

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 712 633**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16 (2006.01)

G02C 7/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **02.04.2012** **PCT/JP2012/059018**

87 Fecha y número de publicación internacional: **11.10.2012** **WO12137748**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.04.2012** **E 12767366 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.11.2018** **EP 2695585**

54 Título: **Procedimiento de diseño de lente intraocular y lente intraocular**

30 Prioridad:

05.04.2011 JP 2011083766

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

14.05.2019

73 Titular/es:

KOWA COMPANY, LTD. (100.0%)

3-6-29 Nishiki Naka-ku

Nagoya-shi, Aichi 460-8625, JP

72 Inventor/es:

SUZUKI, TAKAYOSHI y

ISHIKAWA, HARUO

74 Agente/Representante:

DURAN-CORRETJER, S.L.P

ES 2 712 633 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 de diseño de lente intraocular y lente intraocular

5 Sector técnico

La presente invención se refiere a un procedimiento de diseño de lente intraocular para insertar una lente intraocular en el globo ocular de un paciente y a una lente intraocular diseñada utilizando el procedimiento de diseño.

10 Antecedentes de la técnica

De manera convencional, se ha realizado un tratamiento, en el que se forma una incisión en el tejido ocular tal como la córnea (esclerótica) y una porción de la cápsula anterior del globo ocular, se extrae y retira un cristalino intracapsular a través de la incisión y, a continuación, se inserta en el ojo una lente intraocular que reemplaza al cristalino a través de la incisión para disponerse en la cápsula anterior.

La lente intraocular que tiene una potencia que concuerda con una escala de dioptrías de un paciente se inserta en el globo ocular del paciente mediante cirugía. Si la escala de dioptrías del paciente no concuerda con la potencia de la lente intraocular insertada, la visión del paciente puede no recuperarse suficientemente ni siquiera después de la cirugía, por tanto, es necesario disponer las lentes intraoculares que tienen estándares con diferentes potencias (distancia focal) entre +30D y +6D, por ejemplo, y seleccionar la más apropiada. Además, con respecto a las lentes intraoculares dispuestas de todos los estándares, se requiere establecer la aberración del globo ocular completo después de la inserción de la lente intraocular a un valor deseado.

25 En este caso, se cumple la siguiente relación entre la aberración del globo ocular completo, la aberración de la córnea y la porción de cámara anterior, y la aberración del cristalino y la porción de cámara posterior.

Aberración de cristalino y porción de cámara posterior = Aberración de globo ocular completo - Aberración de córnea y porción de cámara anterior (1)

30 Además, en un globo ocular, cuando se retira el cristalino, y se inserta a continuación la lente intraocular en lugar del cristalino en el globo ocular, de manera similar, se cumple la siguiente relación entre la aberración del globo ocular completo, la aberración de la córnea y la porción de cámara anterior, y la aberración de la lente intraocular.

35 Aberración de lente intraocular = Aberración de globo ocular completo - Aberración de córnea y porción de cámara anterior (2)

Al diseñar la lente intraocular, se determina un valor objetivo de la aberración de la lente intraocular en base a la fórmula (2) y se determina una forma de la lente intraocular para que sea la aberración determinada (además, la aberración en la fórmula anterior representa una aberración de frente de onda expresada por los polinomios de Zernike). Sin embargo, en la técnica relacionada, con respecto a la aberración en cada término de la fórmula (2), se ha utilizado un valor numérico de un caso en el que entra luz paralela en cada elemento. Mientras tanto, en un entorno de utilización real, la luz convergente debida a la córnea y la porción de cámara anterior entra en la lente intraocular. Por consiguiente, cuando la aberración en el globo ocular completo de un paciente se mide después de que la lente intraocular diseñada por el procedimiento de la técnica relacionada se haya insertado en el globo ocular, ha habido un caso en el que el valor de la aberración se ha desviado de un valor establecido.

Lista de referencias

50 Bibliografía de patentes

Documento de patente 1: documento JP 4536907 B1
Documento de patente 2: documento JP 2004-524072 W
Documento de patente 3: documento JP 2004-528897 W

55 Se da a conocer la técnica anterior adicional en el documento WO2007/12842381, que da a conocer una lente intraocular y un procedimiento para la mejora de lentes de este tipo en el sector de la oftalmología, que comprende modificaciones de la forma de la superficie que difieren de geometrías esféricas perfectas.

60 El documento US2009/0281552 A1 se refiere a un aparato de selección de lente intraocular y a un procedimiento de selección de lente intraocular para seleccionar una lente intraocular que va a implantarse en un ojo de un examinado.

65 El documento WO2006/088440 A1 se refiere a lentes intraoculares esféricas individuales para su utilización en un sistema ocular pseudofáquico o fáquico que proporcionan control especializado de aberración esférica.

El documento WO01/89424A1 se refiere a procedimientos para diseñar lentes oftálmicas que proporcionan al ojo aberraciones reducidas, así como lentes capaces de proporcionar mejoras visuales de este tipo.

- 5 La publicación internacional WO02/051338A1 da a conocer procedimientos para diseñar y seleccionar lentes oftálmicas que proporcionan al ojo aberraciones reducidas así como lentes que proporcionan mejoras visuales de este tipo.

Características de la invención

10 Problema técnico

- La presente invención se ha realizado en vista de los problemas anteriores en la técnica relacionada. Un objetivo de la presente invención es proporcionar una técnica capaz de simplificar un trabajo de diseño en el diseño de una lente intraocular y capaz de adaptar la aberración del globo ocular completo a un valor objetivo con una mayor precisión en el momento de insertar la lente intraocular diseñada en el globo ocular de un paciente.

