sintonización espectral de una fuente de luz del interferómetro de coherencia, lo que también impide un registro simultáneo de una sección del ojo. Los movimientos del ojo durante el período de tiempo de la toma de la imagen con el interferómetro de coherencia óptica pueden conducir de esta forma a una falsificación de los resultados de la medición. Debido a la superficie convexa de la córnea del ojo, un desplazamiento del haz de medición transversalmente al ojo en un eje X también da lugar también a una variación de distancia en la dirección de un eje Z y, dado el caso, a un desplazamiento en un eje Y. En consecuencia, el movimiento del ojo provoca una variación en la curvatura de la superficie corneal con respecto al haz de medición y, dado el caso, una variación de un índice de refracción en la zona de examen del ojo. Especialmente la variación de curvatura de la córnea resulta en un error de medición adicional, ya que el haz de medición se desvía de manera diferente, por ejemplo sobre la superficie de la córnea, debido al movimiento del ojo y la variación de la curvatura producida a causa de ello. Aunque los movimientos del ojo pueden ser detectados por un desplazamiento de una señal recibida, esto no permite ninguna corrección de un error de medición resultante de una variación en la curvatura.

25 Cuando se toma una imagen de una sección del ojo con un sistema de Scheimpflug, el problema de los errores de medición debidos a los movimientos del ojo apenas se produce, ya que toda la imagen seccional, al contrario que una imagen escaneada, se toma esencialmente de forma simultánea, debido a que el tiempo de exposición de un chip de cámara es comparativamente corto. Sin embargo, si se produce un movimiento ocular comparativamente rápido dentro de un espacio de tiempo de exposición, una imagen seccional tomada aparecerá borrosa. Sin embargo, esto puede evitarse regularmente en base a la toma simultánea y comparativamente rápida de imágenes durante una medición.

30 Del documento DE 10 2010 046 500 A1 se conoce un instrumento de medición combinado, que consiste en un sistema de medición interferométrico y un sistema de Scheimpflug. Con el sistema de medición interferométrico para la tomografía de coherencia óptica (TCO), debería ser posible en especial un llamado escaneado del ojo entero para la reproducción tomográfica de un ojo entero. Los datos correspondientes a la TCO pueden superponerse a otras mediciones, especialmente a tomas de Scheimpflug. Al superponer los correspondientes juegos de datos de imágenes debe producirse un enlace a escala real.

35 El documento US 2010/0271594 A1 también describe un aparato de combinación con un sistema de Scheimpflug y un sistema DCO, así como un procedimiento correspondiente. En particular, una medición de la longitud axial del sistema DCO se corrige mediante una determinación más precisa de una cámara anterior del ojo mediante el sistema de Scheimpflug.

40 **0012]** El documento US 2010/0014051 A1 también revela un correspondiente aparato de medición combinado, en donde aquí está prevista una determinación simultánea de una longitud axial de un ojo mediante una medición de Scheimpflug y una medición con interferómetro.

45 Del documento WO 2014/028058 A1 se conoce un procedimiento de medición, en el que se combina un juego de datos de imágenes DCO con un juego de datos de imágenes de Scheimpflug. Esto permite una determinación más precisa de superficies límite con un sistema DCO que con un sistema de Scheimpflug.

50 El documento EP 2 281 500 A1 describe un procedimiento de medición oftalmológico o un dispositivo, que combina un sistema de Scheimpflug para obtener imágenes seccionales de un ojo y un interferómetro de coherencia óptica. El sistema de Scheimpflug tiene por objeto determinar una referencia geométrica en el ojo, en donde, después de la referencia geométrica, las estructuras detalladas del ojo detectadas con el interferómetro de coherencia óptica se posicionan en relación con la referencia. Una imagen seccional del sistema de Scheimpflug se encuentra a este respecto en un plano coincidente con un escaneo del interferómetro de coherencia óptica.

55 Por lo tanto, la presente invención se basa en la tarea de proponer un procedimiento y un dispositivo para medir un ojo, con el que se hace posible una toma de imágenes sencilla y rápida, particularmente de alta resolución, de una zona del ojo.

60 Esta tarea se resuelve mediante un procedimiento con las características de la reivindicación 1 y un sistema de análisis con las características de la reivindicación 12.

65 El procedimiento conforme a la invención para investigar o medir la geometría ocular de un ojo humano, en particular en la zona de una sección ocular anterior de un ojo, se realiza con un sistema de análisis oftalmológico, en el que el sistema de análisis oftalmológico comprende un primer sistema de análisis para obtener imágenes seccionales del ojo, en donde el primer sistema de análisis está formado por un dispositivo de proyección y un dispositivo de

observación, que están dispuestos uno en relación con el otro según la regla de Scheimpflug, en donde el sistema de análisis oftalmológico comprende un segundo sistema de análisis para obtener imágenes seccionales del ojo, en el que el segundo sistema de análisis está formado por un interferómetro de coherencia óptica, en donde el sistema de análisis oftalmológico comprende un dispositivo de procesamiento, en donde se obtiene un primer juego de datos de imágenes con el primer sistema de análisis y un segundo juego de datos de imágenes con el segundo sistema de análisis a partir de al menos un plano de registro coincidente del ojo, en donde el dispositivo de procesamiento procesa el primer y el segundo juego de datos de imágenes, en donde mediante el dispositivo de procesamiento el primer juego de datos de imágenes se complementa al menos parcialmente con datos del segundo juego de datos de imágenes, en donde el segundo sistema de análisis comprende un dispositivo de dirección del haz, en el que el dispositivo de dirección del haz comprende un espejo basculante móvil, que está dispuesto en un eje de medición del sistema de análisis, y mediante el cual se proyecta sobre la córnea un haz de medición del interferómetro de coherencia óptica, desviándose el haz de medición dentro del plano de registro de tal manera, que el ojo es explorado a lo largo del plano de registro por el haz de medición, teniendo el dispositivo de desviación del haz un espejo cóncavo, mediante el cual una trayectoria del haz o un haz de medición del segundo sistema de análisis se desvía hacia una córnea, en donde el espejo cóncavo está configurado de tal manera que una longitud de recorrido óptica del haz de medición hasta la córnea se mantiene sustancialmente inalterada durante una exploración de diferentes puntos de la córnea.

