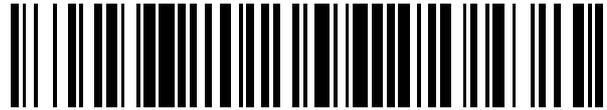


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 531 845**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.03.2011 E 11759890 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.02.2015 EP 2528544**

54 Título: **Lente intraocular acomodativa que utiliza un desplazamiento de fase trapezoidal**

30 Prioridad:

23.03.2010 US 316735 P

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

20.03.2015

73 Titular/es:

**NOVARTIS AG (100.0%)
Lichtstrasse 35
4056 Basel, CH**

72 Inventor/es:

**HONG, XIN;
KARAKELLE, MUTLU;
TRAN, SON;
ZHANG, XIAOXIAO y
CHOI, MYOUNG-TAEK**

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 531 845 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

Lente intraocular acomodativa que utiliza un desplazamiento de fase trapezoidal.

5 **Campo técnico de la invención**

La presente invención se refiere a lentes intraoculares y, más particularmente, a una lente intraocular acomodativa (LIO) que utiliza un desplazamiento de fase trapezoidal.

10 **Antecedentes de la invención**

La potencia óptica ocular se determina por la potencia óptica de la córnea y la de la lente del cristalino, con las lentes proporcionando aproximadamente un tercio de la potencia óptica total del ojo. Dicha lente es una estructura transparente biconvexa cuya curvatura se puede cambiar mediante los músculos ciliares para regular su potencia óptica de manera que permita que el ojo enfoque objetos a distancias variables. Este proceso se conoce como acomodación. Como resultado de la acomodación, la aberración esférica que muestra la lente natural se desplaza en la dirección negativa.

Sin embargo, la lente natural pierde transparencia en individuos que padecen cataratas, por ejemplo, debido a la edad y/o enfermedades, disminuyendo así la cantidad de luz que llega a la retina. Un tratamiento conocido para cataratas implica la retirada de la lente natural opacificada y su sustitución por una lente intraocular (LIO) artificial. Sin embargo, aunque dichas LIO pueden mejorar la visión del paciente, pueden conducir a la pérdida, o por lo menos una reducción severa, de la capacidad acomodativa del ojo. En particular, el tipo de LIO, mencionado comúnmente como LIO monofocal, proporciona una potencia óptica individual y, por ello, no permite acomodación. Otro tipo de LIO, conocida comúnmente como LIO difracting, proporciona principalmente dos potencias ópticas, típicamente una potencia óptica de lejos y una de cerca. Así, estas LIO proporcionan solo un grado de acomodación limitado, conocido comúnmente como pseudoacomodación.

Las LIO acomodativas de óptica individual trasladan los cambios de forma en la cápsula posterior provocando la contracción y la relajación de los músculos ciliares en movimiento hacia adelante de la lente, proporcionando de este modo un grado de acomodación. Una dificultad que encaran dichas lentes es que la elasticidad del saco capsular puede disminuir a medida que dicho saco capsular "envuelve y retrae" la LIO después de la cirugía. Otra dificultad es que los cambios en la forma del saco capsular se producen debido a la tensión y la relajación de las zónulas, de manera que la fuerza mecánica ejercida en la LIO puede ser ligera. El resultado final es que el grado de movimiento producido por la LIO acomodativa de óptica individual suele ser insuficiente como para producir el movimiento suficiente para crear cualquier cambio visual perceptible.

También se conoce que las LIO acomodativas de óptica dual utilizan el movimiento de dos elementos ópticos el uno con respecto al otro en respuesta al movimiento de los músculos ciliares, para proporcionar un grado de acomodación continuo. Sin embargo, el rango de movimiento de las dos ópticas de dicha LIO típicamente es limitado, restringiendo así el rango de distancia de visión sobre el que proporcionan acomodación. Esto, a su vez, limita el grado de acomodación que se puede proporcionar.

De acuerdo con esto, existe una necesidad de unas LIO perfeccionadas y, particularmente, unas LIO acomodativas mejoradas, así como de procedimientos de corrección de la visión que las utilicen.

El documento US 2002/072795 A es representativo del estado de la técnica y da a conocer el preámbulo de la reivindicación 1.

50 **Sumario de la invención**

La presente invención proporciona una lente intraocular acomodativa (LIOA) (100) adaptada para ser implantada en una cámara posterior de un ojo, de acuerdo con las reivindicaciones que siguen. En las formas de realización particulares de la presente invención, una lente intraocular acomodativa LIOA adaptada para ser implantada en una cámara posterior de un ojo incluye una óptica y una pluralidad de hápticas. Cada uno de los hápticas se extiende desde una parte de unión háptica-óptica a por lo menos un brazo transversal que contacta con un saco capsular del ojo y, cada una de las hápticas, presenta una longitud y una rigidez suficientes como para estirar un saco capsular del ojo para entrar en contacto con los músculos ciliares del ojo. Dichas partes de unión háptica-óptica abomban la óptica hacia adelante con respecto a las hápticas y la compresión de las hápticas mediante los músculos ciliares ejerce una fuerza hacia adelante en la óptica de por lo menos 1,5 mN.

