

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 377 022**

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

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **05785748 .4**
- 96 Fecha de presentación: **30.08.2005**
- 97 Número de publicación de la solicitud: **1786313**
- 97 Fecha de publicación de la solicitud: **23.05.2007**

54 Título: **Medición rápida de frentes de ondas**

30 Prioridad:
01.09.2004 EP 04020783

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
21.03.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
21.03.2012

73 Titular/es:
**WAVELIGHT GMBH
AM WOLFSMANTEL 5
91058 ERLANGEN, DE**

72 Inventor/es:
**GORSCHBOTH, Claudia y
DONITZKY, Christof**

74 Agente/Representante:
Curell Aguilá, Mireia

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).

ES 2 377 022 T3

DESCRIPCIÓN

Medición rápida de frentes de ondas.

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere en general al registro de frentes de ondas para la detección de la aberración de un ojo, en particular, la detección dinámica rápida de frentes de ondas para determinar propiedades de la imagen no lineales de una lente para un ojo.

10

Objeto de la invención

En oftalmología, se conocen sistemas para la medición de la aberración de frente de ondas de un ojo. En la práctica se han establecido para la medición de frentes de ondas los denominados sensores Hartmann-Shack. En el caso de estos sensores, el frente de ondas que hay que medir es representado, por un grupo ordenador de microlentes, como matriz de puntos sobre un detector fotosensible. En caso de divergencias del frente de ondas detectado con respecto a un frente de ondas ideal, debidas a la aberración del ojo, lo puede calcular éste a partir de la matriz de puntos detectada. Para ello se dirige un haz de luz estrecho sobre el ojo que hay que comprobar y se representa la luz, después de su interacción con el ojo, sobre el sensor Hartmann-Shack.

15

20

En especial, en el campo de la cirugía refractiva se utilizan sistemas para la medición de aberraciones de frente de onda. Al mismo tiempo, es conocido utilizar sistemas los cuales miden la aberración de un ojo, cuando el ojo fija un estímulo que aparece a una distancia fija. Los sistemas nuevos permiten el cálculo de la aberración de un ojo mediante la detección de aberraciones en caso de fijación de un estímulo, que se percibe a distancias diferentes. El cálculo de la aberración tiene lugar sobre la base de las aberraciones detectadas para diferentes estímulos.

25

El documento DE-A-101 54 194 da a conocer el estado de la técnica más próximo.

Problema que se plantea la invención

El problema que se plantea la invención es proporcionar soluciones que hagan posible una medición mejorada y extensa de frentes de ondas, en general, para la determinación de la aberración de un ojo y, en especial, para la determinación de propiedades ópticas de lentes para un ojo.

30

35 Sumario de la invención

Para la resolución del problema planteado la presente invención proporciona un procedimiento, un dispositivo así como utilidades según las reivindicaciones independientes. En las reivindicaciones dependientes, están definidos perfeccionamientos ventajosos de soluciones según la invención.

40

Según la reivindicación 1, la presente invención proporciona un dispositivo para la medición de frentes de ondas de una lente para un ojo. Al mismo tiempo, se puede entender por una lente para un ojo, en especial, una lente de un ojo, una lente de contacto o una lente intraocular.

45

El dispositivo comprende una fuente de radiación para la emisión de radiación de medición, que debe dirigirse sobre la lente. Existe además un dispositivo sensor, para detectar frentes de ondas en radiación de medición que llega al dispositivo sensor, que resulta de la radiación de medición de la fuente de radiación después de la interacción con la lente.

50

El dispositivo sensor está realizado de tal manera que explora la radiación de medición incidente con una frecuencia de exploración en busca de frentes de ondas, la cual es por lo menos tan grande como la frecuencia con la cual aparecen las variaciones de frentes de ondas en la radiación de medición incidente.

55

Con ello se consigue, por ejemplo, que se pueda determinar correctamente, también en situaciones de visión dinámicas, la aberración de un ojo. Además, se pueden analizar de esta manera, con una extensión hasta ahora desconocida, procesos de acomodación de un ojo. Además se hace posible con ello, como se explica a continuación con mayor detalle, determinar la aberración cromática de una lente para un ojo.