En particular, por el hecho de que el primer juego de datos de imágenes, que se registró con el primer sistema de análisis o un sistema de Scheimpflug, está al menos parcialmente complementado, superpuesto o combinado con el segundo juego de datos de imágenes del interferómetro de coherencia óptica, se puede lograr una mejora significativa en la densidad de información o la resolución del primer juego de datos de imágenes en una zona parcial complementada del primer juego de datos de imágenes. Como ya sólo es necesario obtener información de imágenes más detallada en una zona limitada, esencial para un examen ocular específico, del primer juego de datos de imágenes o de la primera toma de imágenes, basta con que el primer juego de datos de imágenes se complemente con el segundo juego de datos de imágenes sólo en la zona parcial. El segundo juego de datos de imágenes también puede adquirirse entonces con especial rapidez con el interferómetro de coherencia óptica, escaneando una imagen seccional en el plano de registro coincidente del ojo, con lo que se reduce considerablemente el riesgo de un posible movimiento del ojo durante la adquisición del segundo juego de datos de imágenes. Así pues, en conjunto es posible detectar una zona relativamente grande de un ojo, como una sección anterior del ojo, con la toma de imágenes de una imagen seccional mediante el sistema de Scheimpflug o el primer sistema de análisis, y representar una parte seleccionada de la zona con alta resolución y en detalle con el interferómetro de coherencia óptica, evitando así posibles errores de medición debidos a los movimientos del ojo. La adición de los datos del segundo juego de datos de imágenes al primer juego de datos de imágenes se lleva a cabo mediante el dispositivo de procesamiento o unos medios para el tratamiento de datos, mediante los cuales ambos juegos de datos de imágenes se combinan para formar un juego de datos de imágenes resultante. Una evaluación geométrica del juego de datos de imágenes resultante y su representación de imágenes se realiza con el procedimiento conocido para el procesamiento y la visualización de datos de imágenes.

Además del interferómetro de coherencia óptica, el segundo sistema de análisis comprende un dispositivo de dirección del haz con un espejo basculante, mediante el cual se proyecta sobre la córnea un haz de medición del interferómetro de coherencia óptica, desviándose el haz de medición dentro del o en el plano de registro, de tal manera que el ojo es explorado a lo largo del plano de registro por el haz de medición para obtener un segundo juego de datos de imágenes. En consecuencia, una trayectoria de haz del segundo sistema de análisis puede ser desviada o redirigida por el dispositivo de desviación de haz como haz de medición, de modo que el haz de medición se encuentre en el plano de registro. Para tomar una imagen seccional, el haz de medición se mueve después a través del plano de registro o a lo largo de una línea, en la que el plano de registro se cruza con una córnea de un ojo. Por ejemplo, para obtener una imagen seccional mediante el interferómetro de coherencia óptica, se pueden medir después al menos 4.000 puntos de medición por imagen seccional con una resolución lateral de aproximadamente 4 μm .

El dispositivo de dirección del haz comprende el espejo basculante móvil, que está dispuesto entre el ojo que se va a examinar y el segundo sistema de análisis, en donde el espejo basculante está dispuesto en un eje de medición del sistema de análisis. Con el espejo basculante es entonces posible desviar una trayectoria de haz del segundo sistema de análisis, que discurre en relación con el ojo, como un haz de medición. De forma preferida, el segundo sistema de análisis puede estar configurado de manera, que la trayectoria del haz discorra en la dirección de un eje visual del ojo e incida sobre el espejo basculante, que después desvía el haz de medición. Dado que sólo se requiere un escaneado lineal del ojo usando el haz de medición para tomar una imagen seccional, sólo se necesita un espejo basculante. Por ejemplo, una imagen seccional o un segundo juego de datos de imágenes puede ser adquirido en un plazo de 20 a 40 milisegundos. Entonces también es posible adquirir el segundo juego de datos de imágenes esencialmente de forma simultánea con el primer juego de datos de imágenes.

El dispositivo de desviación del haz tiene un espejo cóncavo que está dispuesto en la dirección de una trayectoria del haz del segundo sistema de análisis, a continuación de un espejo basculante, y mediante el cual la trayectoria del haz o un haz de medición del segundo sistema de análisis se desvía hacia la córnea de un ojo que se va a examinar, en donde el espejo cóncavo está configurado de tal manera que una longitud de recorrido óptica de la trayectoria del haz del segundo sistema de análisis o de un brazo de medición del interferómetro de coherencia óptica hasta la córnea no

varía esencialmente cuando se exploran varios puntos de la córnea. En consecuencia, el haz de medición desviado por el espejo basculante se desvía hacia el espejo cóncavo esférico y después se desvía mediante el espejo cóncavo esférico hacia la córnea del ojo. El espejo cóncavo o el espejo cóncavo esférico permite entonces mantener la longitud del brazo de medición o la trayectoria del haz correspondiente del interferómetro de coherencia óptica esencialmente constante o igual en relación con una superficie de la córnea. Así pues, un rango de medición axial o una profundidad de medición del interferómetro de coherencia óptica puede adaptarse esencialmente a la superficie de la córnea.

En una forma de realización del procedimiento, el segundo sistema de análisis puede ser usado solo para tomar una imagen de la córnea de un ojo usando un procedimiento de "dominio de la frecuencia". Una ventaja del procedimiento del "dominio de la frecuencia" es la medición simultánea sencilla y rápida, en donde se puede determinar una información completa sobre una profundidad de la medición, sin necesidad de un brazo de referencia móvil. Para aumentar aún más la velocidad de medición, se puede utilizar un procedimiento de "dominio espectral", en el que una información espectral de una señal obtenida se registra en paralelo, es decir, simultáneamente, mediante un espectrómetro. Un sistema de TCO de dominio espectral es comparativamente sencillo en su estructura y barato de adquirir. Además, las mediciones pueden hacerse entonces hasta una profundidad de al menos 3 mm en el plano de registro del ojo.

Además, se puede tomar una imagen de perfil de profundidad de una córnea del ojo usando el segundo sistema de análisis para obtener una imagen. Mediante un llamado escaneo en modo de amplitud o A-scan, se puede obtener una imagen bidimensional o una imagen seccional a partir del plano de registro del ojo. Comparado con un B- o C-scan, un A-scan puede realizarse de forma particularmente rápida y se realiza explorando el ojo a lo largo del plano de registro. No obstante, también se pueden realizar escaneados B y C en unas variaciones del procedimiento.

