

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 981 712**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.08.2014** **PCT/GB2014/052459**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.02.2015** **WO15022515**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.08.2014** **E 14753119 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.04.2024** **EP 3033044**

54 Título: **Sistema de lentes intraoculares**

30 Prioridad:

12.08.2013 GB 201314428

20.03.2014 GB 201405005

24.07.2014 GB 201413158

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
10.10.2024

73 Titular/es:

SYNEOS HEALTH INTERNATIONAL LIMITED
(100.0%)

Farnborough Business Park, 1Pinehurst Road
FarnboroughHampshire GU14 7BF, GB

72 Inventor/es:

QURESHI, M;
ARTAL, PABLO;
SCOTT, ROBBIE y
TABERNERO, JUAN

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 981 712 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

Sistema de lentes intraoculares

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a un sistema de lentes intraoculares.

En toda esta solicitud, los términos "lente" y "elemento óptico" se utilizan indistintamente. Debe entenderse que elemento óptico se refiere a un componente refractivo de la lente intraocular.

Antecedentes

La afección más común que afecta a la mácula es la degeneración macular asociada con la edad (DMAE); esta es también la causa más común de pérdida visual significativa en el mundo desarrollado. La DMAE provoca la pérdida de células sensibles a la luz (fotorreceptores) y del tejido de soporte en la parte posterior del ojo, en una parte especializada de la retina conocida como mácula. La afección afecta con mayor frecuencia a la parte central de la mácula (la fovea), una zona que permite la lectura y el reconocimiento de rostros. En la mayoría de los pacientes con degeneración macular asociada con la edad, la pérdida de visión sucede a lo largo de varios años y el patrón de pérdida visual permite mantener pequeñas islas de fotorreceptores funcionales en la mácula. Estas islas de tejido restantes pueden permitir a los afectados leer, pero, debido a que la densidad de las células sensibles a la luz se reduce al aumentar la excentricidad de la fovea, la resolución visual puede verse afectada de modo que a 3 grados nasales de la fovea central, la agudeza visual se reduce a 0,4 (en comparación con una agudeza visual de 1,0 a 0 grados) y a 5 grados la agudeza visual se reduce aún más a 0,34. Dependiendo de la gravedad de la enfermedad, los pacientes pueden beneficiarse de ayudas visuales tales como lupas o del uso de dispositivos telescópicos portátiles o montados en gafas que faciliten la lectura. El uso de estos dispositivos suele ser restrictivo dado que las lupas no son fáciles de transportar (y requieren buena iluminación) y los dispositivos telescópicos pueden reducir gravemente el campo de visión del paciente. A pesar de los problemas asociados con la resolución visual reducida, los pacientes con degeneración macular asociada con la edad y con afecciones similares que afectan el campo visual central aún pueden hacer un uso efectivo del tejido macular residual fuera de la fovea dañada (a veces denominado "locus retiniano preferido" o PRL), aunque esto puede requerir que el paciente aprenda a fijar la visión excéntricamente, algo que no siempre se logra fácilmente. Un método potencial para mejorar la fijación de los pacientes es llevar a cabo una cirugía para introducir un dispositivo que modifique la trayectoria de la luz en el ojo, de modo que las imágenes se enfoquen en el PRL con o sin efecto de aumento. Sin embargo, la ubicación precisa del PRL varía de un paciente a otro y para utilizar dicho acercamiento resulta esencial la focalización precisa del PRL si no se quiere empeorar la visión de un paciente. Asimismo, a medida que la enfermedad progresa y se reduce el tamaño de las restantes islas de retina funcionales, la ubicación del PRL puede cambiar y puede ser necesario alterar la trayectoria de la luz en el ojo para tener esto en cuenta.

Los acercamientos quirúrgicos actuales para el tratamiento de la mala visión en la degeneración macular asociada con la edad incluyen la implantación de lentes telescópicas, en algunos casos no diferentes de los empleados para la cirugía de cataratas. Tales lentes tienen la ventaja de una óptica superior sin las desventajas asociadas con el uso de dispositivos telescópicos externos. Asimismo, los dispositivos telescópicos pueden configurarse de tal manera que proporcionen una imagen ampliada que se enfoque en un área de mácula sana excéntrica a la fovea. La mayoría de los diseños existentes para estos dispositivos intraoculares adoptan variaciones de un sistema de telescopio galileano, de modo que se sitúa una lente intraocular (LIO) divergente en el ojo detrás de una LIO convergente.

Un acercamiento paraxial básico para un telescopio intraocular galileano es el siguiente:

$$\left. \begin{aligned} D &= f_{ob} + f_{oc} \\ M &= -\frac{f_{oc}}{f_{ob}} \end{aligned} \right\} \longrightarrow \left. \begin{aligned} f_{ob} &= D \frac{M}{M-1} \\ f_{oc} &= D \frac{-1}{M-1} \end{aligned} \right\}$$

D = distancia entre lentes (se asume que son lentes delgadas)

M = aumento

fobj = distancia focal de la lente del objetivo

foc = longitud focal de la lente ocular

5 Los telescopios intraoculares galileanos que emplean una LIO divergente de luz ubicada en la cámara posterior del ojo y una lente convergente de luz en la cámara anterior del ojo son divulgados por Orzalesi *et al.* (Ophthalmology, Volumen 114, Número 5; 2007) y en la patente de EE. UU. N.º 20120136438 A1. Estos sistemas permiten ampliar una imagen y desviar la luz para focalizar partes sanas de la mácula. Esto último se logra mediante el desplazamiento de la lente divergente en dirección perpendicular al eje óptico de la lente convergente mediante un diseño de elemento háptico asimétrico (el elemento háptico es el brazo de soporte de una LIO, que a menudo se encuentra en pares, cada uno colocado en lados opuestos del implante para garantizar que la posición de la LIO en el ojo permanezca estable). Al acortar un elemento háptico y alargar el otro, es posible desplazar la LIO divergente para lograr un efecto prismático y un enfoque de la luz excéntrico a la fijación. La disposición tiene una serie de desventajas. En primer lugar, el efecto prismático lo confiere la LIO divergente, que se encuentra detrás de la LIO convergente en ambos casos, dificultando de este modo el acceso con el fin de rotar la LIO divergente para focalizar el PRL en caso de que su ubicación cambie en el futuro. En segundo lugar, se sabe que la ubicación de una LIO en la cámara anterior está asociada con patologías secundarias tales como glaucoma y daños a la córnea del ojo. En tercer lugar, la óptica de tal configuración depende en gran medida de que las LIO permanezcan separadas una distancia fija, con fines de aumento, y con un desplazamiento fijo perpendicular al eje óptico (en el caso de la lente divergente) con fines de focalizar el PRL de modo que, sin tener en cuenta la configuración óptima de las LIO entre sí, el sistema tiene el potencial de empeorar aún más la visión del paciente.

Los telescopios intraoculares que aprovechan las LIO colocadas en una alineación fija se divulgan en las patentes de EE.UU. N.º 7186266; 6596026; 5391202; 7918886; 20040082995 y 20110153014. Las principales desventajas de fijar la lente divergente a la lente convergente en estos sistemas son que: 1) Es posible que la disposición no permita el desplazamiento de una lente en relación con la otra para crear el efecto prismático necesario para focalizar el PRL (como es el caso con la mayoría de los diseños cilíndricos de una sola pieza); 2) en algunos casos, el efecto prismático, si es que se logra, puede no ser modificable sin reemplazar el implante; 3) en el caso de sistemas donde el dispositivo (o parte del dispositivo) se implanta en la bolsa capsular, la fibrosis de la bolsa capsular sobre el implante puede impedir su fácil reemplazo o rotación en caso de que surja la necesidad de ajuste en respuesta a un cambio en el PRL; 4) el tamaño del implante aumenta de modo que se requiere una incisión más grande en el ojo para ubicar el mismo (esto está asociado con un tiempo de curación de la herida más largo y un mayor astigmatismo que puede afectar negativamente la calidad de la visión). Además, el alto poder dióptrico de las lentes empleadas requiere una cuidadosa consideración de las superficies de las lentes para optimizar el potencial visual y evitar un rendimiento deficiente del implante.

En consecuencia, existe la necesidad de un sistema de lentes intraoculares que enfoque de manera fiable una imagen en el PRL, y al mismo tiempo que sea lo suficientemente flexible como para permitir cambios en la ubicación del PRL del paciente sin necesidad de cirugía adicional.

El documento US2006/0030938 A1 se refiere a una LIO esférica para usar en un sistema ocular pseudofáquico, que no tiene aberración esférica inherente.

Sumario de la invención

De acuerdo con un primer aspecto de la presente invención, se proporciona un sistema de lentes intraoculares de acuerdo con la reivindicación 1.

Las realizaciones de la invención incluyen dos (o más) lentes, por ejemplo, una lente intraocular anterior que converge la luz para su colocación dentro del ojo, teniendo la lente una superficie anterior y una superficie posterior; y una lente intraocular posterior que diverge la luz para su colocación dentro del ojo por detrás de la lente anterior, teniendo la lente posterior una superficie anterior y una superficie posterior; en donde al menos una de las superficies de la lente anterior y las superficies de la lente posterior son superficies modificadas que incluyen asfericidad para proporcionar un continuo de imágenes retinianas que se presentarán en la retina en un área entre dos excentricidades retinianas.

Para lograr esto, se usa un proceso de optimización para determinar los valores precisos del radio y la asfericidad únicos de cada superficie de la lente (dados, por poner un ejemplo, como el valor cónico de cada superficie). Existen múltiples combinaciones de estos valores (radios y valores cónicos) que pueden emplearse para producir un rendimiento óptico similar para diferentes ángulos de excentricidad retiniana. Al usar múltiples lentes, es posible ampliar las imágenes presentadas en la retina, así como proporcionar el continuo deseado de imágenes en un área entre dos excentricidades retinianas.

