

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 386 374**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **01926592 .5**

96 Fecha de presentación: **18.04.2001**

97 Número de publicación de la solicitud: **1296616**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **02.04.2003**

54 Título: **Método para corregir aberraciones ópticas**

30 Prioridad:
26.04.2000 US 558330

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
20.08.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
20.08.2012

73 Titular/es:
**EMMETROPIA, INC.
1051 STAFFORD DRIVE
PRINCETON, WV 24740, US**

72 Inventor/es:
WERBLIN, Theodore P.

74 Agente/Representante:
Polo Flores, Luis Miguel

ES 2 386 374 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

Método para corregir aberraciones ópticas.

5 **[0001]** La divulgación del documento de patente US 5.222.981 de Werblin, publicada el 29 de junio de 1993; del documento de patente US 5.968.094 de Werblin et al., publicado el 19 de octubre de 1999; y el artículo titulado *Why Should Refractive Surgeons Be Looking Beyond the Cornea?*, publicado en el Journal of Refractive Surgery, volumen 15, mayo/junio 1999 y redactado por el inventor de la presente solicitud.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

10 Campo de la invención

15 **[0002]** La presente invención se refiere a un método para corregir aberraciones ópticas en el sistema óptico de un ojo que tiene una lente intraocular. En particular, la presente invención se refiere a un método para corregir aberraciones ópticas y otras anomalías de enfoque medidas por frente de onda u otra tecnología para cuantificar aberraciones ópticas en el sistema óptico del ojo, usando un láser u otros aparatos y/o métodos de fabricar o modificar una lente, para el sistema óptico de un ojo que tiene una lente intraocular.

20 Descripción del estado de la técnica

25 **[0003]** El documento US 5.968.094 revela una lente intraocular multicomponente que incluye una lente base, una lente de cobertura y una lente sándwich. En un procedimiento operativo de mejora, se reemplazan las lentes de cobertura y sándwich originales por nuevas lentes de cobertura y sándwich de poderes refractivos diferentes para modificar la refracción esférica y cilíndrica posoperativa final.

30 **[0004]** El documento US-A-5366502 revela un sistema de lente intraocular consistente en una lente intraocular primaria (PIOL) que puede implantarse en una primera operación y una lente intraocular suplementaria que puede implantarse en una segunda operación según la necesidad de corrección del paciente después de que el proceso de cicatrización del implante PIOL esté relativamente completo.

35 **[0005]** El documento US-A-5359173 revela métodos de ablación por láser para la fabricación de lentes de contacto y blancos y moldes para lentes de contacto.

40 **[0006]** El documento WO-A-9927334 revela métodos para la medición objetiva de sistemas ópticos de enfoque mediante análisis de frente de onda. El análisis de frente de onda se puede realizar en cirugía de cataratas tras la colocación de un implante de lente intraocular para ayudar a identificar si se ha insertado el IOL de poder refractivo apropiado.

45 **[0007]** El campo de la cirugía refractiva ha evolucionado mucho durante las últimas décadas. Desafortunadamente, los procedimientos o métodos empleados por la mayoría de cirujanos refractivos no satisfacen del todo las necesidades refractivas totales del paciente. En especial, los procedimientos quirúrgicos refractivos realizados con más frecuencia, como por ejemplo, extracción de cataratas con implantación de lente intraocular, además de los procedimientos quirúrgicos refractivos corneales, como la fotoablación con láser excimer, tiene una serie de inconvenientes y limitaciones. Un motivo para alguno de estos inconvenientes y limitaciones es el hecho de la falta de precisión refractiva posoperativa hace que estos procedimientos quirúrgicos no sean competitivos con las alternativas no quirúrgicas disponibles para los pacientes, las comúnmente conocidas gafas y lentes de contacto.

50 **[0008]** Los cirujanos de cataratas que llevan a cabo los procedimientos quirúrgicos refractivos más comunes, es decir, cirugía rutinaria de cataratas, demuestran una precisión refractiva en el rango de ± 0.75 a ± 1.00 dioptrías (D). No obstante, tal precisión refractiva generalmente no es satisfactoria debido al objetivo de precisión aceptado establecido por la industria de ± 0.25 D. Además, varios informes recientes que analizaban las actuales tecnologías refractivas corneales indican la presencia de una cantidad significativa de distorsión de imagen (aberración óptica) o degradación preexistente o de origen natural, tanto posoperativa como preoperativa, en especial en condiciones de baja luminosidad, como al conducir de noche.

55 **[0009]** Debido a la cirugía así como al comportamiento biológico y físico del ojo humano durante y tras varios tipos de cirugía intraocular, la predictibilidad a un nivel de ± 0.25 D con un único procedimiento quirúrgico es virtualmente imposible de conseguir el 100% de las veces. Además, factores como errores de biometría, variabilidad en la cicatrización y contracción capsular alrededor de las lentes intraoculares contribuyen a disminuir la habilidad del cirujano refractivo para conseguir la precisión refractiva deseada. En consecuencia, los profesionales de la industria han desarrollado una lente intraocular ajustable (IOL), en lo sucesivo denominada MC-IOL (multicomponente) o C-IOL (compuesta), que tras la cirugía de extracción de la lente proporciona una cantidad de opciones deseable tanto para los cirujanos refractivos como para sus pacientes.

5 **[0010]** En primer lugar, una IOL ajustable permite el ajuste del resultado refractivo inicial mediante el reemplazo de varios elementos ópticos de la lente implantada. Se deberían prácticamente garantizar precisiones en el rango de $\pm 0.25D$ para aquellos pacientes que demandan una visión perfecta. Es muy probable que la tecnología de IOL continúe evolucionando en el futuro. Por consiguiente, es deseable proporcionar al paciente la oportunidad de someterse a un cambio de los componentes de la lente de tecnología "vieja" por la nueva y mejorada tecnología. Esto solo puede suceder si el cirujano tiene un método efectivo, eficiente y seguro de realizar cambios de elementos de la lente. Adicionalmente y lo que es más importante, en los meses y/o años tras cualquier procedimiento quirúrgico refractivo, si las propiedades de la IOL insertada, como por ejemplo la multifocalidad, se vuelven problemáticas, el cirujano puede cambiar de manera segura los elementos ópticos no deseados de la IOL para invertir o eliminar cualesquiera problemas que no el paciente no tolere.

15 **[0011]** En 1990, el inventor de la presente solicitud comenzó a investigar la viabilidad de una lente intraocular ajustable como esta, conocida comúnmente como lente intraocular multicomponente, en lo sucesivo denominada MC-IOL (Fig. 1), para su uso tras cirugía de cristalino transparente o cirugía refractiva de cataratas, en la que las propiedades ópticas del MC-IOL se pueden modificar en cualquier momento tras la operación. En la Fig. 1 se muestra el componente de la lente intraocular de base de la MC-IOL. La lente (intermedia) de cobertura se une a la parte superior de la lente base y asimismo mantiene en su sitio el tercer componente de la MC-IOL, la lente sándwich (superior).

20 **[0012]** La lente intraocular de base 10 y la cobertura 20 tienen cada una respectivamente pestañas de sujeción 16, 18 y 20, 24, que se extienden desde ahí. La MC-IOL también comprende al menos una lente sándwich 30, como se ilustra en la Fig. 1. La lente sándwich 30 se coloca en la parte superior de la cobertura 20. Ver Figs. 1-2.

25 **[0013]** La MC-IOL también incluye proyecciones 11 y 13 que sirven para sujetar la MC-IOL en el ojo humano donde el tejido ocular (cápsula del cristalino) se sujeta a las proyecciones. Esta disposición permite que la lente intraocular de base 10 forme una plataforma sobre la que se puede colocar la cobertura 20 para proporcionar un medio de sujeción de la lente sándwich 30. Por consiguiente, durante la cirugía rutinaria de cataratas, la MC-IOL reemplaza el cristalino del ojo humano. Una vez que los ojos del paciente se hayan curado tras la cirugía, el cirujano puede volver a entrar al ojo y reemplazar, en caso necesario, y más de una vez, la lente sándwich 30 y la cobertura 20 para modificar las características ópticas hasta que lleguen a los niveles deseados.

35 **[0014]** Las Figs. 3A-3B ilustran la lente intraocular compuesta ensamblada, en lo sucesivo C-IOL, que se puede usar con una lente preexistente en el ojo humano. La C-IOL tiene dos componentes similares a los componentes de la lente de cobertura (intermedia) Figs. 4A-4B y sándwich (superior) Figs. 5A-5B de la MC-IOL. La lente preexistente puede ser el cristalino del ojo con la C-IOL colocada en el surco (Fig. 6) o en el ángulo de la cámara anterior (Fig. 7). No obstante, la C-IOL también se puede usar con una IOL convencional y montarse en el surco (Fig. 8), en el ángulo de la cámara anterior (Fig. 9), en la cámara con fijación en la cámara posterior (Fig. 10) o en la cámara anterior con fijación en el iris (Fig. 11). De este modo, un cirujano modifica las características ópticas del sistema óptico del ojo usando las lentes de cobertura y sándwich junto con el implante preexistente de IOL convencional o el cristalino del ojo.