Es particularmente ventajoso que el primer y el segundo juego de datos de imágenes sean detectados o adquiridos esencialmente de manera simultánea. De esta manera se puede evitar que se produzca un movimiento del ojo entre la primera y la segunda toma de imágenes. La adquisición simultánea del primer y del segundo juego de datos de imágenes elimina así las posibles fuentes de error durante una medición.

Además de esto, antes de añadir el primer juego de datos de imágenes, se puede hacer una corrección del segundo juego de datos de imágenes después del primer juego de datos de imágenes. El primer juego de datos de imágenes puede utilizarse como un juego de datos de imágenes de referencia después de que se posicione el segundo juego de datos de imágenes en relación con el primer juego de datos de imágenes. Además, los posibles errores de adquisición en el segundo juego de datos de imágenes, que pueden ser causados por un movimiento del ojo durante el período de adquisición del segundo juego de datos de imágenes, pueden corregirse de manera que el segundo juego de datos de imágenes se recalculen al menos parcialmente, teniendo en cuenta una curvatura corneal conocida a partir del primer juego de datos de imágenes. Una variación en la curvatura de la córnea causada por un movimiento del ojo durante un escaneado con el interferómetro de coherencia óptica puede utilizarse después para recalcular las zonas parciales del ojo escaneadas según el movimiento del ojo.

El segundo juego de datos de imágenes también puede ser alineado o corregido de acuerdo con superficies límite ópticas determinadas a partir del primer juego de datos de imágenes, por ejemplo, comparando ambos juegos de datos de imágenes. Las superficies límite ópticas contenidas en el primer juego de datos de imágenes son especialmente adecuadas para alinear o corregir el segundo juego de datos de imágenes, siempre que el mismo haya sido falseado por un movimiento del ojo. También es posible escalar el segundo juego de datos de imágenes después del primer juego de datos de imágenes, siempre que el segundo juego de datos de imágenes estuviese distorsionado o presente una escala diferente. Mediante el primer sistema de análisis se pueden determinar unos índices de refracción y/o una topografía de una córnea, que se pueden tener en cuenta para la corrección del segundo juego de datos de imágenes. Esto permite realizar una corrección aún más precisa del segundo juego de datos de imágenes.

De forma preferida, el primer juego de datos de imágenes puede superponerse al segundo juego de datos de imágenes. Esto permite superponer representaciones menos detalladas de una zona parcial del primer juego de datos de imágenes con representaciones más detalladas del segundo juego de datos de imágenes, de manera que la zona afectada del primer juego de datos de imágenes quede cubierta o, alternativamente, se recalculen mediante un procesamiento aditivo de imágenes.

Para obtener un juego de datos de imágenes tridimensional de un ojo, se puede obtener una pluralidad de primeros y segundos juegos de datos de imágenes en un proceso secuencial, en donde el plano de registro común del primer y segundo sistema de análisis puede bascular alrededor de un eje visual del ojo. Las imágenes seccionales tomadas en el proceso secuencial se ensamblan después para formar un modelo tridimensional del ojo mediante el dispositivo de procesamiento. La rotación del primer y segundo sistema de análisis alrededor del eje visual puede hacerse al menos en 180°, para que de esta manera el plano de registro bascule uniformemente sobre la zona de la sección anterior del ojo. Así pues, el plano de registro puede rotar axialmente en torno al eje visual, en donde se pueden tomar hasta 100 imágenes seccionales sucesivamente, respectivamente con el primer y el segundo sistema de análisis, en diferentes ángulos α en relación con un plano horizontal.

También es ventajoso que se determine una posición relativa de al menos una superficie límite del ojo, establecida