60

La fuente de radiación está realizada de tal manera que emite una radiación de medición cuya longitud de onda varía con una frecuencia de emisión de radiación. Por ello, debe entenderse en especial que la longitud de onda de la radiación de medición emitida por la fuente de radiación varía después de una duración temporal predeterminada. La frecuencia de exploración del dispositivo sensor es por lo menos tan grande como la frecuencia de emisión de radiación.

65

El dispositivo puede comprender, además, un dispositivo de generación de estímulos, para generar un estímulo que pueda dar lugar a variaciones dinámicas de la lente. Ejemplos de variaciones dinámicas comprenden variaciones de

la lente debida a acomodaciones. Preferentemente la frecuencia de exploración es aquí por lo menos tan grande como la frecuencia de las variaciones a las que hay que dar lugar. P. ej. se puede elegir aquí una frecuencia de exploración que sea por lo menos tan grande como la frecuencia con la cual es variado el estímulo.

5 El dispositivo sensor comprende preferentemente un sensor óptico el cual puede ser, por ejemplo, un sensor CMOS.

El dispositivo sensor puede presentar una frecuencia de exploración de por lo menos 70 hertzios, 100 hertzios o mayor.

10 El dispositivo sensor puede presentar un dispositivo de amplificación para amplificar radiación de medición que incide sobre el dispositivo sensor, es decir radiación de medición de la fuente de radiación después de la interacción con la lente. El dispositivo de amplificación puede ser, por ejemplo, un intensificador de imagen.

15 El dispositivo de amplificación está dispuesto preferentemente de tal manera que la amplificación de la radiación de medición incidente tenga lugar antes de su detección con la frecuencia de exploración.

El dispositivo de amplificación está dispuesto, preferentemente, de tal manera que la amplificación de la radiación de medición incidente tiene lugar antes de su registro con la frecuencia de exploración.

20 El dispositivo sensor puede comprender una disposición de lentes la cual, por ejemplo, está concebida globalmente en función de una resolución deseada y/o una dinámica deseada del dispositivo sensor.

25 La fuente de radiación está realizada preferentemente de tal manera que su radiación de medición presenta una potencia de radiación máxima predeterminada, la cual está predeterminada para una lente. En especial cuando en el caso de la lente se trata del cristalino de un ojo se evitan, mediante esta forma de realización, influencias no deseadas debidas a la radiación de medición.

30 La fuente de radiación puede comprender, por lo menos, una fuente para radiación láser la cual emite, preferentemente, una longitud de onda predeterminada fija. Por ejemplo, dicha por lo menos una fuente de rayos láser puede ser un diodo láser i un diodo de superluminiscencia (SLD).

35 La fuente de radiación puede estar conectada, por el lado de la salida, con un dispositivo de conmutación que se hace funcionar con una frecuencia de conmutación. Esta forma de realización se prefiere en especial cuando se utiliza más de una fuente de rayos láser, con el fin de dirigir radiación láser de las diferentes fuentes de rayos láser, según la frecuencia de conmutación del dispositivo de conmutación, sobre la lente. En caso de utilización de únicamente una fuente de rayos láser se puede dirigir su radiación láser según la frecuencia de conmutación por ejemplo en instantes predeterminados, en intervalos de tiempo predeterminados, regulares o irregulares, sobre la lente.

40 El dispositivo de conmutación comprende preferentemente un acoplador de fibra.

45 Según una forma de realización la fuente de radiación está concebida para generar radiación de medición con una, dos o varias longitudes de onda en la banda comprendida entre 400 nm y 1000 nm. Gracias a ello es posible, por ejemplo, llevar a cabo mediciones de frentes de onda rápidas para diferentes longitudes de onda discretas, que se extienden a lo largo de la totalidad de la banda del visible hasta la banda infrarroja.

Como dispositivo de generación de estímulos está previsto preferentemente un optómetro de Badal.

50 La presente invención proporciona además un procedimiento para la medición de frentes de ondas de una lente para un ojo, que comprende las etapas de dirigir un rayo de medición sobre la lente y detectar frentes de onda de radiación de medición después de la interacción con la lente, teniendo lugar la detección de la radiación de medición después de la interacción con la lente con una frecuencia de exploración la cuales por lo menos tan grande como la frecuencia con la cual aparecen las variaciones de frentes de ondas en la radiación de medición detectada.