El área entre dos excentricidades retinianas puede ser un área que se extiende al menos 2 grados, preferiblemente al menos 3 grados y más preferiblemente al menos 4 grados del eje visual. En algunas realizaciones, el área en la que se enfocan las imágenes de la retina se extiende al menos 5 grados del eje visual. El área puede extenderse a toda la fovea.

Para proporcionar las características de imagen deseadas, al menos dos de las superficies incluyen asfericidad. Todas las superficies de las lentes (es decir, las cuatro superficies donde hay dos lentes) incluyen asfericidad.

- 5 Cuando se usan dos lentes, las lentes anterior y posterior pueden estar separadas entre sí. Como alternativa, pueden estar conectadas entre sí por una estructura física, por ejemplo, para mantenerlas a una distancia determinada. En algunas realizaciones, las dos lentes pueden tener un elemento de transmisión óptica entre ellas, que puede servir para conectarlas.
- 10 En algunas realizaciones, el sistema comprende al menos dos lentes intraoculares (LIO) dispuestas a la manera de un telescopio galileano para proporcionar imágenes ampliadas. Ambas lentes están centradas en el eje visual. El uso de asfericidad permite presentar imágenes ampliadas a la retina en un área que se extiende 5 grados o más desde la fijación. Esto evita la necesidad de inducir un efecto prismático para dirigirse específicamente a loci retinianos específicos, por lo que no es necesario desplazar una lente con respecto a la otra en una dirección perpendicular al eje visual. De esta manera, las imágenes pueden enfocarse en un continuo a través de la fovea (pero no necesariamente limitándose a la fovea) en individuos con visión central deficiente.

- Se confiere un mayor grado de asfericidad a una de las superficies modificadas o a una combinación de superficies. La tolerancia del sistema aumenta ventajosamente mediante un aumento adicional de la asfericidad en una de las superficies modificadas. Esto significa que el posicionamiento relativo de las dos lentes es menos crítico y, por lo tanto, el sistema es menos sensible a las variaciones de separación entre las dos lentes que puedan surgir, por ejemplo, debido a la anatomía del ojo del paciente o a diferencias en la técnica quirúrgica. La aberración puede ser cualquier aberración de alto orden (particularmente de 4° a 6° orden); una aberración esférica o de otro tipo tal que se mejore la tolerancia del sistema de lentes LIO. Por lo tanto, el sistema de lentes LIO puede actuar para mejorar la visión del paciente en un intervalo de distancias de separación de lentes en lugar de en una distancia de separación específica. El sistema de lentes LIO evita problemas asociados con otros sistemas de LIO donde la colocación del sistema en el ojo de un paciente puede en realidad dar como resultado una reducción en la calidad de la visión del paciente, debido a efectos ópticos asociados con las ubicaciones relativas de las dos lentes.

- 30 Ventajosamente, el sistema permite una explantación relativamente sencilla de las lentes si el paciente no tolera el dispositivo o si requiere una sustitución.

- El uso conjunto de dos lentes intraoculares (LIO) proporciona una forma de maximizar el potencial visual de los pacientes con degeneración macular asociada con la edad y otras afecciones progresivas, y no progresivas, que afecten la mácula y el campo visual central.

- Opcionalmente, las superficies modificadas son superficies cónicas polinomiales rotacionalmente simétricas, aunque en otras realizaciones se pueden usar otras superficies no esféricas.

- 40 Opcionalmente, el flechado superficial (coordenada z) de la superficie modificada viene dado por:

$$Z = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}}$$

- De acuerdo con la presente invención, la combinación de radios (r) y constantes cónicas (k) es la siguiente:

- 45 $r_1 = 6,6 \text{ mm}; k_1 = -9;$
 $r_2 = -5,7 \text{ mm}; k_2 = -0,6;$
 $r_3 = -13,3 \text{ mm}; k_3 = -100;$
 $r_4 = 4 \text{ mm}; k_4 = -7.$

- 50 Cabe señalar que muchas otras combinaciones de radios y constantes cónicas pueden generar valores similares.

Preferiblemente, el sistema de lentes intraoculares comprende la modificación de las cuatro superficies de la lente.

- 55 Las cuatro superficies del sistema de lentes intraoculares se vuelven asféricas. El sistema de lentes intraoculares incluye además: un medio de posicionamiento de lente anterior; y un medio de posicionamiento de lente posterior; en donde el medio de posicionamiento anterior está configurado de manera que, cuando se coloca la lente anterior dentro del ojo, el medio de posicionamiento anterior ubique la lente anterior de manera que quede alineada con el eje óptico del ojo; y en donde el medio de posicionamiento de lente posterior está configurado de manera que, cuando se coloca la lente posterior dentro del ojo, el medio de posicionamiento posterior ubique la lente posterior de manera que quede alineada con el eje óptico del ojo. De esta manera, los elementos hápticos se configuran en un diseño háptico simétrico cuando se usan de modo que la imagen enfocada en la retina por el sistema de LIO se enfoca en la fovea en un área que se extiende entre dos excentricidades retinianas.

Opcionalmente, la lente anterior y el medio de posicionamiento anterior son de una sola pieza; y/o la lente posterior y el medio de posicionamiento posterior son de una sola pieza. Por ejemplo, cada lente puede moldearse para que incluya sus elementos hápticos.

- 5 Opcionalmente, las superficies modificadas incluyen una segunda aberración, siendo la segunda aberración un polinomio de Zernike para cualquiera de: inclinación, desenfoque, astigmatismo o coma. Esta aberración puede ser al menos una aberración de 4º orden. Opcionalmente, no puede ser una aberración superior a 6º orden.

10 De esta manera, se optimiza aún más el sistema de lentes LIO para corregir aberraciones ópticas adicionales de pacientes específicos.

Preferiblemente, se tiñen una o ambas lentes intraoculares de amarillo y, por lo tanto, se configuran de manera que el material de la lente absorba luz con longitudes de onda inferiores a 390 nm. De esta manera, se reduce la aberración cromática transversal optimizando de este modo la óptica del sistema.

15 Opcionalmente, el elemento óptico de las lentes se modifica de manera que las imágenes ampliadas puedan enfocarse en la retina en un ángulo amplio desde el centro foveal (más de 5 grados del centro foveal).

20 Opcionalmente, se puede colocar una tercera lente intraocular con una superficie que incorpore una propiedad difractiva entre la primera y segunda lentes, para aumentar la profundidad de enfoque del sistema.

Opcionalmente, se puede ubicar una tercera lente intraocular con una superficie que incorpora asfericidad entre la lente primera y segunda para aumentar el rango de excentricidades a través de las cuales se presenta una imagen en la retina.

25 En algunas realizaciones, la lente anterior es adecuada para su colocación en la cámara anterior del ojo y la lente posterior es adecuada para su colocación en el surco ciliar del ojo. La lente anterior puede tener un diámetro no superior a 5 mm. Opcionalmente, la lente anterior podrá tener un diámetro no inferior a 4 mm ni superior a 5 mm. En otras realizaciones, una o ambas lentes pueden tener un diámetro no superior a 6 mm. En otras realizaciones adicionales, se pueden usar lentes con diámetros superiores a 6 mm.

30 En algunas realizaciones, la lente anterior es adecuada para su colocación en el surco ciliar del ojo y la lente posterior es adecuada para su colocación en la bolsa capsular del ojo. De nuevo, la lente anterior puede tener un diámetro no superior a 5 mm. Opcionalmente, la lente anterior podrá tener un diámetro no inferior a 4 mm ni superior a 5 mm.

35 En algunas realizaciones, tanto la lente anterior como la lente posterior son adecuadas para ser colocadas en la bolsa capsular del ojo.

40 En algunas realizaciones, la lente anterior es adecuada para colocarse en la cámara anterior del ojo y la lente posterior es adecuada para colocarse en la bolsa capsular del ojo.

En algunas realizaciones, la lente anterior y la lente posterior son ambas adecuadas para colocarse en el surco ciliar del ojo.

45 Preferiblemente, al menos parte de una lente está hecha de un material biocompatible.

Preferiblemente, ambas lentes están hechas parcial o totalmente de un material biocompatible.

50 El material biocompatible puede ser silicona o acrílico. El material puede ser un material rígido tal como polimetilmetacrilato, pero puede ser un acrílico más blando que puede tener propiedades hidrófobas o hidrófilas.

Opcionalmente, el sistema de lentes intraoculares incluye elementos hápticos para la lente anterior y/o la una o más lentes posteriores, que están en ángulo para permitir inclinar dicha una o más lentes en diversas direcciones con respecto al eje óptico del ojo.

55 Opcionalmente, la lente anterior incluye un anillo opaco. Esto resulta particularmente útil cuando las pupilas naturales del paciente son grandes, ya que evita la borrosidad de la imagen retiniana que de otro modo podría producirse como resultado de la luz que se desplaza alrededor del exterior de la lente.

60 Cuando la lente anterior está equipada con un anillo opaco, el anillo puede tener un diámetro interior de entre 5 mm y 7 mm. El anillo puede ser una característica separada que puede conectarse a la lente.

