

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 375 442**

51 Int. Cl.:
A61F 2/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **09743349 .4**
96 Fecha de presentación: **01.05.2009**
97 Número de publicación de la solicitud: **2273949**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **19.01.2011**

54 Título: **LENTE INTRAOCULAR NO INVASIVA DE POTENCIA AJUSTABLE.**

30 Prioridad:
06.05.2008 US 50913 P

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
29.02.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
29.02.2012

73 Titular/es:
**Novartis AG
Lichtstrasse 35
4056 Basel, CH**

72 Inventor/es:
**SACHAROFF, Alex y
KARAKELLE, Mutlu**

74 Agente: **Curell Aguilá, Mireia**

ES 2 375 442 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 no invasiva de potencia ajustable.

Solicitudes relacionadas

5 La presente solicitud reivindica la prioridad de la solicitud provisional US nº de serie 61/050.913, presentada el 6 de mayo de 2008.

Campo técnico de la invención

La presente invención se refiere en general al ojo humano y, más particularmente, a lentes intraoculares (IOL).

Antecedentes de la invención

10 El ojo humano en sus términos más simples funciona para proporcionar visión transmitiendo luz a través de una porción exterior transparente denominada córnea y enfocando la imagen por medio del cristalino sobre la retina. La calidad de la imagen enfocada depende de muchos factores, incluyendo el tamaño y la forma del ojo, así como la transparencia de la córnea y el cristalino. La edad y/o las enfermedades provocan frecuentemente que el cristalino sea menos transparente. Se deteriora así la visión debido a la luz disminuida que puede transmitirse a la retina. Esta deficiencia en el cristalino del ojo es conocida médicamente como catarata.

15 Un tratamiento aceptado para esta condición es la retirada quirúrgica del cristalino y la sustitución de la función del cristalino por una IOL. Durante muchos años, las IOL se han realizado a partir de polimetilmetacrilato (PMMA), un material con buenas características ópticas y buena compatibilidad con los tejidos del ojo. Sin embargo, una desventaja del PMMA es que es un material muy rígido y la incisión debe hacerse suficientemente grande para la implantación de la IOL. Si las propiedades ópticas no se hacen coincidir correctamente, se requiere una segunda IOL.

20 Todas las incisiones en el ojo van acompañadas de traumas y así, aunque las lentes plegables hayan sido una gran mejora, existe todavía una necesidad de una IOL que pueda ajustarse sin una incisión adicional. Las complicaciones de la implantación de la IOL convencional, a saber, la descentración y la opacificación capsular posterior, pueden requerir también ajustes.

25 Los hidrogeles son una clase de materiales que son muy interesantes para una lente inyectable debido a que tienen la ventaja añadida de que su composición acuosa se aproxima a la del cristalino natural. Los hidrogeles pueden hacerse reticulando soluciones acuosas de polímero o monómero/reticulador. Puesto que los monómeros son frecuentemente tóxicos, se prefiere el uso de polímeros para aplicaciones en el ojo. Los polímeros, a los que se fija un grupo reactivo, por ejemplo un grupo acrilato, pueden polimerizarse en presencia de agua y formar un hidrogel.

30 Sin embargo, la lente inyectable puede no tener las propiedades ópticas deseadas.

La patente US nº 4.575.373 A describe una IOL que tiene un anillo externo alrededor de la periferia de una porción óptica. Dicho anillo externo y dicha periferia están conectados uno a otra por una pluralidad de elementos térmicamente contraíbles. La diferencia con la presente invención es que la microestructura es externa y los elementos térmicamente contraíbles no están conformados en un receptáculo.

Sumario de la invención

35 Las formas de realización de la presente invención proporcionan un implante ocular mejorado. Este implante ocular incluye una lente intraocular (IOL) y una pluralidad de hápticas como se describe en las reivindicaciones adjuntas. La IOL transmite energía óptica. Una microestructura dentro de la IOL pone la IOL bajo tensión. La microestructura sirve para romperse de una manera controlada con el fin de liberar tensión en la IOL y reconfigurar la IOL.

40 puede hacerse en cualquier momento posoperatoriamente y en conjunción con una aberrometría de frente de onda para proporcionar resultados mejorados. Las hápticas se acoplan mecánicamente a la IOL con el fin de posicionar y asegurar la IOL dentro del ojo.