Un sistema de lente intraocular acomodativa (LIO) también puede incluir una LIO acomodativa anterior y una LIO posterior. La LIO anterior presenta una óptica anterior de potencia positiva y una pluralidad de hápticas anteriores en lados opuestos de la óptica a lo largo de un diámetro de háptica, cada una de las mismas provista de un brazo transversal que contacta un saco capsular del ojo, y una longitud y una rigidez suficientes como para estirar un saco capsular del ojo para entrar en contacto con los músculos ciliares del ojo. Las partes de unión háptica-óptica

abomban la óptica hacia adelante con respecto a las hápticas anteriores y la compresión de dichas hápticas anteriores mediante los músculos ciliares mueve la óptica anterior hacia adelante. La LIO posterior presenta una óptica posterior y hápticas posteriores. Las hápticas posteriores se extienden en una dirección radial generalmente perpendicular al diámetro de la háptica. Las hápticas posteriores se comprimen cuando se estira el saco capsular mediante las hápticas anteriores y la compresión de las hápticas posteriores fuerza la óptica posterior hacia adelante.

En algunas formas de realización de la presente invención, una lente intraocular acomodativa LIO incluye una óptica adaptada para producir un desplazamiento de fase trapezoidal y una pluralidad de hápticas. Cada háptica se extiende desde una parte de unión háptica-óptica hasta por lo menos un brazo transversal que contacta con un saco capsular del ojo, y cada háptica presenta una longitud y una rigidez suficientes como para estirar un saco capsular del ojo para entrar en contacto con los músculos ciliares del ojo. Las partes de unión háptica-óptica abomban la óptica hacia adelante con respecto a las hápticas y la compresión de dichas hápticas mediante los músculos ciliares mueve la óptica anterior hacia adelante. Una potencia acomodativa combinada producida por el movimiento de la óptica anterior y el desplazamiento de fase trapezoidal es de por lo menos 0,75 dioptrías.

Breve descripción de las figuras

Se conseguirá una comprensión más completa de la presente invención y se obtendrán las ventajas de la misma haciendo referencia a la descripción siguiente, considerada junto con los dibujos adjuntos en los que los números de referencia iguales indican características similares.

La Figura 1 es una lente intraocular acomodativa (LIOA) según una forma de realización particular de la presente invención;

la Figura 2 es una vista lateral de la LIOA de la Figura 1;

la Figura 3 es un gráfico de la fuerza de reacción axial simulada con respecto al diámetro del músculo ciliar para una LIOA según una forma de realización particular de la presente invención;

la Figura 4 es un anillo capsular para su uso con una LIOA según una forma de realización particular de la presente invención;

la Figura 5 es un sistema de LIO acomodativa dual-óptico; y

la Figura 6 es una vista superior del sistema de LIO acomodativa dual-óptico de la Figura 5.

Descripción detallada de las formas de realización preferidas ejemplificativas

En las figuras se ilustran varias formas de realización de la divulgación, utilizándose en general los mismos números para hacer referencia a partes iguales y correspondientes de los distintos dibujos. Tal como se utilizan en el presente documento, los términos “comprende”, “comprendiendo”, “incluye”, “incluyendo”, “presenta”, “presentando” o cualquier otra variación de los mismos están destinados a cubrir una inclusión no exclusiva. Por ejemplo, un proceso, artículo o aparato que comprende una lista de elementos no está limitado necesariamente solo a dichos elementos, sino que puede incluir otros elementos que no estén listados expresamente o no sean inherentes a dicho proceso, artículo o aparato. Además, a menos que se mencione expresamente lo contrario, “o” se refiere a una o inclusiva y no a una o exclusiva.

Adicionalmente, cualquier ejemplo o ilustración que se den en el presente documento no se observarán de ningún modo como restricciones en, límites a, ni definiciones expresas de ningún término o términos con los que se utilicen. De hecho, estos ejemplos o ilustraciones se deberán observar como descritos con respecto a una forma de realización particular y únicamente como ilustrativos. Los expertos en la técnica apreciarán que cualquier término o términos con los que se utilicen estos ejemplos o ilustraciones incluirán otras formas de realización que pueden o pueden no darse en el mismo o en otra parte de la especificación y la totalidad de dichas formas de realización está concebida para su inclusión dentro del alcance de dicho término o términos. El lenguaje que designa dichos ejemplos e ilustraciones no limitativos incluye, pero no está limitado a: “por ejemplo”, “como ejemplo”, “p. ej.”, “en una forma de realización”.

