

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 615 643**

51 Int. Cl.:

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 3/113 (2006.01)

A61B 3/107 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.05.2013 PCT/EP2013/061061**

87 Fecha y número de publicación internacional: **04.12.2014 WO2014191031**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.05.2013 E 13725688 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.11.2016 EP 2822448**

54 Título: **Aparato para la tomografía de coherencia óptica de un ojo y método para la tomografía de coherencia óptica de un ojo**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
07.06.2017

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

WISWEH, HENNING

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 615 643 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

Aparato para la tomografía de coherencia óptica de un ojo y método para la tomografía de coherencia óptica de un ojo

CAMPO TÉCNICO

5 La presente descripción se refiere generalmente a la tomografía de coherencia óptica. Más específicamente, las realizaciones de la presente descripción se refieren a un aparato para la tomografía de coherencia óptica de un ojo y a un método para la tomografía de coherencia óptica de un ojo.

ANTECEDENTES

10 Para crear un tomograma tridimensional (3D) de un ojo con la ayuda de la tomografía de coherencia óptica (OCT), es convencional grabar una pluralidad de imágenes de OCT dispuestas en líneas (tales como escaneos A) y/o capas (tales como escaneos B) unas respecto a otras dentro de un volumen del ojo que ha de ser escaneado y grabar estas imágenes posteriormente una con respecto a la otra para formar un tomograma.

15 Sin embargo, durante la captura de las múltiples imágenes de OCT el ojo puede sufrir movimientos. En este caso, después de la grabación en 3D el tomograma en 3D resultante muestra artefactos inducidos por el movimiento. Estos artefactos reducen la calidad del tomograma en 3D ya que, por ejemplo, la geometría, el contorno o el perfil de altura del ojo o de partes individuales del mismo, tales como la córnea, son reproducidos en el tomograma de una manera menos cualitativa.

20 El documento US 2012/229762 A1 se refiere a un aparato de fotografía y a un método de acuerdo con el preámbulo de las reivindicaciones independientes que utiliza la información del movimiento del globo ocular y refleja la información del movimiento del globo ocular en una imagen tomográfica del fondo de ojo. Un sistema óptico incluye una unidad de adquisición de imagen de fondo de ojo, también llamada una unidad de captación de imagen de Oftalmoscopio de Láser de Escaneo (SLO) para adquirir una imagen de fondo del ojo. El sistema óptico incluye además una unidad de adquisición de imagen tomográfica, también llamada unidad de captación de imagen de OCT para adquirir una imagen tomográfica del ojo. El sistema óptico incluye además una CPU. Después de que el fondo de ojo haya sido fotografiado por la unidad de captación de imágenes de SLO, una imagen del mismo es enviada a la CPU y una cantidad de movimiento del globo ocular es calculada por una porción de la CPU a partir de cada una de las imágenes de SLO adquiridas por la unidad de captación de imágenes de SLO en una pluralidad de imágenes obtenidas en diferentes momentos.

30 El documento US 2012/200824 A1 se refiere a un aparato de fotografía oftálmica para observar una imagen tomográfica de un fondo de un ojo. Un dispositivo de OCT incluye un sistema óptico de proyección de objetivo de alineación con una pluralidad de fuentes de luz infrarroja y un sistema óptico de observación de segmento anterior. La alineación del flujo de luz emitido desde una fuente de luz incluida en el sistema óptico de proyección de objetivo de alineación es proyectada sobre la córnea del ojo de la persona a examinar. Una imagen de reflexión de la córnea es recibida por un dispositivo de fotografía a través de un espejo dicróico.

RESUMEN

35 Existe una necesidad de proporcionar un aparato para tomografía de coherencia óptica de un ojo y un método para tomografía de coherencia óptica de un ojo que habilite tomogramas de calidad mejorada.

Esta necesidad es satisfecha por un aparato y método de acuerdo con las reivindicaciones independientes.

40 Un aparato para la OCT de un ojo comprende un sistema de cámaras configurado para capturar imágenes de cámara resueltas en el tiempo del ojo y una unidad de adquisición de imágenes de OCT configurada para adquirir imágenes de OCT resueltas en el tiempo del ojo. Un eje de medición de la unidad de adquisición de imágenes de OCT y un eje de medición del sistema de cámaras son alineados a lo largo de un eje de medición común del aparato utilizando un divisor de haz. El aparato comprende además una unidad de control configurada para determinar, a partir de las imágenes de la cámara resueltas en el tiempo, los datos de movimientos resueltos en el tiempo que representan un movimiento del ojo relativo al eje de medición del aparato. La unidad de control está configurada también para transformar al menos una fracción de las imágenes de OCT sobre la base de los datos de movimiento y para generar un tomograma a partir de las imágenes de OCT, por ejemplo, a partir de las imágenes de OCT transformadas.

50 En otras palabras, el aparato puede emplear un sistema de cámaras para formar la imagen del ojo de una manera resuelta en el tiempo o de resolución temporal de tal manera que la unidad de control puede extraer datos de movimiento fuera de las imágenes de la cámara que permiten especificar un movimiento del ojo, por ejemplo, para decidir, si se mueve el ojo en absoluto, y si es que sí, cómo lo hace. Así, los datos de movimiento resueltos en el tiempo pueden permitir la reconstrucción de la posición espacial y orientación del ojo de una manera resuelta en el tiempo. La posición y orientación espacial del ojo puede referirse al eje de medición del aparato y así a la posición y orientación del aparato. A partir de los datos de movimiento la unidad de control puede interpolar una posición espacial y/u orientación del ojo de una manera resuelta en el tiempo, por ejemplo, incluso para momentos entre dos capturas subsiguientes de imágenes

de la cámara. Por lo tanto, el sistema de cámaras puede ser considerado como un rastreador del ojo. Correspondientemente, los datos de movimiento pueden considerarse como datos de seguimiento del ojo.

5 Cuando las imágenes de OCT del ojo son adquiridas también de una manera resuelta en el tiempo, cada una de las imágenes de OCT puede ser asociada con una posición espacial y orientación correspondiente del ojo. Así, las imágenes de OCT pueden ser procesadas sobre la base de los datos de movimiento. Por ejemplo, las imágenes de OCT que conducirían a un artefacto inducido por el movimiento en el tomograma pueden ser (a modo de pixel) transformadas por medio de funciones de transformación lineal, tales como rotaciones o traslaciones, de tal manera que el movimiento del ojo es compensado. El aparato puede ser adaptado de tal manera que las imágenes de OCT pueden ser posicionadas y/u orientadas (es decir grabadas) una con respecto a la otra. Esto permite la generación de tomogramas sin artefactos de movimiento y así de calidad mejorada. Mientras que la adquisición de imágenes de OCT puede ser sincronizada con la adquisición de los datos de movimiento o hasta que los datos de imagen de OCT y los datos de movimiento puedan ser correlacionados en el tiempo uno con respecto al otro, es de menor importancia cómo son adquiridas las imágenes de OCT o cómo se asemeja el algoritmo de escaneo específico.