45 Se ejemplifica también un método para corregir la discapacidad visual de la afaquia. Esto implica retirar un cristalino natural de un ojo cuando el cristalino pueda estar enfermo o haber sido dañado por un accidente. A continuación, puede insertarse una IOL dentro del ojo y ésta puede asegurarse y posicionarse entonces con una pluralidad de hápticas. Se determina una necesidad de ajuste de potencia de la IOL *in vivo*. Esto puede hacerse utilizando una aberrometría de frente de onda u otras intervenciones de diagnóstico similares. Una IOL implantada, como se describe en las reivindicaciones adjuntas, que tiene una microestructura controlada que pone la IOL bajo tensión, puede reconfigurarse entonces ajustando la tensión en ella. Esto puede hacerse efectuando los cambios apropiados

50 en la microestructura de la IOL. Estos cambios pueden implicar el uso de un estímulo externo para reconfigurar elementos, romper enlaces cruzados o inducir cavidades dentro de la IOL.

Otra realización de una IOL de esta invención puede tener una estructura de control predefinida en la que unos elementos de la estructura puedan ajustarse en longitud para cambiar la tensión y reconfigurar la IOL según se desee. Los cambios en la microestructura controlada de la IOL se implementan con un estímulo externo. Una

aberrometría de frente de onda y otras intervenciones de diagnóstico pueden aplicarse después del ajuste para medir la efectividad y determinar si hay necesidad de ajuste adicional y, si la hay, si la presente microestructura soportará o no ese ajuste.

5 Otras ventajas de la presente invención serán más evidentes para un experto en la materia tras la lectura y comprensión de la descripción detallada de las formas de realización expuestas en esta memoria haciendo referencia a los siguientes dibujos.

Breve descripción de los dibujos

10 Para una comprensión más completa de la presente invención y las ventajas de la misma, se hace referencia ahora a la siguiente descripción considerada junta con los dibujos que se acompañan, en los que números de referencia iguales indican características análogas y en los que:

La figura 1 ilustra la anatomía del ojo en el que puede implantarse una lente intraocular (IOL) de acuerdo con las formas de realización de la presente invención;

La figura 2 representa una IOL de acuerdo con formas de realización de la presente invención;

15 Las figuras 3A y 3B proporcionan una sección transversal de una lente intraocular (IOL) que sirve para ajustarse *in vivo* de acuerdo con ejemplos que no son parte de la invención;

La figura 4 representa una IOL de acuerdo con formas de realización de la presente invención;

Las figuras 5A y 5B muestran la forma en que puede aplicarse un láser a una estructura interna de una IOL con el fin de efectuar cambios de acuerdo con formas de realización de la presente invención;

20 La figura 6 proporciona un diagrama de flujo lógico de un método (que no forma parte de la invención) para corregir discapacidades visuales, tal como la afaquia del ojo; y

La figura 7 proporciona un diagrama de flujo lógico de un método (que no forma parte de la invención) para ajustar en potencia una IOL *in vivo* con el fin de corregir discapacidades visuales.

Descripción detallada de la invención

25 En las figuras se ilustran formas de realización preferidas de la presente invención, utilizándose los mismos números para referirse a partes iguales y correspondientes de los diversos dibujos.

30 Se proporciona un diseño mejorado para un implante ocular como se describe en las reivindicaciones adjuntas. Este implante ocular incluye una lente intraocular (IOL) y una pluralidad de hápticas. La IOL transmite energía óptica. Una microestructura dentro de la IOL pone la IOL bajo tensión. La microestructura sirve para romperse de una manera controlada con el fin de liberar tensión en la IOL y reconfigurar la IOL. Esto puede hacerse en cualquier momento posoperatoriamente y con una aberrometría de frente de onda para proporcionar resultados mejorados. Las hápticas se acoplan mecánicamente a la IOL con el fin de posicionar y asegurar la IOL dentro del ojo.