La Figura 1 ilustra una lente intraocular acomodativa de óptica individual (LIOA) 100 según una forma de realización particular de la presente invención. En general, las lentes intraoculares (LIO) tal como se describen en la presente especificación son lentes de materiales flexibles, transparentes y biocompatibles utilizadas para sustituir la lente natural del ojo, que se ha retirado por motivos como el desarrollo de cataratas en la lente natural, con el fin de enfocar la luz en la retina para permitir la visión. La lente natural se retira utilizando un proceso como la facoemulsificación y, típicamente, se forma una abertura generalmente circular, conocida como una capsulorrexis, en el lado anterior del saco capsular. La capsulorrexis generalmente presenta un diámetro de aproximadamente 5 a 6 mm, dejando solo el borde exterior del lado anterior del saco capsular, en ocasiones mencionado como una “aleta”

anterior. La LIO generalmente se inserta en una posición doblada a través de una pequeña incisión en el ojo en el rexis, donde se permite su desdoblamiento y se sitúa en el saco capsular.

5 Tal como se describe en general en la presente especificación, el término "acomodativo" se refiere al movimiento de la porción óptica de una LIO hacia adelante en respuesta a una contracción de los músculos ciliares del ojo. El término "hacia adelante" o "anterior" tal como se utiliza en la presente especificación se refiere a la dirección generalmente alejada de la retina y hacia la pupila del ojo, en oposición a "hacia atrás" o "posterior". La línea normal hacia el centro de la porción óptica de la LIO que se extiende en la dirección hacia adelante-hacia atrás se menciona como el "eje óptico". "Radial" se refiere a cualquier dirección que se extienda en una dirección generalmente perpendicular al eje óptico que se extiende por el eje axial, mientras que "lateral" se refiere a las direcciones perpendiculares al eje óptico sin pasar necesariamente por el eje óptico.

15 La LIOA 100 de la Figura 1 incluye una óptica 102, que es cualquier elemento óptico generalmente circular, convergente capaz de producir una imagen enfocada en la retina por lo menos en una distancia objetivo, y hápticas 104. La LIOA 100 preferentemente está formada como una sola pieza a partir de material transparente, blando, biocompatible, como un copolímero reticulado de 2-fenil-etilo acrilato y 2-fenil etilo metacrilato conocidos bajo el nombre de AcrySof®. La óptica 102 puede incluir cualquier forma adecuada de corrección óptica, incluyendo corrección de aberración de orden alto o bajo, corrección tórica, elementos multifocales, elementos difragentes, o cualquier otra estructura óptica conocida en la técnica utilizada para la corrección visual. Cada una de las hápticas 20 104 se extiende desde una parte de unión háptica-óptica 106 respectiva hasta un brazo transversal 108 que es generalmente perpendicular a la extensión de la háptica 104 desde la óptica 102. Dicho brazo transversal 108 está configurado para entrar en contacto con la bolsa capsular de un ojo cuando la LIOA 100 se implanta en el mismo. Aunque solo se ilustra un brazo transversal 108 en la Figura 1, también se podría concebir la utilización de una pluralidad de brazos transversales 108. La distancia entre los bordes exteriores de los brazos transversales 108 de 25 las hápticas 104 opuestos entre sí a lo largo de un diámetro de la óptica se menciona como el "diámetro de háptica". En las formas de realización preferidas, el diámetro de háptica oscila entre 9,5 mm y 11,5 mm, que corresponde en general al rango de diámetro interior de los músculos ciliares de los pacientes.

30 Un problema central con las LIO acomodativas existentes, como las que se describen en la patente US nº 6.387.126 de Stuart J. Cumming, es la dependencia de la transferencia de fuerza desde la contracción de los músculos ciliares a la LIO mediante el saco capsular. Dado que la fuerza de los músculos ciliares se transfiere indirectamente al saco capsular mediante la tensión de las zónulas acopladas al saco, ésta depende enormemente de la elasticidad del saco capsular. La dificultad es que dicho saco capsular cambia drásticamente de su forma natural en el proceso de "contraer-envolver" alrededor de la LIO, que es mucho menor y más plana que la lente cristalina natural. Durante 35 este proceso de curación y contracción, el saco capsular también tiende a perder elasticidad. Además, el estado natural de la bolsa capsular y del músculo ciliar que lo rodea es circular, pero las LIO artificiales típicamente son anisotrópicas, presentando una anchura menor que la longitud de las hápticas. Esto hace que la forma del saco capsular después de la cirugía sea anisotrópico también y, por lo tanto, resulte menos capaz de responder a la contracción de los músculos ciliares generalmente circulares y a la tensión de la zónula asociada. Como resultado 40 de estos cambios, después de la cirugía de cataratas, la capacidad del saco capsular para cambiar su forma en respuesta a los cambios en la tensión zonular disminuye drásticamente, si es que no desaparece por completo. Este aspecto limita de forma importante la respuesta acomodativa efectiva de la LIO a la contracción del músculo ciliar.