Descripción de las figuras

65 Se ilustrarán realizaciones de la presente invención con referencia a los dibujos adjuntos, de los cuales:

La Figura 1 es una vista en sección transversal longitudinal de un ojo;

La Figura 2 es una vista superior y una vista lateral de la LIO anterior presentada como parte de los sistemas ilustrados en las FIG. 2 y 6;

La Figura 3 es una vista superior y una vista lateral de la LIO posterior presentada como parte de los sistemas ilustrados en las FIG. 2 y 6;

La Figura 4 es una vista esquemática en sección transversal de un ojo que presenta una realización de la presente invención tal como se establece en la presente divulgación;

La Figura 5 es una vista esquemática en sección transversal de una realización de la presente invención en un ojo y los trazos de rayos de luz asociados;

La Figura 6 muestra la calidad de imagen fuera del eje proporcionada por la presente invención en comparación con la proporcionada por un elemento óptico monofocal estándar;

La Figura 7 demuestra la calidad de imagen consistente proporcionada por la presente invención en el intervalo de 0 a 5 grados de excentricidad de la fijación en la retina y con la distancia entre los dos elementos ópticos del sistema que varía de 1,4 mm a 1,7 mm;

La Figura 8 es una vista superior y una vista lateral de una realización de la LIO anterior; y

La Figura 9 es una vista superior y una vista lateral de una realización de la LIO posterior.

Descripción de las realizaciones

Una realización de la presente invención comprende dos LIO separadas. La primera es una lente convergente de luz con una forma y un tamaño adecuados para el asentamiento anteriormente con respecto al segundo elemento óptico en el surco ciliar del ojo. La segunda es una lente posterior divergente de luz con una forma y un tamaño adecuados para el asentamiento en la bolsa capsular. Esta realización se emplea mejor situando las LIO en estas posiciones, pero otras realizaciones permiten situar la lente convergente de luz en la cámara anterior del ojo y la LIO divergente de luz en el surco ciliar, o ambas LIO en el surco ciliar o ambas LIO en la bolsa capsular. Las LIO se estabilizan en sus posiciones relativas mediante elementos hápticos unidos a o continuos con el elemento óptico de cada lente y la configuración proporciona una imagen ampliada a la manera de un telescopio galileano. Sin embargo, con el fin de enfocar imágenes retinianas a través de una variedad de excentricidades retinianas del centro foveal, las superficies de las lentes intraoculares se vuelven asféricas. De este modo, se sacrifica una calidad de imagen óptima en un locus retiniano específico a cambio de la capacidad de enfocar un continuo de imágenes en un área comprendida entre dos excentricidades retinianas, prescindiendo así de la necesidad de inducir un efecto prismático en el tren de lentes. Asimismo, las realizaciones de la presente invención pueden permitir la extracción de las LIO durante procedimientos posteriores y su reemplazo con LIO basadas en el mismo diseño pero con diferentes poderes dióptricos de modo que más, o menos, se puede proporcionar una ampliación de la imagen de la retina.

Un sistema ilustrativo comprende 4 superficies de lentes cónicas rotacionalmente simétricas que se modifican para generar un continuo de imágenes de calidad constante en un área que se extiende hasta al menos 5 grados del centro foveal (o un área de diámetro total de 10 grados centrada alrededor del centro foveal). Preferiblemente, las 4 superficies de la lente en el sistema se vuelven asféricas con la mayor cantidad de asfericidad conferida a la superficie posterior de la lente posterior. Esta combinación optimiza la calidad de las imágenes presentadas a la retina del ojo en una variedad de excentricidades retinianas y aumenta la tolerancia del sistema a errores en el posicionamiento de las LIO.

La naturaleza flexible de las realizaciones es posible mediante la optimización de las superficies de las lentes para corregir diversas aberraciones ópticas. La optimización de las superficies de las LIO es necesaria en primer lugar debido a los altos poderes dióptricos de los elementos ópticos, ya que estos se desvían de la fórmula paraxial de lente delgada descrita anteriormente. Cada superficie de las LIO de la presente invención tiene una superficie asférica. Esto permite presentar imágenes ampliadas en la fovea a lo largo de una variedad de excentricidades retinianas sin necesidad de desplazamiento de las dos lentes entre sí en una dirección perpendicular al eje visual. La flexibilidad también viene dada por la ausencia de acoplamiento entre las dos lentes de las realizaciones ejemplificadas de la presente invención, lo que facilita la implantación de las LIO sin necesidad de realizar una gran incisión en el ojo que aumentaría el astigmatismo y aumentaría el tiempo de recuperación. De forma similar, esta característica permite una explantación más fácil de las lentes (si así se desea). Sin embargo, debido a que la distancia entre las dos lentes a lo largo del eje óptico también es un factor crítico para determinar la calidad de la imagen de la retina, un pequeño cambio en la posición de las lentes entre sí a lo largo del eje óptico da como resultado la generación de un error refractivo significativo y degrada la calidad de la imagen presentada a la mácula. Algunas realizaciones de la presente invención superan este problema induciendo un mayor grado de asfericidad en una de las cuatro superficies de la lente en el sistema (preferiblemente la superficie posterior de la lente posterior). Esto aumenta la profundidad de enfoque y

asegura una alta calidad de imagen retiniana y un intervalo significativo de tolerancia de posicionamiento. Otras modificaciones opcionales a una o ambas LIO se incluyen en la divulgación de la presente invención; incluyendo estas diversas mejoras en los elementos ópticos, tales como reducir el viñeteado con pupilas más grandes y cambios que permitan una aplicación más amplia del dispositivo. Se contempla que el kit incluirá una variedad de LIO de distintos poderes refractivos y superficies para conferir una variedad de aumentos de imagen y el uso de la invención en una amplia variedad de pacientes, incluidos aquellos con afecciones distintas a la DMAE y aquellos con altos errores refractivos y astigmatismo.

Una característica clave de la presente invención es que las superficies de cada elemento óptico de LIO se modelan/configuran para inducir una aberración esférica, minimizar la aberración óptica y aumentar la tolerancia del posicionamiento de las LIO. Las características superficiales de las lentes intraoculares utilizadas en la presente invención se pueden describir utilizando polinomios de Zernike, que se trata de un conjunto completo de polinomios ortogonales definidos en un círculo unitario que se pueden utilizar para ajustar un frente de onda o un flechado superficial sobre un dominio circular. Representan eficientemente errores comunes como el coma y la aberración esférica, y se describen de acuerdo con la ecuación:

$$z(\rho, \theta) = \sum_{i=1}^{15} a_i Z_i$$

Donde ρ y θ representan el radio normalizado y el ángulo de azimut, respectivamente, y a_i es el coeficiente de ponderación para este término.

La Tabla 1 muestra los primeros 15 términos de Zernike y las aberraciones que cada término significa.

Tabla 1

i	$Z_i(\rho, \theta)$	
1	1	Pistón
2	$2\rho\cos\theta$	Inclinación x
3	$2\rho\sin\theta$	Inclinación y
4	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$	Desenfoque
5	$\sqrt{6}(2\rho^2 - \sin 2\theta)$	Astigmatismo 1 ^{er} orden (45°)
6	$\sqrt{6}(2\rho^2 - \cos 2\theta)$	Astigmatismo 1 ^{er} orden (0°)
7	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho)\sin\theta$	Coma y
a	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho)\cos\theta$	Coma x
9	$\sqrt{8}(\rho^3\sin\theta)$	Trefoil 30°
10	$\sqrt{8}(\rho^3\cos\theta)$	Trefoil 0°
11	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	Aberración esférica
12	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2)\cos 2\theta$	Astigmatismo 2° orden (0°)
13	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2)\sin 2\theta$	Astigmatismo 2° orden (45°)
14	$\sqrt{10}4\rho^4\cos 4\theta$	Tetrafoil 0°
15	$\sqrt{10}4\rho^4\sin 4\theta$	Tetrafoil 22,5°

Con el fin de favorecer la comprensión de los principios de la presente divulgación, ahora se hará referencia a las Figuras. No se pretende limitar el alcance de la divulgación. Se contemplan en su totalidad cualquier alteración y modificación adicional de los dispositivos, instrumentos, y métodos descritos, y cualquier aplicación adicional de los principios de la presente divulgación, como normalmente se le ocurriría a un experto en la técnica a la que se refiere la divulgación. En concreto, se contempla plenamente que las características, componentes y/o pasos descritos con respecto a una realización pueden combinarse con las características, componentes y/o pasos descritos con respecto a otras realizaciones de la presente divulgación.

Con referencia a la Figura 1, se muestra una representación del ojo humano en sección transversal. El ojo está rodeado por una capa fibrosa resistente, la esclerótica **1**, que está ausente en la parte anterior donde se encuentra con la córnea **2**. La córnea **2** es una estructura transparente que proporciona al ojo la mayor parte de su poder de enfoque y forma el límite anterior de la cámara anterior **3**. La cámara posterior **4** está separada de la cámara anterior **3** por el iris **5**. En la periferia anterior de la cámara posterior se encuentra una depresión conocida como surco ciliar **6**. El iris **5**

contiene un agujero redondo central, conocido como pupila **7**, que permite el paso de la luz al cristalino natural **8**. El cristalino natural **8** está contenido dentro de una membrana delgada continua, conocida como bolsa capsular **9**, y a la bolsa capsular **9** están adheridos numerosos ligamentos finos conocidos como zónulas **10**. En su extensión periférica las zónulas **10** están unidos al músculo ciliar **11**. Son posibles cambios en la forma del cristalino natural **8** gracias a la acción del músculo ciliar **11** y a fuerzas transmitidas a través de las zónulas **10** a la bolsa capsular **9** (un efecto conocido como acomodación). El cristalino natural **8** actúa enfocando los rayos de luz sobre la fovea **12**, una parte altamente especializada de la mácula **13** que, en sí misma, es una parte especializada de la retina **14** (el tejido sensible a la luz en la parte posterior del ojo). La retina **14** consiste en múltiples capas que incluyen una capa de células sensibles a la luz conocidas como fotorreceptores. Los fotorreceptores, que facilitan la visión de los colores y la visión de alta resolución (conocidos como conos), están más concentrados en la mácula **13** y, más particularmente, en la fovea **12** - un área esencial para la lectura y el reconocimiento de rostros. Se puede observar que los daños a la fovea **12** y la mácula **13** pueden evitar la detección de la luz que se ha enfocado en estos sitios, con el consiguiente fallo de cualquier imagen procesada por el cerebro. Finalmente, el eje óptico **15** es una línea imaginaria que define la ruta por la que se propaga la luz a través de un sistema óptico. Para un sistema tal como el ojo, el eje óptico **15** pasa por el centro de curvatura de la córnea **2** y el cristalino natural **8**, y coincide con el eje de simetría rotacional.