55 La presente invención proporciona además utilizations del dispositivo mencionado más arriba en una de sus formas de realización para medir variaciones de acomodación dinámicas del cristalino de un ojo, aberraciones cromáticas de un ojo o la dispersión de una lente de contacto o de una lente intraocular para un ojo o variación ópticas de la película lagrimal.

60 **Breve descripción de los dibujos**

En la descripción que viene a continuación se hace referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

65 la Fig. 1 es una representación esquemática de una forma de realización preferida del dispositivo según la invención para la medición de frentes de ondas en condiciones de visión dinámicas,

la Fig. 2 es una representación esquemática de una forma de realización preferida del dispositivo según la invención para registrar frentes de ondas para longitudes de onda diferentes para una condición de visión estática, y

la Fig. 3 es una representación esquemática de una forma de realización preferida para registrar frentes de ondas de una lente de contacto o de una lente intraocular para un ojo.

Descripción de las formas de realización preferidas

En las Figs. 1 a 3, se indican lentes L, espejos S, conductores de rayo ST y compensadores cilíndricos ZK con los signos de referencia mencionados sin otra diferenciación.

La forma de realización representada esquemáticamente en la Fig. 1 sirve para registrar frentes de onda del ojo 2 y en especial de una lente 4 del ojo 2. Esta forma de realización sirve en especial para la medición de frentes de onda bajo condiciones de visión dinámicas para el ojo 2 en forma de procesos de acomodación dinámicos.

Para dar lugar a acomodaciones dinámicas del ojo 2 o de la lente 4, se proporciona un estímulo que aparece a distancias diferentes. Para ello se suministra, a través de un dispositivo de generación de estímulos, designado en su totalidad mediante 6, en forma de un optómetro de Badal, una imagen de un objetivo o diana T que se puede percibir como estímulo. La imagen de la diana T es proporcionada al ojo a través de lentes L, un cilindro compensador ZK, espejos S y un conductor de rayo ST. Para hacer que el estímulo o la imagen de la diana T aparezca a distancias diferentes para el ojo, el dispositivo de generación de estímulos 6 comprende una disposición de espejos o prismas 10 que se puede mover en la dirección de la flecha 8.

Para la medición se utiliza radiación de medición 12, aquí en forma de radiación láser de un láser 14. El láser 14 puede ser, por ejemplo, un láser, un diodo láser o un diodo de superluminiscencia (SLD) y emitir radiación de medición 12, la cual presenta una longitud de onda desde la banda de la luz visible hasta la banda del infrarrojo.

La radiación de medición es suministrada mediante lentes L, un compensador cilíndrico ZK y espejos S al ojo. Esta disposición de componentes ópticos comprende una disposición de espejos o prismas 16, la cual se puede mover en la dirección de la flecha 18.

Los movimientos de la disposición 10 y 16 tiene lugar en general en dependencia una de la otra para, por un lado, hacer que la imagen de la diana T aparezca a diferentes distancias y, por el otro, tener en cuenta los efectos para la radiación de medición y/o el ojo que resultan de ello con vistas a la radiación de medición.

La radiación de medición 20, que resulta después de la interacción de la radiación de medición 12 con el ojo 2 (en especial interacciones debidas a la etapa a través de la lente 4 y reflexión en la retina 22 del ojo 2), es conducida mediante lentes L, espejos S y un compensador cilíndrico ZK y un diafragma 24 a un dispositivo sensor, designado globalmente mediante 26. El dispositivo sensor 26 sirve para detectar frentes de onda de la radiación de medición 20.

El dispositivo sensor 26 comprende una disposición de lentes 28, por ejemplo en forma de grupo ordenador de microlentes. La disposición de lentes 28 puede presentar, por ejemplo, lentes con un diámetro de 650 µm y una distancia focal de 30 mm.

Después de la disposición de lentes 28 está dispuesto un dispositivo de amplificación 30. El dispositivo de amplificación 30, por ejemplo en forma de un intensificador de imagen, amplifica la radiación de medición 20 después de la representación mediante la disposición de lentes 28 en zonas correspondientes del dispositivo de amplificación 30.