15 El eje de medición del sistema de cámaras puede ser el eje óptico de una o de todas las cámaras comprendidas en el sistema de cámaras. El eje de medición de la unidad de adquisición de imágenes de OCT puede ser la dirección de propagación del haz de luz de muestra en el brazo de muestra de la unidad de adquisición de imágenes de OCT. El eje de medición común del aparato puede ser el eje óptico definido por un objetivo de escaneo de la unidad de adquisición de imágenes de OCT. El divisor de haz puede ser un cubo, placa, película o un espejo semitransparente o un espejo de paso de banda que solamente refleja o transmite una banda de frecuencia, en la que cae la frecuencia de la luz de la unidad de adquisición de OCT. El divisor de haz puede ser revestido con capas dicróicas. El sistema de cámaras puede formar la imagen del ojo a través del objetivo de escaneo de la unidad de adquisición de imágenes de OCT. A partir de los datos de movimiento, la unidad de control puede interpolar la posición espacial y orientación del ojo de una manera resuelta en el tiempo, por ejemplo, incluso para momentos entre dos capturas subsiguientes de imágenes de la cámara. Una imagen de OCT puede representar un escaneo de una sola línea (escaneo A), un escaneo de capa (escaneo B) que comprende múltiples escaneos de línea o un escaneo de volumen que comprende múltiples escaneos B. Una imagen de OCT individual puede ser adquirida tan rápido que durante el tiempo de adquisición no emergen sustancialmente artefactos en la imagen de OCT. Los datos de movimiento resueltos en el tiempo pueden ser entendidos como datos de posición espacial resueltos en el tiempo. A partir de los datos de posición espacial resueltos en el tiempo pueden ser calculados los datos de movimiento resueltos en el tiempo (y viceversa), por ejemplo, utilizando la unidad de control.

30 El aparato puede comprender además al menos dos focos de luz que son configurados para iluminar la córnea del ojo de tal manera que las imágenes de la cámara resueltas en el tiempo comprenden para cada foco de luz una marca de luz. La marca de luz puede ser una reflexión desde una superficie del ojo, por ejemplo, la córnea, y puede dar como resultado un reflejo Purkinje o en una imagen Purkinje. Para tal fin, los focos de luz pueden estar dispuestos lateralmente desplazados desde el eje de medición del aparato de una manera fija. La iluminación de foco de luz permite un seguimiento espacial resuelto en el tiempo de (por ejemplo, los centros de) las marcas de luz mostradas en las imágenes de la cámara. Para este propósito, la unidad de control puede ser configurada para determinar como datos de movimiento una posición espacial resuelta en el tiempo de al menos dos marcas de luz. A partir de los datos de movimiento, puede ser calculada la distancia entre las posiciones de las dos marcas de luz, por ejemplo, utilizando la unidad de control. Esta distancia cambia con una traslación axial del ojo con relación al aparato. "Axial" puede corresponder a la coordenada z a lo largo del eje de medición del aparato. La unidad de control puede ser calibrada de tal manera que para cualquier posición espacial de las marcas de luz y/o cualquier distancia espacial entre la posición de al menos dos marcas de luz puede ser asignada una traslación (z) axial correspondiente del ojo relativa al aparato. Esto permite un seguimiento axial (z) resuelto en el tiempo preciso de la posición y/o movimiento del ojo y así una corrección de las imágenes de OCT libres de artefactos inducidos por traslaciones z.

45 Adicional o alternativamente, el aparato puede comprender una pluralidad de focos de luz dispuestos en un diseño geométrico de foco de luz. El diseño geométrico de foco de luz puede ser un diseño circular, de forma circular, rectangular, de forma rectangular, de estrella o de forma de estrella. Los focos de luz pueden ser configurados para iluminar la córnea del ojo de tal manera que las imágenes de la cámaras resueltas entre el tiempo comprenden una pluralidad de marcas de luz en un diseño geométrico de marca de luz, tal como un diseño circular, de forma circular, rectangular, de forma rectangular, de estrella o de forma de estrella. La unidad de control puede ser configurada para determinar, como datos de movimiento, un tamaño espacial resuelto en el tiempo de un diseño geométrico, por ejemplo, un diseño circular, de forma circular, rectangular, de forma rectangular, de estrella y/o de forma de estrella ajustado a la pluralidad de marcas de luz. Por ejemplo, en caso de un círculo, el tamaño espacial resuelto en el tiempo puede ser representado por un diámetro del círculo ajustado. Esto puede ser considerado que corresponde a una determinación simultánea de distancias entre posiciones de dos marcas de luz para distintos pares diferentes de marcas de luz que representan un promedio inherente. La unidad de control puede ser calibrada de tal manera que a cada tamaño espacial del diseño geométrico ajustado a las marcas de luz le puede ser asignada una traslación axial (z) correspondiente del ojo con relación al aparato. Esto puede permitir un seguimiento axial (z) resuelto en el tiempo más preciso de la posición y/o movimiento del ojo y así una corrección mejorada de las imágenes de OCT libres de artefactos inducidos por traslaciones z.

5 El aparato puede comprender una unidad de determinación de contorno de córnea que está configurada para determinar los valores de curvatura que representan la curvatura de la superficie de la córnea exterior del ojo. Esto puede permitir la determinación de la curvatura a lo largo de los meridianos de la superficie exterior de la córnea y así una calibración más precisa de la unidad de control para asignar la traslación axial (z) del ojo con relación al aparato. Por ejemplo, la unidad de determinación de contorno de córnea puede ser un componente del aparato separado del sistema de cámaras y la unidad de adquisición de imágenes OCT.

Alternativa o adicionalmente a lo anterior, la unidad de control puede ser configurada para determinar los valores de curvatura de las imágenes de OCT, representando los valores de curvatura la curvatura de la superficie de la córnea exterior del ojo.

10 Los focos de luz pueden ser diodos de emisión de luz (LED; OLED, etc.). El sistema de cámaras puede comprender una cámara separada, tal como una videocámara, para capturar las imágenes de la cámara que muestran las marcas de luz.