35 La figura 1 ilustra la anatomía de un ojo en el que puede implantarse el diseño mejorado para un implante ocular proporcionado por la presente invención. El ojo 100 incluye la córnea 102, el iris 104, la pupila 106, el cristalino 108, la cápsula 110 del cristalino, los zónulos, el cuerpo ciliar, la esclerótica 112, el gel vítreo 114, la retina 116, la mácula y el nervio óptico 118. La córnea 102 es una estructura abovedada transparente sobre la superficie del ojo que es transparente a la luz visible que entra en el ojo. El iris 104, la parte coloreada del ojo, es un músculo que rodea la pupila y que se relaja y se contrae para controlar la cantidad de luz que entra en el ojo. La pupila 106 es la abertura central redonda del iris. El cristalino 108 es la estructura dentro del ojo que ayuda a enfocar la luz sobre la retina. La cápsula 110 del cristalino es una bolsa elástica que envuelve el cristalino, ayudando a controlar la forma del
40 cristalino cuando el ojo enfoca objetos a diferentes distancias. Los zónulos son unos esbeltos ligamentos que sujetan la cápsula del cristalino al interior del ojo, manteniendo el cristalino en su sitio. El cuerpo ciliar es el área muscular sujeta al cristalino que se contrae y se relaja para controlar el tamaño del cristalino para su enfoque. La esclerótica 112 es la capa tenaz más exterior del ojo que mantiene la forma del ojo. El gel vítreo 114 está localizado hacia la parte trasera del globo ocular y ayuda a mantener la curvatura del ojo. La retina 116 es una capa de nervios
45 sensible a la luz en la parte trasera del ojo que recibe luz y la convierte en señales para enviarlas al cerebro. La mácula es el área en la parte trasera del ojo que contiene funciones para ver detalles finos. El nervio óptico 118 conecta y transmite señales del ojo al cerebro.

50 La figura 2 representa una IOL de acuerdo con las formas de realización de la presente invención. La IOL 200 es un cristalino artificial implantado en el ojo para restablecer la visión después de que se haya retirado un cristalino natural. La necesidad de la IOL 200 puede deberse a cataratas, enfermedad o accidentes. La lente de la IOL 200 puede ser convexa en ambos lados (biconvexa) y estar hecha de un plástico blando que puede doblarse antes de la inserción, permitiendo la colocación a través de una incisión más pequeña que el diámetro óptico de la lente.

Después de la inserción quirúrgica en el ojo, la lente se despliega cuidadosamente para restablecer la visión. Los brazos de soporte (hápticas) 202 proporcionan un posicionamiento apropiado de la IOL 200 dentro del ojo.

La IOL 200 puede posicionarse en la cámara posterior del ojo, sustituyendo al cristalino natural 108. Esta posición permite que la IOL 200 corrija la discapacidad visual de la afaquia (ausencia del cristalino natural 108). La IOL 200 puede tener una óptica biconvexa que se configura utilizando un procedimiento diseñado para proporcionar profundidad de enfoque incrementada. La IOL 200 puede utilizarse en pacientes adultos con o sin presbiopía que deseen visión de cerca, intermedia y a distancia con independencia incrementada frente a las gafas después de una cirugía de cataratas. La IOL 200 puede proporcionar buena visión de cerca, intermedia y a distancia con independencia incrementada frente a las gafas en pacientes que se han sometido a cirugía de cataratas. La IOL 200 facilita visión de calidad para diversas situaciones de iluminación. En condiciones brillantemente iluminadas, la porción central 204 envía ondas de luz tenuemente a ambos puntos focales cercano y distante, mientras que en condiciones tenuemente iluminadas, el área circundante 206 envía mayor energía para la visión a distancia.

Las figuras 3A y 3B proporcionan una sección transversal de una IOL 300 apta para ajustarse *in vivo* de acuerdo con ejemplos que no forman parte de la invención. La IOL 300 puede estar hecha de un material de tipo hidrogel o de un material no hidrogel con una microestructura controlada por enlaces cruzados 304 o por morfología. La figura 3A muestra un láser de femtosegundos dirigido hacia el centro de la IOL 300. Después del tratamiento con láser, la figura 3A muestra que ha aumentado el radio de curvatura en ambos lados de la IOL biconvexa. La figura 3A muestra que la IOL 300 se aplanan en respuesta al estímulo externo. Análogamente, la figura 3B muestra un tratamiento con láser aplicado a la periferia de la IOL 300. Después del tratamiento con láser, la figura 3B muestra que se ha reducido el radio de curvatura en ambos lados de la IOL biconvexa 300. La figura 3B muestra que la IOL 300 gana potencia óptica incrementada en respuesta al estímulo de láser externo.

Actualmente, no hay una intervención o dispositivo aprobados para ajustar la potencia de la IOL *in vivo*. El ajuste de potencia proporcionado de acuerdo con las formas de realización de la presente invención puede realizarse utilizando un láser de femtosegundos. Una ventaja principal de la IOL 300 y la intervención de ajuste de potencia proporcionada de acuerdo con ejemplos que no son parte de la invención es que la intervención es no invasiva y puede llevarse a cabo para conseguir posoperatoriamente una refracción objetivo. El láser de femtosegundos se utiliza para crear microcavidades 302 dentro de la IOL o para romper los enlaces cruzados 304 con el fin de liberar la tensión dentro de la lente.