La utilización del dispositivo de amplificación 30 hace posible utilizar como radiación de medición 12 una radiación cuya potencia de radiación no supera valores límite máximos para el ojo 2. Esto conduce, en general, a una radiación de medición 12 con una potencia de radiación relativamente baja. Después de la interacción de la radiación de medición 12 con el ojo 2 resulta una radiación de medición 20 con una potencia de radiación aún más baja. Usualmente este problema se resuelve gracias a que, por un lado, se utilizan tiempos de exposición lo más largos posibles y, por el otro, sensores lo más fotosensibles posible. Tiempos de exposición prolongados impiden analizar procesos de visión dinámicos. Los sensores fotosensibles proporcionan únicamente frecuencias de captación pequeñas. El dispositivo de amplificación 30 hace posible, por el contrario, por un lado, no superar valores límite de potencia de radiación admisibles para el ojo 2 y, por el otro, utilizar sensores más rápidos para registrar frentes de onda, los cuales presentan una fotosensibilidad pequeña. El dispositivo de amplificación 30 sirve en especial para proporcionar a un sensor 32 radiación amplificada, resultante de la radiación de medición 20, de manera que se consiga una distancias señal-ruido suficiente para evaluaciones de la señal.

El sensor 32 es preferentemente un sensor CMOS con cadencias de imagen de 500 imágenes por segundo y superiores.

Está previsto en especial que el sensor 32 haga posible mediciones con una frecuencia de más de 100 hertzios. Para ello son especialmente adecuados los sensores CMOS debido a sus altas cadencias de imagen.

5 El sensor 32 emite señales correspondientes a la radiación de medición detectada, las cuales son conducidas a un dispositivo de evaluación 34. Como dispositivo de evaluación 34 se puede utilizar por ejemplo un procesador de señal digital.

10 Está previsto en especial que la disposición de lentes 28 y el sensor 32 representen un sensor Hartmann-Shack. Al mismo tiempo la disposición de lentes 28 forma una matriz de puntos sobre el sensor 32, que contiene informaciones acerca de frentes de ondas de la radiación de medición.

15 Para el control del dispositivo de la Fig. 1 está previsto un dispositivo de control 36. El dispositivo de control 36 puede comprender un ordenador personal, un microprocesador y similares. El dispositivo de control 36 controla en especial el funcionamiento de la totalidad del dispositivo de la Fig. 1, incluido el dispositivo de generación de estímulos 6 y el dispositivo sensor 26.

20 La representación esquemática de la Fig. 2 contiene una forma de realización la cual se diferencia de la forma de realización según la Fig. 1 en lo siguiente. Los componentes utilizados en ambas formas de realización se indican mediante los mismos signos de referencia.

La movilidad de las disposiciones de espejos o prismas 10 y 16 prevista en la forma de realización de la Fig. 2 se puede utilizar durante las mediciones que se explican a continuación, en especial también durante mediciones estáticas, para la compensación previa de ametropías.

25 La forma de realización de la Fig. 2 utiliza para la generación de radiación de medición 12 varias fuentes de radiación $14_1 - 14_n$ de longitudes de onda discretas diferentes. En la Fig. 2 se han representado a título de ejemplo cinco de estas fuentes de radiación 14. Las fuentes de radiación 14 pueden emitir, por ejemplo, en una banda de longitudes de onda a lo largo de la totalidad de la banda del visible hasta la banda del infrarrojo cercano. Las fuentes de radiación 14 pueden ser p. ej. láser, diodos láser y/o SLDs.

30 La radiación emitida por las fuentes de radiación 14 se transmite a un dispositivo de conmutación 38. La transmisión de radiación de las fuentes de radiación 14 al dispositivo de conmutación 38 puede tener lugar, por ejemplo, a través de conductores de fibra.

35 El dispositivo de conmutación 38, por ejemplo en forma de un llamado conmutador de fibra, se hace funcionar con una frecuencia de conmutación para emitir como radiación de medición 12 radiación de las fuentes de radiación 14 en instantes diferentes y/o a intervalos temporales diferentes y/o para duraciones temporales diferentes. La secuencia en la cual la radiación de las fuentes de radiación 14 se emite como radiación de medición 12 puede iniciarse, por ejemplo, con la menor (mayor) longitud de onda y avanzar hasta la mayor (menor) longitud de onda, para empezar entonces de nuevo con la menor (mayor) longitud de onda. También es posible que la secuencia en la cual se emite radiación de las fuentes de radiación 14 como radiación de medición 12 se lleve a cabo en una secuencia caótica discrecional.