15 Alternativa o adicionalmente, la unidad de control puede ser configurada para determinar, como datos de movimiento, una posición resuelta en el tiempo de un punto de referencia que es el centro de un diseño geométrico, por ejemplo, un círculo y/o una elipse ajustado a la pupila del ojo y/o a un borde exterior del iris del ojo y/o al centro de un diseño geométrico, tal como un diseño circular, de forma circular, rectangular, de forma rectangular, de estrella o en forma de estrella, ajustado a las marcas de luz. Así, por ejemplo, una inclinación del ojo con relación al eje de medición puede ser detectada por un desplazamiento del centro del diseño geométrico ajustado a la pupila del ojo y/o a un borde exterior del iris del ojo con relación al centro del diseño geométrico ajustado a las marcas de luz. Esto puede permitir un seguimiento lateral resuelto en el tiempo (x, y) de la posición y/o del movimiento del ojo y así una corrección de las imágenes de OCT
20 libres de artefactos inducidos de traslaciones laterales (x, y). "Lateral" puede corresponder con las coordenadas x- y/o y- en una dirección perpendicular al eje de medición del aparato. En particular, el aparato puede ser calibrado de tal manera que para cada uno de dichos desplazamientos del centro del diseño geométrico ajustado a la pupila del ojo y/o a un borde exterior del iris del ojo con relación al centro del diseño geométrico ajustado a las marcas de luz puede ser calculado un ángulo de inclinación específico del ojo con relación al eje de medición. Además, el aparato puede ser
25 adaptado para grabar las imágenes de OCT una con respecto a la otra sobre la base de dicho ángulo de inclinación calculado.

El sistema de cámaras puede comprender una cámara separada, tal como una videocámara, para capturar las imágenes de la cámara que muestran la pupila, el limbo y/o el iris del ojo.

30 Alternativa o adicionalmente, la unidad de control puede ser configurada para determinar, como datos de movimiento, una posición resuelta en el tiempo de una característica del ojo que es una característica extendida del iris del ojo y/o de una estructura de vasos en la esclerótica del ojo. Esto puede permitir un seguimiento rotacional resuelto en el tiempo (ciclotorsional) de la posición y/o movimiento del ojo y así una corrección de las imágenes de OCT libres de artefactos inducidos por rotaciones (ciclotorsiones).

35 El sistema de cámaras puede comprender una cámara separada, tal como una videocámara, para capturar las imágenes de la cámara que muestran la característica extendida del iris y/o de una estructura de vasos en la esclerótica.

El sistema de cámaras puede comprender solamente una cámara individual para capturar imágenes de la cámara que muestran las marcas de luz, para capturar las imágenes de la cámara que muestran la pupila, el limbo y/o el iris del ojo, y para capturar las imágenes de la cámara que muestran la característica extendida del iris y/o de una estructura de vasos en la esclerótica. Esto puede permitir diseñar un aparato compacto y ligero.

40 El sistema de cámaras puede ser configurado para capturar imágenes de la cámara resueltas en el tiempo con una tasa de formación de imagen de la cámara. La unidad de adquisición de imágenes de OCT puede ser configurada para adquirir imágenes de OCT resueltas en el tiempo con una tasa de formación de imagen de OCT. La unidad de control puede ser configurada para controlar la tasa de formación de imagen de la cámara y/o la tasa de formación de imagen de OCT.

45 La tasa de formación de imagen de la cámara puede igualar sustancialmente a la tasa de formación de imagen de OCT. Por ejemplo, la tasa de formación de imagen de la cámara y la tasa de formación de imagen de OCT pueden ser sincronizadas entre sí. Esto permite asignar una imagen de la cámara individual a cada imagen de OCT y así una corrección adaptada en el tiempo de las imágenes de OCT libres de artefactos de movimiento.

50 Alternativamente, la tasa de formación de imagen de la cámara puede ser inferior que la tasa de formación de imagen de OCT. Esto puede permitir asignar una imagen de cámara individual a múltiples imágenes de OCT diferentes, así una determinación menos consumidora de tiempo de los datos de movimiento y por tanto una generación más rápida de tomogramas.

55 Aún alternativamente, la tasa de formación de imagen de la cámara puede ser más elevada que la tasa de formación de imagen de OCT. Esto puede permitir asignar múltiples imágenes de cámara a cada imagen de OCT habilitando, por ejemplo, una corrección muy resuelta en el tiempo de las imágenes de OCT sobre una base de escaneo A cuando cada escaneo de OCT comprende distintos escaneos A.

Un método para tomografía de coherencia óptica (OCT) de un ojo comprende las operaciones de:

- capturar imágenes de cámara resueltas en el tiempo del ojo utilizando un sistema de cámaras,
- adquirir imágenes de OCT resueltas en el tiempo del ojo utilizando una unidad de adquisición de imágenes de OCT, en donde un eje de medición de la unidad de adquisición de imágenes de OCT y un eje de medición del sistema de cámaras están alineados a lo largo de un eje de medición común,
- determinar, a partir de las imágenes de cámara resueltas en el tiempo, los datos de movimientos resueltos en el tiempo que representan un movimiento del ojo con relación al eje de medición utilizando una unidad de control,
- transformar al menos una fracción de las imágenes de OCT sobre la base de los datos de movimiento utilizando la unidad de control, y
- generar un tomograma a partir de las imágenes de OCT, por ejemplo, a partir de las imágenes de OCT transformadas, utilizando la unidad de control.

El eje de medición común puede ser un eje de medición común del aparato para realizar el método.

- En la medida en que un método u operaciones individuales de un método para la tomografía de coherencia óptica es/son descritos en esta descripción, el método u operaciones individuales del método pueden ser ejecutados por un aparato o componentes de aparato configurados de forma adecuada. Observaciones análogas se aplican a la dilucidación del modo de operación de un aparato que ejecuta las operaciones del método. En esta medida, las características del aparato y características del método de esta descripción pueden ser consideradas equivalentes.

- Anteriormente, el aparato para la tomografía de coherencia óptica y/o el método para la tomografía de coherencia óptica es/son descritos con respecto a un ojo. Sin embargo, el aparato y/o el método pueden ser empleados también para la tomografía de coherencia óptica de cualquier otra muestra.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

Las realizaciones de la presente descripción serán dilucidadas además a continuación sobre la base de los dibujos adjuntos, de los que:

- La fig. 1 ilustra esquemáticamente un ejemplo de un tomograma en 3D que representa el perfil de altura de la superficie frontal de una córnea humana,

La fig. 2 ilustra esquemáticamente un ejemplo del perfil de altura de la fig. 1 en una representación 2D con líneas de contorno de altura,

La fig. 3 ilustra esquemáticamente una realización de un aparato para OCT de un ojo,

La fig. 4 ilustra esquemáticamente una imagen de cámara del ojo para determinar datos de movimiento,

- La fig. 5 ilustra esquemáticamente otra imagen de cámara del ojo para determinar datos de movimiento.

- En la fig. 1 se ha mostrado esquemáticamente un tomograma 2 tridimensional (3D) de la superficie frontal de la córnea de un ojo humano. El tomograma 2 fue generado con la ayuda de un aparato convencional para tomografía de coherencia óptica (OCT). Para generar el tomograma en 3D, se graban una pluralidad de imágenes de OCT dispuestas en capas 4. Estas capas individuales 4 son escaneos B 4 de OCT y causan la estructuración similar a rebanadas del tomograma 2. Cada escaneo B 4 comprende una pluralidad de escaneos A en forma de línea (no mostrados/no resolubles en la fig. 1). El tomograma 2 de la fig. 1 consiste de 500 x 500 escaneos A, en donde un único escaneo B 4 consiste de 500 de estos escaneos A.