- con el primer sistema de análisis, como una superficie de referencia o punto de referencia para el segundo sistema de análisis. Mediante el primer sistema de análisis se puede determinar con especial precisión una posición relativa del ojo que se va a examinar con respecto al sistema de análisis. De este modo también los movimientos oculares durante la grabación de una secuencia de imágenes seccionales pueden ser fácilmente detectados. Una imagen seccional obtenida con el segundo sistema de análisis puede entonces disponerse espacialmente de forma especialmente sencilla y correctamente en relación con el ojo, después de la correspondiente imagen seccional del primer sistema de análisis o la correspondiente imagen seccional de la secuencia del primer sistema de análisis. Una superficie límite del ojo, como por ejemplo la superficie corneal, puede ser utilizada como superficie, línea o punto de referencia.
- El primer sistema de análisis y el segundo sistema de análisis pueden emitir cada uno luz o radiación electromagnética con diferentes rangos de longitudes de onda entre ellos. De este modo puede obtenerse la ventaja de que las respectivas trayectorias de haz pueden ser congruentes, en donde las respectivas trayectorias de haz pueden separarse o la toma de imágenes puede realizarse por separado utilizando unos filtros ópticos adecuados. Por ejemplo, una luz con una longitud de onda de 800 nm puede utilizarse ventajosamente para el interferómetro de coherencia óptica, ya que entonces pueden emplearse unos sensores de infrarrojos disponibles económicamente en el mercado. Por ejemplo, el dispositivo de proyección del primer sistema de análisis puede emitir luz de una longitud de onda de 475 nm. Por lo demás de esta forma se evita también en la medida de lo posible el deslumbramiento de una persona a examinar.
- El sistema de análisis oftalmológico conforme a la invención para el análisis o la medición de una geometría ocular de un ojo, en particular en la zona de una sección anterior del ojo, comprende un primer sistema de análisis para obtener imágenes seccionales del ojo, en donde el primer sistema de análisis está formado por un dispositivo de proyección y un dispositivo de observación dispuestos uno en relación con el otro según la regla de Scheimpflug, y comprende además un segundo sistema de análisis para obtener imágenes seccionales del ojo, en donde el segundo sistema de análisis está formado por un interferómetro de coherencia óptica, en donde el sistema de análisis oftalmológico comprende un dispositivo de procesamiento, en donde se puede obtener un primer juego de datos de imágenes con el primer sistema de análisis y un segundo juego de datos de imágenes con el segundo sistema de análisis a partir de al menos un plano de registro coincidente del ojo, en donde el dispositivo de procesamiento está configurado de tal manera que puede procesar el primer y el segundo juego de datos de imágenes, en donde mediante el dispositivo de procesamiento el primer juego de datos de imágenes puede complementarse al menos parcialmente con datos del segundo juego de datos de imágenes, en donde el segundo sistema de análisis comprende un dispositivo de dirección del haz, en el que el dispositivo de dirección del haz tiene un espejo basculante móvil, que está dispuesto en un eje de medición del sistema de análisis y, mediante el cual, se puede proyectar un haz de medición del interferómetro de coherencia óptica sobre la córnea, en donde el haz de medición puede ser desviado dentro del plano de registro de tal manera, que el ojo puede ser explorado a lo largo del plano de registro mediante el haz de medición, en donde el dispositivo de desviación del haz tiene un espejo cóncavo, mediante el cual una trayectoria del haz o el haz de medición del segundo sistema de análisis puede desviarse hacia una córnea, en donde el espejo cóncavo está configurado de tal manera que una longitud del recorrido óptico de la trayectoria del haz hasta la córnea se mantiene sustancialmente inalterada al explorar diferentes puntos de la córnea. En cuanto a las ventajas del sistema de análisis oftalmológico según la invención, se hace referencia a la descripción de las ventajas del procedimiento según la invención.
- Además de esto, el dispositivo de dirección del haz puede estar configurado de tal manera, que el haz de medición pueda ser proyectado sobre un punto de la superficie de una córnea, en donde el haz de medición puede ser proyectado sobre la córnea en relación a un plano tangencial del punto de la superficie con un ángulo diferente a 90°. El punto de la superficie se corresponde según esto con el punto en el que el haz de medición incide sobre la córnea. Dado que el haz de medición incide entonces sobre la córnea en relación con el plano tangencial y no perpendicularmente, no se produce una reflexión directa del haz de medición desde la superficie de la córnea. Una reflexión directa es muy clara y puede conducir a unas sobre-radiaciones a la hora de detectar el haz de reflexión, lo cual es muy difícil de corregir. Esas sobre-radiaciones pueden evitarse así eficazmente.
- El sistema de análisis oftalmológico es particularmente fácil de configurar si las trayectorias de haz del primer y segundo sistema de análisis discurren juntos sobre el eje de medición, y si después el espejo basculante es un espejo dicróico. Con el espejo dicróico es entonces posible separar las respectivas trayectorias de haz. Por ejemplo, el espejo dicróico puede estar configurado de manera que sólo se refleje la luz del segundo sistema de análisis. La luz del primer sistema de análisis puede entonces pasar a través del espejo basculante sin ser reflejada.
- Un rango de medición del segundo sistema de análisis puede adaptarse a una curvatura de una córnea. A este respecto es irrelevante cómo se realiza la adaptación de la curvatura. Dependiendo de la forma del espejo cóncavo, el rango de medición puede tener una profundidad de al menos 3 mm en el plano de registro y estar configurado en forma de arco, adaptado a la forma de la sección transversal de la córnea. Si el sistema de análisis oftalmológico se configura de esta manera, la distancia de medición respecto a un ojo que se va a examinar puede ser de aproximadamente 80 mm, por ejemplo.
- A fin de obtener juegos de datos de imágenes que permitan la reproducción tridimensional de un ojo, el plano común de registro del primer y segundo sistemas de análisis puede bascular alrededor de un eje visual del ojo mediante un dispositivo de rotación, en donde el interferómetro de coherencia óptica comprende entonces una fibra óptica o una

fibra fotoconductor, que esté mecánicamente desacoplada del dispositivo de rotación. El dispositivo de rotación puede estar formado, por ejemplo, por el primer sistema de análisis, en donde una cámara puede hacerse rotar en una disposición de Scheimpflug alrededor de del eje visual o un eje de medición del ojo junto con el dispositivo de proyección o una iluminación de rendija. Al mismo tiempo, se puede producirse una rotación de un haz de medición del interferómetro de coherencia óptica en relación con el plano de registro, mediante un dispositivo de dirección del haz. Si una trayectoria de haz del interferómetro de coherencia óptica se alimenta al dispositivo de dirección del haz rotatorio a través de una fibra óptica, puede ser necesario desacoplar mecánicamente la fibra óptica del giro del dispositivo de dirección del haz o del dispositivo de rotación. Esto es particularmente necesario si es posible un giro completamente libre del dispositivo de rotación. Además, un espectrómetro del interferómetro de coherencia óptica también puede integrarse en una carcasa de aparato del primer sistema de análisis. Además de esto, es posible configurar el primer y segundo sistema de análisis en una carcasa común.

Otras formas de realización ventajosas del sistema de análisis oftalmológico resultan de las descripciones de las características de las reivindicaciones dependientes, que se refieren al procedimiento según la invención.

A continuación se explican con más detalle unas formas de realización preferidas del procedimiento y del sistema de análisis oftalmológico en base a los dibujos.

Aquí muestran:

la **Fig. 1** una vista esquemática de una sección anterior del ojo, junto a una forma de realización de un dispositivo de dirección de haz;

la **Fig. 2** una vista frontal de un ojo en la dirección de un eje visual;

la **Fig. 3** una vista en corte del ojo en un plano de registro;

la **Fig. 4** una representación parcial esquemática de una estructura del aparato, junto con una vista parcial en corte del ojo en una vista lateral;

la **Fig. 5** la representación parcial esquemática de la **Fig. 4** en una vista en planta.