45 Una posible utilización del dispositivo de la Fig. 2 es la detección de la aberración cromática del ojo 2 o de la lente 4. Para ello, se le puede proporcionar al ojo 2 por parte del dispositivo de generación de estímulos 6 un estímulo que se pueda percibir como en posición fija. Al mismo tiempo, se le suministran al ojo 2 radiaciones de las fuentes de radiación 14, a través del dispositivo de conmutación 38, como radiación de medición 12. El dispositivo de conmutación 38 se hace funcionar con una frecuencia de conmutación, la cual es suficientemente alta como para poder partir de un estado estático del ojo 2 y en especial de la lente 4. Aunque el dispositivo de generación de estímulos 6 suministre un estímulo que aparece en posición fija, el ojo está sometido también, en caso de fijación de un estímulo de este tipo, en una medida pequeña a variaciones dinámicas como, por ejemplo, movimientos microsacádicos. Para excluir la influencia de variaciones de este tipo, el dispositivo de conmutación 38 se hace funcionar con una frecuencia de conmutación correspondientemente alta. La frecuencia de conmutación puede ser, por ejemplo, de 100 hertzios.

50 La radiación de medición 20, después de la interacción con el ojo 2 o la lente 4, se suministra, como se ha descrito más arriba haciendo referencia a la Fig. 1, al dispositivo sensor 26. Aquí la radiación de medición 20 comprende radiaciones de longitudes de onda diferentes, o sea longitudes de onda de las fuentes de radiación 14. Para detectar en cada caso interacciones de la radiación de medición 12 para las diferentes longitudes de onda de las fuentes de radiación 14, se hace funcionar el dispositivo sensor 26 y en especial el sensor 32, durante la medición de frentes de ondas, con una frecuencia de exploración (correspondiente a la medición de un frente de ondas), la cual es por lo menos igual de grande que la frecuencia de conmutación del dispositivo de conmutación 38.

65 Sobre la base de la elección de la frecuencia de conmutación del dispositivo de conmutación 38 indican los frentes de ondas de la radiación 20, detectados por el dispositivo sensor 26, para las diferentes longitudes de onda la aberración cromática del ojo 2 o de la lente 4.

Si el dispositivo sensor 26 se hace funcionar con una frecuencia de exploración suficientemente alta, es posible utilizar el dispositivo de la Fig. 2 tanto para detectar las características del ojo 2 que dependen de la acomodación como también para mediciones de su aberración cromática. Para una utilización de este tipo está previsto hacer funcionar el dispositivo de generación de estímulos 6 de tal manera que, mediante estímulos que aparecen a intervalos diferentes, se pueda dar lugar a procesos de acomodación dinámicos. Para determinar al mismo tiempo también características del ojo 2 que dependen de las longitudes de onda, se hace funcionar el dispositivo de conmutación 38 con una frecuencia de conmutación de tal manera alta que para por lo menos un estado de acomodación, ventajosamente para varios o cada estado de acomodación, se pueda partir, con respecto a diferentes longitudes de onda, de un estado estático del ojo.

Para detectar entonces la información presente en la radiación de medición 20, hay que hacer funcionar el dispositivo sensor 26 y en especial el sensor 32 con una frecuencia de exploración la cual corresponde a un múltiplo entero del producto de las frecuencias, con las cuales se hacen funcionar el dispositivo de generación de estímulos 6 y el dispositivo de conmutación 38.

La forma de realización representada esquemáticamente en la Fig. 3 se utiliza para la medición de la dispersión de una lente para un ojo. La lente 4 puede ser, por ejemplo, una lente de contacto o una lente intraocular. De forma comparable a la forma de realización de la Fig. 2, la forma de realización de la Fig. 3 comprende fuentes de radiación $14_1 - 14_n$, las cuales emiten radiación de longitudes de onda diferentes. Las afirmaciones hechas en este contexto, haciendo referencia a la Fig. 2, son aquí correspondientemente válidas. Esto es válido también para el dispositivo de conmutación 38 que recibe radiación de las fuentes de radiación 14. La radiación de medición 12 emitida por el dispositivo de conmutación 38 es suministrada, directamente o a través de ópticas dispuestas entre el dispositivo de conmutación 38 y la lente 4, que en la Fig. 3 presentan únicamente como aclaración una lentes de salida L y una lente L_5 para el ensanchamiento del rayo, a la lente 4. La radiación de medición 20, que resulta de la interacción de la radiación de medición 12 con la lente 4, es suministrada a un dispositivo sensor 26 a través de ópticas que comprenden, por ejemplo, lentes L, y un condensador cilíndrico ZK (en especial para condensación previa), así como un diafragma BI con lente L conectada posteriormente.