- La fig. 1 muestra dos artefactos diferentes: En primer lugar, como puede verse en la parte izquierda y en la parte derecha de la imagen, picos individuales 6 representan escaneos B individuales 6 drásticamente desplazados en la dirección de z. Estos picos 6 son inducidos por segmentación incorrecta. Estos artefactos 6, sin embargo, no son inducidos por el movimiento del ojo. El segundo tipo de artefactos está mostrado en la parte media de la imagen y, en este ejemplo, está representado por dos grupos de aproximadamente tres o cuatro escaneos B cada uno de los cuales está desplazado de manera común ligeramente en la dirección opuesta de z. Estos artefactos 8 son inducidos por el movimiento del ojo durante la adquisición de múltiples escaneos B 4 del tomograma 2.

- Los artefactos 8 inducidos por el movimiento pueden ser vistos también en la fig. 2, que muestra una representación 10 en 2D del tomograma 2 en 3D mostrado en la fig. 1. Estos artefactos 8 dan como resultado una desviación del contorno de forma idealmente circular de las líneas de altura 12. Los artefactos 8 inducidos por el movimiento reducen la calidad de los tomogramas 2, 10 como la geometría, el contorno y el perfil de altura de la córnea son reproducidos en los tomogramas 2, 10 de una manera menos cualitativa que no refleja la realidad.

Para habilitar tomogramas en 2D y/o en 3D de mejor calidad, un aparato 14 para OCT de un ojo 16 comprende un sistema de cámaras 18, véase fig. 3. El sistema de cámaras 18 captura imágenes de cámara resueltas en el tiempo 20, 22 del ojo 16. En las figs. 4 y 5, se han mostrado ejemplos de imágenes de cámara individuales 20, 22 que representan un momento de tiempo particular. El sistema de cámaras 18 es conectado a una unidad de control 24 del aparato 14 para transmitir las imágenes de cámara 20, 22 a la unidad de control 24 para el tratamiento de imágenes, véase fig. 3.

El aparato 14 comprende además una unidad 26 de adquisición de imágenes de OCT que adquiere imágenes 28 de OCT resueltas en el tiempo tales como escaneos B 4 del ojo 16, compárense las figs. 1, 2. La unidad 26 de adquisición de imágenes de OCT es conectada a la unidad de control 24 para transmitir las imágenes 28 de OCT a la unidad de control 24 para el tratamiento de imágenes.

Un eje de medición 30 de la unidad 26 de adquisición de imágenes de OCT y un eje de medición 32 del sistema de cámaras 18 son alineados a lo largo de un eje de medición común 34 del aparato 14 utilizando un divisor de haz 36. El eje de medición 32 del sistema de cámaras 18 es el eje óptico de una o más cámaras comprendidas en el sistema de cámaras 18. El eje de medición 30 de la unidad 26 de adquisición de imágenes de OCT es la dirección de propagación del haz de luz de muestreo en el brazo de muestra de la unidad 26 de adquisición de imágenes de OCT. El eje de medición común 34 puede ser el eje óptico definido por un objetivo de escaneo 38 de la unidad 26 de adquisición de imágenes de OCT. El divisor de haz 36 es un espejo de paso de banda que refleja solamente una banda de frecuencia, en que cae la frecuencia de la luz de la unidad de adquisición de OCT, y también es sustancialmente transparente para la luz de tal manera que el sistema de cámaras 18 puede formar la imagen del ojo 16 a través del divisor de haz 36 y del objetivo de escaneo 38. Por supuesto, los componentes 18 y 26 pueden ser también intercambiados de tal manera que la luz del sistema de cámaras 18 es reflejada en el divisor de haz 36 y la luz para la unidad 26 de adquisición de imágenes de OCT es transmitida a través del divisor de haz 36.

La unidad de control 24 determina a partir de las imágenes de cámara 20, 22 resueltas en el tiempo datos de movimiento resueltos en el tiempo que representan un movimiento del ojo 16 con relación al eje de medición común 34 del aparato 14. Los datos de movimiento resueltos en el tiempo permiten la reconstrucción de la posición espacial y orientación del ojo 16 de una manera resuelta en el tiempo con relación a la posición y orientación del aparato 14. Como las imágenes 28 de OCT son adquiridas también de una manera resuelta en el tiempo, cada una de las imágenes 28 de OCT pueden ser asociadas con una posición espacial y orientación correspondiente del ojo. Sobre la base de los datos de movimiento, la unidad de control 24 transforma al menos una fracción de las imágenes 28 de OCT. Por ejemplo, las imágenes 28 de OCT que conducirían a un artefacto 8 inducido por movimiento en un tomograma 2, 10 son transformadas de tal manera que se compensa el movimiento del ojo 16. A continuación la unidad de control 24 genera un tomograma en 2D y/o en 3D del ojo 16 a partir de las imágenes 28 de OCT. Mediante este tratamiento de imagen, pueden ser impedidos los artefactos tales como los indicados por 8 en las figs. 1 y 2.

El aparato 14 comprende además una pluralidad de focos de luz 40 (solamente dos de los cuales son mostrados en la fig. 3). Los focos de luz son LED y están dispuestos desplazados lateralmente desde el eje de medición 34 en la proximidad del objetivo de escaneo 38. Los focos de luz 40 iluminan la córnea 44 del ojo 16 de tal manera que las imágenes de cámara 20, 22 resueltas en el tiempo muestran para cada foco de luz 40 una marca de luz 42, véanse las figs. 4 y 5. Los focos de luz 40 pueden estar dispuestos en un diseño circular alrededor del eje de medición común 34 y el objetivo de escaneo 38 de tal manera que las imágenes 20 de cámara resueltas en el tiempo muestran una pluralidad de marcas de luz 42 en un diseño de forma circular, véase la fig. 4. Adicional o alternativamente, dos pares de focos de luz 40 pueden estar dispuestos en un diseño rectangular alrededor del eje de medición común 34 y el objetivo de escaneo 38 de tal manera que las imágenes 22 de cámara resueltas en el tiempo muestran una pluralidad de marcas de luz 42 en un diseño de forma rectangular, véase la fig. 5.

La unidad de control 24 determina a continuación como datos de movimiento una posición espacial resuelta en el tiempo de dos marcas de luz 42 diametralmente enfrentadas entre sí en el diseño de forma circular y/o de forma rectangular en la imagen de cámara 20, 22, véanse las figs. 4 y 5, respectivamente. Una distancia espacial entre estas dos posiciones es a continuación calculada por la unidad de control 24. Esta distancia espacial cambia con una traslación axial del ojo 16 cuando se mueve a lo largo del eje de medición común 34 (es decir a lo largo de z). La unidad de control 24 es calibrada de tal manera que para cualquier distancia espacial entre las dos marcas de luz 42 puede ser asignada una traslación axial (z) correspondiente del ojo 16 con relación al aparato 14. Esto permite un seguimiento axial (z) resuelto en el tiempo preciso de la posición y el movimiento del ojo 16 y así una corrección de las imágenes 28 de OCT libres de artefactos inducidos por traslaciones axiales (z).