40 **[0015]** Una lente de cámara anterior de componente único e intercambiable (ajustable) se puede usar en combinación con una lente de cámara posterior de componente único (Fig. 12). Esto hace posible la capacidad de ajuste de uno de los dos componentes y permite más latitud respecto al espacio disponible en la cámara anterior. Tanto la lente refractiva intraocular convencional de la cámara anterior de componente único no ajustable como la lente refractiva intraocular convencional de la cámara posterior de componente único no ajustable se usan actualmente con éxito. Sin embargo, en el diseño de esta lente el elemento intercambiable del componente de la lente de la cámara anterior es único. Finalmente, la separación de los dos componentes de lente puede permitir una capacidad refractiva adicional como visión telescópica. Esto también puede requerir el uso de bien una lente de contacto corneal adicional, bien una lente de gafa o ambas.

45 **[0016]** La C-IOL y la MC-IOL proporcionan numerosas características mejoradas. Por ejemplo, la C-IOL y la MC-IOL pueden cada una estructurarse como un sistema óptico monofocal o multifocal, corregir astigmatismo, así como incluir absorción de luz ultravioleta, polarización u otros materiales químicamente tratados.

55 **[0017]** Ha de entenderse que hay varias razones por las que una MC-IOL o C-IOL ajustable sea más deseable que un implante de componente único. Para llevar a cabo todas las permutaciones y combinaciones de astigmatismo, multifocalidad y corrección esférica requeridas para conseguir emetropía se necesitaría un inventario de más de diez mil lentes, mientras que con el concepto de MC-IOL (componentes múltiples) se necesitaría un inventario de unos cien componentes. Con lentes de cámara anterior, la encapsulación o la absorción progresivas de la haptica de la lente por el tejido uveal en el ángulo a menudo ocurren 1 o 2 años tras la operación, dificultando o imposibilitando la extracción. El intercambio de lentes de cámara anterior fijadas al iris no puede garantizar la posición u orientación precisas. Igualmente las lentes de cámara posterior no pueden extraerse debido a la fibrosis de la cápsula posterior. Una capacidad de extracción e intercambio es esencial para cualquier sistema emetrópico. Solo un sistema de lente multicomponente especialmente diseñado permite esto.

5 **[0018]** Por consiguiente, con base a lo anteriormente mencionado, una MC-IOL con tres elementos en lugar de uno permite la adaptación al paciente y ajustabilidad para todos los errores refractivos y para todos los pacientes usando un número mínimo de elementos de lente o partes y requiere poca adaptación por parte del fabricante. Así, se ha vuelto muy importante en la técnica de la cirugía refractiva ser capaz de individualizar y/o adaptar al cliente la cirugía de manera que el cirujano pueda de forma fácil y segura, así como precisa, modificar el poder refractivo de un implante de lente intraocular.

10 **[0019]** A modo de ejemplo, el documento US 5.288.293 de O'Donnell, Jr. Revela un método de modificar una única IOL. O'Donnell sugiere que el poder refractivo de una única IOL puede variarse antes de la implantación de manera que el oftalmólogo antes de hacer la lente pueda hacer cambios in situ tras determinar el alcance de corrección requerido para mejorar la visión del paciente. No obstante, el procedimiento de implantación quirúrgica en sí puede crear aberraciones ópticas adicionales que no se pueden anticipar preoperativamente, no pudiéndolas tener en cuenta en el implante primario de lente.

15 **[0020]** Como tal, puede discutirse que si se puede modificar una lente antes de implantarla, como sugiere O'Donnell, Jr., debería ser posible modificar la lente implantada removiéndola, modificándola y luego reimplantando la lente modificada al sistema óptico del ojo. Sin embargo, aunque teóricamente uno pueda ser capaz de tomar una lente ya implantada en el sistema óptico del ojo, extraer del sistema óptico el implante, modificar la lente implantada y reimplantar la lente modificada como sugiere O'Donnell, desafortunadamente las IOL no están diseñadas para hacer esto con mucha facilidad. Es más, tras un periodo de tiempo con curación normal, conseguir esto será físicamente peligroso y/o prácticamente imposible para el paciente una vez que el tejido ocular agarre en los agujeros de fijación capsular de la lente. Por tanto, tal argumento, aunque sea teóricamente posible, en realidad no es ni práctico ni seguro. Una lente intraocular de componente único, que en general no está diseñada para ser retirada y con solo dos superficies ópticas, no puede tener en cuenta la compensación de esfera, cilindro, eje cilíndrico y todas las formas de aberraciones ópticas que se puedan descubrir tras la implantación. Así, la IOL multiparte tendrá cuatro superficies ópticas extraíbles que podrán compensar de manera bastante adecuada estas propiedades ópticas.

20 **[0021]** El inventor de la solicitud inventó las anteriormente mencionadas MC-IOL y C-IOL que están específicamente diseñadas para permitir el fácil intercambio de elementos ópticos en un periodo postoperatorio sin riesgo para el ojo humano o los pacientes más allá del riesgo normal en cirugía intraocular. Esta fácil intercambiabilidad de elementos ópticos es crucial porque la cirugía actual de implantar la lente en primer lugar, así como la forma en la que pueda cicatrizar el ojo tras la implantación, crean distorsiones que pueden no estabilizarse hasta varios meses después de la operación. Por consiguiente, la capacidad de medir y compensar tal distorsión no puede tener lugar hasta varios meses tras haber realizado la cirugía actual y no puede predecirse antes de que ocurra la cirugía actual. Al usar la misma herida quirúrgica para la primera y la segunda operación, la distorsión adicional debida a la cicatrización no se anticiparía como resultado de segunda operación. Además, la capacidad de intercambiar elementos ópticos de una lente intraocular multicomponente o compuesta puede ser bastante económica comparado con extraer, modificar y reimplantar una lente de componente único, así como más fácil de realizar.

25 **[0022]** La MC-IOL tiene cuatro superficies disponibles para modificación, dos planas y dos convexas. Aunque es posible modificar cuatro de las superficies disponibles, es preferible realizar la modificación solo en las superficies planas. Esto evitará interferir con el lado convexo que puede ya haber sido usado para corregir el astigmatismo (cilindro) o como superficie de lente multifocal. Lo mismo es de aplicación para la CIOL, la cual tiene dos superficies disponibles para modificación, una plana y la otra convexa.

30 RESUMEN DE LA INVENCIÓN

35 **[0023]** Es objeto de esta invención solucionar los inconvenientes de la técnica arriba descritos.

40 **[0024]** En concreto, es objeto de esta invención realizar mediciones usando la tecnología existente, como el análisis de frente de onda, para determinar cualesquiera aberraciones nuevas o residuales que estén presentes en un ojo operado tras la estabilización de los parámetros de cicatrización biológica así como corregir cualesquiera errores residuales en la esfera, cilindro o eje cilíndrico. Entonces, el cirujano será capaz de volver al ojo por la misma abertura que se hizo para posicionar el implante y modificar uno, dos o incluso más elementos de la lente existentes en el sistema óptico implantado con base a la medición obtenida del análisis de frente de onda y refractivo. Tales modificaciones se realizarán preferiblemente con un láser, tal como un láser excimer u otros medios ya conocidos o por desarrollar adecuados para crear una superficie óptica.

45 BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS ILUSTRACIONES

50 **[0025]** Estos y otros objetos y ventajas de la presente invención se volverán más aparentes a partir de la siguiente descripción detallada si se leen junto con los dibujos que acompañan que tienen numerales de referencia que corresponden a las partes de la misma, en los que:

la Fig. 1 es una vista en planta de los componentes de base, cobertura y sándwich de la lente intraocular multicomponente;

la Fig. 2 es una vista lateral en despiece de la base ensamblada, la lente sándwich y la lente de cobertura de la lente intraocular multicomponente;

5 las Figs. 3A-3B son vistas en despiece de una lente intraocular compuesta de dos componentes; las Figs. 4A-4B son vistas superiores y laterales, respectivamente, de un tipo de componente de lente intraocular compuesta-lente intermedia;

las Figs. 5A-5B son vistas superiores y laterales, respectivamente, de un tipo de componente de lente intraocular compuesta-lente superior;

10 la Fig. 6 es una vista lateral de una lente intraocular compuesta implantada en el surco ciliar de un ojo humano;

la Fig. 7 es una vista lateral de otra lente intraocular compuesta implantada en el ojo humano usando el ángulo de la cámara anterior como soporte;

15 la Fig. 8 es una vista lateral de una lente intraocular compuesta montada sobre el surco implantada en un ojo humano con una lente intraocular convencional de componente único previamente implantada montada en la bolsa capsular;

la Fig. 9 es una vista lateral de una lente intraocular compuesta montada en la cámara anterior implantada en un ojo humano con una lente intraocular convencional de componente único previamente implantada montada en la bolsa capsular;

20 la Fig. 10 es una vista lateral de una lente intraocular compuesta montada en la cámara anterior sobre un soporte asegurado en la cámara posterior e implantada en un ojo humano con una lente intraocular convencional de componente único previamente implantada montada en la bolsa capsular;

la Fig. 11 es una vista lateral de una lente intraocular compuesta fijada en el iris en la cámara anterior implantada en un ojo humano con una lente intraocular convencional de componente único previamente implantada montada en la bolsa capsular;

25 la Fig. 12 es una vista lateral de una lente de cámara anterior intercambiable de componente único usada en combinación con una lente de cámara posterior convencional de componente único previamente implantada;

la Fig. 13 es un diagrama de flujo que ilustra los pasos para llevar a cabo el concepto inventivo de esta aplicación según una realización preferida;

30 la Fig. 14 es un diagrama de flujo que ilustra los pasos para llevar a cabo el análisis de frente de onda;

y la Fig. 15 es un diagrama de flujo que ilustra los pasos para llevar a cabo el concepto inventivo de esta aplicación según otra realización.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES PREFERIDAS

35 **[0026]** La teoría del uso de una lente intraocular ajustable es que una vez que la biología de la cirugía intraocular se ha estabilizado, es decir, cicatrización, error de cálculo y similares, se pueden ajustar o intercambiar elementos ópticos, tanto esféricos como cilíndricos, independientemente de cualquier cicatrización adicional o error de cálculo significativo para ajustar, revertir o reemplazar cualesquiera de las características ópticas originales. El intercambio de elementos ópticos solo aplica a lentes intraoculares multicomponente (MCIOL) con al menos un componente extraíble. Existe una cantidad de lentes intraoculares multicomponente conocidas, como las lentes ilustradas en las Figs. 1-11.