Solución al problema

- 20 La ventaja preferente de la presente invención es utilizar un valor de un caso en el que luz convergente predeterminada entra como una aberración de una lente intraocular en el momento de obtener un valor objetivo de una aberración de una lente intraocular a partir de una aberración en la córnea y la porción de cámara anterior y un valor establecido de una aberración del globo ocular completo y determinar una forma de la lente intraocular de modo que la aberración de la lente intraocular coincide con el valor objetivo.

- 25 Es decir, la presente invención se refiere a un procedimiento de diseño de lente intraocular que incluye obtener un valor objetivo de una aberración de una lente intraocular a partir de una aberración de córnea y porción de cámara anterior y un valor establecido de una aberración del globo ocular completo y determinar una forma de la lente intraocular de modo que al menos la aberración de la lente intraocular coincide con el valor objetivo. En el presente documento, la aberración de la lente intraocular es una aberración de la lente intraocular en un caso en el que luz convergente predeterminada entra en la lente intraocular.

- Según este procedimiento, debido a que la forma de la lente intraocular puede determinarse en base a un valor de la aberración de la lente intraocular en el estado de utilización real, es posible hacer coincidir la aberración del globo ocular completo con el valor establecido con una gran precisión cuando la lente intraocular se inserta realmente en el globo ocular. Como resultado, es posible recuperar la calidad visual de un paciente de forma más fiable y según lo programado mediante una cirugía de inserción de la lente intraocular en el globo ocular.

- En la presente invención, además, la luz convergente predeterminada puede ser luz convergente obtenida por una convergencia de luz paralela a través de la córnea y la porción de cámara anterior. Según este procedimiento, es posible determinar la forma de la lente intraocular con una mayor precisión en base al valor de la aberración en el estado de utilización real.

- En la presente invención, además, la lente intraocular puede formar un grupo de lentes intraoculares compuesto por una serie de lentes intraoculares que tienen diferentes potencias y, con respecto a cada lente intraocular del grupo de lentes intraoculares, la forma de cada lente intraocular puede determinarse de modo que la aberración de la lente intraocular coincida con el valor objetivo.

- En el presente documento, tal como se describió anteriormente, puede requerirse que la lente intraocular se diseñe y fabrique como un grupo de lentes, en el que se disponen una serie de las lentes intraoculares que tienen diferentes potencias (distancia de punto focal) entre +30D y +6D, para seleccionar la potencia dependiendo de una escala de dioptrías de un paciente. Por tanto, según la presente invención, es posible insertar la lente intraocular que tiene una aberración constante aunque la escala de dioptrías del paciente tenga cualquier valor determinando la forma de la lente intraocular de modo que la aberración de la lente intraocular coincida con el valor objetivo con respecto a cada lente intraocular del grupo de lentes intraoculares. Como resultado, es posible reducir la variación de la calidad visual del paciente después de la cirugía y uniformizar la calidad de la cirugía.

- En la presente invención, además, la luz convergente que converge a través de la córnea y la porción de cámara anterior puede enfocarse en un punto apartado 30,2 mm de una cara posterior de la córnea. En el presente documento, en un dispositivo de inspección oftálmica general, el diámetro (ϕ) de un flujo luminoso que se permite que entre en la córnea es, en general, de 6 mm, la potencia de la córnea en el ojo de un ser humano promedio es de 43D, y una aberración esférica de la córnea es de aproximadamente +0,28 μm . En esta condición, se entiende que la luz convergente que converge a través de la córnea y la porción de cámara anterior se enfoca en un punto apartado 30,2 mm de un extremo posterior de la córnea. Por tanto, según la presente invención, es posible diseñar con eficacia la lente intraocular adoptiva para el ojo del ser humano promedio.

Además, la presente invención puede ser una lente intraocular diseñada utilizando el procedimiento de diseño de la

lente intraocular descrita anteriormente. Además, la presente invención puede ser un grupo de lentes intraoculares diseñado utilizando el procedimiento de diseño de la lente intraocular descrita anteriormente.

Además, las soluciones descritas anteriormente a los problemas de la presente invención pueden utilizarse en combinación entre sí tanto como sea posible.

Efectos ventajosos de la invención

Según la presente invención, puede simplificarse un trabajo de diseño en el diseño de una lente intraocular y la aberración en el globo ocular completo también puede adaptarse a un valor objetivo con una mayor precisión en el momento de insertar la lente intraocular diseñada en el globo ocular de un paciente.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es un diagrama que ilustra una configuración esquemática de una lente intraocular según una realización de la presente invención.
La figura 2 es un diagrama que ilustra una configuración esquemática en el interior de un globo ocular de un ser humano.
La figura 3 es un diagrama de flujo que ilustra una rutina de diseño de la lente intraocular según la realización de la presente invención.
La figura 4 es un diagrama que explica un procedimiento de inspección de la lente intraocular según la realización de la presente invención.
La figura 5 es un diagrama que explica una relación de dimensión detallada de un seudoglobo ocular según la realización de la presente invención.
La figura 6 es un diagrama que ilustra otro ejemplo de un seudoglobo ocular según la realización de la presente invención.

Descripción de las realizaciones

A continuación se describirá una realización de la presente invención con referencia a los dibujos adjuntos.

<Primera realización>

La figura 1 es un diagrama que ilustra una configuración esquemática de una lente intraocular -1- que es una lente intraocular de tipo de tres piezas, como un ejemplo al que se aplica la presente invención. La figura 1(a) es una vista en planta y, más específicamente, es un diagrama visto desde un lado delantero de un eje óptico. La figura 1(b) es una vista lateral y, más específicamente, un diagrama visto desde una dirección vertical al eje óptico. La lente intraocular -1- está formada por un cuerpo -1a- de la lente que tiene una potencia refractiva predeterminada y dos unidades de soporte en forma de gancho -1b- y -1b- que se proporcionan en el cuerpo -1a- de la lente para sostener el cuerpo -1a- de la lente en el interior del globo ocular. El cuerpo -1a- de la lente está formado por un material de resina flexible. Además, el cuerpo -1a- de la lente de la presente realización es una lente esférica que tiene una forma esférica para mantener la aberración baja con una única lente. Obviamente, la presente invención puede aplicarse a diversas lentes oftálmicas, incluyendo lentes intraoculares de una pieza en las que la unidad de soporte y una unidad de lente se configuran de manera solidaria con el mismo material, independientemente de la lente esférica y la lente esférica.