Creando microcavidades o microperforaciones 302 en el centro de la IOL 300 se espera aumentar la potencia de la lente y haciendo lo mismo en la periferia de la IOL 300 se espera aplanar la curvatura de la lente. El láser puede aplicarse también a una región específica de la IOL 300 para la corrección cilíndrica, incluyendo la corrección de astigmatismo quirúrgicamente inducido. Como será evidente para el experto en la materia, tal corrección regional podría utilizarse para hacer ajustes para una pluralidad de otras aberraciones además de las aberraciones cilíndricas. El láser de femtosegundos se basa en láseres microquirúrgicos de IR cercano y tiene la capacidad de crear implosiones del tamaño de micrones con bajas energías de impulso de 2-4 microjulios y onda de choque acústica mínima y sin cavitaciones ni burbujas indeseables.

La figura 4 representa una IOL 400 de acuerdo con formas de realización de la presente invención. La IOL 400 puede estar cargada con una estructura interna 402 que puede deformarse utilizando un láser de femtosegundos para hacer que se ajuste la potencia de la IOL 400. Como se muestra en la figura 4, la IOL 400 se carga previamente con una estructura 402 que incluye dos anillos concéntricos 404 y 406. Los anillos concéntricos 404 y 406 tienen elementos 408 que pueden tener regiones o receptáculos localizados de material o tinte 410 absorbente del calor.

Las figuras 5A y 5B muestran la forma en que un láser puede aplicarse a la estructura 402 con el fin de efectuar cambios. En la figura 5A, los receptáculos de absorción de calor 410, que pueden encogerse cuando se exponen al calor, incrementando la tensión estresora sobre el anillo interior 406 y el anillo exterior 404, hacen que la IOL se deforme. Análogamente, como se muestra en la figura 5B, los enlaces o elementos 408 pueden romperse utilizando el láser de femtosegundos con el fin de liberar tensión entre los anillos concéntricos 406 y 404.

Las formas de realización de la IOL y la intervención de esta invención tienen muchas ventajas con respecto a la técnica anterior. Por ejemplo, la naturaleza no invasiva del ajuste de potencia (esfera y cilindro) de la IOL es una característica muy deseable. Además, la IOL puede ser una lente completamente curada sin ningún monómero, oligómero o iniciador no reaccionado significativo. Aún más, este ajuste de potencia no necesita realizarse dentro de un periodo postoperatorio limitado. En vez de ello, el ajuste puede realizarse cuando surja una necesidad de ajuste de la potencia de la IOL.

Otra forma de realización de la presente invención se refiere al uso de tecnología de láser ultrarrápido para realizar cortes ultrafinos con el fin de modificar la forma de una IOL. Los impulsos ultracortos en el rango de pico a femtosegundos a longitudes de onda en la proximidad de 1 micrón pueden utilizarse para ablacionar características en una IOL o eliminar materiales de la misma a fin de inducir que cambie la forma de la IOL. Las formas de realización de la presente invención utilizan el láser ultrarrápido en una aplicación en tiempo real en donde un paciente pseudofáquico tiene su visión refinada utilizando el láser ultrarrápido, que es hecho seguir al ojo en

movimiento. El láser realiza una modificación quirúrgica intraocular de una IOL preinstalada diseñada para tener su forma adaptada sobre la base de la acción del láser de femtosegundos. Los impulsos ultrarrápidos pueden utilizarse para ablacionar o cortar material de una microestructura controlada especialmente precargada dentro de la IOL, haciendo que la IOL se deforme de una manera deseada. Una microestructura de este tipo ha sido presentada en las figuras 3A, 3B, 4, 5A y 5B. Una duración de impulso de láser de interés es de 100 fs a 10 picosegundos y la longitud de onda puede variar de 500 nm a 1,1 micrones. Pueden utilizarse tintes como parte del material de la lente para absorber preferiblemente los impulsos del láser ultrarrápido.

Las formas de realización de la presente invención pueden recurrir al uso simultáneo o, al menos, contemporáneo de la aberrometría de frente de onda para evaluar la estructura de aberración en todas las fases del tratamiento desde el preimplante hasta el punto de la intervención en el que las aberraciones posoperatorias se minimizan por el ajuste de la estructura de la IOL. Este método no requiere ninguna alteración de las propiedades del material de la propia IOL ni requiere que la porción óptica de la IOL se modifique con el láser. En vez de esto, la acción de corte o ablación del láser de femtosegundos puede utilizarse para romper los elementos portadores de carga de la IOL, lo que permitirá que la lente se aplane en una o más direcciones y adopte una forma más deseable, o puede utilizarse para calentar y encoger un elemento mecánico que será capaz de inducir un esfuerzo deseado en la IOL, haciendo que la lente adopte una nueva forma más empujada. Aunque se describe específicamente el uso de láseres de femtosegundos, será evidente para el experto en la materia que pueden ser adecuados otros láseres o estímulos externos para realizar los ajustes en la IOL aquí descritos.