40 **[0027]** Según lo arriba mencionado, en una configuración tal, el elemento posterior de la lente de la MC-IOL se parece bastante a una IOL de cámara posterior convencional. Se han situado varias proyecciones en la periferia de la óptica para sujetar dos elementos de lente anteriormente fijados. Este elemento de lente posterior cicatriza en la bolsa capsular, igual que la lente intraocular convencional de cámara posterior, y pronto se convierte en una plataforma permanente para el posible intercambio de dos elementos ópticos anteriormente fijados durante una operación de mejora. Los dos elementos de lente anteriores tienen características tóricas, esféricas, multifocales y/o correcciones de aberraciones esféricas.

45 **[0028]** En el periodo postoperatorio inmediato, cualesquiera correcciones residuales, esféricas o cilíndricas necesarias podrán ajustarse con una operación de intercambio usando la herida quirúrgica original para reentrar al ojo para extraer los componentes de lente anteriormente fijados y reemplazarlos por nuevos elementos ópticos con poder, estilo y orientación adecuados. Como se usa el mismo procedimiento quirúrgico, es de esperar poco o ningún daño endotelial debido a que el área ya ha sido afectada por el procedimiento primario. Es decir, el cirujano no lesiona una nueva área del endotelio sano. También, debido a que se usa la misma herida, la cicatrización no debería causar aberraciones astigmáticas ni ópticas nuevas tras la segunda operación.

50 **[0029]** Aunque múltiples procedimientos intraoculares agravan el pequeño riesgo de la cirugía intraocular, se puede justificar el riesgo debido a que en cualquier intervalo de tiempo postoperatorio, se pueden ajustar o eliminar características como el diseño de la lente multifocal, monovisión, astigmatismo residual calculado y aberraciones ópticas si al paciente le molestan los efectos secundarios ópticos causados por el primer sistema de lentes. Debido a que las posibles múltiples imágenes o la distorsión de astigmatismo sufrida por el paciente como resultado de la cicatrización y similares no siempre se puede predecir preoperativamente como se predicen los cambios médicos o

de la retina a largo plazo, la capacidad de eliminar fácilmente aberraciones visuales no deseadas o dispositivos ópticos inapropiados es crucial para cualquier procedimiento refractivo versátil a largo plazo.

5 **[0030]** Con referencia a la Fig. 13 se ilustran los pasos para llevar a cabo el concepto inventivo de esta aplicación según una realización preferida. En el paso 100, empieza el método. Luego en el paso 110, se identifican las aberraciones ópticas y anomalías ópticas en el sistema óptico, mediante, por ejemplo, tecnología de frente de onda. Cabe señalar que se considera que el sistema óptico comprende el ojo de un mamífero tal como, por ejemplo, un humano, con o sin cristalino y con una lente intraocular implantada. La lente intraocular puede ser una lente única o permanente así como una lente multicomponente o compuesta, cada una de las cuales tiene al menos un
10 componente extraíble que tiene al menos una superficie modificable.

[0031] Las aberraciones ópticas y anomalías ópticas se identifican midiendo el sistema óptico mediante tecnología de frente de onda. Aunque entre dentro del alcance de la invención usar otras tecnologías de medición conocidas o por desarrollar, para simplificar la explicación se hace mención a la tecnología de análisis de frente de onda para el resto de la solicitud. La Fig. 13 ilustra los pasos básicos para analizar las propiedades de sistemas
15 ópticos mediante análisis de frente de onda.

[0032] En el paso 211, se enfoca un rayo de luz hacia la fovea. Luego, en el paso 212, un sensor de frente de onda mide las aberraciones de onda y/o anomalías del ojo humano. A continuación, en el paso 213, se determinan las aberraciones y/o anomalías detectando el frente de onda que sale del ojo producido por la reflexión en la retina del rayo de luz enfocado hacia la fovea mientras descuenta o elimina la luz reflejada no deseada de otras superficies, tales como los cristalinos y la córnea del ojo.
20

[0033] Esto se consigue porque es deseable medir con precisión, en un orden más elevado, las aberraciones del ojo y usar los datos así medidos para compensar dichas aberraciones mediante un modificador de superficie para modificar una superficie de la lente intraocular para corregir las aberraciones. Cabría señalar que las aberraciones y/o anomalías a corregir pueden presentarse en el ojo o en el elemento óptico personalizado, tal como, por ejemplo, una lente intraocular implantada colocada en el ojo. Preferiblemente, se usará un sensor de frente de onda para medir el frente de onda en el plano de la pupila.
25
30

[0034] Luego, debido a que el sensor típicamente está conectado a una cámara digital CCD, en el paso 214, la cámara CCD captura la imagen de la aberración y/o las anomalías de onda del ojo. A continuación, en el paso 215, la salida de la cámara digital CCD se envía a una computadora que calcula de manera precisa la aberración y/o las anomalías de onda. Luego, en el paso 216, el análisis de las propiedades ópticas se completa y el método continúa al paso 120 de la Fig. 13.
35

[0035] A continuación, en el paso 120, se retira al menos uno de los componentes extraíbles de la lente implantados en el ojo. Luego, en el paso 130, se modifica la superficie de al menos uno de los componentes extraíbles mediante un modificador de superficie.
40

[0036] Se usa un modificador de superficie para modificar bien una superficie del ojo en sí o un componente, extraíble o fijo de la lente intraocular. Preferiblemente, el modificador de superficie será un láser, como por ejemplo, un láser excimer. Además, aunque aquí se habla de un láser como modificador de superficie, cabe señalar que se encuentra dentro del alcance de la solicitud usar otros modificadores de superficie conocidos o por desarrollar. Por ejemplo, un emisor de ondas ultrasónicas se puede usar para emitir ondas ultrasónicas para afectar a cualesquiera aberraciones o anomalías en la superficie del ojo o del componente de la lente intraocular para eliminar tal aberración o anomalía.
45

[0037] Así, se puede modificar una lente intraocular permanente una vez que se hayan medido las aberraciones ópticas del ojo con anterioridad a cualquier evento quirúrgico. No obstante, cabe señalar que esto no sería tan efectivo ya que la cirugía en sí induce aberraciones ópticas adicionales. Pero si hay una cantidad significativa de aberraciones ópticas preexistentes, uno puede eliminar al menos un gran parte de esas aberraciones aproximando cuales serían las propiedades ópticas con un procedimiento operativo inicial en lugar de con uno de dos pasos.
50

[0038] Además, cabe señalar que se encuentra dentro del alcance de esta solicitud, que se puede usar cualquier material de lente intraocular, como polimetilmetacrilato o PMMA, que sea compatible con el modificador de superficie. En otras palabras, el material que comprende la lente intraocular debería ser compatible con láseres, como el excimer, así como con emisores de ondas ultrasónicas, además de cualesquiera otros modificadores de superficie y/o tecnología láser por desarrollar.
55
60

[0039] En el paso 140, se usa un controlador para controlar la duración e intensidad de la modificación realizada por el modificador de superficie. El alcance de la duración e intensidad de la modificación es producto de los datos de frente de onda actuales resultantes de las imágenes transferidas al ordenador por la cámara digital CCD. En otras palabras, por ejemplo, el láser excimer emitirá un rayo láser que contacta una porción seleccionada de la lente o del ojo correspondiente a los resultados del análisis de frente de onda. La intensidad del rayo láser y duración del
65

contacto se seleccionan para proporcionar condiciones suficientes para alterar la lente o el ojo, alterando o corrigiendo el poder correctivo del ojo o de la lente.

5 [0040] Entonces, en el paso 150, el componente extraíble de la lente con superficie modificada se reinserta con la MCIOL o C-IOL, idealmente a través de la misma herida que se usó para implantar la lente. Preferiblemente, se eliminan todas las aberraciones ópticas y anomalías ópticas como resultado de los métodos arriba descritos. A continuación, en el paso 160, se completa el método. Por consiguiente, se mejoran las características de los sistemas ópticos en los ojos del paciente de forma segura y eficiente.