Con referencia ahora a las Figuras 1 y 2. Una realización de la presente invención comprende una LIO anterior **16** convergente de luz, ubicada en el surco ciliar **6**, y una LIO posterior **17** divergente de luz, ubicada en la bolsa capsular **18**. Cabe señalar que en esta realización la bolsa capsular **18** contiene un defecto circular en la parte anterior, para facilitar la extracción del cristalino natural o de cataratas de manera consistente con las actuales técnicas de microincisión empleadas durante la cirugía de cataratas. El componente óptico de la LIO anterior **16** se mantiene en posición mediante unos elementos hápticos en una configuración simétrica, de modo que el primer elemento háptico **19** tiene la misma longitud que el segundo elemento háptico **20**, por tanto, el eje óptico de la lente anterior discurre en línea con el del ojo. El elemento óptico de la LIO posterior se mantiene en posición en la bolsa capsular mediante elementos hápticos sujetos de manera que el primer elemento háptico **21** tenga la misma longitud que el segundo elemento háptico **22**, por tanto, el eje óptico de la lente posterior discurre en línea con el del ojo y con el de la lente anterior. En esta realización ambos elementos ópticos **16**, **17** están hechos de un material hidrofóbico, tal como polímero acrílico blando (índice de refracción 1,54; número de Abbe 40; transmisión de magnitud visible >92 %; transmisión de luz ultravioleta <0,5 %), pero generalmente el elemento óptico puede estar hecho de cualquier material transparente, biocompatible utilizado en la construcción de lentes intraoculares, revisándose en consecuencia los cálculos para la optimización de las superficies ópticas (como se establece a continuación). De manera similar, los elementos hápticos **19**, **20**, **21**, **22** pueden estar formados por cualquier material polimérico adecuado, incluido polimetacrilato y/o polipropileno. Las LIO están diseñadas para ser plegables y facilitar la implantación a través de una herida en el ojo con una longitud inferior a 5 mm.

Con referencia a las Figuras 1, 2, 3, 4, 5, 6 y 7, se analizan con más detalle algunos aspectos de las LIO y su disposición.

La Figura 3 muestra la LIO anterior convergente de luz en sección transversal **23** y desde arriba **24**. La LIO convergente anterior consiste en un elemento óptico convergente de luz con un espesor **25**, un diámetro **26** y una potencia dióptrica tal que, junto con la LIO posterior, la luz puede enfocarse para proporcionar una imagen retiniana de un aumento específico en una variedad de excentricidades retinianas en la mácula. Para lograr una imagen de la retina con una calidad suficiente para que beneficie a un individuo con mala visión central, el diseño óptico de la primera lente está optimizado de modo que consista en una superficie anterior **27** esférica y una superficie posterior **28** esférica. Cada superficie de la primera lente es una superficie cónica esférica polinómica rotacionalmente simétrica, para la cual el flechado superficial (coordenada z) en función de la coordenada radial r puede estar dado por:

$$z = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}}$$

En donde,

i) c es el inverso del radio de curvatura R : $c=1/R$

ii) k es la constante cónica (con un valor que oscila entre -1 y 0)

iii) a es un coeficiente polinómico esférico, adicional a la constante cónica

La primera lente se centra en línea con el eje óptico del ojo mediante dos elementos hápticos que están unidos a o son continuos con el elemento óptico anterior de modo que el primer elemento háptico **29** tiene la misma longitud que el segundo elemento háptico **30**. Por lo tanto, el elemento óptico se sitúa equidistante **31**, **32** desde el punto en el que cada elemento háptico está diseñado para hacer contacto con el ojo **6**. Cabe señalar que en esta realización ambos elementos hápticos están angulados anteriormente desde el punto en donde emergen del elemento óptico, de tal manera que el elemento óptico está situado en un plano que se encuentra posterior al del surco ciliar - de esta manera la superficie anterior de la LIO anterior permanece al margen del iris **5**. Sin embargo, los elementos hápticos pueden

diseñarse para el posicionamiento del elemento óptico en la cámara anterior **3**, el surco ciliar **6** o la bolsa capsular **9** del ojo.

Con referencia a la Figura 4, la LIO posterior divergente de luz se muestra en sección transversal **33** y desde arriba **34**. La LIO posterior divergente de luz consta de un elemento óptico divergente de luz con un espesor central **35**, un diámetro **36** y una potencia dióptrica tales que, junto con la LIO anterior, pueda enfocarse luz en una región de la mácula para proporcionar imágenes retinianas con un aumento específico. De nuevo, para lograr imágenes retinianas de calidad suficiente con esta configuración, se optimiza el diseño óptico del elemento óptico posterior de modo que consista en una superficie anterior **37** esférica polinómica y rotacionalmente simétrica, y una superficie posterior **38** cónica polinómica y rotacionalmente simétrica. Para cada superficie, el flechazo superficial z en función de la coordenada radial r puede estar dado por:

$$z = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}}$$

como ocurre con el elemento óptico anterior.

Únicamente a modo de ejemplo, las constantes cónicas (k) en una realización de la invención pueden ser (comenzando por la superficie anterior del elemento óptico anterior):

Primera superficie: -9
Segunda superficie: -0,6
Tercera superficie: -110
Cuarta superficie: -7

Sujetos o continuos al elemento óptico posterior hay dos elementos hápticos **39**, **40** de igual longitud **41**, **42**. Los elementos hápticos pueden diseñarse para el posicionamiento del elemento óptico en la cámara anterior **3**, la cámara posterior **4** o la bolsa capsular **9** del ojo. Cabe señalar que para lograr una distancia máxima desde la LIO anterior puede ser necesario inclinar los elementos hápticos **39**, **40** sujetos a la LIO posterior, de manera que el elemento óptico quede en un plano posterior al sitio donde los elementos hápticos hacen contacto con la periferia de la bolsa capsular **18**. Con referencia a las figuras 2 y 5, que muestran secciones transversales de la disposición de la LIO anterior en relación con la LIO posterior: Las LIO están dispuestas en el ojo en línea con el eje óptico del ojo de modo que la LIO anterior convergente de luz **46** está situada a una distancia óptima de la LIO posterior divergente de luz **47** dando como resultado un aumento de la imagen de la retina de 1,2 a 1,4.

Con referencia a la Figura 1, Figura 5, una representación esquemática de la presente invención en una sección transversal del ojo y líneas que representan la trayectoria de la luz **43** tomada en el ojo al entrar en la córnea y pasar a través de los elementos ópticos de la presente invención **44**, **45** y la Figura 6. El elemento óptico de la primera lente **44** está situado anteriormente al del elemento óptico de la segunda lente **45** a la manera de un telescopio galileano y ambas lentes están centradas con sus ejes ópticos en línea con el del ojo **15**. Las superficies de cada elemento óptico se vuelven esféricas de modo que se presenta simultáneamente una imagen ampliada en una variedad de excentricidades en la retina **46**, **47**, **48**. La presente invención está optimizada para generar una imagen de calidad óptica similar en un área a 10 grados fuera del eje (un área con un radio de 5 grados del centro foveal). La Figura 6 demuestra la optimización fuera del eje de la calidad de imagen lograda por la presente invención con excentricidades de 0, 2,5 y 5 grados de la fijación en comparación con la obtenida con una óptica monofocal estándar de 21 dioptrías. El efecto es tal que se puede presentar una imagen ampliada en el locus retiniano preferido del paciente sin necesidad de dirigirse específicamente a esta área de la retina y sin requerir que el paciente aprenda a fijar excéntricamente. Asimismo, si el locus retiniano preferido del paciente cambia con el tiempo, es posible que aprenda gradualmente a utilizar una imagen presentada con una excentricidad retiniana diferente a la utilizada inicialmente.

Dado que incluso una pequeña desviación de la posición axial mutua prevista de los dos implantes podría producir un error refractivo significativo y una degradación de la imagen presentada en la retina, la presente invención aumenta la tolerancia del sistema para el posicionamiento axial del implante subóptimo al renderizar una de las superficies en el sistema, preferiblemente la superficie posterior de la segunda lente **38**, más esférica que las otras superficies ópticas del sistema. Esto añade aberración y aumenta la profundidad de enfoque de la presente invención. La cantidad precisa de aberración añadida se determina para asegurar una calidad suficientemente buena de la imagen retiniana y un intervalo significativo de tolerancia de posicionamiento. Esta característica de la presente invención garantiza que pueda proporcionar una imagen retiniana de alta calidad al tiempo que se adapta a las variaciones en la práctica de cirujanos individuales y a las alteraciones en la anatomía del ojo durante los periodos postoperatorios temprano y tardío. Los beneficios de una aberración añadida, para aumentar la tolerancia del posicionamiento de las LIO en la presente invención y la calidad de la imagen presentada en la retina en una variedad de excentricidades mediante la presente invención, se muestran en la Figura 7. Puede observarse que se obtiene una calidad de imagen similar con ángulos de excentricidad que van de 0 a 5 grados y que la calidad se mantiene cuando la distancia entre las dos lentes varía de 1,4 mm a 1,7 mm.

La óptica del sistema se optimiza aún más para tener en cuenta la aberración cromática transversal inducida por el desplazamiento vertical mutuo de los implantes **51**, y esto se logra añadiendo un tinte amarillo a los implantes durante el proceso de fabricación. La adición de un tinte amarillo a las LIO también confiere el beneficio adicional de protección macular contra la radiación ultravioleta.