El dispositivo sensor 26 es esencialmente comparable con los dispositivos sensores 26 de las Figs. 1 y 2. Esto es válido en especial para las tasas de exploración con las cuales se hace funcionar el dispositivo sensor 26.

Con la forma de realización de la Fig. 3 es posible determinar la dispersión, es decir la refracción dependiente de la longitud de onda de la luz, a través de la lente 4. También en el caso de lentes de contacto y de lentes intraoculares se hace funcionar el dispositivo sensor 26 con una frecuencia de exploración alta como se ha explicado más arriba, lo que tiene la ventaja de que la comprobación de las propiedades que depende de la longitud de onda de lentes del ojo, por ejemplo en el marco de la fabricación industrial de lentes de contacto, se puede llevar a cabo de forma especialmente rápida. Con el dispositivo de la Fig. 3 es además posible mejorar el control de calidad.

En la descripción anterior de la forma de realización de las Figs. 1 y 2 se parte de que en el caso de la lente 4 del ojo 2 se trata de su propio cristalino. Sin embargo, es también posible utilizar las formas de realización de las Figs. 1 y 2 para la medición en un ojo, el cual presenta además una lente de contacto o en el cual está implantada una lente intraocular. Es también posible utilizar el dispositivo de las Figs. 1 y 2 para la medición en un ojo, el cual sea sometido a un tratamiento de cirugía refractiva.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para la medición de frentes de ondas, que son generados por una lente para un ojo, que comprende:

- 5 - una fuente de radiación (14) para la emisión de radiación de medición (12), que debe dirigirse sobre la lente (4), y
- un dispositivo sensor (26) para detectar frentes de ondas de radiación de medición (20) incidente después de la interacción con la lente (4),
- 10 - detectando el dispositivo sensor (26) la radiación de medición (20) incidente con una frecuencia de exploración la cual es por lo menos tan grande como la frecuencia con la cual las variaciones del frente de ondas aparecen en la radiación de medición (20) incidente, y
- 15 - emitiendo la fuente de radiación (14) una radiación de medición (12) con una frecuencia de emisión de radiación y una longitud de onda que varía, de tal manera que la frecuencia de exploración es por lo menos tan grande como la frecuencia de emisión de radiación.

2. Dispositivo según la reivindicación 1, que comprende

- 20 - un dispositivo de generación de estímulos (6) para la generación de un estímulo que de lugar a variaciones dinámicas de la lente, siendo la frecuencia de exploración por lo menos tan grande como la frecuencia de las variaciones a las que hay que dar lugar, y/o
- 25 - un optómetro de Badal a modo de dispositivo de generación de estímulos (6) para la generación de un estímulo que de lugar a variaciones dinámicas de la lente, siendo la frecuencia de exploración por lo menos tan grande como la frecuencia de las variaciones a las que hay que dar lugar.

3. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que

- 30 - el dispositivo sensor (26) comprende un sensor (32) óptico, y/o
- el dispositivo sensor (26) comprende un sensor CMOS a modo de sensor (32) óptico, y/o
- el dispositivo sensor (26) presenta una frecuencia de exploración de por lo menos 70 hertzios y/o
- 35 - el dispositivo sensor (26) comprende un dispositivo de amplificación (30) para la amplificación de la radiación de medición (20) incidente, y/o
- el dispositivo sensor (26) comprende un intensificador de imagen a modo de dispositivo de amplificación (30) para la amplificación de la radiación de medición (20) incidente, y/o
- 40 - el dispositivo sensor (26) comprende un dispositivo de amplificación (30) para la amplificación de la radiación de medición (20) incidente, estando el dispositivo de amplificación (30) dispuesto para la amplificación de la radiación de medición (20) incidente, antes de su detección con la tasa de exploración, y/o
- 45 - el dispositivo sensor (26) comprende una disposición de lentes (28), y/o
- la disposición de lentes (28) está concebida en función de una resolución deseada y/o de una dinámica deseada del dispositivo sensor (26), y/o
- 50 - la fuente de radiación (14) está concebida para la emisión de la radiación de medición (12) con una potencia de radiación máxima predeterminada para la lente (4) y/o el ojo (2), y/o
- la fuente de radiación (14) es por lo menos una fuente de rayos láser, por ejemplo, un láser, un diodo láser y/o un diodo de superliminiscencia, y/o
- 55 - la fuente de radiación (14) para la emisión de radiación de medición está concebida con por lo menos una longitud de onda en el intervalo comprendido entre 400 nm y 1000 nm.