45 Al contrario de las lentes acomodativas existentes LIO, varias formas de realización de la presente invención proporcionan una LIOA en la que las hápticas están configuradas de manera que estiren el saco capsular para entrar en contacto con los músculos ciliares directamente. De este modo, la contracción de los músculos ciliares mueve las hápticas directamente, en lugar de intervenir en la tensión zonular o la elasticidad del saco capsular. Del mismo modo, las hápticas están diseñadas especialmente con abombamientos delanteros para mover la óptica hacia adelante en respuesta a la contracción. Finalmente, las hápticas presentan brazos transversales que 50 contactan con el saco capsular, de manera que la porción de las hápticas que se extiende desde la óptica hasta el saco capsular puede presentar una anchura lo suficientemente pequeña como para doblarse fácilmente en respuesta a las fuerzas desde el saco capsular, mientras que sigue siendo lo suficientemente rígida como para estirar dicho saco capsular. Esto se puede contrastar con las hápticas de placa de los sistemas anteriores que requerirían una fuerza excesiva de los músculos ciliares para moverse y, al contrario, serían propensos a provocar 55 daños en el tejido ciliar, incluyendo necrosis. El módulo de Young del material también se puede seleccionar de forma adecuada con el tamaño y la angulación de las hápticas 104 para que presente las propiedades mecánicas deseadas permitiendo el movimiento hacia adelante adecuado de la óptica 102; preferentemente, el módulo de Young se encuentra entre 0,8 y 3 mPa. En particular, la fuerza ejercida en la óptica 102 mediante las hápticas 104 bajo compresión debería resultar suficiente como para superar la resistencia de la aleta capsular anterior, que se habrá "contraído-envuelto" en las hápticas 104. Esto puede variar de algún modo dependiendo del tamaño de la capsulorrex anterior en la que se implante la LIOA 100, pero dependiendo de las simulaciones mecánicas y la investigación clínica, una fuerza de 1,5 mN parece resultar suficiente por lo menos para la mayoría de los pacientes.

65 La Figura 2 es una vista lateral de la LIOA 100 de la Figura 1, que ilustra adaptaciones particulares de dicha LIOA 100, para proporcionar un mejor movimiento hacia adelante de dicha LIO. Las partes de unión háptica-óptica 106 están anguladas para abombar la óptica 102 hacia las hápticas 104, con el fin de facilitar el movimiento hacia

adelante. En particular, la forma de realización que se representa muestra un ángulo de abombamiento hacia adelante de 10 grados para la parte de unión háptica-óptica 106, mientras que la parte de unión háptica-óptica también se realiza más fina con respecto a las hápticas 104, de manera que el ángulo anterior de intersección con la óptica sea de 175 grados. Preferentemente, el ángulo de abombamiento hacia adelante es de por lo menos 5
5 grados. En la forma de realización representada, los grosores de las hápticas 104 (haciendo referencia al grosor en la dirección anterior a posterior) son de 0,45 mm, y la parte de unión háptica-óptica 106 se estrecha gradualmente en grosor de acuerdo con los ángulos descritos para concordar con el grosor del borde de la óptica 102 (0,25 mm).

La Figura 3 es un gráfico que muestra una fuerza simulada en la óptica 102 que se ejercería mediante contracción de los músculos ciliares a un diámetro determinado. En el ejemplo que se muestra en la Figura 3, una LIOA 100 como la que se representa en las Figuras 1 y 2 presenta un diámetro de háptica de 10,8 mm, correspondiente al diámetro interior promedio de los músculos ciliares. La LIOA simulada 100 se forma en material AcrySof®. Tal como se muestra en el gráfico, la fuerza ejercida en la óptica 102 mediante la compresión de los músculos ciliares excede los 1,5 mN para un grado normal de contracción de músculo ciliar (alrededor de 0,3 mm). En la LIOA 100 de ejemplo, esto resulta suficiente para producir aproximadamente 0,5 mm de desplazamiento a lo largo del eje óptico, correspondiente a un cambio de potencia acomodativa efectiva de aproximadamente 0,7 dioptrías.
10
15