5 Con referencia a la Tabla 1, puede observarse que las superficies de los elementos ópticos de las LIO de la presente invención pueden optimizar aún más mediante la suma de valores para polinomios de Zernike, además de los de aberración esférica. Las superficies se pueden expresar como una combinación lineal de polinomios de Zernike, incluidos los de inclinación, desenfoque, astigmatismo y coma, de modo que se minimicen las aberraciones ópticas para pacientes individuales. La consiguiente remodelación de las lentes significa que se cambia al menos un parámetro de diseño de la lente (esto puede incluir la forma de la superficie anterior y el radio central y la forma de la superficie posterior y el radio central) y las LIO se pueden seleccionar de un kit de lentes para lograr el efecto deseado.

15 Los materiales, propiedades biomecánicas, longitudes y formas de los elementos hápticos, así como los materiales, superficies, tamaños y propiedades biomecánicas del elemento óptico anterior y posterior pueden modificarse para lograr la imagen retiniana deseada (los elementos hápticos pueden formar parte de una LIO anterior o posterior de una sola pieza, por ejemplo, y pueden permitir la colocación de cualquiera de las lentes o de ambas lentes en la cámara anterior **3**, cámara posterior **4** o bolsa capsular del ojo **9**). Se contempla además la inclusión en el kit de una gama de implantes anteriores y correspondientes implantes posteriores, compuestos por una gama de potencias dióptricas, superficies ópticas, tintes ópticos y configuraciones hápticas para facilitar la focalización del PRL en pacientes individuales con un amplio intervalo de errores refractivos (esto incluye ópticas tóricas para corregir el astigmatismo alto). Con referencia ahora a la Figura 8, se muestra una versión de la LIO anterior convergente de luz en sección transversal **49** y desde arriba **50**. Se contempla que con la presente invención existe el riesgo de que se produzca un viñeteado visualmente significativo con tamaños de pupila más grandes, particularmente donde los niveles de descentrado vertical entre las LIO anterior y posterior son altos. Se muestra, **49**, **50**, una versión de la LIO anterior convergente de luz diseñada para evitar dicho viñeteado. El diámetro del elemento óptico aumenta en esta realización **51** con un reborde **52** añadido, que se hace opaco aplicando una pintura opaca biocompatible y estable en su superficie **53**.

30 Alternativamente, un reborde opaco puede estar ubicado en la superficie del elemento óptico, por ejemplo, adhiriendo el mismo al elemento óptico como se concibió originalmente para crear el mismo efecto. El reborde tiene suficiente anchura para evitar el viñeteado con pupilas más grandes. La parte refractiva del elemento óptico no se ve afectada y los elementos hápticos **54**, **55**, que son de igual longitud, se insertan en el elemento óptico como se ha descrito anteriormente. Con referencia a la Figura 9, que muestra una versión de la LIO posterior divergente de luz en sección transversal **56** y desde arriba **57**; puede conseguirse el mismo efecto, o uno similar, aumentando el diámetro del elemento óptico posterior **58** para incluir un reborde **59** que puede ser opaco y estar adherido al elemento óptico o, como se muestra en la ilustración, puede hacerse opaco mediante la aplicación de pintura opaca biocompatible y estable en su superficie **60** (la configuración de los elementos hápticos permanece inalterada **61**, **62**).

40 En una realización adicional (no mostrada) el reborde opaco puede estar ubicado dentro de parte del cuerpo óptico.

Aunque la invención se describe en las realizaciones preferidas ilustradas en las Figuras adjuntas, esto no pretende ser restrictivo en modo alguno. El diseño y configuración de las superficies ópticas, incluyendo la aplicación de un tinte para refinar las propiedades ópticas, se consideran parte integral de la presente invención y pueden aplicarse en diversas circunstancias. Por ejemplo, se contempla que una disposición de las LIO puede incluir el posicionamiento de la LIO anterior convergente de luz en la cámara anterior **3** y la LIO posterior divergente de luz en la cámara posterior **4** o ambas LIO en la cámara posterior o ambas LIO en la bolsa capsular **9** con revisión de las superficies ópticas, las potencias dióptricas de las LIO y los diseños de los elementos hápticos.

50 Realizaciones adicionales (no mostradas) incluyen la aplicación de superficies difractivas en un elemento óptico o en ambos elementos ópticos para permitir diversos puntos focales en el ojo (y, en consecuencia, visiones lejana y cercana sin corregir); y focalización del PRL, o la introducción de un tercer elemento óptico con una de las características antes mencionadas, a la cámara anterior, la cámara posterior o la bolsa capsular.

55 De nuevo, aunque se hace referencia al uso de la presente invención en sujetos con DMAE, no se pretende restricción alguna en términos de su uso. Se contempla el uso de la presente invención en una amplia variedad de escenarios clínicos para lograr la focalización de áreas de la mácula excéntricas a la fijación y con una gama de capacidades refractivas y de aumento. La presente invención está diseñada para su inserción en el ojo a través de una pequeña incisión (5 mm) usando o no un inyector de cartucho, un acercamiento consistente con su uso en el contexto de técnicas quirúrgicas empleadas durante la extracción del cristalino natural o de cataratas. Como tal, se prevé el uso de la presente invención en combinación con la extracción del cristalino natural o en el momento de una cirugía de cataratas o, si fuera necesario, posteriormente a una cirugía de cataratas/extracción del cristalino (con su aplicación, junto con las modificaciones necesarias de las superficies ópticas, el diseño de elementos hápticos, los materiales ópticos y la potencia dióptrica óptica, además de o en lugar de implantes preexistentes en el ojo).

65 De acuerdo con este acercamiento, puede proporcionarse una gama de lentes LIO monofocales diseñadas para su

uso en aquellos casos en los que la presente invención no esté indicada en la cirugía inicial, sino en los que deba retirarse el cristalino natural y el paciente desee conservar la posibilidad de utilizar la presente invención en una fecha posterior. En estas circunstancias, los elementos ópticos de las LIO monofocales implantadas en la primera operación estarán optimizados para su uso en combinación con la presente invención cuando sea necesario en caso de que el

5 paciente desarrolle una enfermedad macular.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de lentes intraoculares, que comprende:

- 5 una lente intraocular anterior convergente de luz (16), teniendo la lente anterior (16) una superficie anterior (27), una superficie posterior (28);
 una lente intraocular posterior divergente de luz (17), ubicada posteriormente con respecto a dicha lente anterior (16), teniendo la lente posterior (17) una superficie anterior (37) y una superficie posterior (38); y,
 un medio de posicionamiento de lente anterior (19, 20) y un medio de posicionamiento de lente posterior (21, 22),
 10 en donde el medio de posicionamiento anterior (19, 20) está configurado de manera que, cuando se coloca la lente anterior (16) dentro del ojo, el medio de posicionamiento anterior (19, 20) ubique la lente anterior (16) de manera que quede alineada con el eje óptico del ojo; y en donde el medio de posicionamiento posterior (21, 22) está configurado de manera que, cuando se coloca la lente posterior (17) dentro del ojo, el medio de posicionamiento posterior (21, 22) ubique la lente posterior (17) de manera que quede alineada con el eje óptico del ojo;
 15 **caracterizado por que** cada una de dichas superficies (27, 28, 37, 38) de la lente anterior (16) y la lente posterior (17) son esféricas para proporcionar un continuo de imágenes retinianas que se enfocarán en la retina en un área entre dos excentricidades retinianas, y
 en donde el radio de curvaturas y las constantes cónicas de dichas superficies (27, 28, 37, 38) a partir de la superficie anterior de la lente anterior, son respectivamente de 6,6 mm y -9, -5,7 mm y -0,6, -13,3 mm y -110, y 4 mm y -7.

2. Un sistema de lentes intraoculares de acuerdo con la reivindicación 1, en donde las superficies esféricas (27, 28, 37, 38) son superficies cónicas polinómicas rotacionalmente simétricas.

- 25 3. Un sistema de lentes intraoculares de acuerdo con la reivindicación 2, en donde el flechado superficial (coordenada z) de dichas superficies (27, 28, 37, 38) viene dado por:

$$z = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + k)c^2r^2}}$$

- 30 donde c es el radio de curvatura inverso R y $c = \frac{1}{R}$; k es la constante cónica; y r es la coordenada radial.

4. Un sistema de lentes intraoculares de acuerdo con la reivindicación 3, en donde al menos una de las dichas superficies (27, 28, 37, 38) comprende una superficie modificada que tiene una aberración, siendo la aberración un polinomio de Zernike para cualquiera de: inclinación, desenfoque, astigmatismo o coma.

- 35 5. Un sistema de lentes intraoculares de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde:

- el medio de posicionamiento de lente anterior (19, 20) comprende dos o más elementos hápticos (19, 20) de igual longitud que pueden estar en un ángulo con respecto al plano de dicha lente anterior (16) y están unidos a o son
 40 continuos con dicha lente anterior (16); y
 el medio de posicionamiento de lente posterior (21, 22) comprende dos o más elementos hápticos (21, 22) de igual longitud que pueden estar en un ángulo con respecto al plano de dicha lente posterior (17) y están unidos a o son continuos con dicha lente posterior (17).

- 45 6. Un sistema de lentes intraoculares de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde una o ambas lentes intraoculares (16, 17) están tintadas de amarillo; y/o
 una o ambas lentes anterior y posterior (16, 17) incluyen un reborde opaco.

7. Un sistema de lentes intraoculares de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde al
 50 menos parte de una lente (16, 17) está hecha de un material biocompatible.

8. Un sistema de lentes intraoculares de acuerdo con la reivindicación 7, en donde el material biocompatible es silicona o polimetilmetacrilato.