En el caso de realizar un diseño de esta lente intraocular -1-, hay un procedimiento de realizar una simulación óptica introduciendo todos los parámetros ópticos de un tejido de globo ocular incluyendo la córnea, la porción de cámara anterior y la lente intraocular -1-, pero recientemente, se realiza un procedimiento de diseñar con eficacia utilizando valores de potencia y aberración de la córnea y la porción de cámara anterior y un valor objetivo de la aberración de la lente intraocular -1-.

La figura 2 ilustra un diagrama esquemático de una configuración de un globo ocular -8- que incluye la lente intraocular -1-. En la figura 2, la lente intraocular -1- se inserta en el globo ocular -8- en lugar de un cristalino original -7-. Como entorno de utilización de la lente intraocular -1-, puede aproximarse como si la lente estuviera colocada en el agua. A continuación, la luz que converge a través de una córnea -2-, una porción de cámara anterior -3- y la lente intraocular -1- converge en una retina -4-. Además, la aberración ocurre cuando la luz pasa a través de cada tejido del globo ocular -8-, pero entre una aberración AbL de la lente intraocular -1- en agua, una aberración AbE del globo ocular completo -8- y una aberración AbC de la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3-, se cumple la siguiente relación.

$$AbL = AbE - AbC \dots (3)$$

En el presente documento, AbE representa un valor de aberración del globo ocular completo -8- después de una inserción de la lente intraocular -1-. Un diseñador de la lente intraocular -1- establece inicialmente la aberración AbE del globo ocular completo -8- en conformidad con un paciente y determina el valor objetivo de la aberración de la

lente intraocular -1- en base a la fórmula (3).

Por ejemplo, cuando se pretende cancelar la aberración de otras partes insertando la lente intraocular -1- en el globo ocular -8- del paciente, el diseñador establece el valor objetivo de la aberración de la lente intraocular -1- de modo que la aberración AbE de globo ocular completo -8- se vuelve cero. Además, la aberración AbC de la córnea es una aberración que se genera por un efecto de la lente debido a la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3-. El valor AbC puede obtenerse midiendo realmente la forma de córnea -2-. Por ejemplo, un valor representativo de la aberración AbC de la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3- es de +0,28 μm . En este caso, por ejemplo, el valor objetivo de la aberración AbL de la lente intraocular -1- llega hasta -0,28 μm de modo que la aberración AbE del globo ocular completo -8- se vuelve 0 μm . Además, por ejemplo, el valor objetivo de la aberración AbL de la lente intraocular -1- llega hasta -0,04 μm de modo que se deja intencionadamente que la aberración AbE del globo ocular completo -8- se vuelva +0,24 μm .

En un trabajo de diseño de la lente intraocular -1- real, la forma de la lente intraocular -1- se determina con una corrección de una forma virtual de la lente intraocular -1- mediante ensayo y error hasta que se obtiene la aberración AbL determinada anteriormente de la lente intraocular -1-. A continuación, al inspeccionar la aberración de la lente intraocular -1- después de la fabricación, el diseñador fija la lente intraocular -1- que tiene la forma determinada por el procedimiento descrito anteriormente en el agua y coloca un sistema óptico correspondiente a la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3- delante de la lente intraocular -1- para medir la aberración en un punto de convergencia permitiendo que luz paralela procedente del infinito entre en el sistema óptico correspondiente a la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3-. A continuación, el diseñador inspecciona si la diferencia entre la aberración medida y el valor objetivo de la AbL se encuentra dentro de un valor de referencia.

Sin embargo, en la técnica relacionada, cuando la forma de la lente intraocular -1- se determina mediante ensayo y error, la simulación se realiza de tal modo que la aberración se calcula suponiendo que la luz paralela entra en la lente intraocular -1- y hace que la aberración calculada coincida con el valor objetivo de la AbL. En cambio, en el tejido en el interior del globo ocular -8- real, la luz que entra en la lente intraocular -1- no es la luz paralela sino luz convergente refractada por la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3-. Por tanto, en el procedimiento de la técnica relacionada, cuando la lente intraocular -1- diseñada se inserta en el globo ocular -8- del paciente, había un caso desfavorable en el que la aberración AbE del globo ocular completo -8- no alcanzaba un valor establecido.

Por otro lado, en la presente realización, un proceso para determinar la forma de la lente intraocular -1- mediante ensayo y error es simular suponiendo que la luz convergente refractada por la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3- entra en la lente intraocular -1-. Por tanto, es posible simular en una condición más cercana al interior del globo ocular -8- real y determinar la forma de la lente intraocular -1-, de modo que la aberración AbE del globo ocular completo -8- coincide con el valor establecido con una mayor precisión.