La posibilidad de hacer ajustes intraoperatorios a la forma de una IOL y, por tanto, a su potencia óptica, cuando se combina con la potencia de diagnóstico de la aberrometría de frente de onda, proporciona una oportunidad de combinar dos tecnologías exitosas con un nuevo láser potente que se ha introducido recientemente en el armamentario quirúrgico, a saber, el láser de femtosegundos. Este tipo de láser es capaz de penetrar la córnea sin provocar ningún calentamiento significativo ni disrupción mecánica, pero puede enfocarse para apuntar con precisión a la cámara anterior con el fin de permitir un corte (ablación) y/o calentamiento de precisión de materiales dentro de la cámara anterior. La anchura del corte o ablación y la cantidad de residuos asociados pueden ser muy pequeñas, de alrededor de 1-3 micrones. Pueden utilizarse potencias de láser pico inferiores para generar calor cuando el láser está interactuando con una sección de material que se ha dopado apropiadamente con el fin de permitir un calentamiento preferencial y muy localizado. En particular, una IOL puede pretensarse para inducir en la lente una aberración esférica específica que pueda liberarse cuando sea apropiado para desplazar el signo de la aberración esférica o inducir astigmatismo de compensación según sea necesario. Esto puede hacerse para compensar cualquier aberración esférica corneal o astigmatismo residuales preexistentes o inducidos por la cirugía. El uso del láser de femtosegundos puede retrasarse con el fin de dejar la córnea completamente cicatrizada con respecto a la intervención de inserción de la IOL. Esto permite que la lente se ajuste en presencia de ópticas oculares tranquilas y estables.

La figura 6 proporciona un diagrama de flujo lógico de un ejemplo de un método (que no es parte de la invención) para corregir discapacidades visuales tales como afaquia del ojo. La operación 600 comienza con la retirada de un cristalino natural de un ojo en el paso 602. La IOL, que puede ser una IOL multifocal, puede insertarse entonces dentro del ojo. Las lentes de la IOL pueden ser convexas en ambos lados (biconvexas) y estar hechas de un plástico blando que puede plegarse antes de la inserción. Este plegado permite la colocación a través de una incisión de tamaño reducido, en donde la incisión es más pequeña que el diámetro óptico de la IOL. Después de la inserción quirúrgica en el ojo en el paso 604, la IOL puede desplegarse suavemente para restablecer la visión. En el paso 606, la IOL se posiciona y se asegura dentro el ojo. Esto puede hacerse con el uso de brazos de soporte (hápticas) para proporcionar un posicionamiento apropiado de la IOL dentro del ojo. Ejemplos de la presente invención pueden colocar o posicionar la IOL en la cámara posterior del ojo para sustituir el cristalino natural, como se muestra en la figura 1. Esta posición permite que la IOL corrija discapacidades visuales tales como la ausencia de un cristalino natural provocada por enfermedad o accidente. La propia lente puede ser una IOL multifocal, como se discute previamente. Esto permite que los pacientes con y sin presbiopía, que deseen visión cercana, intermedia y distante, experimenten independencia con respecto a las gafas después de la cirugía, tal como una cirugía de catarata.

La figura 7 proporciona un diagrama de flujo lógico de un ejemplo de un método (que no forma parte de la invención) para ajustar en potencia una IOL *in vivo* con el fin de corregir discapacidades visuales de acuerdo con formas de realización de la presente invención. Este método permite que se hagan ajustes de potencia en la IOL. La operación 700 comienza en el paso 702, en donde se determina una necesidad de ajuste en potencia de una IOL *in vivo*. Esto puede hacerse utilizando aberrometría de frente de onda u otras intervenciones de diagnóstico similares. Si la IOL en su sitio tiene una microestructura controlada que pone la IOL bajo tensión, puede ser posible entonces reconfigurar la IOL ajustando la tensión en ella. Esto puede realizarse haciendo los cambios apropiados en la microestructura de la IOL. Estos cambios se identifican en el paso 704. Estos cambios pueden implicar el uso de un estímulo externo, tal como un femtoláser, para reconfigurar los elementos, romper enlaces cruzados o inducir cavidades dentro de la IOL. Otra forma de realización puede implicar una IOL que tenga una estructura de control predefinida en la que los elementos de la estructura pueden ajustarse en longitud para cambiar la tensión y reconfigurar la IOL según se desee. En el paso 706, los cambios en la microestructura controlada de la IOL se implementan con un estímulo externo. Después del ajuste, pueden aplicarse la aberrometría de frente de onda y otras intervenciones de diagnóstico, ya sea inmediatamente o después de un periodo de adaptación posquirúrgica, para medir la efectividad y determinar si hay necesidad de un ajuste adicional y, si la hay, si la microestructura actual

soportará o no ese ajuste.