10 [0041] A continuación, en el paso 160, se completa el método. En otras palabras, con la lente en el ojo, se puede medir la aberración óptica total del ojo. De este modo, se puede tratar de forma adecuada la superficie apropiada de la lente intraocular, y se pueden realizar modificaciones en la superficie de manera que se corrijan las aberraciones.

15 [0042] Con referencia a la Fig. 15, se ilustran los pasos para llevar a cabo el concepto inventivo de esta aplicación según otra realización. En el paso 300, empieza el método. Entonces, en el paso 310, se identifican las aberraciones ópticas y anomalías ópticas en el sistema óptico, mediante, por ejemplo, tecnología de frente de onda. De nuevo, como se mencionó arriba, se considera que el sistema óptico comprende el ojo de un mamífero tal como, por ejemplo, un humano, con o sin cristalino y con una lente intraocular implantada. La lente intraocular puede ser una lente única o permanente así como una lente multicomponente o compuesta.

20 [0043] La Fig. 14 ilustra los pasos básicos para analizar las propiedades de sistemas ópticos mediante análisis de frente de onda. Como se indicaba anteriormente está dentro del alcance 25 de la invención usar otras tecnologías de medición conocidas o por desarrollar, pero aquí se hace mención a la tecnología de análisis de frente de onda para simplificar la explicación. Además, como ya se han discutido los pasos ilustrados en la Fig. 14, se omite su discusión para evitar la redundancia con la excepción de que una vez completo el sistema óptico, el método continúa al paso 320 de la Fig.15 en el que se modifican las aberraciones ópticas y/o anomalías del sistema óptico.

25 [0044] Se usa un modificador de superficie para modificar bien una superficie del ojo en sí o un componente, extraíble o fijo de la lente intraocular mientras aún se encuentra en el sistema óptico del ojo. En otras palabras, los componentes de la lente intraocular no se retiran del ojo sino que se mantienen en él. Preferiblemente, el modificador de superficie será un láser, pero a diferencia de la Fig. 12, no se podrá usar un láser excimer con este método. El láser excimer es inefectivo con componentes de lente intraocular que no han sido extraídos del ojo simplemente porque la córnea del ojo absorbe el láser excimer.

30 [0045] En consecuencia, el inventor reconoció que como modificador de superficie se podría usar un láser YAG TM, que se usa comúnmente para retirar la cápsula posterior durante la cirugía de cataratas, para modificar la forma del componente o componentes de la lente intraocular mientras sigue en el ojo. Además, cuando la lente intraocular está hecha de un PMMA sin polimerizar o un material plástico similar se podría usar una fuente de energía amplia como modificador de superficie para polimerizar regionalmente la lente de plástico en el ojo para modificar la forma del componente o componentes de la lente. Entonces, en el paso 330, se usa un controlador para controlar la duración e intensidad de la modificación realizada por el modificador de superficie. Como se indicaba anteriormente, se selecciona la intensidad y duración del contacto del modificador de superficie para proporcionar condiciones suficientes para alterar la lente o el ojo, alterando o corrigiendo el poder correctivo del ojo o de la lente. A continuación, en el paso 340, se completa el método.

35 [0046] Mientras que se ha descrito la invención junto con las realizaciones específicas para ello, es evidente que se pueden realizar varios cambios y modificaciones, y se pueden sustituir elementos equivalentes sin apartarse del verdadero alcance de la invención. Adicionalmente, se pueden realizar números modificaciones para adaptar una situación o material concreto a las enseñanzas de la invención sin apartarse de su alcance.

50 **REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN**

La presente lista de referencias citadas por el solicitante es sólo para la conveniencia del lector. No forma parte del documento de Patente Europea. A pesar de la extrema diligencia tenida al compilar las referencias, no se puede excluir la posibilidad de que haya errores u omisiones y la OEP queda exenta de todo tipo de responsabilidad a este respecto.

Patentes citadas en la descripción

- US 5222981 A, Werblin [0001]
- US 5968094 A, Werblin [0001] [0003]
- US 5366502 A [0004]

- 5
- US 5359173 A [0005]
 - WO 9927334 A [0006]
 - US 5288293 A, O'Donnell, Jr [0019]

Bibliografía distinta de la de patentes citada en la descripción

- Journal of Refractive Surgery, May 1999, vol. 15 [0001]