Las **Figs. 4 y 5** muestran la estructura de principio de un sistema de análisis oftalmológico 10. Un primer sistema de análisis 11 del sistema de análisis oftalmológico 10, representado aquí parcialmente, está formado por un dispositivo de proyección 12 y un dispositivo de observación 13. Del dispositivo de proyección 12, sólo se indica aquí esquemáticamente un objetivo 14, a través del cual se proyecta a lo largo de un eje visual 16 de un ojo 17 una trayectoria de haz 15 de una iluminación de rendija, que no se ha representado aquí con mayor detalle. En las **Figs. 4 y 5**, la trayectoria de haz 15 de la iluminación de rendija discurre en un plano de registro 18, de modo que la iluminación de rendija o el plano de registro 18 discurre aquí horizontal y ortogonalmente con respecto a un plano de visión de la **Fig. 4** o paralelo a un plano de visión de la **Fig. 5**. En la zona de un apex 19 del ojo 17, la trayectoria de haz 15 entra en una sección anterior del ojo 20 con una córnea 21 del ojo 17, representada aquí esquemáticamente, y, debido a una dispersión de la luz dentro del ojo 17, produce una imagen seccional 22, que se ha representado sombreada en la **Fig. 5**. La imagen seccional 22 se toma por medio del dispositivo de observación 13, que está formado por un objetivo 23 con un plano principal 24 y un chip de cámara 25. Un plano de imagen 26 del chip de cámara 25 así como el plano principal 24 están alineados de tal manera, que se cruzan con el plano de registro 18 en un punto 27, de tal manera que se cumple la regla de Scheimpflug para el dispositivo de observación 13. Por consiguiente, la imagen seccional 22 se muestra sin distorsión en el chip de cámara 25. Un segundo sistema de análisis 28 del sistema de análisis oftalmológico 10 está formado por un interferómetro de coherencia óptica, que no se ha representado con más detalle aquí, el cual utiliza el objetivo 14 del dispositivo de observación 13. Una trayectoria de haz 29 del segundo sistema de análisis 28 es congruente con la trayectoria de haz 15 del dispositivo de proyección 12 o del eje visual 16, y representa un brazo de medición del interferómetro de coherencia óptica. Además, el segundo sistema de análisis comprende un dispositivo de desviación del haz 30 con un espejo basculante dicróico 31 y un espejo cóncavo esférico 32. El espejo cóncavo esférico 32 está configurado en dos partes.

La vista esquemática mostrada en la **Fig. 1** corresponde a una vista en planta sobre el plano de registro 18 que discurre horizontalmente en la **Fig. 4**.

Como puede verse en una vista conjunta de las **Figs. 1 y 4**, la trayectoria de haz 29 del segundo sistema de análisis 28, después de pasar por el objetivo 14, es reflejada por el espejo basculante 31 dentro del plano de registro 18 y proyectada sobre el espejo cóncavo esférico 32. El espejo cóncavo esférico 32 refleja la trayectoria de haz 29 sobre la córnea 21 del ojo 17. Según la **Fig. 1**, la trayectoria de haz 29 puede desviarse a través del espejo basculante 31 como un haz de medición 33, como puede verse en la **Fig. 1**, en una pluralidad de direcciones dentro del plano de registro 18, y penetrar en el ojo 17 hasta una profundidad de medición T de al menos 3 mm. A este respecto se realiza un escaneo del dominio espectral con el interferómetro de coherencia óptica, en el que se logra una resolución axial o de profundidad de 1 a 5 μm , y en donde se registran al menos 4.000 puntos de medición a lo largo de la córnea 21 en el plano de registro 18.

Está previsto además que la trayectoria de haz 15 y la trayectoria de haz 29 estén configuradas respectivamente con luz de diferentes longitudes de onda, de modo que sólo la trayectoria de haz 29 se refleje desde el espejo basculante dicróico 31 y la trayectoria de haz 15 pueda penetrar en el espejo basculante dicróico 31 sin obstáculos.

5 Mediante la interacción entre el espejo basculante 31 y el espejo cóncavo esférico 32 se adapta una longitud de la trayectoria de haz 29 o del haz de medición 33 en relación a una superficie 34 de la córnea 21, de modo que una imagen seccional 35 del segundo sistema de análisis 28 se adapta a un contorno 36 de la superficie 34 de la córnea 21 y discurre esencialmente forma de arco. De esta manera puede utilizarse un interferómetro de coherencia óptica con un brazo de referencia rígido, no desplazable, y un rango de medición del segundo sistema de análisis puede adaptarse óptimamente al ojo 17 que se va a medir.

10 Para evitar una reflexión directa del haz de medición 33, y los desvanecimientos asociados a la misma en un detector de un espectrómetro del interferómetro de coherencia óptica, el haz de medición 33 se proyecta sobre la córnea 21 con un ángulo β diferente a 90° , con respecto a un plano tangencial 37 de un punto de la superficie 34 de la córnea 21, en la que incide el haz de medición 33, como se muestra en el diagrama esquemático de la **Fig. 3**. La **Fig. 3** muestra aquí una vista en planta sobre el plano de registro 18.

20 La **Fig. 2** muestra una vista frontal esquemática del ojo 17 con un iris 39 y una pupila 40, así como un eje de rotación 41 sobre el eje visual 16. El dispositivo de proyección 12 o la iluminación de rendija con el dispositivo de observación 13 puede girar ahora junto con el espejo basculante 31 alrededor del eje de rotación 41, de tal manera que el plano de registro 18 puede ser basculado en un ángulo α alrededor del eje visual 16 o del eje de rotación 41. Mediante una rotación o un giro de 180° como mínimo y una toma de las respectivas imágenes seccionales 22 y 35 con el primer sistema de análisis 11 y el segundo sistema de análisis 28 en cada posición del plano de registro 18 es posible, después, obtener una pluralidad de imágenes seccionales 22 y 35 del ojo 17, a fin de ensamblarlas mediante un dispositivo de procesamiento del sistema de análisis oftalmológico que no se muestra aquí para formar una imagen tridimensional del ojo 17 o de su sección anterior 20. A este respecto, en particular para las respectivas imágenes seccionales 22 y 35 de cada plano de registro 18 se complementa un primer juego de datos de imágenes respectivo del primer sistema de análisis 11, al menos parcialmente, con datos de un segundo juego de datos de imágenes del segundo sistema de análisis 28. De esta manera es después posible complementar la imagen seccional 22, que tiene una zona comparativamente mayor que la imagen seccional 35, con datos de imágenes de la imagen seccional 35 y lograr, en la zona de la imagen seccional 35, una representación más detallada del ojo 17 dentro de una zona parcial de la imagen seccional 22.