5 En resumen, las formas de realización de la presente invención proporcionan un diseño mejorado para un implante ocular, como se describe en las reivindicaciones adjuntas. Este implante ocular incluye una lente intraocular (IOL) y una pluralidad de hápticas. La IOL transmite energía óptica. Una microestructura dentro de la IOL pone la IOL bajo tensión. La microestructura puede ser apta para romperse de una manera controlada con el fin de liberar tensión en la IOL y reconfigurar la IOL. Esto puede hacerse en cualquier momento posoperatoriamente y en conjunción con una aberrometría de frente de onda para proporcionar resultados mejorados. Las hápticas se acoplan mecánicamente a la IOL con el fin de posicionar y asegurar la IOL dentro del ojo.

10 Las formas de realización de la IOL de esta invención pueden ser una IOL multifocal que transmite energía óptica en condiciones fotópicas y mesópicas. La IOL multifocal puede incluir tanto una región difractiva como una región refractiva. La región difractiva puede ser una región central o una zona óptica de la lente que incluya escalones concéntricos de alturas de escalón gradualmente variables con el fin de asignar energía sobre la base de condiciones de iluminación y actividad para crear un rango completo de visión de calidad (es decir, cercana a distante). Esto permite que se corrijan condiciones en las que debe sustituirse el cristalino natural del ojo.

15 Las formas de realización de la presente invención permiten que los pacientes con discapacidad visual tengan una clara visión a distancia en condiciones de pupila más pequeña, es decir, condiciones fotópicas, y tengan una visión mejorada con una pupila más grande, es decir, en condiciones mesópicas.

20 Como apreciará un experto ordinario en la materia, el término “sustancialmente” o “aproximadamente”, según puede utilizarse en la presente memoria, proporciona una tolerancia aceptada por la industria para su término correspondiente. Dicha tolerancia aceptada por la industria oscila desde menos de un uno por ciento hasta veinte por ciento y corresponde, pero no se limita a ellos, a valores de componente, variaciones de proceso de circuito integrado, variaciones de temperatura, tiempos de subida y caída y/o ruido térmico. Como apreciará además un experto ordinario en la materia, el término “acoplado operativamente”, según puede utilizarse aquí, incluye un acoplamiento directo y un acoplamiento indirecto a través de otro componente, elemento, circuito o módulo, en donde, para el acoplamiento indirecto, el componente, elemento, circuito o módulo intermedio no modifica la información de una señal, pero puede ajustar su nivel de corriente, su nivel de voltaje y/o su nivel de potencia. Como apreciará también un experto ordinario en la materia, el acoplamiento inferido (es decir, en el que un elemento se acopla a otro elemento por inferencia) incluye un acoplamiento directo e indirecto entre dos elementos de la misma manera que “acoplado operativamente”. Como un experto ordinario en la materia apreciará adicionalmente, el término “se compara favorablemente”, según puede utilizarse en la presente memoria, indica que una comparación entre dos o más elementos, objetos, señales, etc. proporciona una relación deseada. Por ejemplo, cuando la relación deseada es que la señal 1 tiene una magnitud mayor que la señal 2, puede lograrse una comparación favorable cuando la magnitud de la señal 1 es mayor que la de la señal 2 o cuando la magnitud de la señal 2 es menor que la de la señal 1.