Tal como se ha indicado anteriormente, se pueden dar variaciones considerables en el diámetro interior de los músculos ciliares. Aunque las hápticas 104 presenten un tamaño adecuado para encajar en diámetros específicos, el encaje puede no resultar perfecto. Por ello, los anillos capsulares utilizados para ayudar a encajar las hápticas 104 de forma segura en la bolsa capsular también se pueden utilizar en conjunción con varias formas de realización de la presente invención para mejorar el encaje en el diámetro interior de los músculos ciliares una vez que se haya estirado el saco capsular. La Figura 4 ilustra un anillo capsular flexible 110 útil con varias formas de realización de LIOA, como la LIOA 100. El anillo capsular 110 se forma en material flexible, biocompatible e incluye unas partes plegables 112 que se pueden plegar y desplegar para encajar el anillo capsular 110 en un diámetro determinado. De forma similar, cuando las hápticas 104 de la LIOA 100 estiran el saco capsular, el anillo capsular 110 también puede cambiar su forma del modo adecuado. Se deberá entender que se pueden utilizar varias formas de realización de la presente invención en conjunción con los anillos capsulares, como el anillo capsular 110 que se representa en la Figura 1. Cuando en el presente documento se hace referencia a "contacto" con el saco capsular o los músculos ciliares, el mismo se refiere bien al contacto directo del elemento con la estructura en cuestión o al contacto intermedio con la estructura mediante el anillo capsular 110. De este modo, el término "contacto" se debería interpretar de forma adecuada para abarcar ambos significados.
20
25
30

Aunque la configuración mecánica descrita anteriormente proporciona un cierto grado de respuesta acomodativa, solo el cambio de potencia sigue siendo un poco pequeño, de manera que podría no presentar un efecto mayor sobre la visión funcional. Lo que puede hacer que el impacto del movimiento resulte incluso más significativo es el uso de diseños ópticos que aumentan los efectos visuales del movimiento. Por ese motivo, resulta ventajosa la incorporación en el diseño óptico de determinadas prestaciones ópticas que proporcionen una profundidad de enfoque mejorada que cambie dependiendo del movimiento hacia adelante de la óptica 102. Una prestación óptica de este tipo es el desplazamiento de fase trapezoidal, descrito en el documento US 2010/0016961 A1 (Solicitud nº 12/503.267), titulada "AN EXTENDED DEPTH OF FOCUS (EDOF) LENS TO INCREASE PSEUDO-ACCOMMODATION BY UTILIZING PUPIL DYNAMICS", asignada comúnmente al propietario de la presente solicitud. Tal como se describe en dicha solicitud, un cambio lineal en el desplazamiento de fase impartido a la luz entrante en función del radio (mencionado en el presente documento como "desplazamiento de fase trapezoidal") puede regular la profundidad efectiva de enfoque de la LIO en distancias y tamaños de pupila diferentes. De esta manera, el desplazamiento de fase trapezoidal proporciona una profundidad de enfoque aparente diferente dependiendo del tamaño de la pupila, permitiendo que cambie la imagen como resultado de los cambios en las condiciones de luz. Este aspecto, a su vez, proporciona imágenes ligeramente diferentes en condiciones en las que resultaría más fácil confiar en la visión de cerca o de lejos, permitiendo que la función visual del paciente funcione mejor con dichas condiciones, un fenómeno conocido como "pseudocomodación". Sin embargo, en el contexto de una LIOA similar a la que se muestra en la Figura 1, el desplazamiento de fase trapezoidal también cambia cuando la óptica 102 se mueve hacia adelante. Esto combina de forma efectiva el efecto pseudoacomodativo para la visión de cerca y de lejos con el desplazamiento real en la potencia hacia la visión de cerca, aumentando así los efectos visuales del movimiento hacia adelante y mejorando así el grado de rendimiento. En términos de rendimiento visual efectivo, esto puede permitir un cambio de potencia efectivo combinado de 0,75 dioptrías o más.
35
40
45
50
55

Las formas de realización descritas anteriormente implican una LIOA 100 de lente individual, óptica individual. La Figura 5 muestra un sistema de LIOA de lente dual, óptica dual 200. La LIO anterior 202 es una LIO acomodativa como la LIOA que se muestra en la Figura 1. La descripción anterior de las formas de realización y las prestaciones de la LIOA 100 es aplicable igualmente a la LIO 202 anterior. El sistema LIOA 200 también incluye una LIO 204 posterior. La LIO posterior 204 también incluye una óptica 206 y hápticas 208. La LIO posterior 204 también está formada preferentemente como una sola pieza a partir de un material flexible, transparente, biocompatible, que puede incluir un copolímero reticulado de 2-fenil-etilo acrilato y 2-fenil etilo metacrilato conocidos bajo el nombre de AcrySof®.
60
65

Aunque tanto la LIO 202 anterior como la LIO 204 posterior podrían, en principio, ser lentes convergentes, resulta particularmente ventajoso que la LIO posterior 204 presente una óptica de potencia negativa 208. Esto permite que las aberraciones de las LIO 202 y 204 se compensen la una a la otra y, además, magnifica el grado en el que se incrementa la potencia cuando las LIO 202 y 204 se separan en una cierta distancia. Además, como la óptica 102 de la LIO anterior 202, la óptica 206 de la LIO posterior 204 puede incluir cualquier forma adecuada de corrección óptica, incluyendo corrección de aberración de orden alta y baja, corrección tórica, elementos multifocales, elementos difrangentés, o cualquier otra estructura utilizada para la corrección visual conocida en la técnica, y las ópticas 102 y 206 se pueden concebir de manera adecuada de manera que trabajen en combinación para producir dichos resultados. En particular, el desplazamiento de fase trapezoidal mencionado anteriormente también se puede utilizar ventajosamente en el sistema de LIO 200 de la Figura 5.