60 4. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que

- la fuente de radiación (14) está conectada, por el lado de la salida, con un dispositivo de conmutación (38), que presenta una frecuencia de conmutación, siendo la frecuencia de exploración por lo menos tan grande como la frecuencia de conmutación y/o
- 65 - la fuente de radiación (14) está conectada, por el lado de la salida, con un conmutador de fibra y/o con un

acoplador de fibra a modo de dispositivo de conmutación (38), que presenta una frecuencia de conmutación, siendo la frecuencia de exploración por lo menos tan grande como la frecuencia de conmutación

5 5. Procedimiento para la medición de frentes de ondas, que son generados por una lente para un ojo, que comprende las etapas siguientes:

- emitir radiación de medición sobre la lente, y
- 10 - detectar frentes de ondas de radiación de medición después de la interacción con la lente,
- teniendo lugar la detección de la radiación de medición después de interacciones con la lente con una frecuencia de exploración la cual es por lo menos tan grande como la frecuencia, con la cual aparecen variaciones de frentes de ondas en la radiación de medición después de la interacción con la lente, y
- 15 - la radiación de medición está sincronizada con una frecuencia de 100 hertzios o más, y
- se genera una radiación de medición con longitudes de ondas que varían con una frecuencia de emisión de radiación y se emite sobre la lente, y
- 20 - la exploración durante la detección de los frentes de onda de radiación de medición tiene lugar con una frecuencia de exploración, que es por lo menos tan grande como la frecuencia de emisión de radiación.

6. Procedimiento según la reivindicación 5, en el que

- 25 - se genera un estímulo, para dar lugar a variaciones dinámicas de la lente, y
- la detección de los frentes de ondas se lleva a cabo con una frecuencia de exploración, la cual es por lo menos tan grande como la frecuencia de las variaciones a las que hay que dar lugar.

30 7. Procedimiento según una de las reivindicaciones 5 a 6, en el que

- la detección de frentes de ondas tiene lugar con una frecuencia de exploración de por lo menos 70 hertzios, y/o
- 35 - la radiación de medición es amplificada después de la interacción con la lente, y/o
- la radiación de medición es reforzada después de la interacción con la lente, teniendo lugar la amplificación antes de la detección con la tasa de exploración, y/o
- 40 - para la detección de frentes de ondas se representa la radiación de medición, después de la interacción con la lente, mediante una disposición de lentes, y/o
- se genera una radiación de medición, que presenta una potencia de radiación máxima predeterminada para la lente y/o el ojo, y/o
- 45 - para la generación de la radiación de medición se utiliza por lo menos una radiación láser o un diodo de superluminiscencia de una longitud de onda predeterminada, y/o
- se genera una radiación de medición con por lo menos una longitud de onda en el intervalo comprendido entre 400 nm y 1000 nm.

50 8. Procedimiento según una de las reivindicaciones 5 a 7, en el que

- para la generación de la radiación de medición se utilizan por lo menos dos radiaciones láser o por lo menos dos diodos de superluminiscencia, los cuales son dirigidos según una frecuencia de conmutación sobre la lente, y
- 55 - para la detección de los frentes de ondas se utiliza una frecuencia de exploración que es por lo menos tan grande como la frecuencia de conmutación.

60 9. Utilización del dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 4 para la medición de las variaciones de acomodación dinámicas de la lente de un ojo.

10. Utilización del dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 4 para la medición de las aberraciones cromáticas de un ojo.

65 11. Utilización del dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 4 para la medición de la dispersión de una lente de contacto o de una lente intraocular para un ojo.