35 Aunque la presente invención se describe con detalle, deberá entenderse que pueden realizarse en la misma diversos cambios, sustituciones y alteraciones sin apartarse, por ello, del alcance de la invención descrita en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Implante ocular, que comprende:
- 5 una lente intraocular (IOL) (400) que actúa transmitiendo energía óptica, comprendiendo la IOL una microestructura interna controlada (402) que actúa poniendo la IOL bajo tensión, comprendiendo la microestructura interna un primer anillo (404), un segundo anillo (406) sustancialmente concéntrico con el primer anillo, una pluralidad de elementos (408) que se extienden desde el primer anillo hasta el segundo anillo, y unos receptáculos de material (410) de absorción de calor a lo largo de cada uno de los elementos, siendo aptos los receptáculos de absorción de calor para absorber calor de un estímulo externo y para encogerse cuando el calor es absorbido, de tal manera que la tensión en un respectivo elemento aumente de una manera controlada; y
- 10 una pluralidad de hápticas (202) acopladas a la IOL y que actúan colocando la IOL dentro de un ojo.
2. Implante ocular según la reivindicación 1, en el que la IOL es apta para sustituir un cristalino natural del ojo.
3. Implante ocular según la reivindicación 1, en el que la IOL comprende:
- una región difractiva; y
- una región refractiva.
- 15 4. Implante ocular según la reivindicación 3, en el que:
- la región difractiva actúa transmitiendo energía óptica simultáneamente a puntos focales cercanos y distantes en condiciones ópticas brillantes; y
- la región refractiva actúa transmitiendo energía óptica para visión a distancia en condiciones ópticas tenues.
5. Implante ocular según la reivindicación 1, en el que la IOL comprende una óptica biconvexa.
- 20 6. Implante ocular según la reivindicación 1, en el que la microestructura interna (402) es apta para ajustar de forma controlada la tensión con el fin de producir un cambio en una potencia de la IOL.
7. Implante ocular según la reivindicación 1, en el que la microestructura interna (402) actúa ajustando de forma controlada la tensión con el fin de producir un cambio en la corrección cilíndrica para la IOL.
- 25 8. Implante ocular según la reivindicación 1, en el que la IOL es una lente intraocular multifocal (IOL) (400) actúa transmitiendo energía óptica en condiciones fotópicas y mesópicas, y comprende:
- una región difractiva central; y
- una región refractiva central.
9. Implante ocular según la reivindicación 8, en el que los elementos (408) son aptos para romperse en respuesta al estímulo externo.
- 30 10. Implante ocular según la reivindicación 8, en el que la IOL es apta para sustituir al cristalino natural del ojo.
11. Implante ocular según la reivindicación 8, en el que:
- la región difractiva actúa transmitiendo energía óptica simultáneamente a puntos focales cercanos y distantes en condiciones ópticas brillantes; y
- la región refractiva actúa transmitiendo energía óptica para visión a distancia en condiciones ópticas tenues.
- 35 12. Implante ocular según la reivindicación 8, en el que la IOL comprende una óptica biconvexa.
13. Implante ocular según la reivindicación 8, en el que la microestructura es apta para ajustar la tensión de forma controlada con el fin de producir un cambio en una potencia de la IOL.
14. Implante ocular según la reivindicación 8, en el que la microestructura es apta para ajustar la tensión de forma controlada con el fin de producir un cambio en la corrección cilíndrica para la IOL.