La LIO posterior 204 también incluye nuevas prestaciones mecánicas concebidas para reducir la cantidad de separación entre las LIO 202 y 204 cuando se relajan los músculos ciliares. Ventajosamente, este aspecto permite una mayor separación de las LIO 202 y 204 en el espacio del saco capsular cuando se contraen los músculos ciliares, incrementando así la acomodación efectiva del sistema de LIO 200. En particular, las hápticas 208 se extienden en una dirección generalmente perpendicular al diámetro de la háptica de la LIO anterior 202. Las hápticas 208 están concebidas para empujar la LIO posterior 204 hacia adelante cuando el saco capsular se estire en su totalidad mediante las hápticas 104 de la LIO anterior 202, arrastrando de este modo los lados del saco capsular hacia la parte interior y comprimiendo las hápticas 208 de la LIO posterior 204. Este aspecto contrasta notablemente con los diseños de ópticas duales anteriores, que enfatizaban el movimiento de la lente anterior de potencia alta, tomando la lente posterior como con una posición esencialmente fija contra la pared posterior del saco capsular. A diferencia de dichos sistemas de LIO de óptica dual anteriores, las hápticas 208 de la posterior LIO 204 representada en la Figura 5 en realidad fuerzan la óptica posterior 208 alejándola de la pared posterior del saco capsular, aproximando la LIO anterior 202 y la LIO posterior 204 a la posición de descanso.

La LIO posterior 204 representada en la Figura 5 también incluye salientes 210 dispuestos alrededor de la superficie anterior de la LIO posterior 204. Dichos salientes 210 empujan contra la aleta anterior del saco capsular para reducir la cantidad de fuerza ejercida contra la LIO anterior 202, permitiendo de este modo que dicha LIO anterior 202 se mueva más fácilmente. Los salientes 210 también evitan que la aleta anterior ejerza fuerza sobre la LIO anterior 202 y la LIO posterior 204 cuando se relajan los músculos ciliares, lo que ayuda a mantener la capacidad de la LIO anterior 202 y la LIO posterior 204 para separarse la una de la otra cuando los músculos ciliares se contraigan y la tensión del saco capsular se reduzca. Finalmente, los salientes 210 pueden proporcionar una guía de alineación rotacional para la LIO anterior 202 y también se pueden realizar marcas adecuadas con respecto a los salientes 210 para facilitar adicionalmente la alineación. De este modo, después de que se coloque la LIO posterior 204, el cirujano puede colocar la LIO anterior 202 a continuación de forma acorde con respecto a los salientes 210. Dichos salientes 210 también restringirían cualquier movimiento rotacional de la LIO anterior 202. Estas prestaciones pueden resultar particularmente ventajosas cuando la óptica 102 de la LIO anterior 202 incluye corrección tórica, que resulta sensible a la alineación rotacional de la LIO anterior 202.

REIVINDICACIONES

1. Lente intraocular acomodativa (LIOA) (100) adaptada para ser implantada en una cámara posterior de un ojo, que comprende:

5 una óptica (102);

10 la pluralidad de hápticas (104), extendiéndose cada una de las hápticas desde una parte de unión háptica-óptica (106) hasta por lo menos un brazo transversal (108); estando las hápticas (104) adaptadas para entrar en contacto con un saco capsular del ojo cuando sean implantadas, presentando cada háptica una longitud y una rigidez suficientes para estirar un saco capsular del ojo para entrar en contacto con los músculos ciliares del ojo de manera que la contracción de dichos músculos ciliares mueva las hápticas; estando las partes de unión háptica-óptica (106) adaptadas para abombar la óptica hacia adelante con respecto a las hápticas en respuesta a la compresión de las hápticas por parte de los músculos ciliares de manera que ejerza una fuerza hacia adelante en la óptica de por lo menos 1,5 mN,

15 caracterizada por que

20 la óptica (102) está configurada para producir un desplazamiento de fase trapezoidal que provoca un cambio lineal en el desplazamiento de fase impartido a la luz entrante en función del radio de la pupila;

25 y aumentando el desplazamiento de fase trapezoidal un efecto visual de la fuerza hacia adelante para producir un cambio de potencia efectivo combinado de por lo menos 0,75 dioptrías, de manera que se proporcionen diferentes profundidades de enfoque efectivas para diferentes distancias y tamaños de pupila, como resultado de los cambios en las condiciones de luz.

30 2. LIOA según la reivindicación 1, en la que por lo menos dos de las hápticas (104) se extienden a lo largo de un diámetro de la óptica y una distancia entre los brazos transversales (108) de las hápticas a lo largo del diámetro está comprendida entre 9,5 mm y 11,5 mm.