Adicional o alternativamente, la unidad de control 24 puede ser configurada para determinar como datos de movimiento un tamaño espacial resuelto en el tiempo de un círculo 46 (la línea de puntos en la fig. 4) y/o de un rectángulo (compárense la fig. 5) ajustado a la pluralidad de marcas de luz 42 mostradas en las imágenes de cámara 20. Esto corresponde con una determinación simultánea de las distancias espaciales entre dos marcas de luz 42 para múltiples pares de marcas de luz 42. La unidad de control 24 puede ser calibrada de tal manera que para cualquier tamaño espacial puede ser asignada una traslación axial (z) correspondiente del ojo 16 con relación al aparato 14. Esto permite un seguimiento axial (z) resuelto en el tiempo incluso más preciso de la posición y el movimiento del ojo 16 y así una corrección mejorada de las imágenes 28 de OCT libres de artefactos inducidos por traslaciones axiales (z).

La unidad de control 24 determina también a partir de las imágenes 28 de OCT valores de curvatura que representan la curvatura de la superficie exterior 48 de la córnea 44. Esto permite la determinación de la curvatura a lo largo de los meridianos de la superficie exterior 48 de la córnea 44 y así una calibración más precisa de la unidad de control 24 para asignar la traslación axial (z) del ojo 16 con relación al aparato 14.

5 La unidad de control 24 determina también como datos de movimiento una posición resuelta en el tiempo de un punto de referencia 50, 50a, 50b que es el centro de un círculo 52, 52a, 52b y/o de una forma a modo de círculo ajustada a la pupila 54 del ojo 16 y/o a un borde exterior del iris 56 del ojo 16, véanse las figs. 4 y 5. En la fig. 4, por ejemplo, un círculo 52 es ajustado a la pupila. En la fig. 5, se han determinado dos puntos de referencia 50a, 50b mostrados como dos
10 cabellos cruzados que son el centro de los dos círculos 52a, 52b, un círculo 52a ajustado a la pupila 54, otro círculo 52b ajustado al borde del iris 56. Esto permite un seguimiento lateral (x, y) resuelto en el tiempo de la posición y movimiento del ojo 16 y así una corrección de las imágenes 28 de OCT libres de artefactos inducidos por traslaciones laterales (x, y).

Además, la unidad de control determina como datos de movimiento una posición resuelta en el tiempo de una característica de ojo que es una característica extendida del iris 56 del ojo 16 y/o de una estructura de vasos en la esclerótica del ojo 16 (no mostrada). Esto permite un seguimiento rotacional resuelto en el tiempo (es decir ciclotorsional)
15 de la posición y movimiento del ojo 16 y así una corrección de las imágenes de OCT libres de artefactos inducidos por rotaciones (ciclotorsiones).

El sistema de cámaras 18 captura las imágenes de cámara 20,22 resueltas en el tiempo con una tasa de formación de imagen de la cámara. La unidad 26 de adquisición de imagen de OCT adquiere imágenes 28 de OCT resueltas en el tiempo con una tasa de formación de imagen de OCT. La unidad de control 24 controla la tasa de formación de imagen
20 de la cámara y la tasa de formación de imagen de OCT.

En una configuración, la tasa de formación de imagen de la Cámara es igual sustancialmente a la tasa de formación de imagen de OCT, por ejemplo, sincronizando la tasa de formación de imagen de la cámara y la tasa de formación de imagen de OCT. Esto permite asignar una sola imagen de cámara 20, 22 a cada imagen 28 de OCT y así una corrección adaptada en el tiempo de las imágenes 28 de OCT libres de artefactos de movimiento. En una configuración alternativa,
25 la tasa de formación de imagen de la cámara es inferior que la tasa de formación de imagen de OCT. Esto permite asignar una imagen 20, 22 de cámara individual a múltiples imágenes 28 de OCT diferentes, determinando así un consumo de tiempo menor de los datos de movimiento y por tanto una generación más rápida de tomogramas 2, 10. En aún otra configuración alternativa, la tasa de formación de imagen de la cámara es más elevada que la tasa de formación de imagen de OCT. Esto permite asignar múltiples imágenes 20, 22 de la cámara a cada imagen 28 de OCT habilitando
30 una corrección muy resuelta en el tiempo de las imágenes de OCT sobre una base de escaneo A.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato (14) para la tomografía de coherencia óptica, OCT, de un ojo (16), que comprende:
 - un sistema de cámaras (18) configurado para capturar imágenes de cámara (20, 22) resueltas en el tiempo del ojo (16),
 - 5 - una unidad (26) de adquisición de imágenes de OCT configurada para adquirir imágenes (28) de OCT resueltas en el tiempo del ojo (16), en donde un eje de medición (30) de la unidad (26) de adquisición de imágenes de OCT y un eje de medición (32) del sistema de cámaras (18) son alineados a lo largo de un eje de medición común (34) del aparato (14) utilizando un divisor de haz (36), y
 - una unidad de control (24) configurada:
 - 10 - para determinar, a partir de las imágenes de cámara (20, 22) resueltas en el tiempo datos de movimientos resueltos en el tiempo que representan un movimiento del ojo (16) con relación al eje de medición (34) del aparato (14),
 - para transformar al menos una fracción de las imágenes (28) de OCT sobre la base de los datos de movimiento, y
 - 15 - para generar un tomograma del ojo (16) a partir de las imágenes (28) de OCT, caracterizado por una pluralidad de focos de luz (40) dispuestos en un diseño geométrico de foco de luz alrededor del eje de medición (34) del aparato (14), siendo configurados los focos de luz (40) para iluminar la córnea (44) del ojo (16) de tal manera que las imágenes de cámara (20, 22) resueltas en el tiempo comprenden una pluralidad de marcas de luz (42) en un diseño circular de marca de luz, en donde la unidad de control (24) es configurada además para determinar, como datos de movimiento, un tamaño espacial resuelto en el tiempo de un diseño circular (46) ajustado a la pluralidad de marcas de luz (42), y en donde la unidad de control (24) es calibrada de tal manera que es configurada para asignar para cada tamaño espacial del diseño circular (46) ajustado a las marcas de luz (42), un eje de traslación (z) correspondiente del ojo (16) con relación al aparato (14).
2. El aparato (14) según la reivindicación 1, en donde el aparato (14) comprende además una unidad de determinación de contorno de córnea que está configurada para determinar los valores de curvatura que representan la curvatura de la superficie exterior (48) de la córnea (44) del ojo (16).
- 25 3. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 2, en donde, la unidad de control (24) está configurada además para determinar los valores de curvatura a partir de las imágenes (28) de OCT, representando los valores de curvatura la curvatura de la superficie de la córnea exterior (44) del ojo (16).
4. El aparato (14) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde la unidad de control (24) está configurada además para determinar, como datos de movimiento, una posición espacial resuelta en el tiempo de un punto de referencia (50) que es al menos uno de: el centro de un diseño geométrico (52; 52a; 52b) ajustado a la pupila (54) del ojo (16) y/o a un borde exterior del iris (56) del ojo (16); y el centro del diseño circular ajustado a las marcas de luz.
- 30 5. El aparato (14) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde la unidad de control (24) está configurada además para determinar, como datos de movimiento, una posición espacial resuelta en el tiempo de una característica de ojo que es una característica extendida del iris (56) del ojo (16) o de una estructura de vasos en la esclerótica del ojo (16).
- 35 6. El aparato (14) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en donde el sistema de cámaras (18) está configurado para capturar las imágenes de cámara (20, 22) resueltas en el tiempo con una tasa de formación de imagen de cámara y la unidad (26) de adquisición de imágenes de OCT está configurada para adquirir las imágenes de OCT resueltas en el tiempo con una tasa de formación de imagen de OCT, y en donde la tasa de formación de imagen de cámara es sustancialmente igual a la tasa de formación de imagen de OCT, o la tasa de formación de imagen de cámara es mayor que la tasa de formación de imagen de OCT.
- 40 7. El aparato (14) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en donde el sistema de cámaras (18) está configurado para capturar las imágenes de cámara (20, 22) resueltas en el tiempo con una tasa de formación de imagen de cámara y la unidad (26) de adquisición de imagen de OCT está configurada para adquirir las imágenes de OCT resueltas en el tiempo con una tasa de formación de imagen de OCT, y en donde la tasa de formación de imagen de cámara es sustancialmente igual a la tasa de formación de imagen de OCT, o la tasa de formación de imagen de cámara es inferior a la tasa de formación de imagen de OCT.
- 45 8. El aparato (14) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en donde el sistema de cámaras (18) comprende solamente una cámara individual.
- 50 9. Un método para tomografía de coherencia óptica, OCT, de un ojo (16) que comprende las operaciones de:

- capturar imágenes de cámara (20, 22) resueltas en el tiempo del ojo (16) utilizando un sistema de cámaras (18) de un aparato (14) para OCT del ojo (16),
- adquirir imágenes (28) de OCT resueltas en el tiempo del ojo utilizando una unidad (26) de adquisición de imágenes de OCT del aparato (14), en donde un eje de medición (30) de la unidad (26) de adquisición de imágenes de OCT y un eje de medición (32) del sistema de cámaras (18) están alineados a lo largo de un eje de medición común (34) del aparato (14) utilizando un divisor de haz (36),
- determinar, a partir de las imágenes de cámara (20, 22) resueltas en el tiempo, los datos de movimiento resueltos en el tiempo que representan un movimiento del ojo (16) con relación al eje de medición (34) utilizando una unidad de control (24) del aparato (14),
- transformar al menos una fracción de las imágenes (28) de OCT sobre la base de los datos de movimiento utilizando la unidad de control (24), y
- generar un tomograma del ojo (16) a partir de las imágenes (28) de OCT, utilizando la unidad de control (24),
caracterizado por:
 - iluminar la córnea (44) del ojo (16) utilizando una pluralidad de focos de luz (40) dispuestos en un diseño geométrico de focos de luz alrededor del eje de medición (34) de tal manera que las imágenes de cámara (20, 22) resueltas en el tiempo comprenden una pluralidad de marcas de luz (42) en un diseño circular de marcas de luz,
 - determinar, como datos de movimiento, un tamaño espacial resuelto en el tiempo de un diseño circular (46) ajustado a la pluralidad de marcas de luz (42) utilizando la unidad de control (24), y
 - asignar para cada tamaño espacial del diseño circular (46) ajustado a las marcas de luz (42) una traslación axial (z) correspondiente del ojo (16) con relación al aparato (14) utilizando la unidad de control (24).
- 10. El método según la reivindicación 9, que comprende además:
 - determinar valores de curvatura que representan la curvatura de la superficie (48) de la córnea exterior del ojo (16) utilizando una unidad de determinación de contorno de córnea.
- 11. El método según cualquiera de las reivindicaciones 9 a 10, que comprende además:
 - determinar a partir de los valores de curvatura de imágenes de OCT que representan la curvatura de la superficie (48) de la córnea (44) del ojo (16) utilizando la unidad de control (24).
- 12. El método según cualquiera de las reivindicaciones 9 a 11, que comprende además:
 - determinar, como datos de movimiento, una posición espacial resuelta en el tiempo de un punto de referencia (50) que es al menos uno de:
 - 30 el centro de un diseño geométrico (52, 52a, 52b) ajustado a la pupila (54) del ojo (16) y/o a un borde exterior del iris (56) del ojo (16); y
 - el centro del diseño circular ajustado a las marcas de luz utilizando la unidad de control.
- 13. El método según cualquiera de las reivindicaciones 9 a 12, que comprende además:
 - determinar, como datos de movimiento, una posición resuelta en el tiempo de una característica del ojo que es una característica extendida del iris (56) del ojo (16) o de una estructura de vasos en la esclerótica del ojo (16) utilizando la unidad de control (24).
- 14. El método según cualquiera de las reivindicaciones 9 a 13, que comprende además:
 - capturar las imágenes de cámara (20, 22) resueltas en el tiempo del ojo con una tasa de formación de imágenes de cámara y adquirir las imágenes (28) de OCT resueltas en el tiempo con una tasa de formación de imagen de OCT, en donde la tasa de formación de imagen de cámara es sustancialmente igual a la tasa de formación de imagen de OCT, o la tasa de formación de imagen de cámara es mayor que la tasa de formación de imagen de OCT.
- 15. El método según cualquiera de las reivindicaciones 9 a 13, que comprende además:
 - capturar las imágenes de cámara (20, 22) resueltas en el tiempo con una tasa de formación de imagen de cámara y adquirir las imágenes (28) de OCT resueltas en el tiempo con una tasa de formación de imagen de OCT, en donde la tasa de formación de imagen de cámara es sustancialmente igual a la tasa de formación de imagen de OCT, o la tasa de formación de imagen de cámara es menor que la tasa de formación de imagen de OCT.