REIVINDICACIONES

- 1.- Procedimiento para examinar un ojo, en la zona de una sección de ojo anterior (20) de un ojo (17), con un sistema de análisis oftalmológico (10) que comprende un primer sistema de análisis (11) para obtener unas primeras imágenes seccionales (22) del ojo,
- 5 en donde el primer sistema de análisis está formado por un dispositivo de proyección (12) y un dispositivo de observación (13) que están dispuestos uno en relación con el otro según la regla de Scheimpflug, y que comprende un segundo sistema de análisis (28) para obtener unas segundas imágenes seccionales (35) del ojo, en donde el segundo sistema de análisis está formado por un interferómetro de coherencia óptica, en donde el sistema de análisis oftalmológico comprende un dispositivo de procesamiento, en donde con el primer sistema de análisis se obtiene un
- 10 primer juego de datos de imágenes y con el segundo sistema de análisis un segundo juego de datos de imágenes de al menos un plano de registro coincidente (18) del ojo, en donde el dispositivo de procesamiento procesa el primer y el segundo juego de datos de imágenes, en donde el primer juego de datos de imágenes se complementa al menos parcialmente con datos del segundo juego de datos de imágenes mediante el dispositivo de procesamiento,
- 15 en donde el segundo sistema de análisis (28) comprende un dispositivo de dirección del haz (30), en donde el dispositivo de dirección del haz (30) presenta un espejo basculante móvil (31) que está dispuesto en un eje de medición del sistema de análisis (10), y mediante el cual se proyecta sobre la córnea (21) un haz de medición (33) del interferómetro de coherencia óptica (21), en donde el haz de medición se desvía dentro del plano de registro (18) de tal manera, que el ojo (17) es explorado a lo largo del plano de registro mediante el haz de medición, caracterizado porque el dispositivo de desviación del haz (30) comprende un espejo cóncavo (32), por medio del cual el haz de
- 20 medición (33) se desvía hacia una córnea (21), en donde el espejo cóncavo está configurado de tal manera, que una longitud de recorrido óptica del haz de medición hasta la córnea no cambia en longitud cuando se exploran diferentes puntos de la córnea.
- 2.- Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado porque mediante el segundo sistema de análisis (28) se realiza una toma de imágenes de una córnea (21) del ojo (17) utilizando un procedimiento de dominio de frecuencia.
- 25 3.- Procedimiento según la reivindicación 1 ó 2, caracterizado porque se realiza un registro de perfil de profundidad de una córnea (21) del ojo (17) por medio del segundo sistema de análisis (28) para obtener una toma de imágenes.
- 30 4.- Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el primer y el segundo juego de datos de imágenes se adquieren simultáneamente.
- 5.- Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque antes de la adición del primer juego de datos de imágenes se realiza una corrección del segundo juego de datos de imágenes después del primer juego de datos de imágenes.
- 35 6.- Procedimiento según la reivindicación 5, caracterizado porque el segundo juego de datos de imágenes se corrige de acuerdo con las superficies límite ópticas determinadas a partir del primer juego de datos de imágenes.
- 40 7.- Procedimiento según la reivindicación 5 ó 6, caracterizado porque los índices de refracción y/o una topografía de una córnea (21) se determinan mediante el primer sistema de análisis (11), y se tienen en cuenta en la corrección.
- 8.- Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el primer juego de datos de imágenes se superpone al segundo juego de datos de imágenes.
- 45 9.- Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque se obtiene una pluralidad de primeros y segundos juegos de datos de imágenes en un proceso secuencial, en donde el plano de registro común (18) del primer y segundo sistema de análisis (11, 28) bascula alrededor de un eje visual (16) del ojo (17).
- 50 10.- Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque una posición relativa de al menos una superficie límite del ojo (17), establecida con el primer sistema de análisis (11), se determina como una superficie de referencia para el segundo sistema de análisis (28).
- 55 11.- Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el primer sistema de análisis (11) y el segundo sistema de análisis (28) emiten respectivamente luz con rangos de longitudes de onda diferentes entre sí.
- 60 12.- Sistema de análisis oftalmológico (10) para examinar un ojo, en la zona de una sección de ojo anterior (20) de un ojo (17), que comprende un primer sistema de análisis (11) para obtener unas primeras imágenes seccionales (22) del ojo, en donde el primer sistema de análisis está formado por un dispositivo de proyección (12) y un dispositivo de observación (13) que están dispuestos uno en relación con el otro según la regla de Scheimpflug, y que comprende un segundo sistema de análisis (28) para obtener unas segundas imágenes seccionales (35) del ojo, en donde el segundo sistema de análisis está formado por un interferómetro de coherencia óptica, en donde el sistema de análisis oftalmológico comprende un dispositivo de procesamiento, en donde con el primer sistema de análisis se obtiene un
- 65 primer juego de datos de imágenes y con el segundo sistema de análisis un segundo juego de datos de imágenes de

- al menos un plano de registro coincidente (18) del ojo, en donde el dispositivo de procesamiento está configurado de tal manera, que el mismo puede procesar el primer y el segundo juego de datos de imágenes, en donde el primer juego de datos de imágenes se complementa al menos parcialmente con datos del segundo juego de datos de imágenes mediante el dispositivo de procesamiento, en donde el segundo sistema de análisis (28) comprende un dispositivo de dirección del haz (30), en donde el dispositivo de dirección del haz (30) presenta un espejo basculante móvil (31) que está dispuesto en un eje de medición del sistema de análisis (10), y mediante el cual se proyecta sobre la córnea (21) un haz de medición (33) del interferómetro de coherencia óptica (21), en donde el haz de medición se desvía dentro del plano de registro (18) de tal manera, que el ojo (17) es explorado a lo largo del plano de registro mediante el haz de medición, caracterizado porque el dispositivo de desviación del haz (30) comprende un espejo cóncavo (32), por medio del cual el haz de medición (33) se desvía hacia una córnea (21), en donde el espejo cóncavo está configurado de tal manera, que una longitud de recorrido óptica del haz de medición hasta la córnea no cambia en longitud cuando se exploran diferentes puntos de la córnea.
- 5
- 10
- 13.- Sistema de análisis según la reivindicación 12, caracterizado porque el dispositivo de desviación del haz (30) está configurado de tal manera, que el haz de medición (33) puede proyectarse sobre un punto de la superficie (38) de una córnea (21), en donde el haz de medición puede proyectarse sobre la córnea con un ángulo distinto de 90° con respecto a un plano tangencial (37) del punto de la superficie.
- 15
- 14.- Sistema de análisis según la reivindicación 12 ó 13, caracterizado porque las trayectorias de haz (15, 29) del primer y segundo sistema de análisis (11, 28) discurren juntas sobre el eje de medición, y en donde el espejo basculante (31) es un espejo dicróico.
- 20
- 15.- Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 12 a 14, caracterizado porque un rango de medición del segundo sistema de análisis (28) se adapta a una curvatura de una córnea (21).
- 25
- 16.- Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 12 a 15, caracterizado porque el plano de registro común (18) del primer y segundo sistema de análisis (11, 28) puede bascular alrededor de un eje visual (16) del ojo (17) mediante un dispositivo de rotación, teniendo el interferómetro de coherencia óptica una fibra óptica que está mecánicamente desacoplada del dispositivo de rotación.
- 30