3. LIOA según la reivindicación 2, en la que la distancia entre los brazos transversales (108) a lo largo del diámetro es de por lo menos 10 mm.

35 4. LIOA según la reivindicación 1, en la que un ángulo de abombamiento de las partes de unión háptica-óptica (106) es de por lo menos 5 grados.

5. LIOA según la reivindicación 1, en la que la fuerza hacia adelante en la óptica (102) es de por lo menos 1,5 mN cuando las hápticas (104) están comprimidas hacia la parte interior en 0,5 mm.

40 6. LIOA según la reivindicación 1, en la que los brazos transversales (108) de las hápticas se extienden desde un codo sustancialmente perpendicular.

7. LIOA según la reivindicación 1, en la que cada háptica (104) comprende dos brazos transversales.

45 8. LIOA según la reivindicación 1, en la que la LIOA es una LIOA de una sola pieza (100) formada a partir de un material que presenta un módulo de Young de entre 0,8 y 3 MPa.

50 9. LIOA según la reivindicación 1, que comprende asimismo un anillo capsular (110) alrededor de las hápticas, presentando dicho anillo capsular unas secciones plegables (112) adaptadas para permitir que el anillo capsular se adapte al saco capsular cuando dicho saco capsular sea estirado mediante las hápticas (104).

Fig. 1

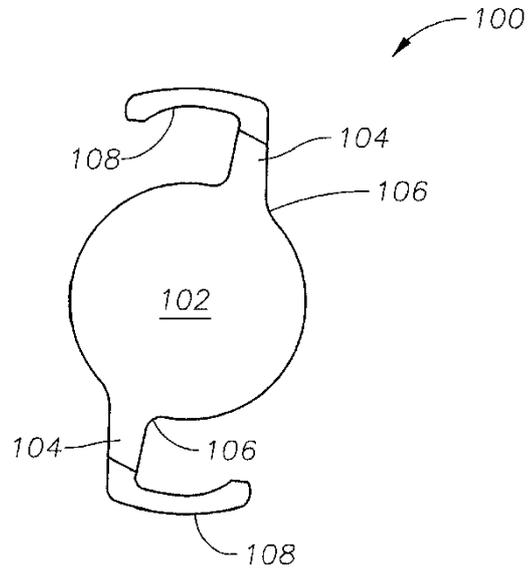


Fig. 2

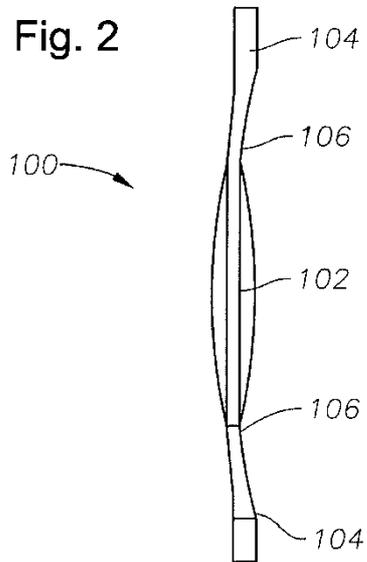


Fig. 4

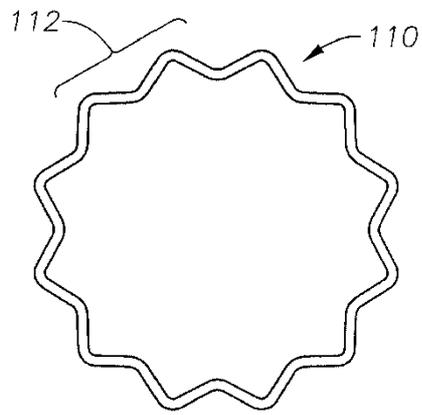


Fig. 3

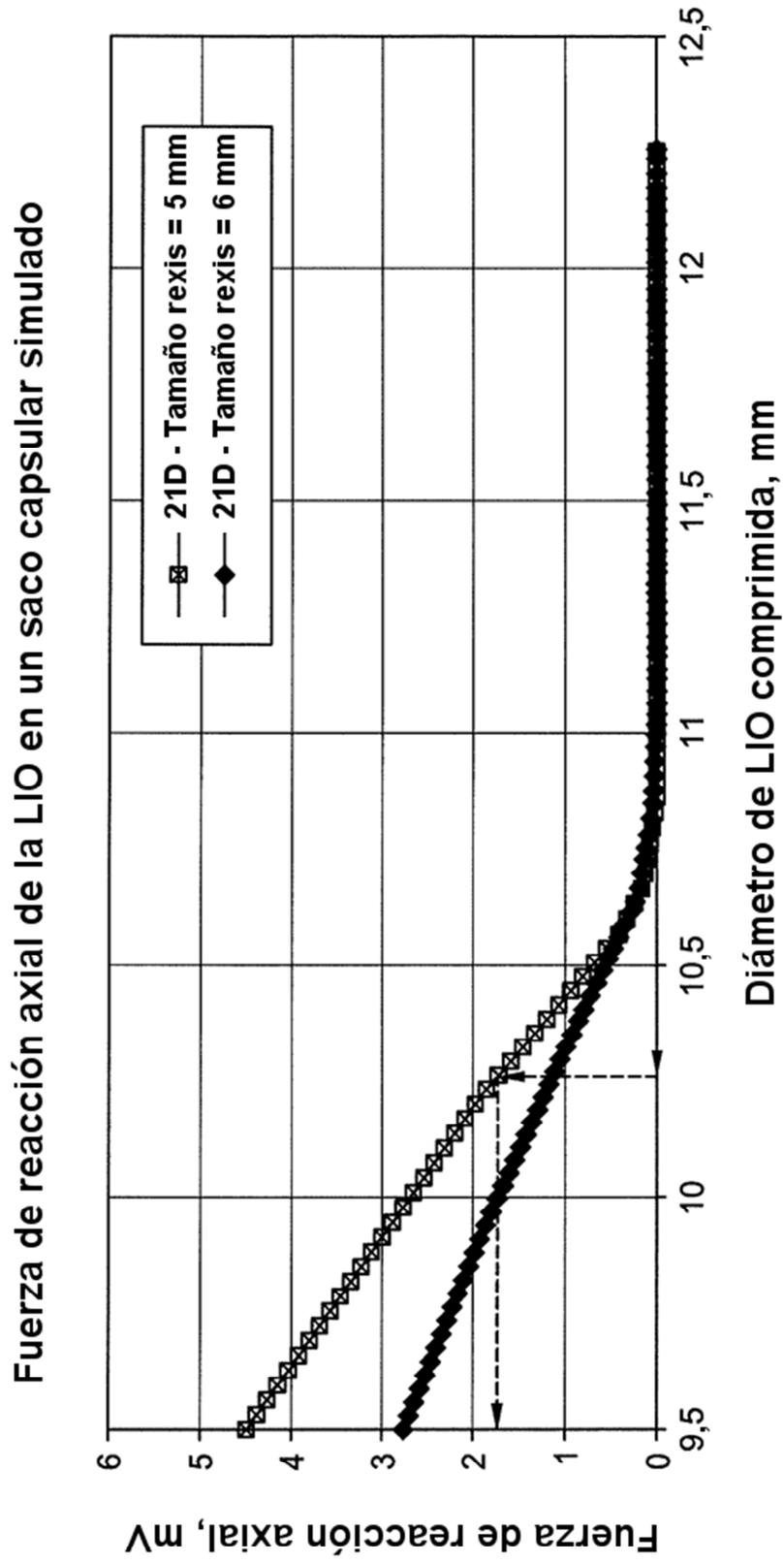


Fig. 5

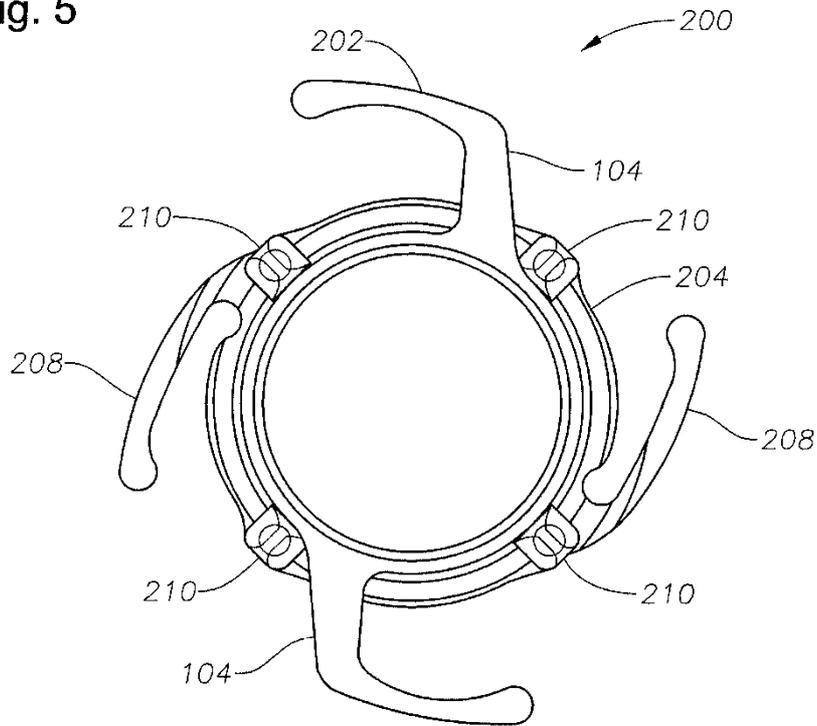


Fig. 6