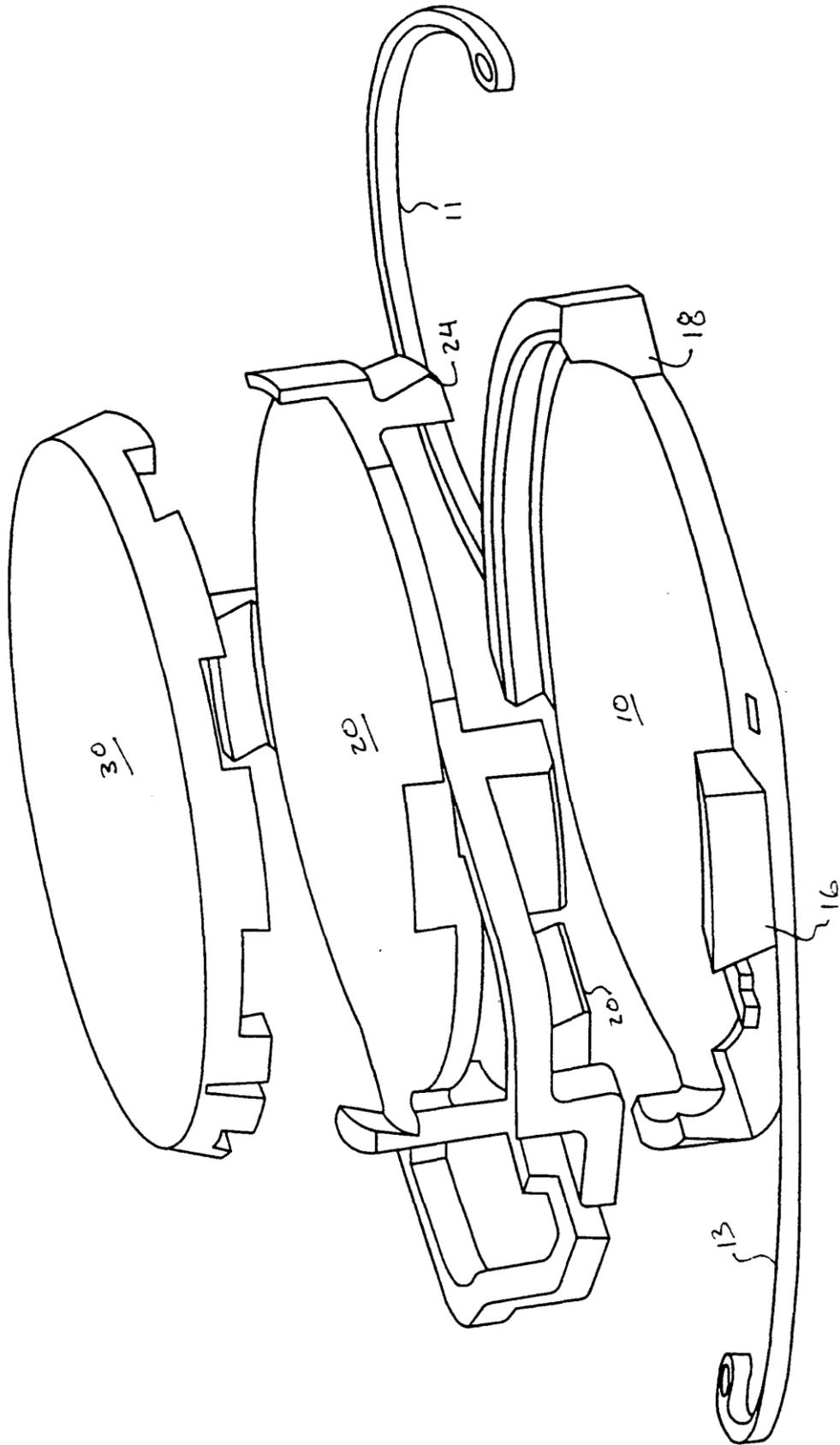
10

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un componente extraíble modificado posoperativamente (20, 30) a discreción de entre una lente intraocular multicomponente (10, 20, 30), una lente intraocular compuesta y un par de lentes intraoculares de componente único adaptadas para corregir aberraciones ópticas en el ojo humano, **caracterizado porque** el componente extraíble modificado posoperativamente (20, 30) comprende al menos una superficie modificada respecto al estado preoperatorio de la misma para compensar las aberraciones ópticas medidas, en un orden más elevado, en un sistema óptico, estando la superficie modificada configurada de acuerdo con los datos
10 cuantitativos medidos en una medición anterior (110) de aberraciones ópticas en el sistema óptico mediante análisis de frente de onda, el sistema óptico sujeto a medición previa que comprende dicho ojo humano que tiene implantada una lente intraocular, una lente intraocular compuesta o un par de lentes intraoculares de componente único, dicha lente intraocular multicomponente (10, 20, 30), lente intraocular compuesta o par de lentes intraoculares de componente único del sistema óptico comprende al menos un componente extraíble
15 (20, 30) con al menos una superficie del componente extraíble en estado preoperatorio, estando adaptado el componente extraíble posoperativamente modificado (20, 30) para ser insertado en el ojo humano para eliminar al máximo las aberraciones ópticas.
- 20 2. La lente intraocular modificada según la reivindicación 1, en la que el sistema óptico sujeto a la medición previa (110) comprende dicho ojo humano en el que se ha implantado durante varios meses una lente intraocular, una lente intraocular compuesta o un par de lentes intraoculares de componente único.
- 25 3. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 1, en el que el componente extraíble modificado posoperativamente comprende un material modificable por un modificador de superficie.
- 30 4. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 3, en el que el material modificable por el modificador de superficie comprende polimetilmetacrilato.
- 35 5. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 1, en el que al menos una superficie del componente extraíble modificado posoperativamente ha sido modificado (120) respecto a su estado preoperatorio mediante una fuente emisora de luz.
6. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 5, en el que el material modificable es modificable por láser.
7. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 6, en el que el material modificable es modificable por láser excimer.
- 40 8. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 3, en el que el material modificable es modificable con una fuente emisora de luz y un emisor de ondas ultrasónicas.
- 45 9. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 3, que comprende el material modificable en un estado modificado por el modificador de superficie bajo el control de un controlador que controla la duración e intensidad del modificador de superficie.
- 50 10. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 9, que comprende el material modificable en un estado modificado por el modificador de superficie bajo el control de un ordenador que controla la duración e intensidad del modificador de superficie.
- 55 11. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 1, en el que el componente extraíble es parte de una lente intraocular multicomponente que comprende una lente base (10) con al menos una proyección (11) para sujetar la lente multicomponente en el ojo para formar una plataforma, una lente de cobertura (20) adaptada para sujetarse a la parte superior de la lente base, y una lente sándwich (30) adaptada para que la lente de cobertura la mantenga en posición.
- 60 12. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 11, en el que el componente extraíble comprende al menos una de las lentes de cobertura (20) y la lente sándwich (30), en el que el sistema óptico sujeto a la medición previa (110) comprende dicho ojo que tiene dicha lente intraocular multicomponente previamente implantada con al menos un componente extraíble (20, 30) fijado a la lente base (10); el componente extraíble modificado estando adaptado para ser readherido a la lente base (10) de dicha lente intraocular multicomponente en el ojo humano.
- 65 13. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 1, en el que el componente extraíble es parte de una lente intraocular multicomponente o lente intraocular compuesta estructurada bien como sistema óptico monofocal o multifocal.

14. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 1, que comprende materiales tratados químicamente.
- 5 15. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 14, en el que los materiales tratados químicamente comprenden bien materiales absorbentes de luz ultravioleta o bien materiales polarizados.
- 10 16. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 1, en el que el componente extraíble es parte de una lente intraocular multicomponente (10, 20, 30) adaptada para reemplazar el cristalino del ojo.
- 15 17. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 1, en el que el componente extraíble es parte de una lente intraocular compuesta utilizable con una lente preexistente en el ojo y que comprende una lente de cobertura y una lente sándwich.
18. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 17, en el que la lente preexistente es bien un cristalino del ojo o bien una lente intraocular.
- 20 19. El componente extraíble modificado posoperativamente según la reivindicación 1, en el que el componente extraíble es parte de una lente intraocular compuesta adaptada para ser montada en el surco del ojo, el ángulo de la cámara anterior del ojo, la cámara anterior con fijación a la cámara posterior o la cámara anterior con fijación al iris.

FIG.1
(Related Art)



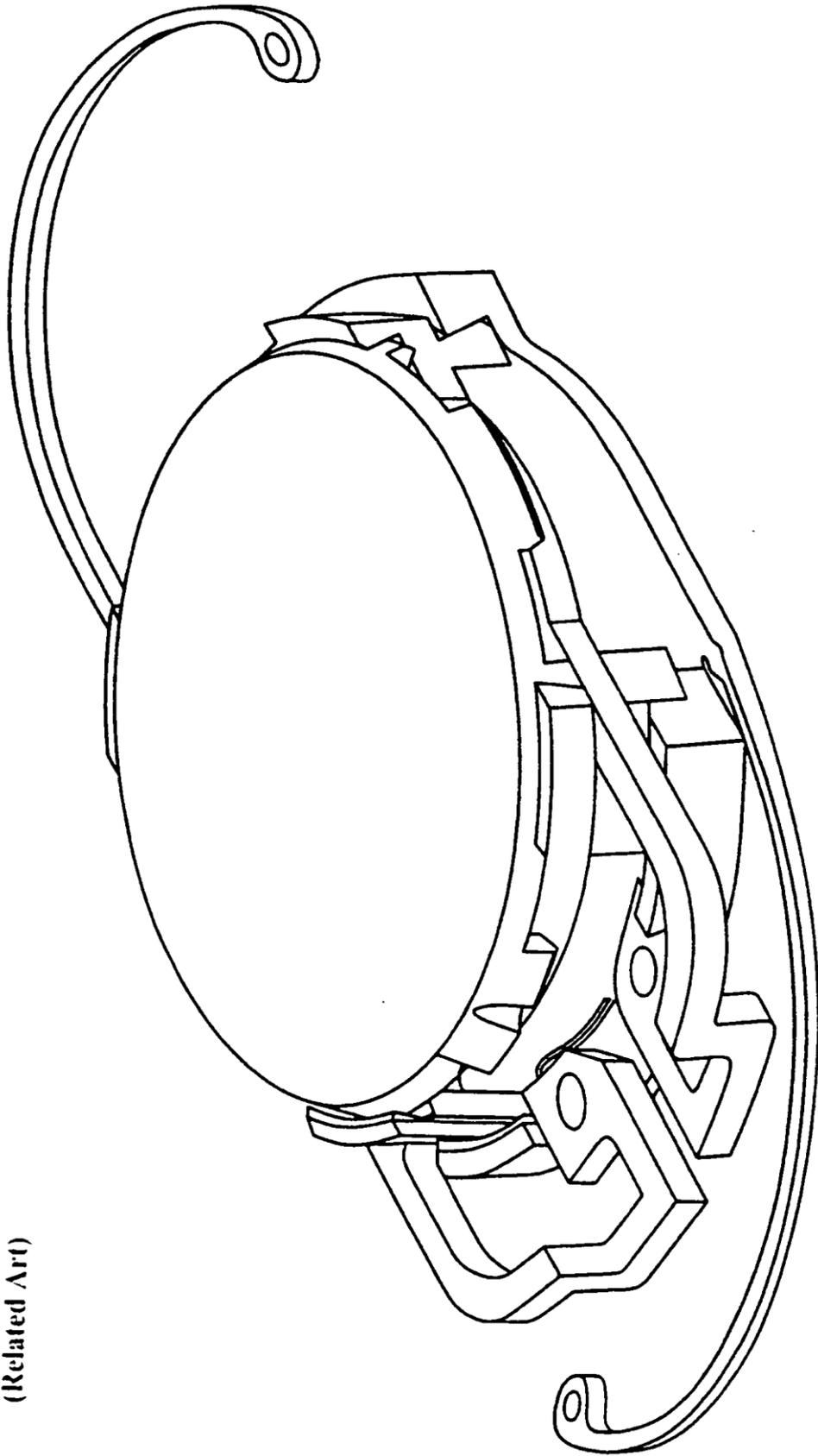


FIG.2
(Related Art)

FIG.3A

(Related Art)

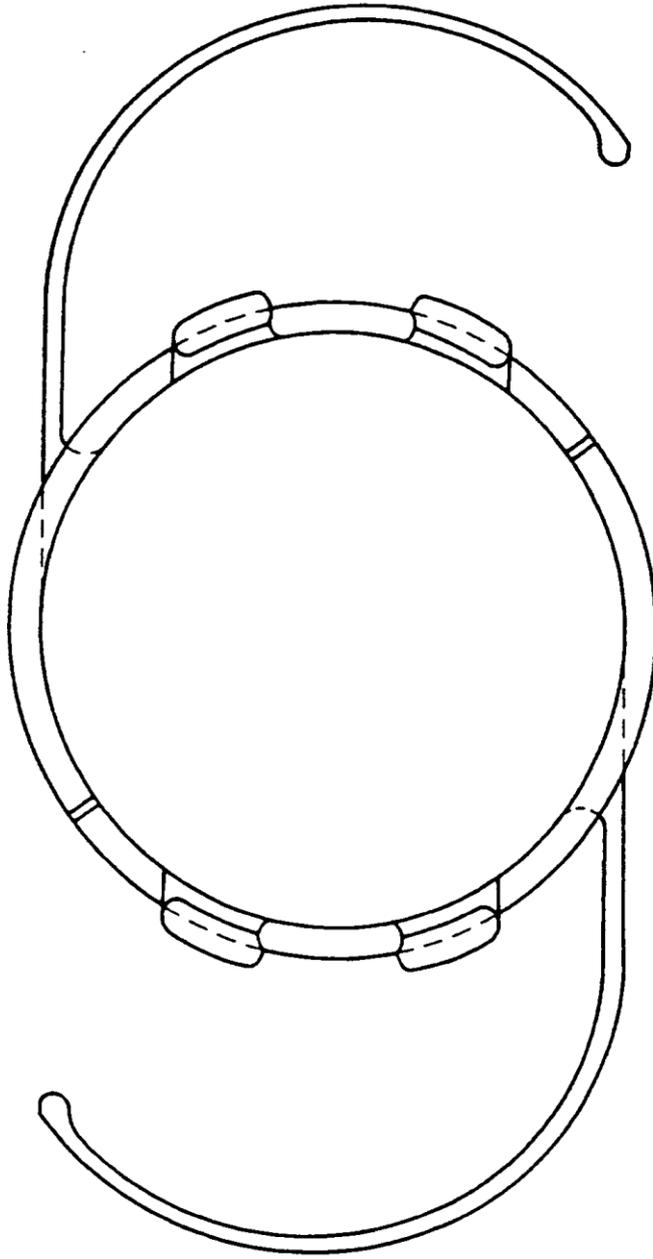


FIG.3B

(Related Art)