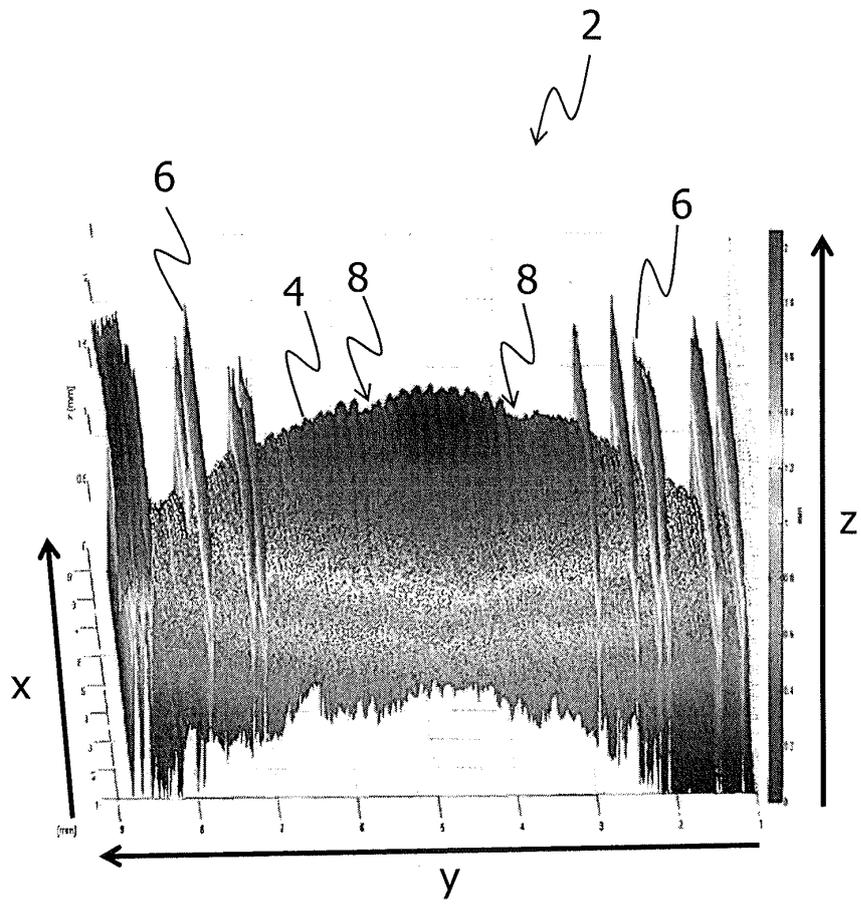


Fig. 1

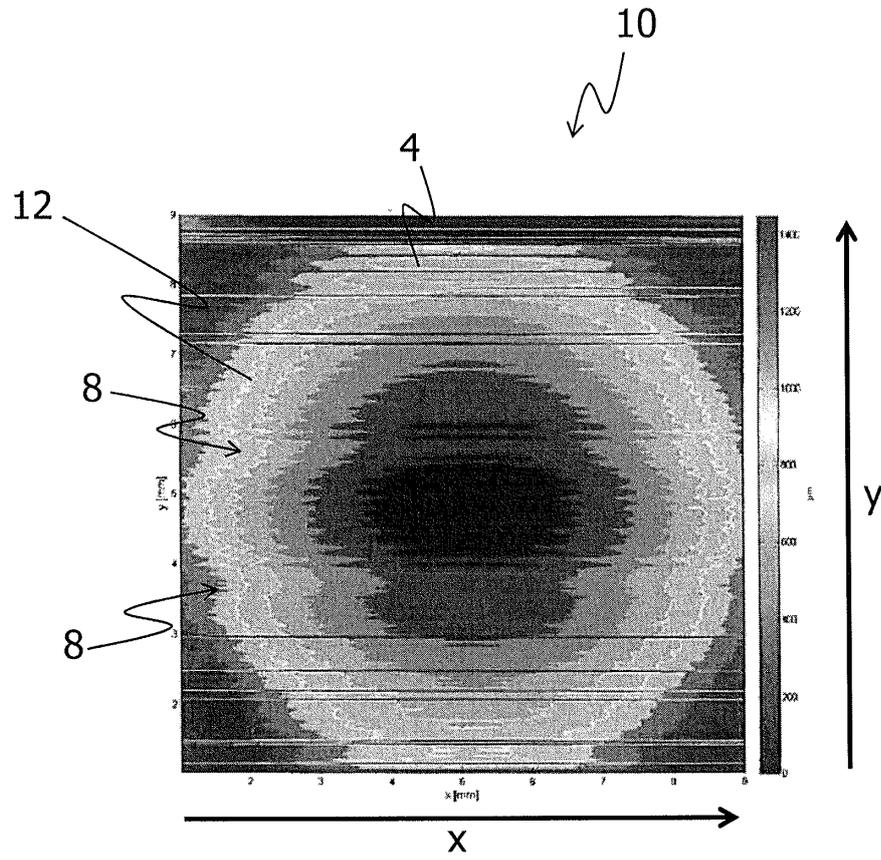


Fig. 2

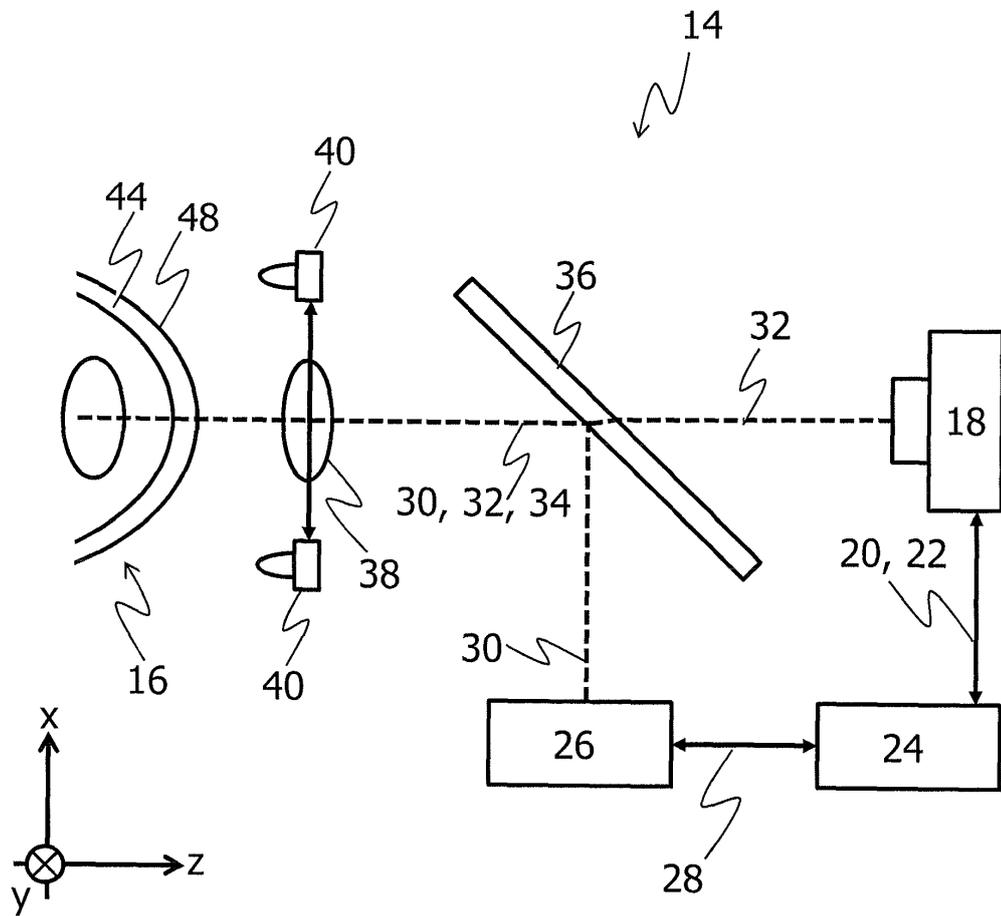