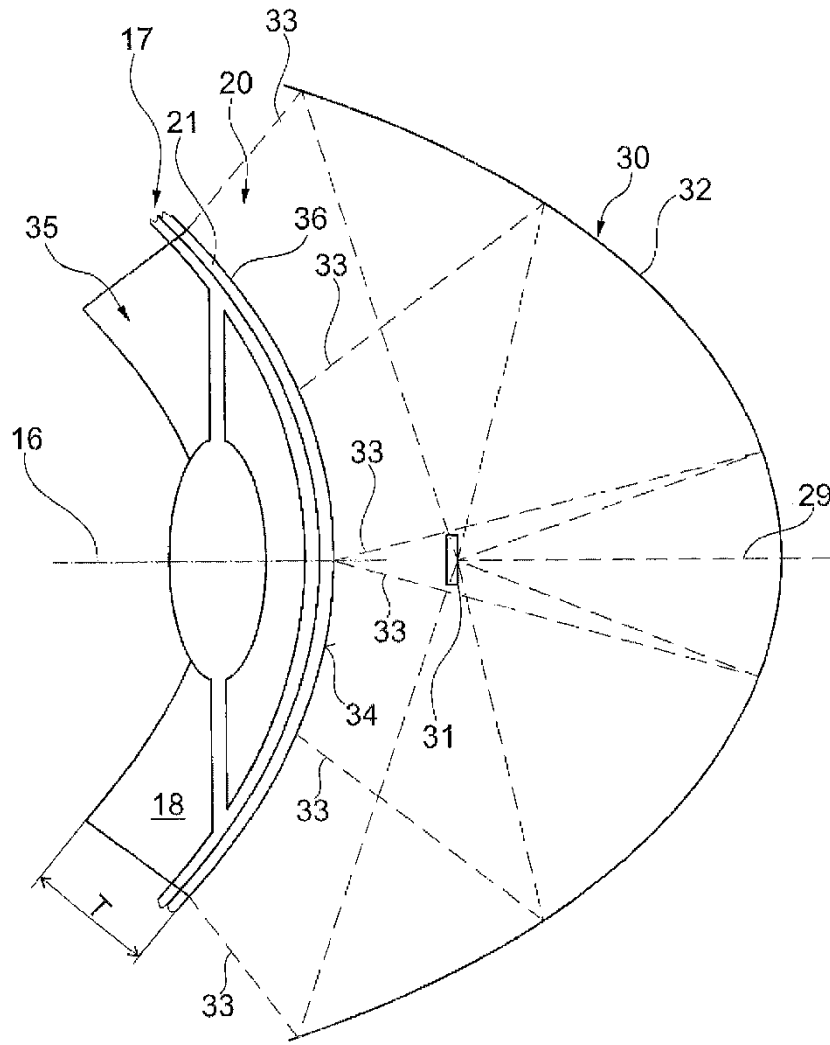


Fig. 1

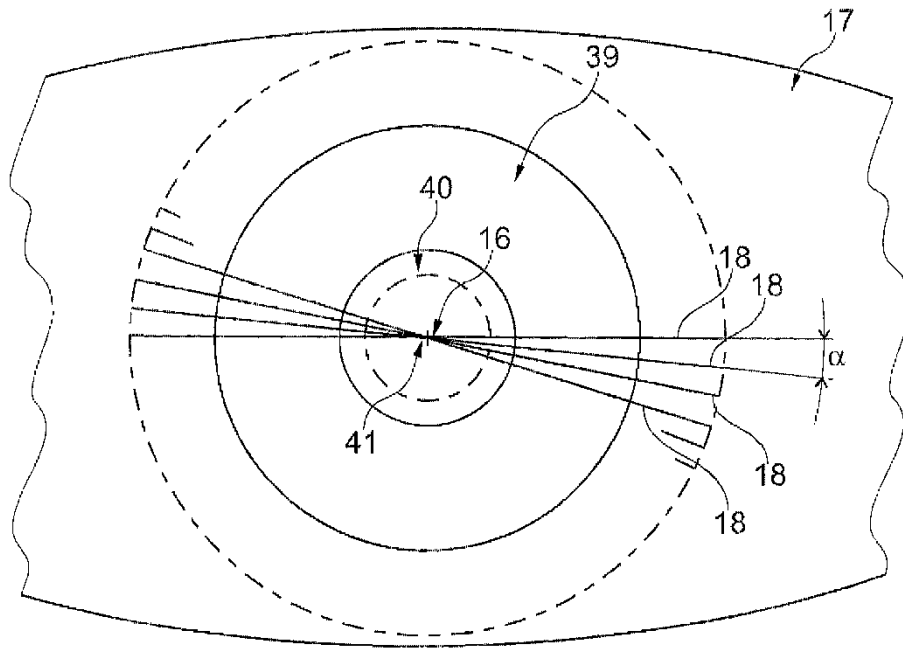


Fig. 2

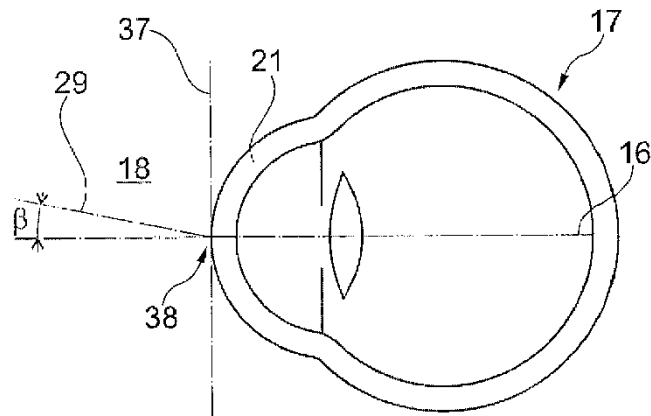