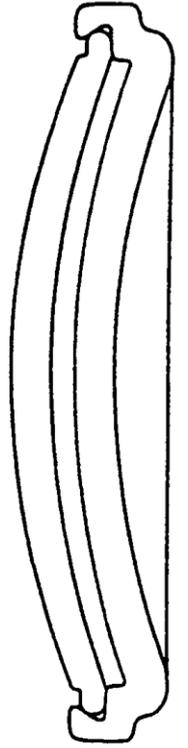


FIG.4A

(Related Art)

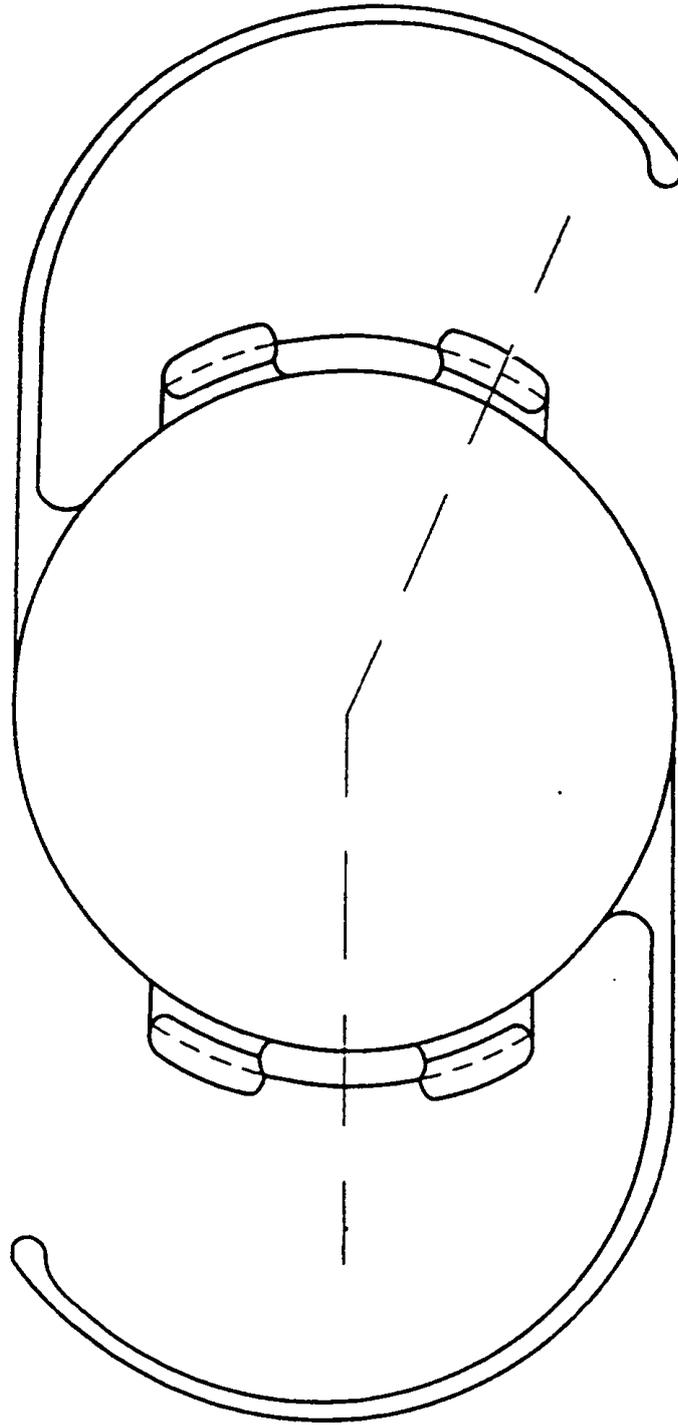


FIG.4B

(Related Art)

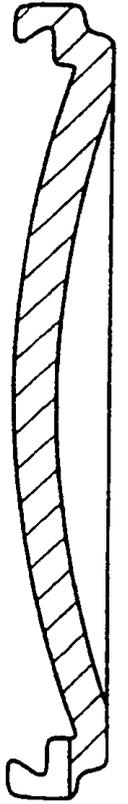


FIG. 5A
(Related Art)

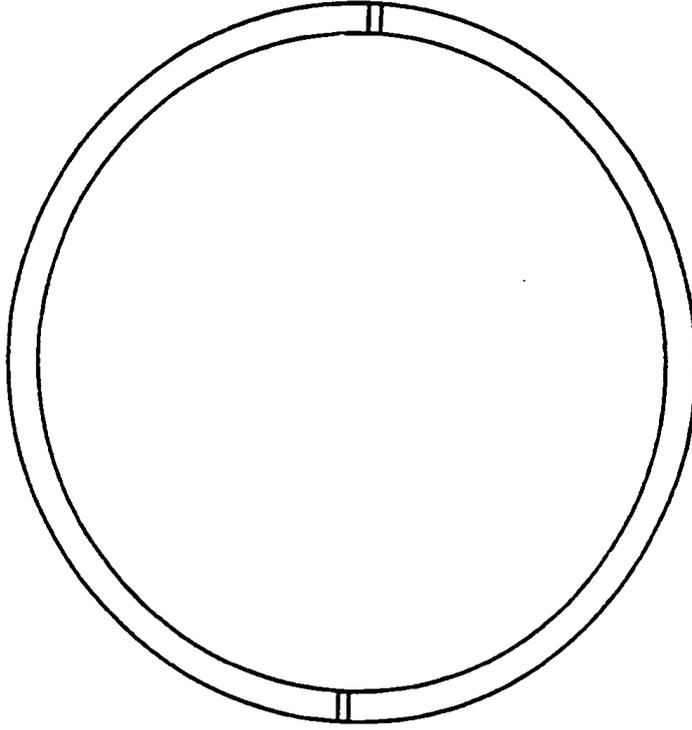


FIG. 5B
(Related Art)



FIG.6
(Related Art)

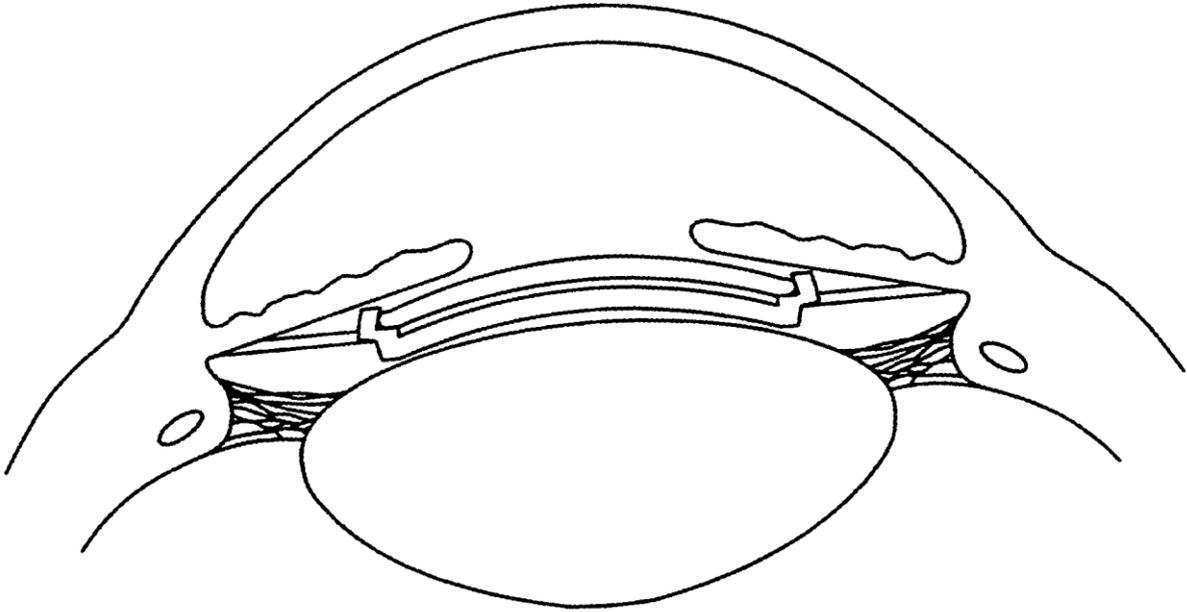


FIG.7
(Related Art)