12. Utilización del dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 4 para la medición de las influencias ópticas en caso de movimientos de una lente de contacto o lente intraocular con respecto al resto de un ojo provisto de ellas.
- 5 13. Utilización del dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 4 para la medición de influencias ópticas de variaciones de la película lagrimal.
14. Utilización del dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 4 para la detección y/o corrección de aberraciones de una lente intraocular de un ojo.

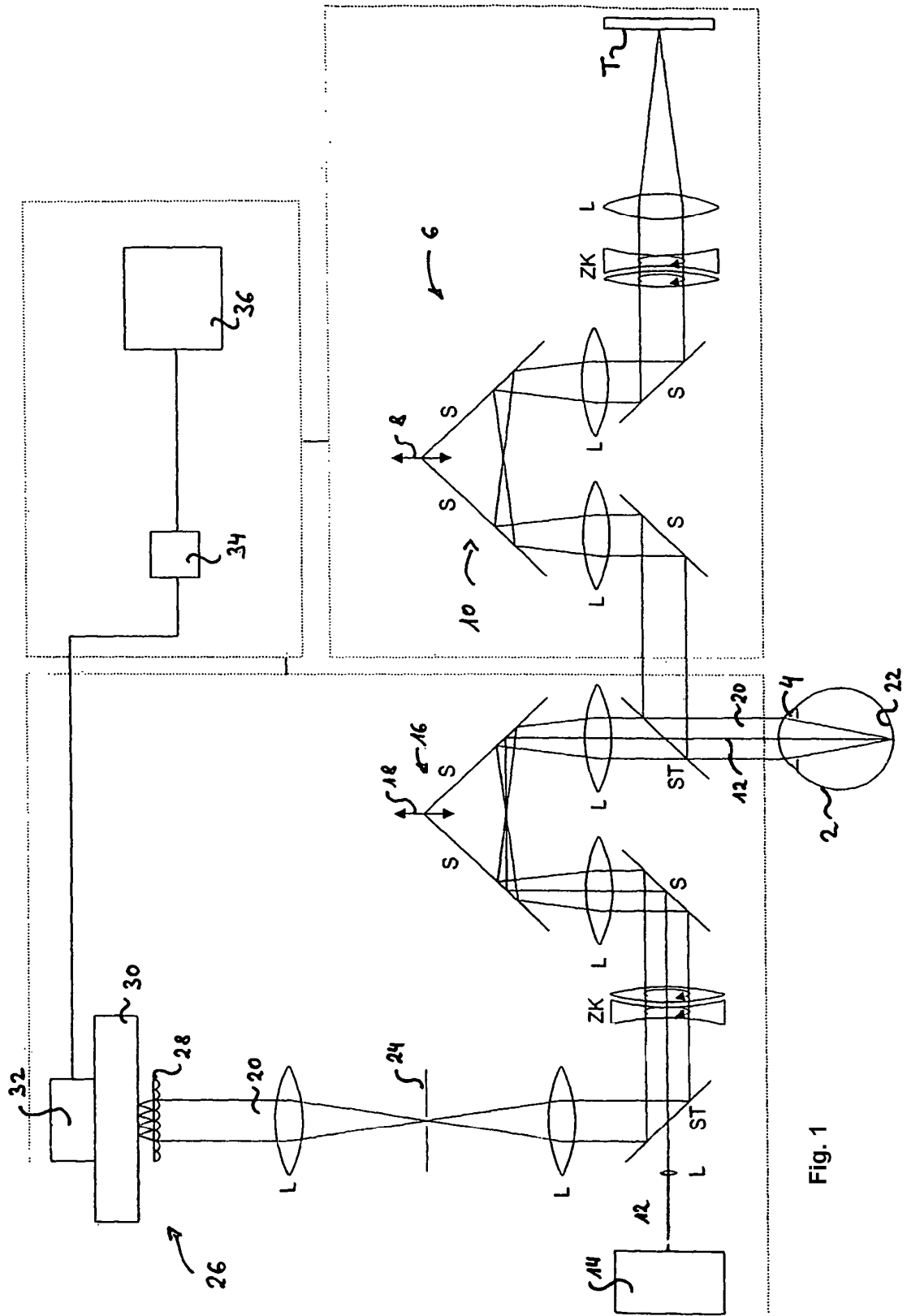


Fig. 1