La figura 3 ilustra un diagrama de flujo de una rutina de diseño de lente intraocular según la presente realización. Cuando se ejecuta la presente rutina, en primer lugar, en -S101-, se establece una aberración de un fondo de ojo (aberración AbE del globo ocular completo -8-) en el ojo en el que se inserta la lente intraocular -1- conforme al paciente. Específicamente, el valor de AbE difiere dependiendo de la situación ocular del paciente, pero puede establecerse en 0 μm de modo que se cancele completamente la aberración, por ejemplo, y hay casos en los que la aberración se deja intencionadamente. Cuando la aberración AbE del globo ocular completo -8- se establece en 0 μm , se dan las desventajas de que la profundidad del foco es pequeña, el foco se desvía fácilmente, y el impacto de la excentricidad de la lente intraocular -1- en una cirugía de inserción tiende a ser grande. Por consiguiente, puede ser preferente dejar la aberración en alguna medida, por ejemplo, aproximadamente de 0,1 a 0,3 μm para aumentar la profundidad del foco y reforzar la excentricidad. Cuando se ha completado el proceso de -S101-, el proceso pasa a -S102-.

En -S102-, se obtiene un valor objetivo AbL0 de la aberración de la lente intraocular -1- a partir de la diferencia entre el valor establecido AbE de la aberración del globo ocular completo -8- y la aberración AbC de la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3- en base a la fórmula (3). En el presente documento, la aberración AbC de la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3- se obtiene midiendo realmente la forma de la córnea -2-. Cuando el proceso de -S102- se ha completado, el proceso pasa a la simulación de -S103- y las etapas posteriores.

En -S103-, se determina una forma temporal de la lente intraocular -1-. Es decir, se determina una primera forma para determinar la forma de la lente intraocular -1- mediante ensayo y error. Cuando el proceso de -S103- se ha completado, el proceso pasa a -S104-.

En -S104-, se calcula una aberración AbL1 de la lente intraocular -1-, en el caso en el que la luz convergente obtenida por refracción de la luz paralela a través de la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3- entra en la lente intraocular -1- en base a la forma en este momento. Este cálculo se realiza en base a una potencia de la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3- y la forma de la lente intraocular -1-. Además, la potencia de la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3- pueden obtenerse midiendo realmente la forma de la córnea -2-. Más específicamente, la luz convergente obtenida por refracción de la luz paralela a través de la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3- puede definirse como luz convergente en la que la luz se enfoca en un punto apartado, por

ejemplo, 30,2 mm de un extremo posterior de la córnea -2-. Este es un valor basado en la distancia hasta un punto focal de la luz convergente que pasa a través de la córnea -2- promedio y la porción de cámara anterior -3-. Cuando el proceso de -S104- se ha completado, el proceso pasa a -S105-.

5 En -S105-, se determina si la aberración AbL1 de la lente intraocular -1- calculada en -S104- coincide o no con el valor objetivo AbL0 de la aberración de la lente intraocular -1- que se establece en -S101-. Más específicamente, por ejemplo, cuando la AbL1 se encuentra dentro de un intervalo de $AbL0 \pm 0,02 \mu m$, puede determinarse que la AbL1 y la AbL0 coinciden entre sí. Naturalmente, un valor umbral de si la AbL1 y la AbL0 coinciden o no entre sí no se limita a $\pm 0,02 \mu m$. En el presente documento, cuando se determina que la AbL1 y la AbL0 no coinciden entre sí, el
10 proceso pasa a -S106-. Por otro lado, cuando se determina en -S105- que la AbL1 y la AbL0 coinciden entre sí, el proceso pasa a -S107-.

En -S106-, la forma de la lente intraocular -1- se determina de nuevo para corregir en una dirección que acerca AbL1 a AbL0 en base a un resultado de la comparación entre la aberración AbL1 de la lente intraocular -1- y el valor
15 objetivo AbL0 de la aberración de la lente intraocular -1- en -S105-. A continuación, el proceso vuelve al principio de -S104-. Como resultado, el proceso de -S104- a -S106- se realiza repetidamente hasta que se determina en -S105- que la AbL1 y la AbL0 coinciden entre sí.

En -S107-, la forma de la lente intraocular -1- en este momento se determina como un valor final. Cuando el proceso
20 de -S107- se ha completado, la rutina actual se termina una vez.

Según la rutina de diseño de lente intraocular descrita anteriormente, la forma de la lente intraocular -1- puede determinarse más fácilmente en base a la potencia y la aberración de la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3- y el valor establecido de la aberración del globo ocular completo -8-. Además, debido a que la aberración de la
25 lente intraocular -1- se calcula suponiendo que entra luz convergente refractada a través de la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3- en lugar de la luz paralela como se utiliza en la técnica relacionada, la lente intraocular -1- puede diseñarse de acuerdo con la realidad.

Además, cuando se diseña y se fabrica la lente intraocular -1- en la práctica, es necesario diseñar y fabricar como un
30 grupo de lentes, en el que se dispone una serie de lentes intraoculares -1- que tienen diferentes potencias (distancia de punto focal) entre +30D y +6D, para seleccionar la potencia dependiendo de una escala de dioptrías del paciente. Por consiguiente, con respecto a cada lente intraocular -1- del grupo de lentes intraoculares, es posible proporcionar la lente intraocular -1- que tiene una aberración constante, aunque la escala de dioptrías del paciente tenga cualquier valor, determinando la forma de la lente intraocular -1- con la rutina de diseño de lente intraocular de modo
35 que la aberración coincide con el valor objetivo.

A continuación, se describirá un procedimiento de inspección de la aberración de la lente intraocular -1- diseñada utilizando la rutina de diseño de lente intraocular descrita anteriormente. Como se ilustra en la figura 4, un
40 seudoglobo ocular -10- se configura de tal modo que se llena con agua un espacio intercalado entre una lente de córnea -11- diseñada en conformidad con las características de la córnea y la porción de cámara anterior y un vidrio plano -12- y, a continuación, la lente intraocular -1- diseñada por el procedimiento descrito anteriormente se fija en el agua y, por tanto, la aberración de la lente intraocular -1- se mide utilizando un dispositivo de medición de aberración de frente de onda que no se ilustra en los dibujos. En la figura 4, la lente de córnea -11- es una lente asférica de menisco que genera la luz convergente similar a la luz convergente debida a la córnea promedio y la porción de
45 cámara anterior.