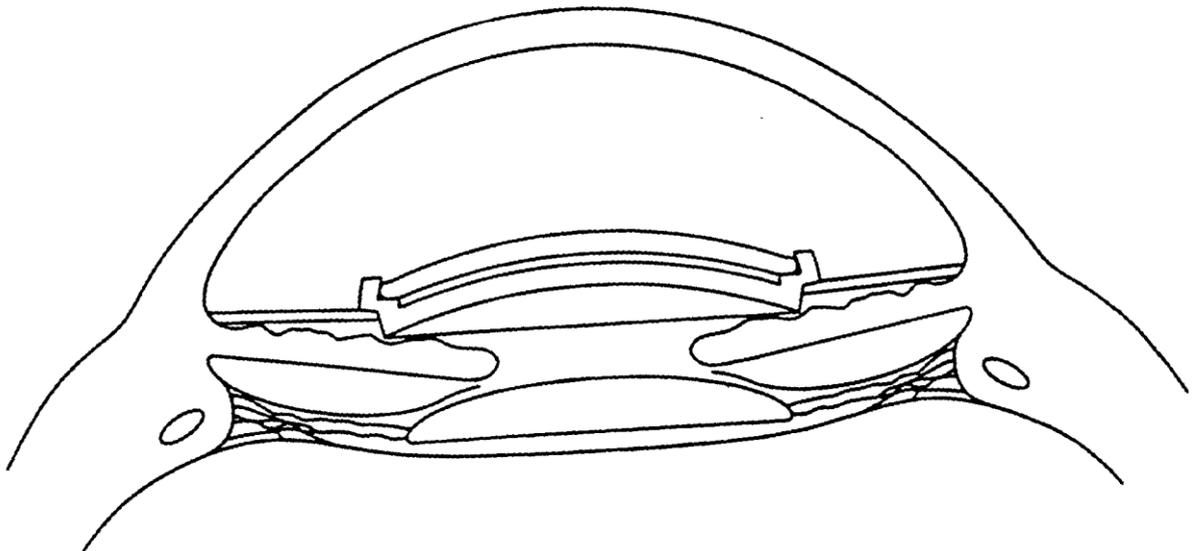


FIG.8
(Related Art)

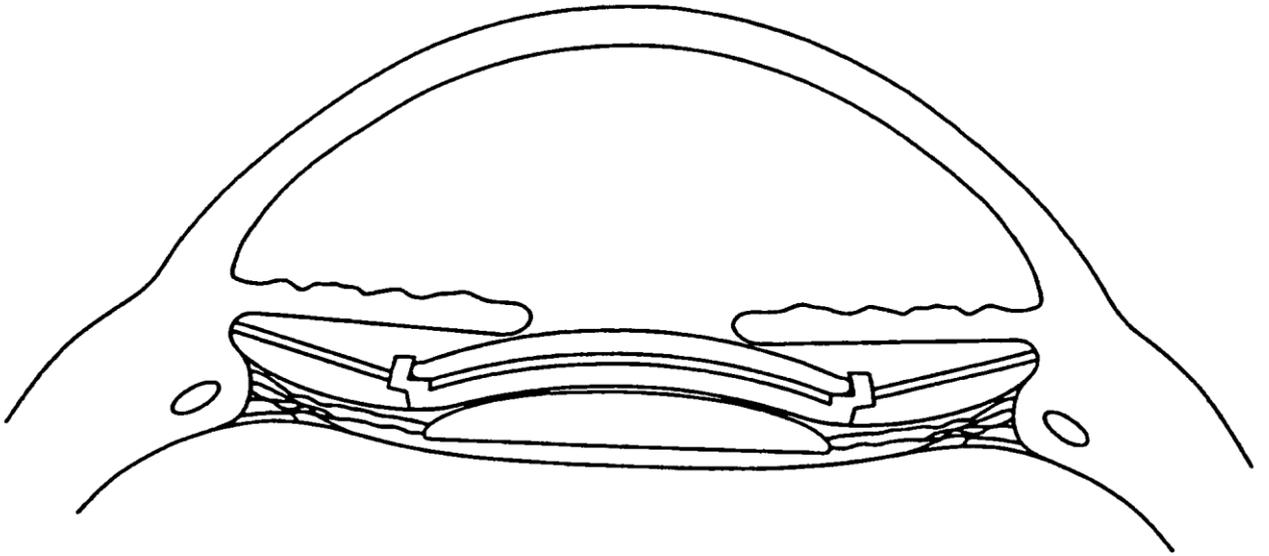


FIG.9
(Related Art)

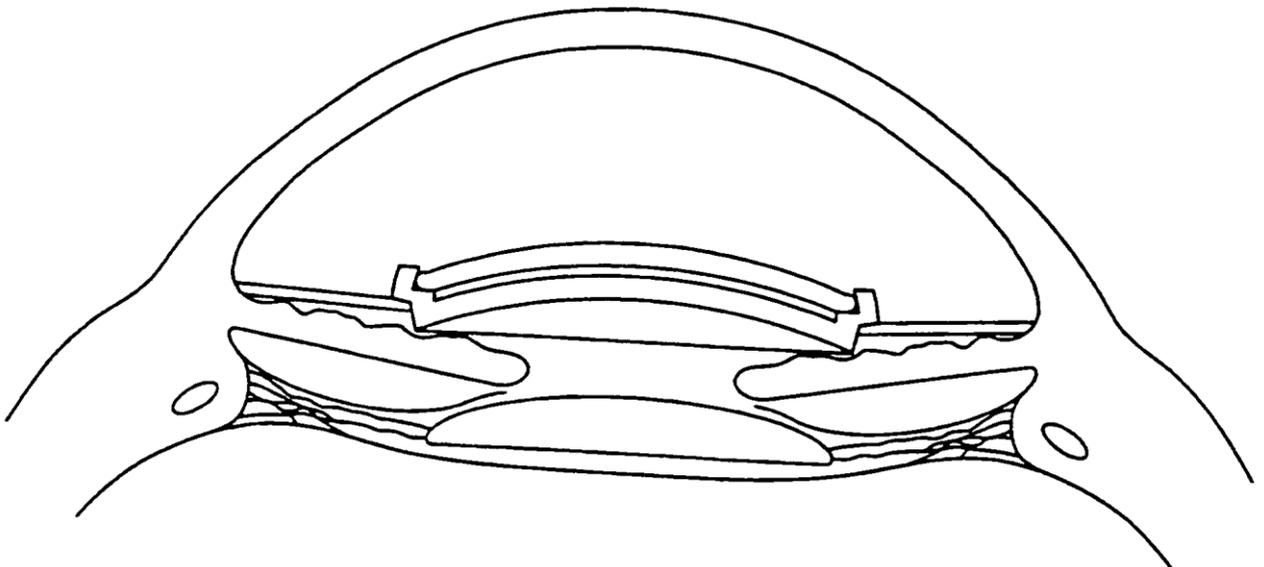


FIG. 10

(Related Art)

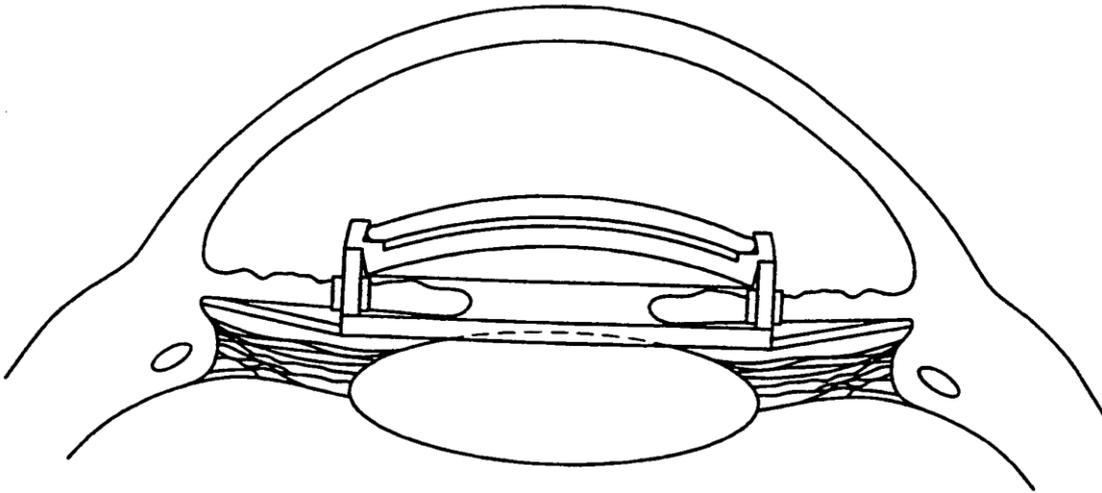


FIG. 11

(Related Art)