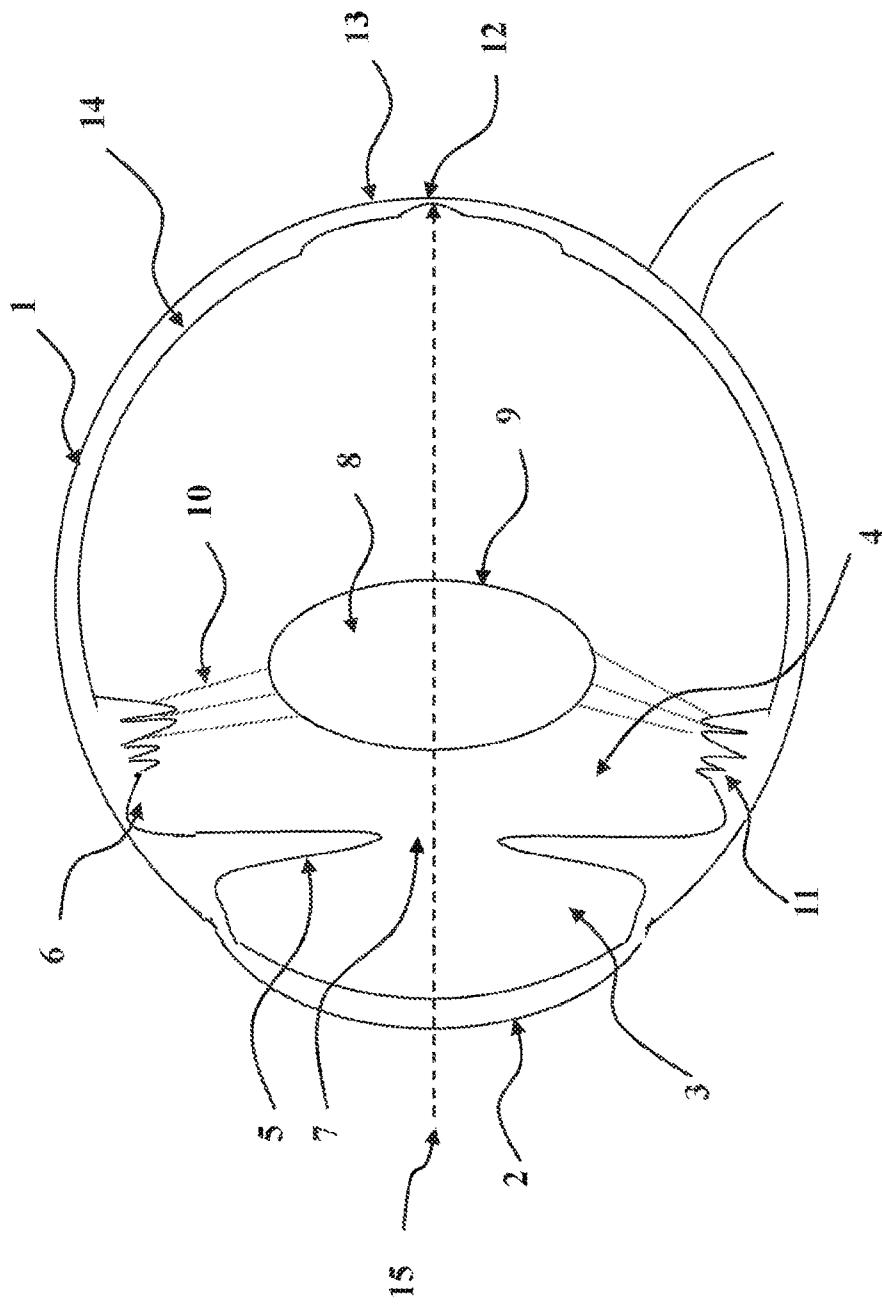


Fig. 1

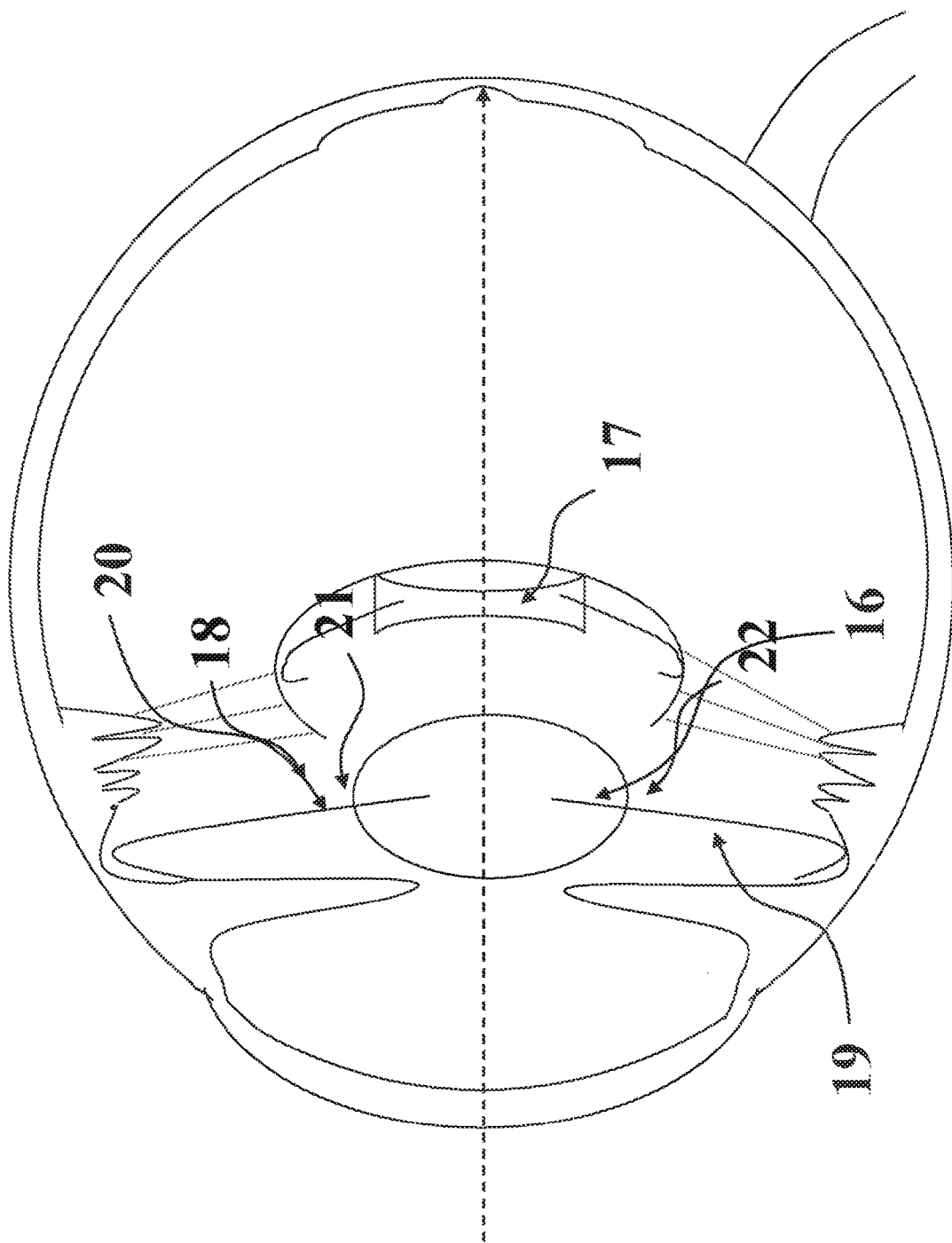


Fig. 2

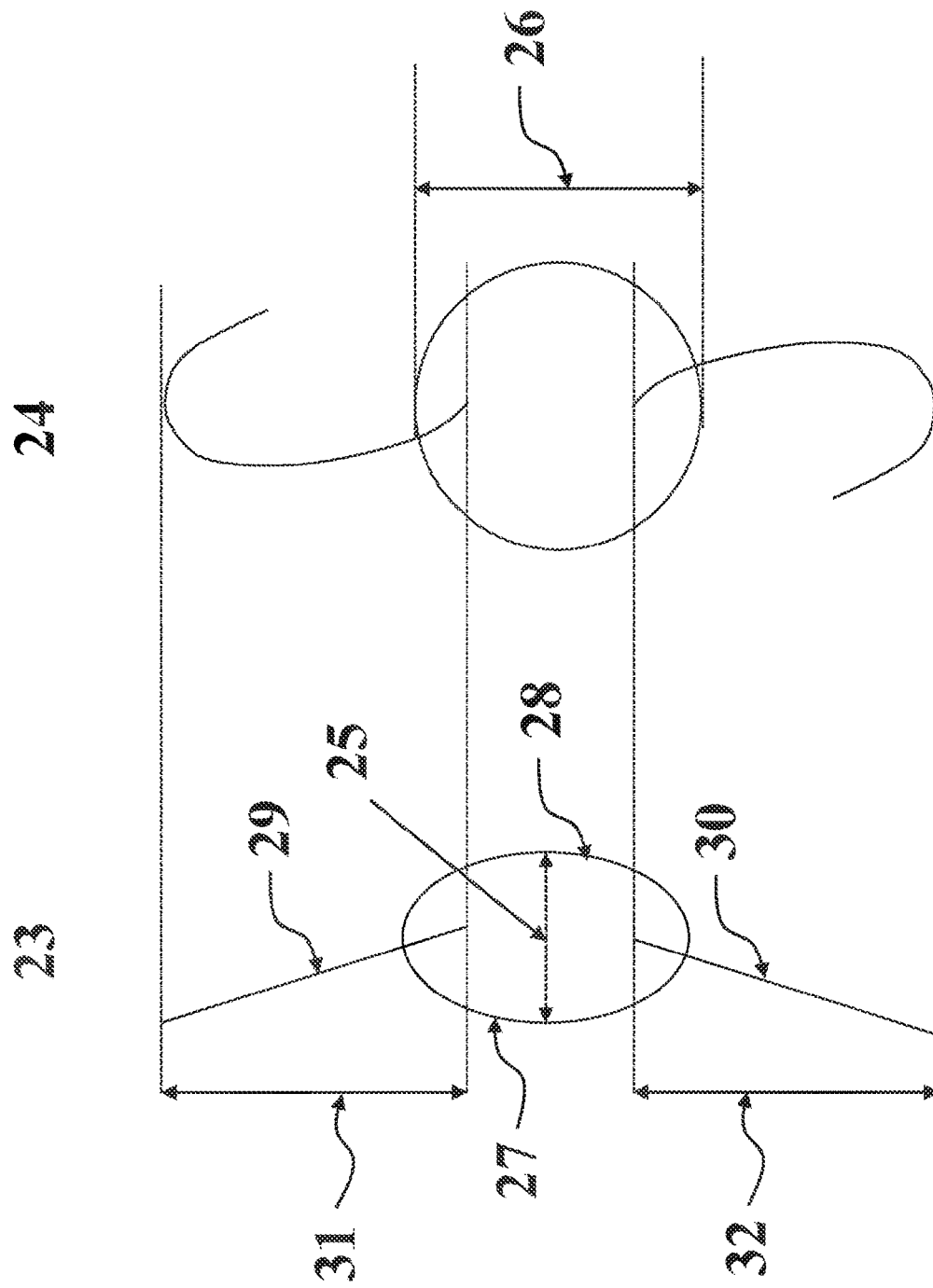


Fig. 3

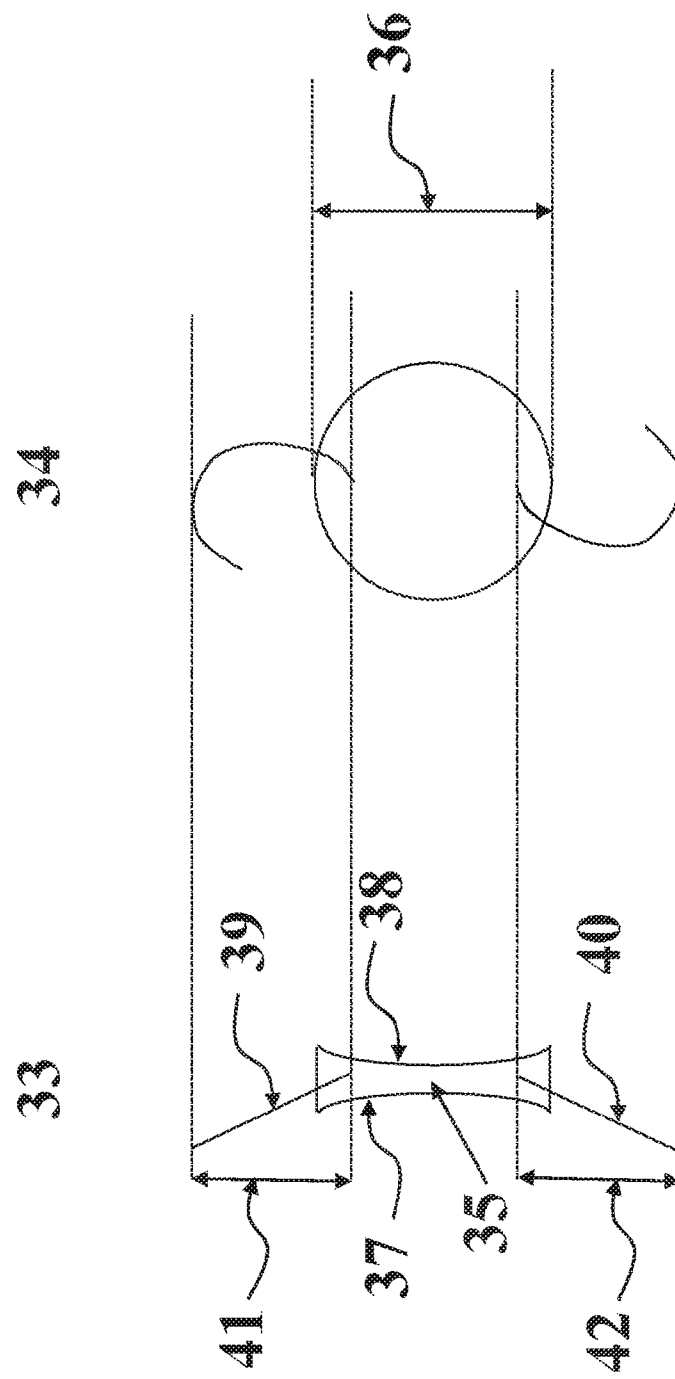


Fig. 4

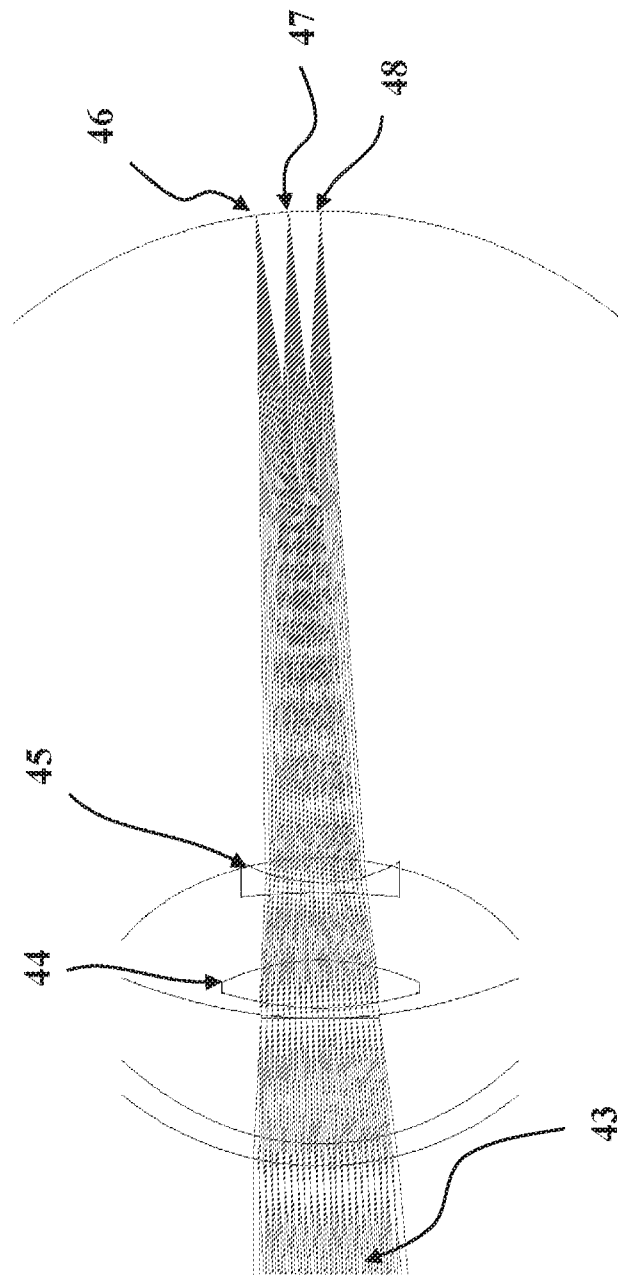