En el presente documento, en el estado con la excepción de la lente intraocular -1- del seudoglobo ocular -10-, la aberración de lente de córnea -11- tiene 1/20 o menos con respecto al valor objetivo de la aberración de la lente intraocular -1- que se va a inspeccionar, cuando entra la luz paralela que tiene un diámetro (ϕ) de 6 mm con una
50 longitud de onda (λ) de 546 nm. Al medir la aberración en un estado de combinación de la lente de córnea -11- debida a la lente asférica de menisco y la lente intraocular -1-, es posible medir la aberración de la lente intraocular -1- cuando entra la luz convergente. Además, puede no requerirse necesariamente que la aberración de la lente de córnea -11- tenga 1/20 o menos del valor objetivo de la aberración en la lente intraocular -1-. Sin embargo, cuando la aberración de la lente de córnea -11- tiene un valor mayor que 1/20 del valor objetivo de la aberración en la lente
55 intraocular -1-, después de medir por separado la aberración de la lente de córnea -11- individual, es necesario restar la aberración de la lente de córnea -11- individual del resultado de la medición obtenido utilizando el seudoglobo ocular -10-.

En la figura 5, se describirá en detalle una relación dimensional del seudoglobo ocular -10-. El seudoglobo ocular
60 -10- se obtiene reproduciendo un sistema óptico en el interior del globo ocular promedio -8-. La potencia de la lente de córnea -11- debida a la lente asférica de menisco es de 43D, y una aberración esférica es de $+0,28 \mu m$. Además, un diámetro (ϕ) de flujo luminoso utilizado para la inspección es de 6 mm. Además, cuando la lente intraocular -1- no está unida, una posición focal de la lente de córnea -11- está ubicada en una posición apartada 30,2 mm de la cara extrema posterior de la lente asférica de menisco. Este es un valor determinado en base a la distancia desde la cara extrema posterior de la córnea -2- promedio hasta la retina -4- en el globo ocular -8- real. Además, debido a que la
65 presente realización se basa en la premisa de que la luz convergente supuesta en -S104- de la rutina de diseño de

lente intraocular se enfoca en el punto apartado 30,2 mm del extremo posterior de la córnea -2-, es posible inspeccionar la aberración de la lente intraocular -1- diseñada en base a la luz convergente debida a la córnea -2- promedio y la porción de cámara anterior -3- en las mismas condiciones. Como resultado, es posible inspeccionar con una mayor precisión y retroalimentar de forma segura el resultado de la inspección al diseño según la rutina de diseño de lente intraocular.

En el globo ocular -8- real del ser humano, además, la potencia y la aberración esférica en la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3- pueden adoptar diversos valores. Por ejemplo, cuando la potencia en la córnea -2- y la porción de cámara anterior -3- se distribuyen desde 30D hasta 60D y la aberración esférica se distribuye desde +0,1 hasta +0,5 μm , la distancia entre la cara extrema posterior de la córnea -2- y el punto focal varía entre 17 mm y 45 mm. Por tanto, la posición focal de la lente de córnea -11- puede determinarse adecuadamente dentro de este intervalo.

Además, anteriormente se describió un ejemplo utilizando la lente esférica de menisco como la lente de córnea -11-, pero la configuración del seudoglobo ocular -11- no se limita al mismo. Por ejemplo, como se ilustra en la figura 6 (a), la lente intraocular -1- puede estar fija en el agua que llena el espacio intercalado entre dos vidrios planos -13- y -14-, y una lente de córnea -15- puede configurarse en el aire mediante una lente esférica doble. Además, como se ilustra en la figura 6 (b), la lente intraocular -1- puede estar fija en el agua que se llena en el espacio intercalado entre dos vidrios planos -13- y -14-, y una lente de córnea -16- puede configurarse en el aire mediante una lente esférica individual. Además, en este caso, se requiere que las lentes de córnea -15- y -16- se diseñen teniendo en cuenta la refracción debida al vidrio plano -13-.

Además, cuando se inspecciona la aberración de cada lente intraocular -1- del grupo de lentes en el que se ha diseñado cada lente intraocular -1- mediante la rutina de diseño de lente intraocular utilizando el procedimiento de inspección de la presente realización, la aberración de cada lente intraocular -1- debe alinearse con la AbL0 obtenida en -S102- con una buena precisión. Por otro lado, con respecto a cada lente intraocular del grupo de lentes intraoculares diseñado utilizando el valor de aberración de la lente intraocular -1- en un caso en el que entra la luz paralela como en la técnica relacionada, cuando se somete a prueba mediante el procedimiento descrito anteriormente, el resultado de la inspección debe estar fuera de la AbL0 obtenida en -S102- o la desviación debe aumentarse en gran medida.

Alternativamente, cuando se inspecciona la aberración de cada lente intraocular -1- del grupo de lentes en el que se ha diseñado cada lente intraocular -1- mediante la rutina de diseño de lente intraocular descrita anteriormente de tal modo que la luz paralela entra en la lente intraocular -1-, la aberración de cada lente intraocular -1- debe estar fuera de la AbL0 obtenida en -S102- o la desviación debe aumentarse en gran medida. Por otro lado, con respecto a cada lente intraocular del grupo de lentes intraoculares diseñadas utilizando el valor de aberración de la lente intraocular -1- en un caso en el que la luz paralela entra como en la técnica relacionada, cuando la aberración de cada lente intraocular se inspecciona de tal modo que entra la luz paralela, es probable que la desviación del resultado de la inspección sea menor en comparación con el caso de diseño de cada lente intraocular -1- mediante la rutina de diseño de lente intraocular descrita anteriormente.