Fig. 3

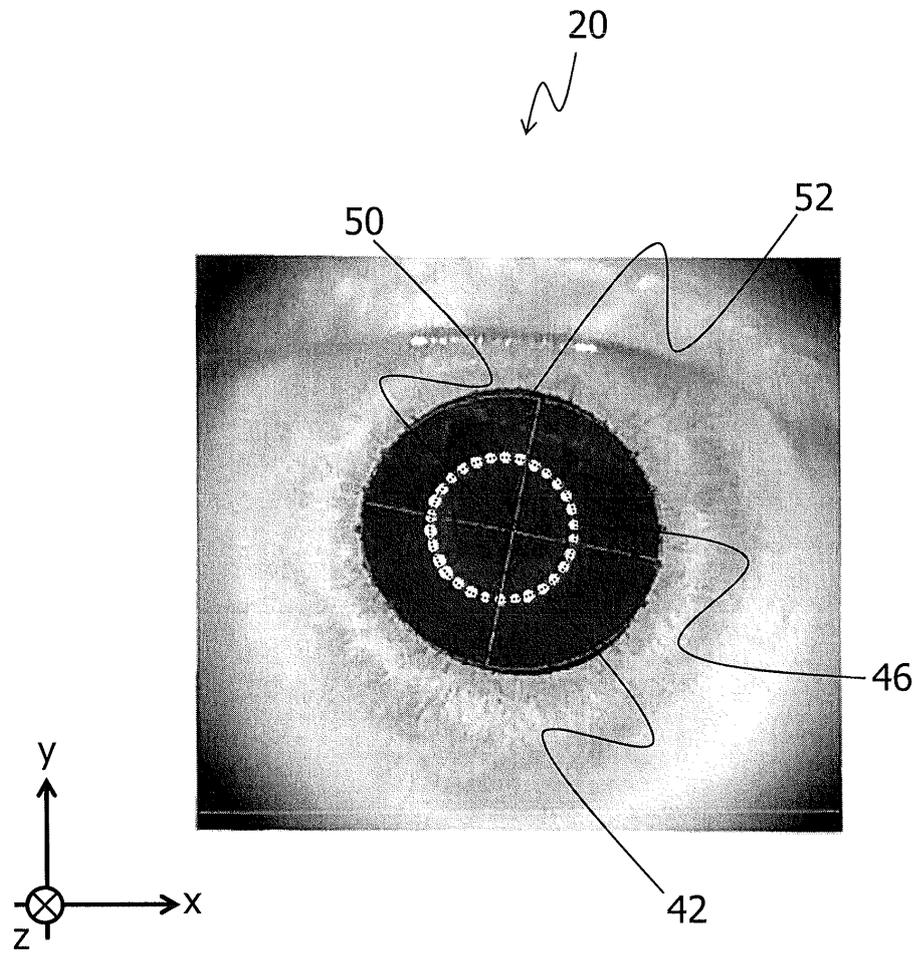


Fig. 4

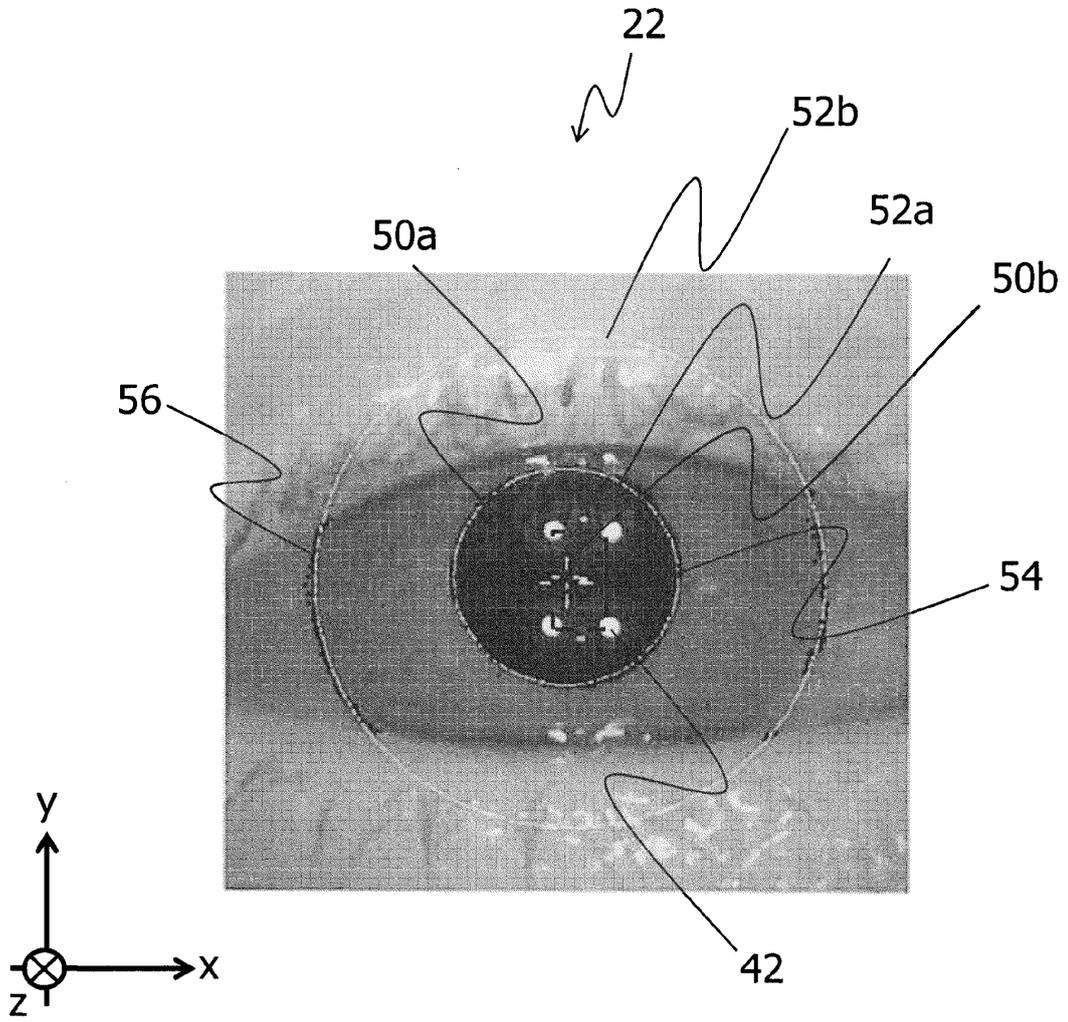


Fig. 5