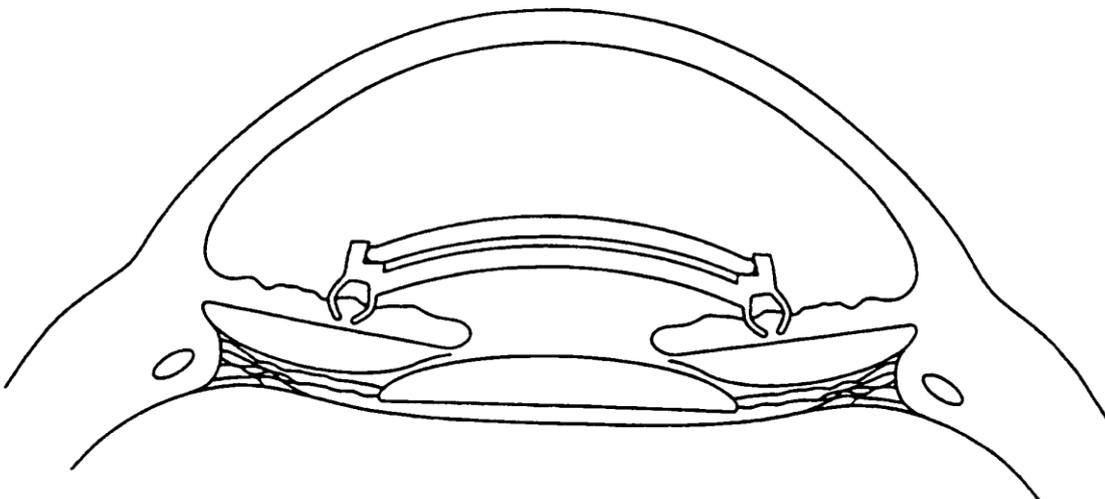
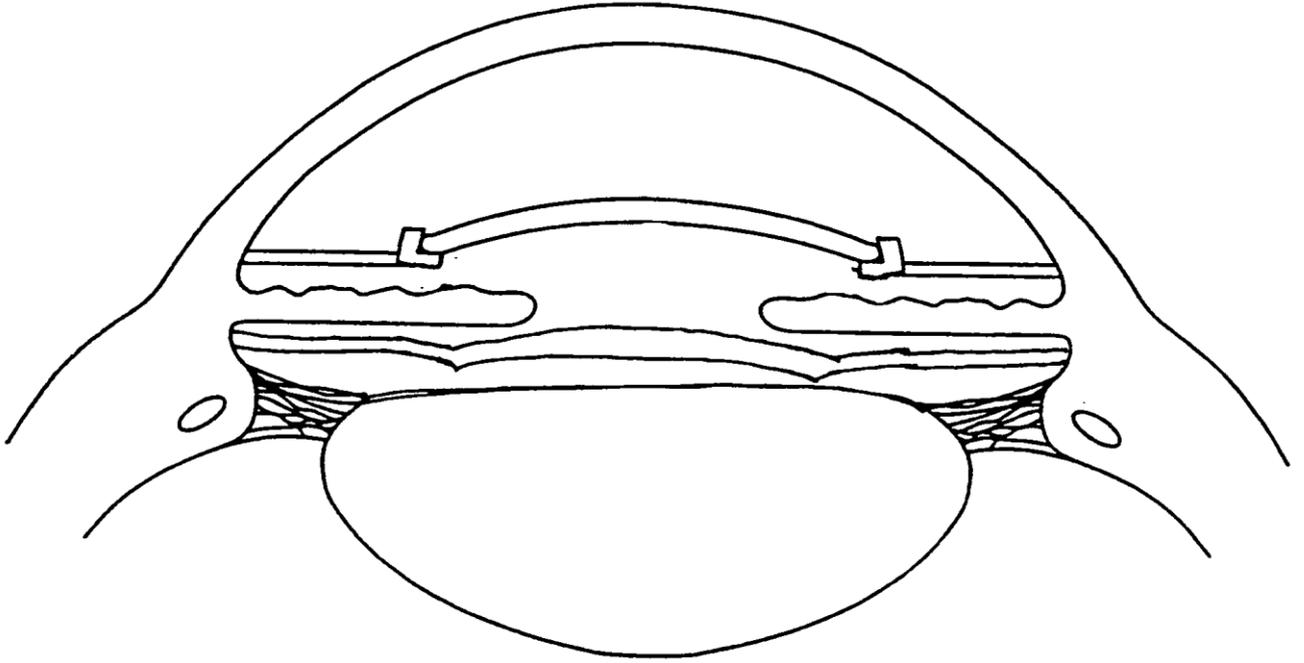


FIG. 12

(Related Art)



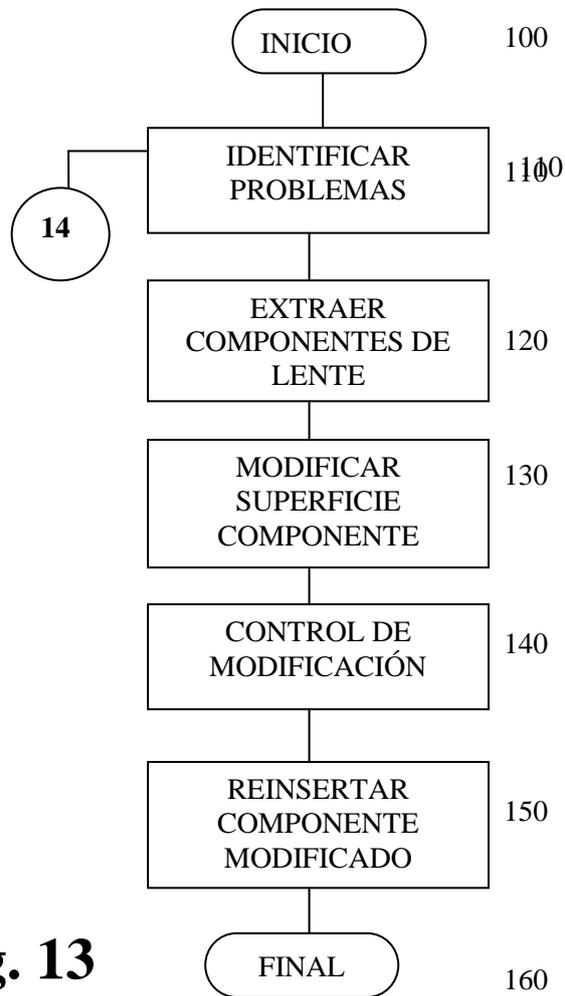


Fig. 13

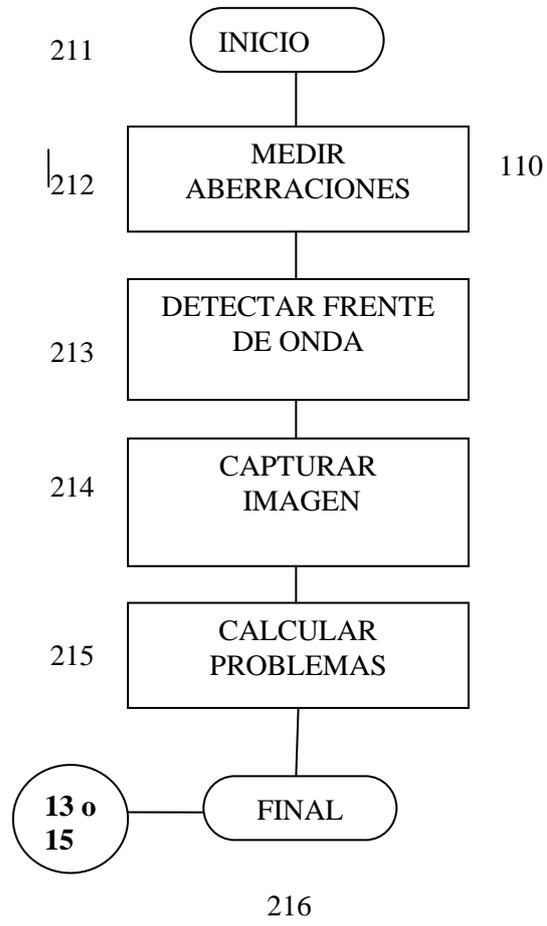


Fig. 14

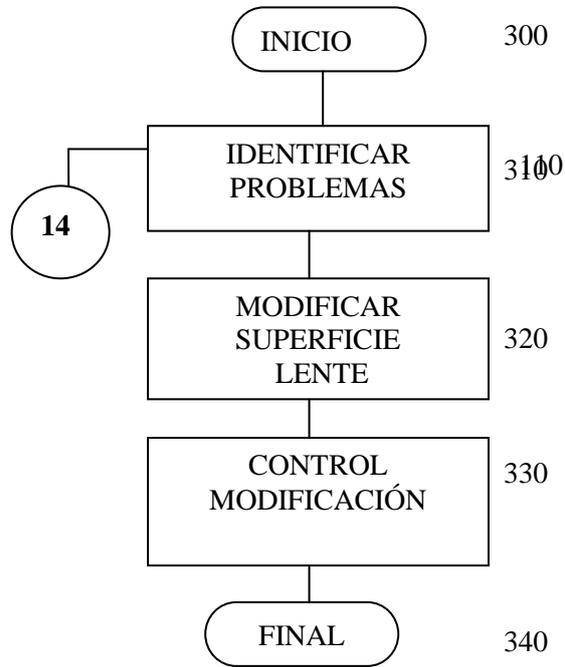


Fig. 15