Lista de signos de referencia

- 1- LENTE INTRAOCULAR
- 1a- CUERPO DE LA LENTE
- 1b- UNIDAD DE SOPORTE
- 2- CÓRNEA
- 3- PORCIÓN DE CÁMARA ANTERIOR
- 4- RETINA
- 8- GLOBO OCULAR COMPLETO
- 10- SEUDOGLOBO OCULAR
- 11- LENTE DE CÓRNEA
- 12-, -13-, -14- VIDRIO PLANO

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de diseño de lente intraocular, que comprende:

- 5 a) establecer una aberración de un globo ocular completo del ojo en el que se inserta la lente intraocular (S101);
b) obtener un valor objetivo de una aberración de una lente intraocular a partir de una aberración de una córnea y una porción de cámara anterior y un valor establecido de una aberración del globo ocular completo (S102); y
c) determinar una forma temporal de la lente intraocular de modo que al menos la aberración de la lente intraocular coincide con el valor objetivo (S103), **caracterizado por**;
 - 10 d) calcular una aberración de la lente intraocular de forma temporal, para un caso en el que luz convergente obtenida en base a una potencia de córnea y la porción de cámara anterior entra en la lente intraocular en base a la forma temporal (S104);
e) determinar si la aberración calculada de la lente intraocular de forma temporal de la etapa d) coincide o no con el valor objetivo (S105);
 - 15 f) si la aberración calculada de la etapa d) no coincide con el valor objetivo, volver a determinar la forma de la lente intraocular para corregir la aberración de la lente intraocular cerca del valor objetivo (S106);
g) determinar la forma de la lente intraocular como un valor final cuando la aberración calculada de la lente intraocular coincide con el valor objetivo de la aberración de la lente intraocular (S107).
- 20 2. Procedimiento de diseño de lente intraocular, según la reivindicación 1, en el que la luz convergente predeterminada es luz convergente obtenida mediante convergencia de luz paralela a través de la córnea y la porción de cámara anterior.
- 25 3. Procedimiento de diseño de lente intraocular, según la reivindicación 1 o 2, en el que la lente intraocular forma un grupo de lentes intraoculares compuesto por una serie de lentes intraoculares que tienen diferentes potencias y, con respecto a cada una de las lentes intraoculares del grupo de lentes intraoculares, la forma de cada una de las lentes intraoculares se determina de modo que la aberración de la lente intraocular coincide con el valor objetivo.
- 30 4. Procedimiento de diseño de lente intraocular, según la reivindicación 2 o 3, en el que la luz convergente que converge a través de la córnea y la porción de cámara anterior se enfoca en un punto apartado aproximadamente 30 mm de una cara extrema posterior de la córnea.
- 35 5. Lente intraocular que está diseñada mediante el procedimiento de diseño de lente intraocular según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4.
6. Grupo de lentes intraoculares en el que cada lente intraocular está diseñada mediante el procedimiento de diseño de lente intraocular según la reivindicación 3.

FIG. 1

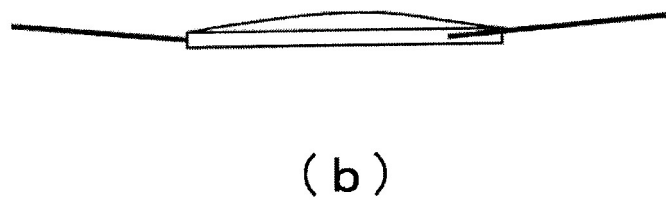
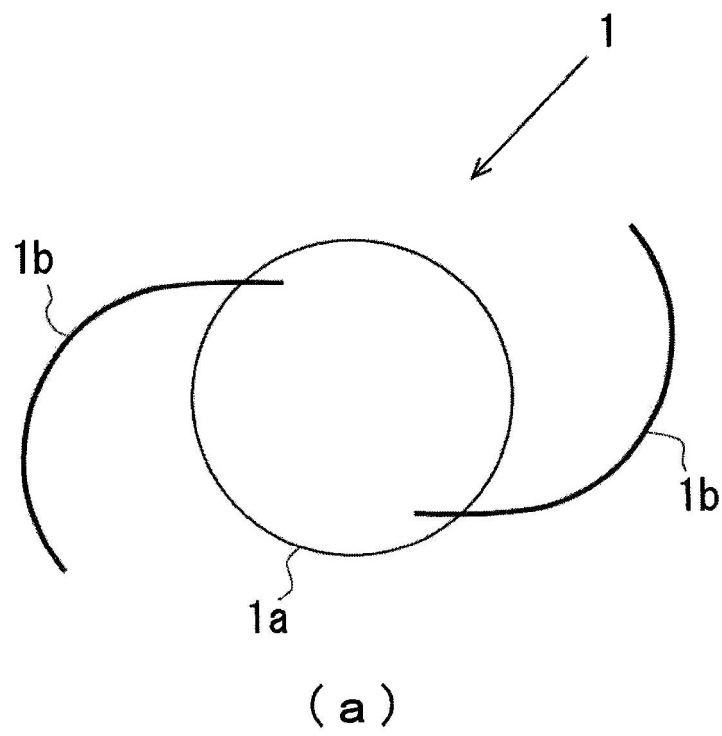