Fig. 5

□ Optimización fuera del eje: versión telescópica intraocular "ángulo amplio" en comparación con una LIO monofocal de 21 D

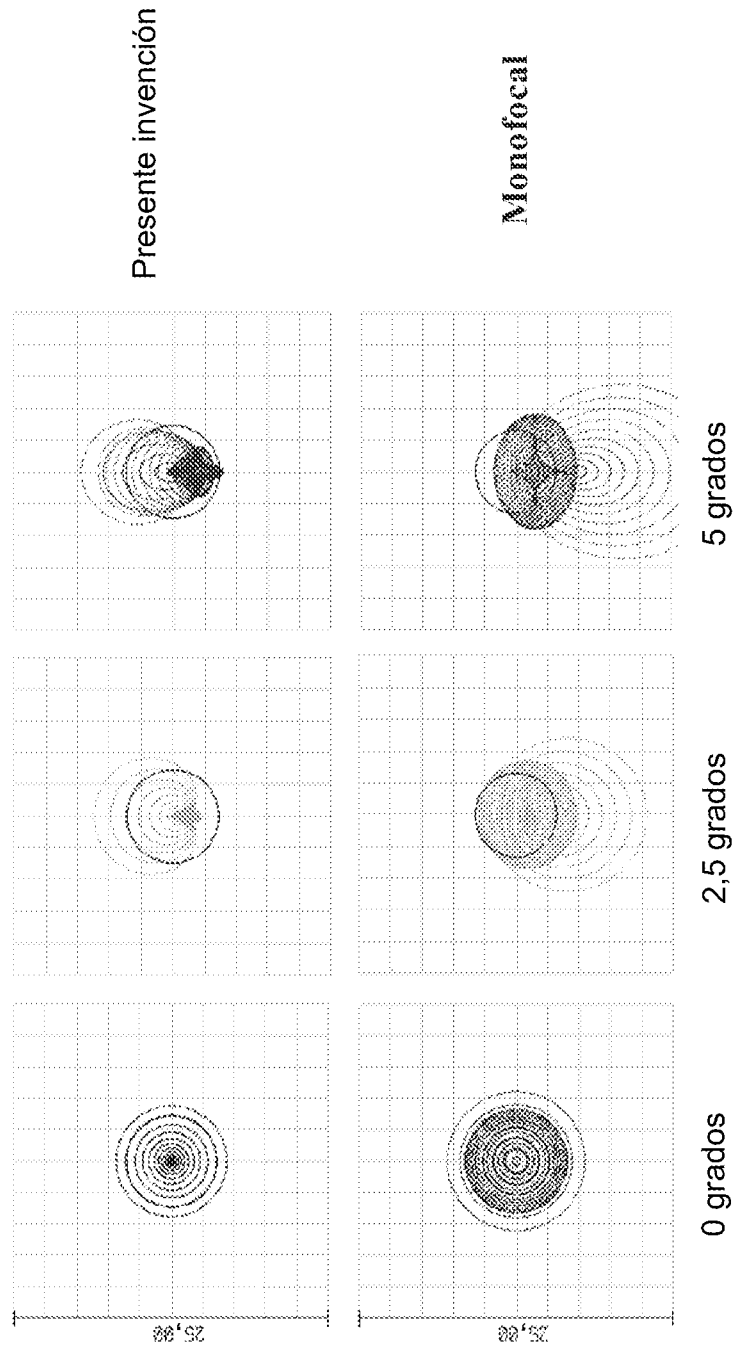
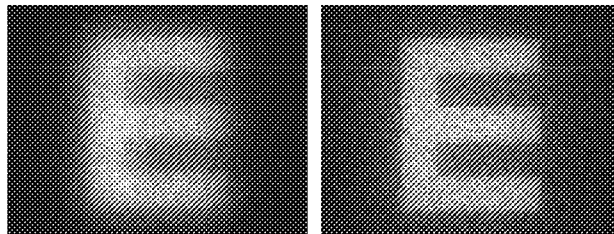