Fig. 3

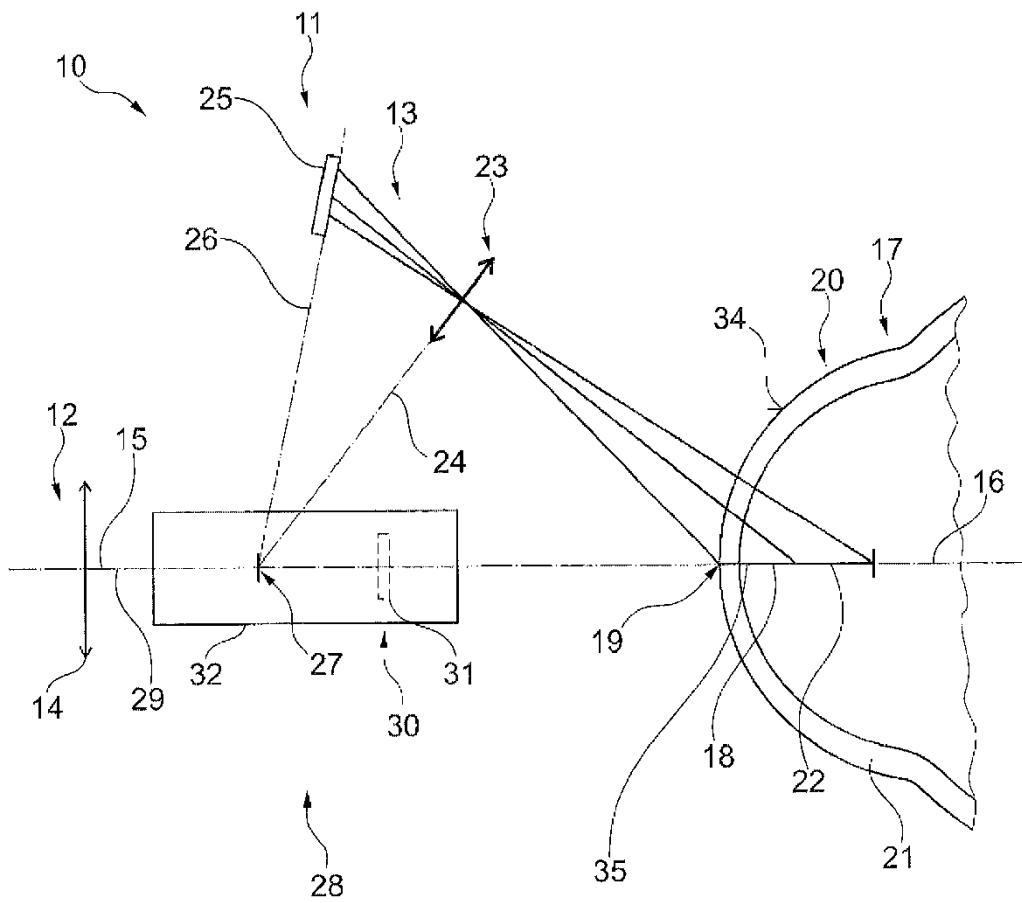


Fig. 4

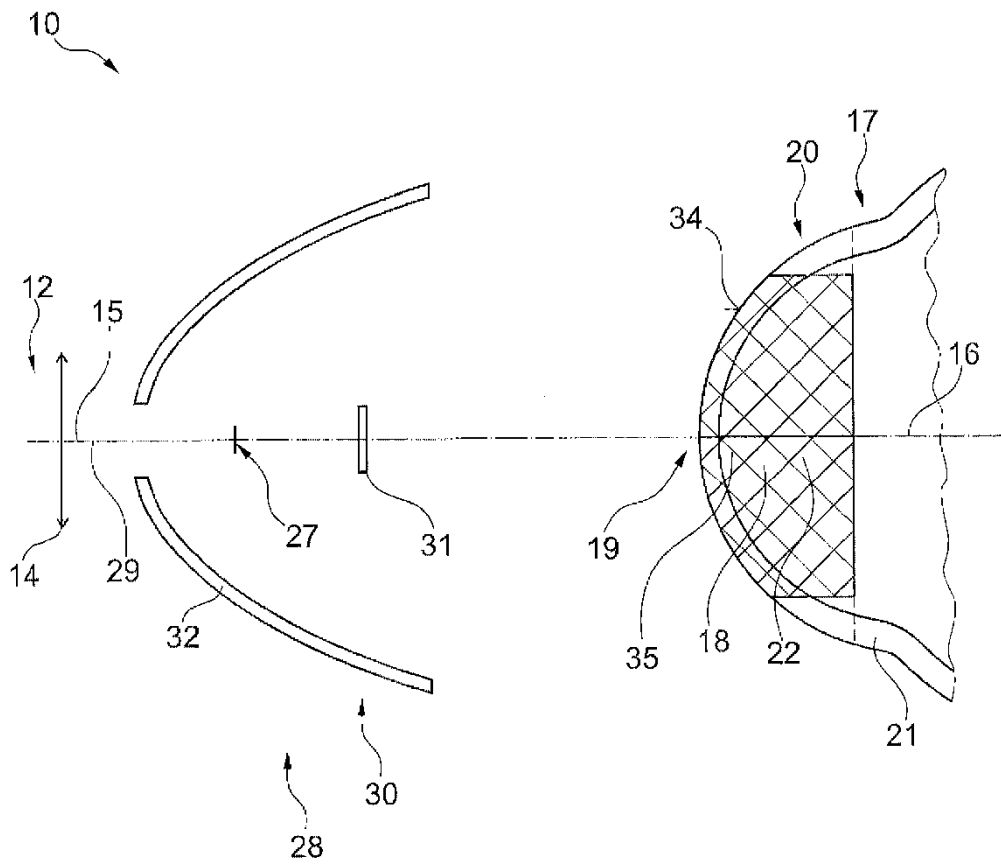


Fig. 5