FIG. 2

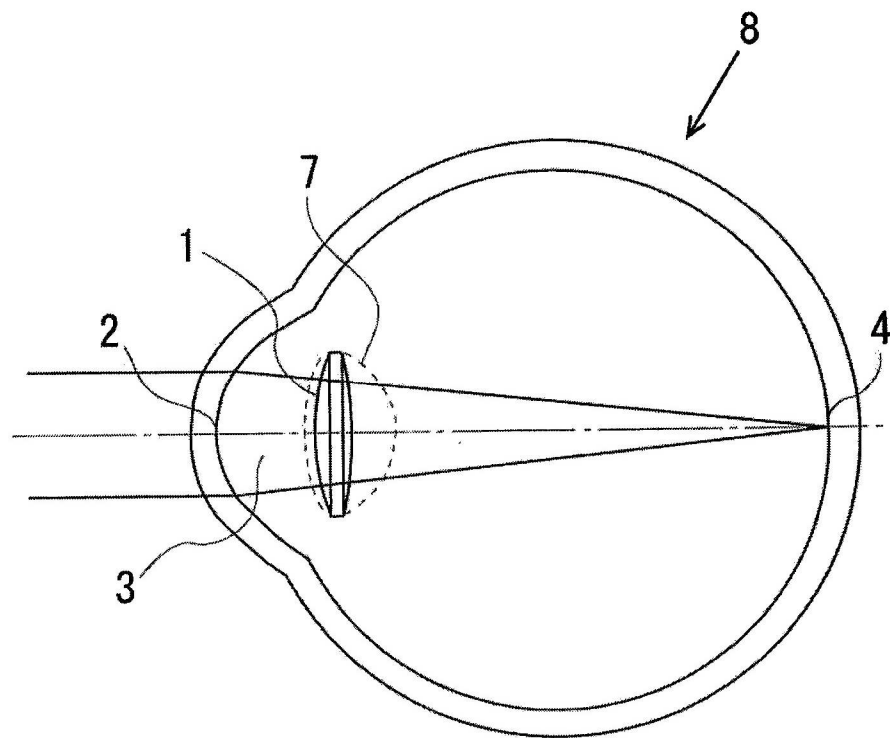


FIG. 3

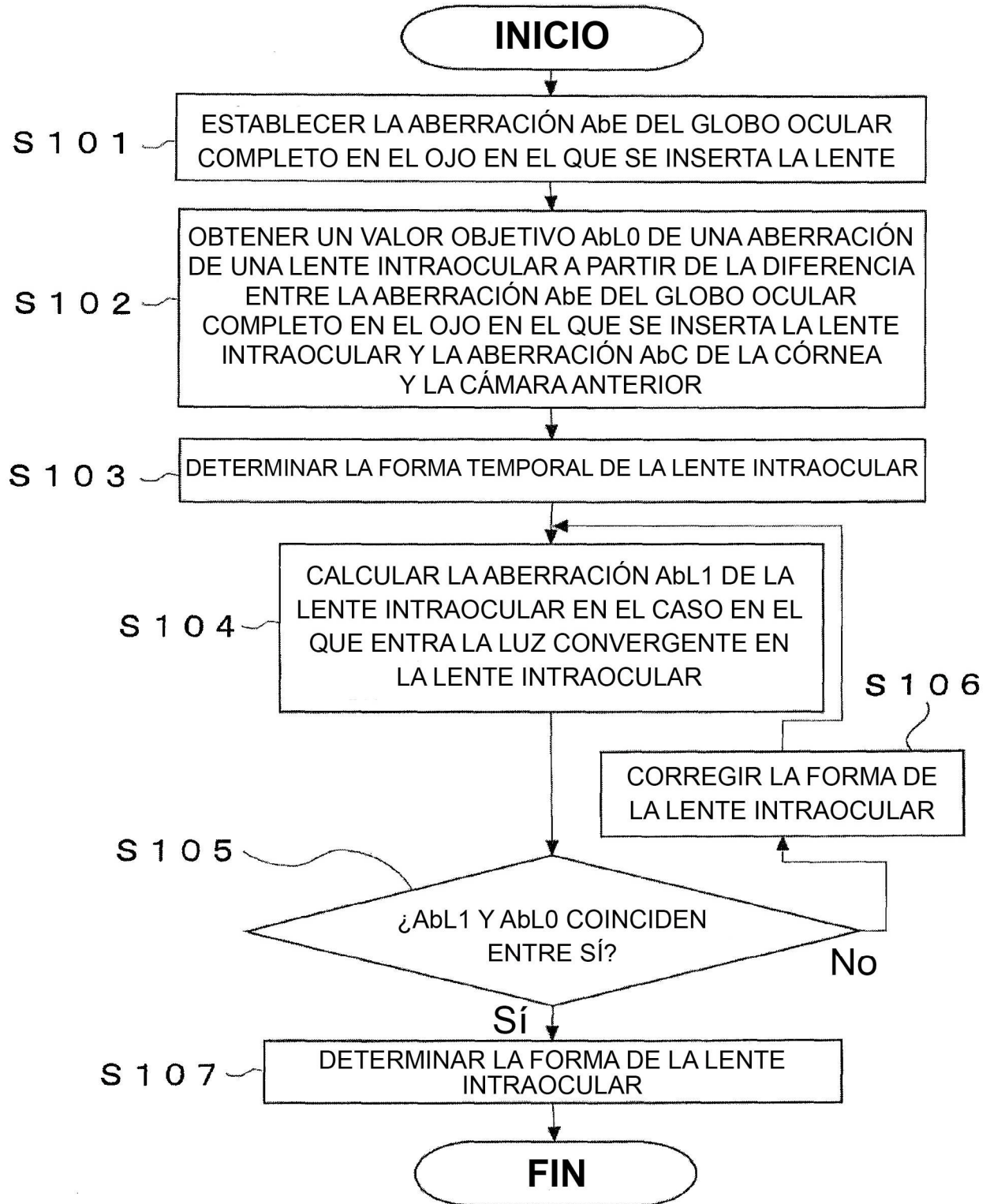