Fig. 6

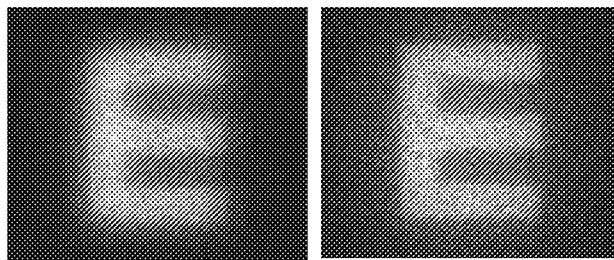
Distancia entre lentes

1,4 mm

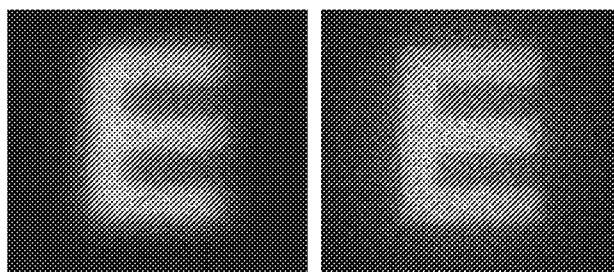
1,7 mm



5 grados



2,5 grados



0 grados

Fig. 7

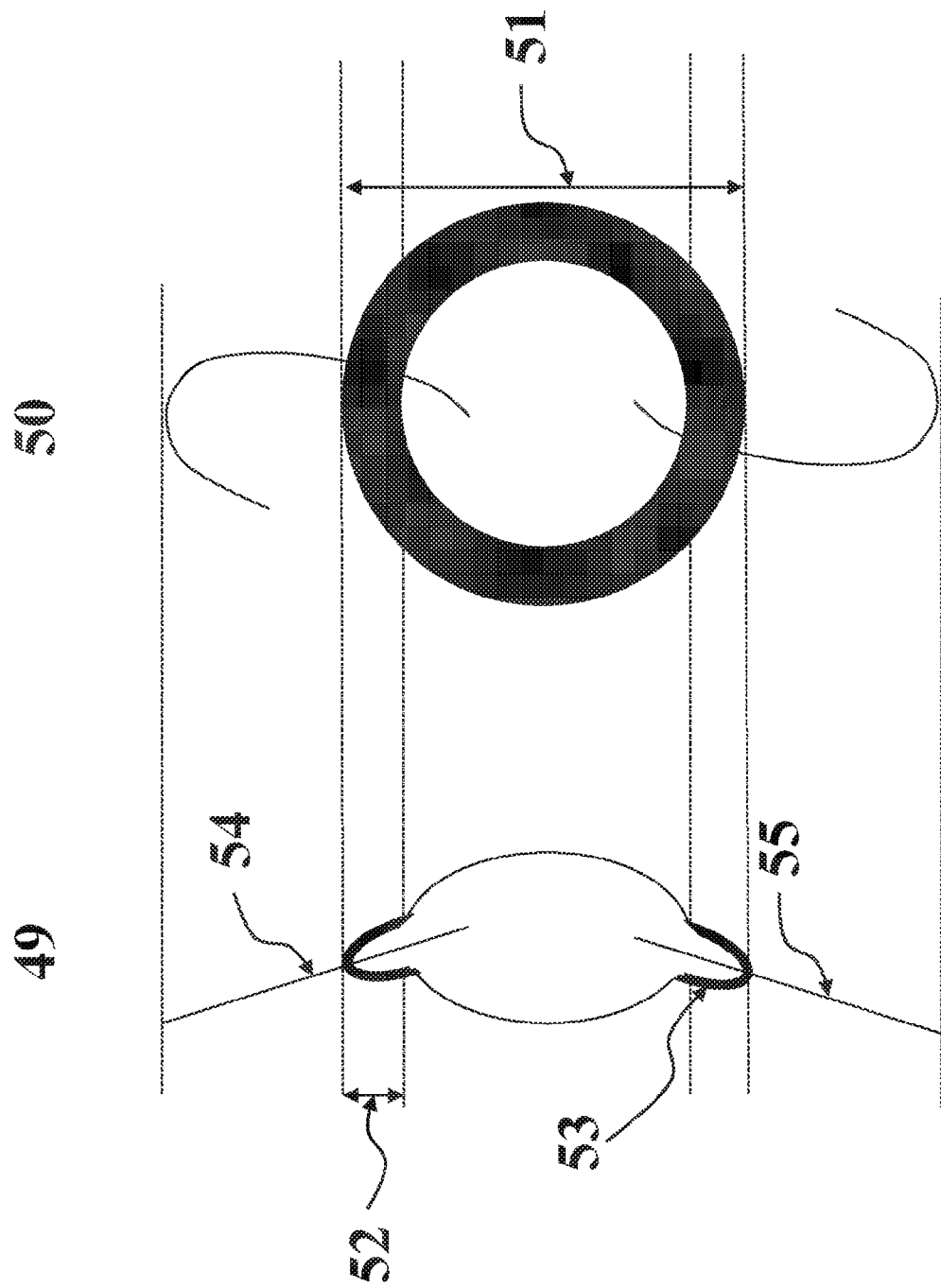


Fig. 8

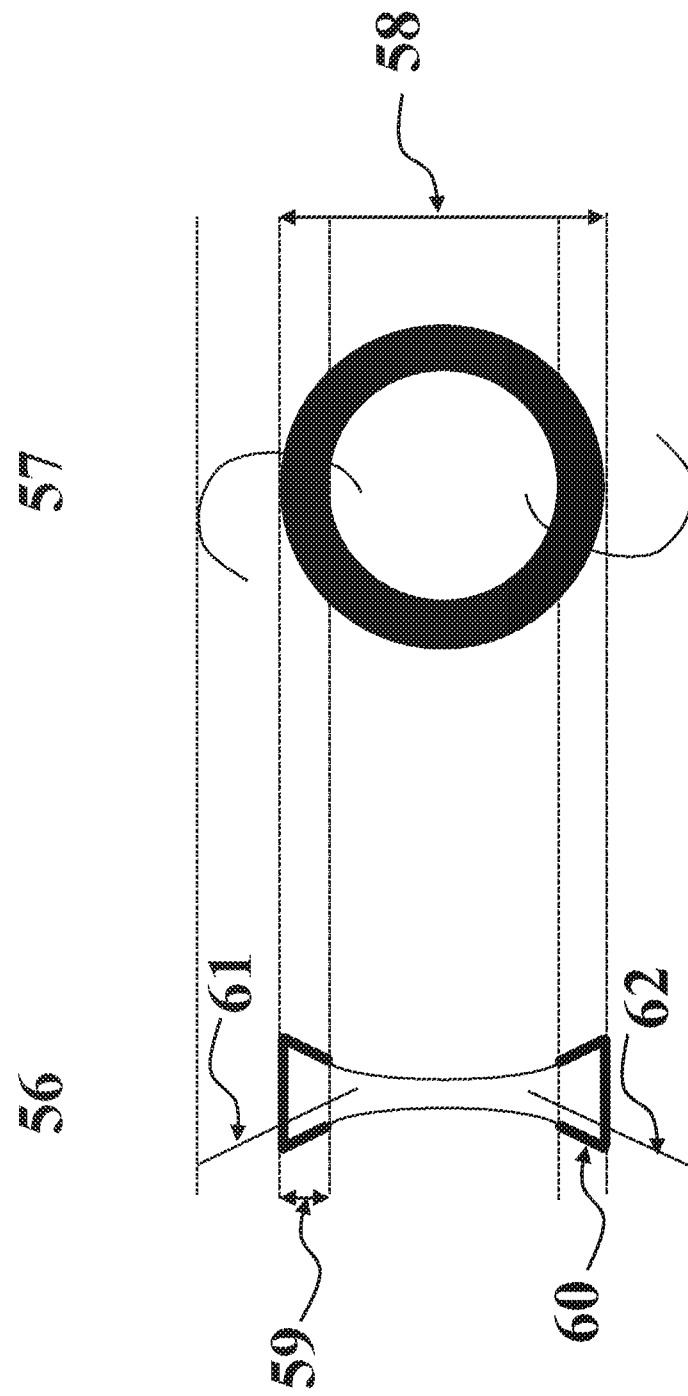


Fig. 9