FIG. 4

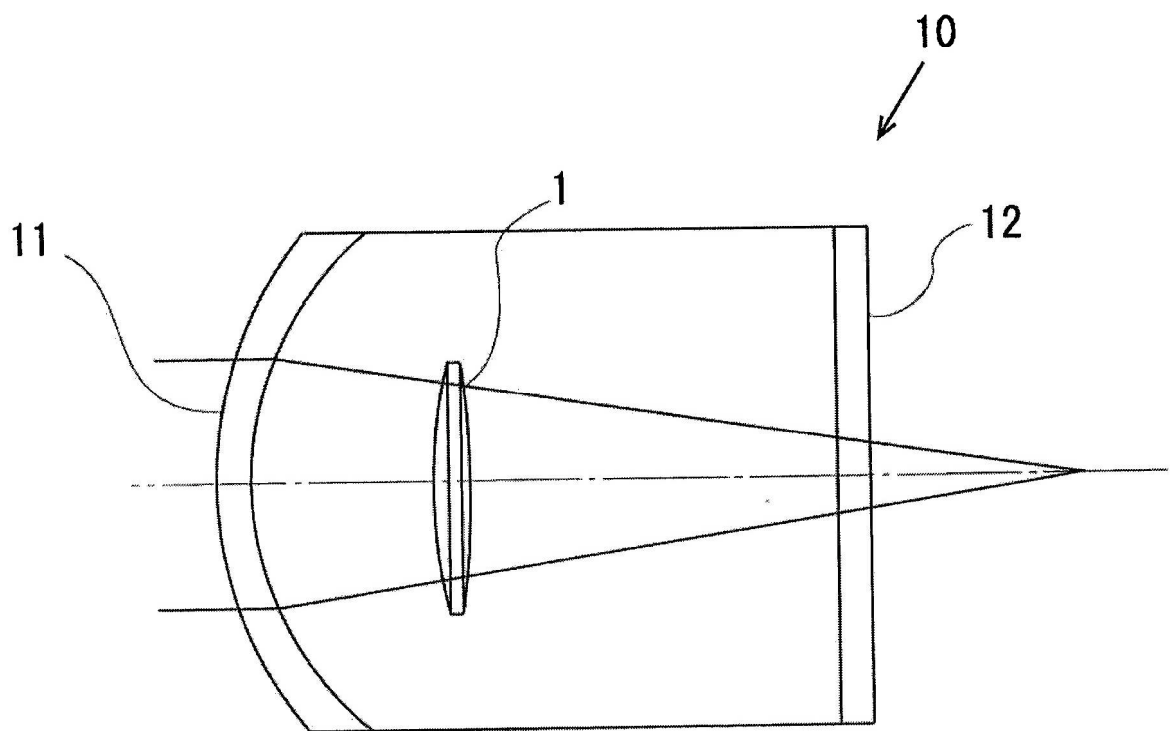


FIG. 5

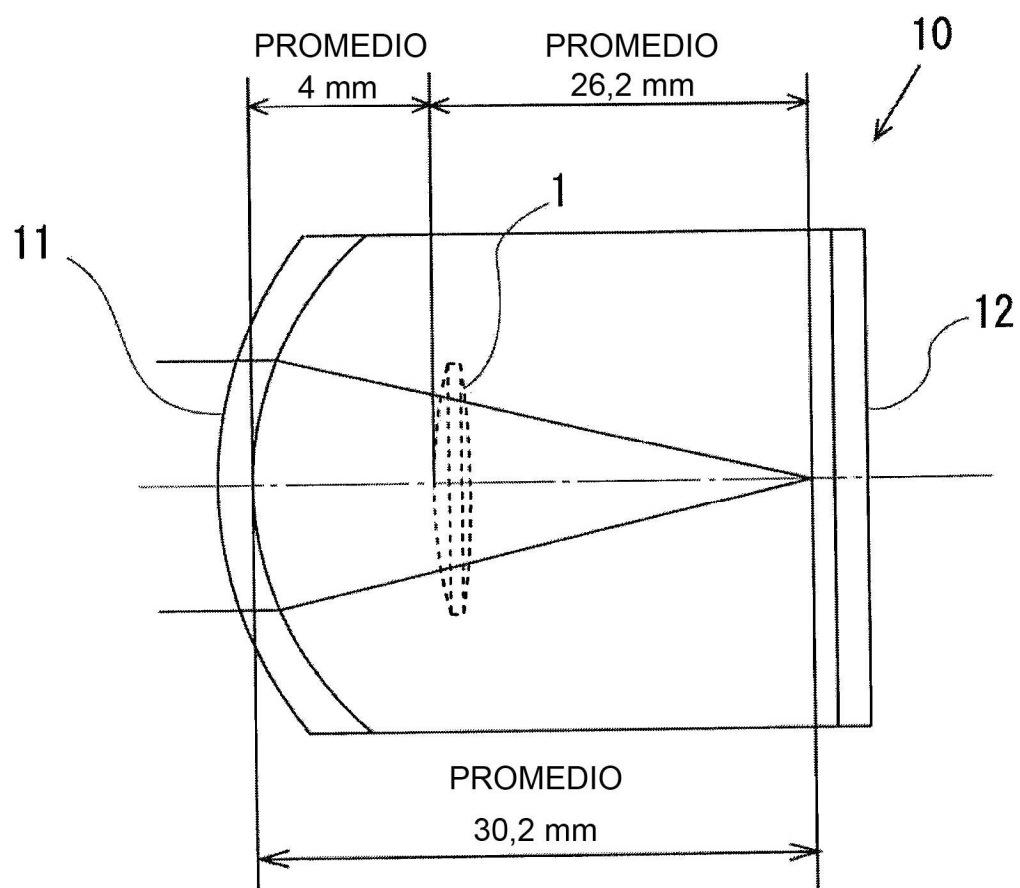


FIG. 6