40

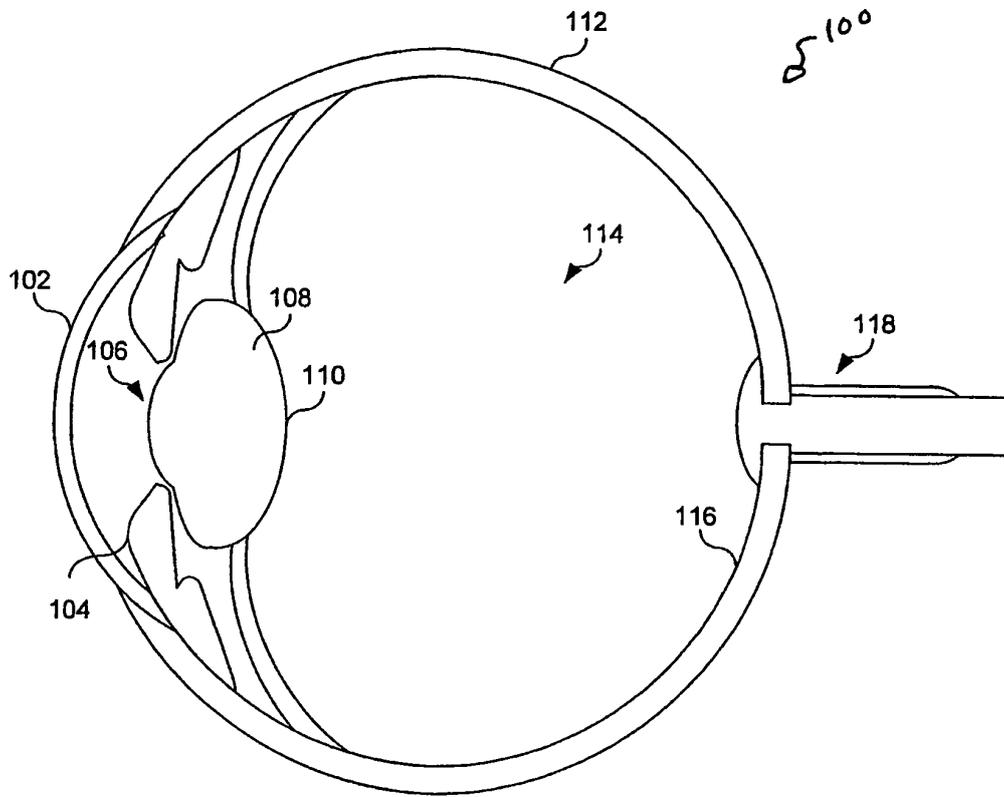


FIG. 1

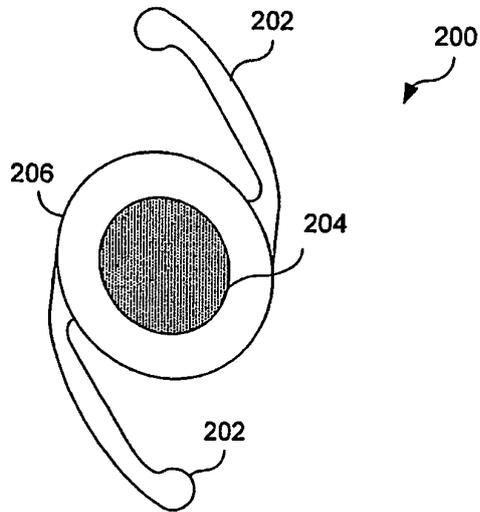


FIG. 2

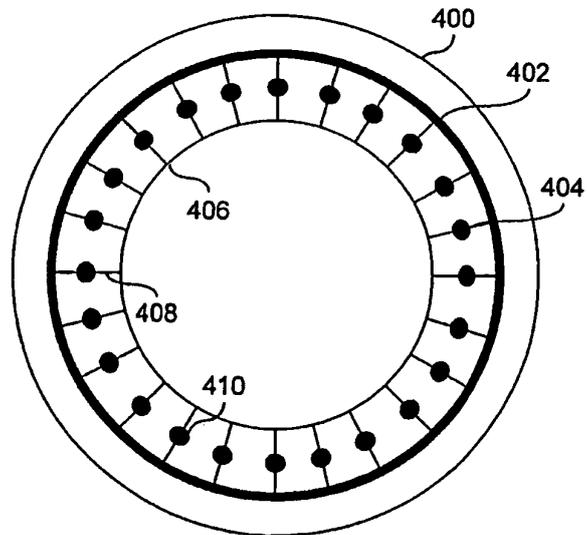


FIG. 4

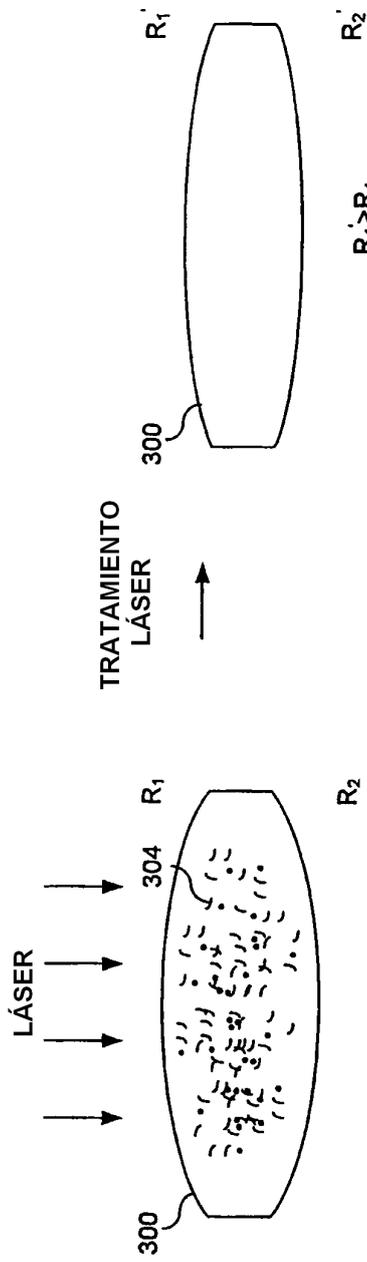


FIG. 3A

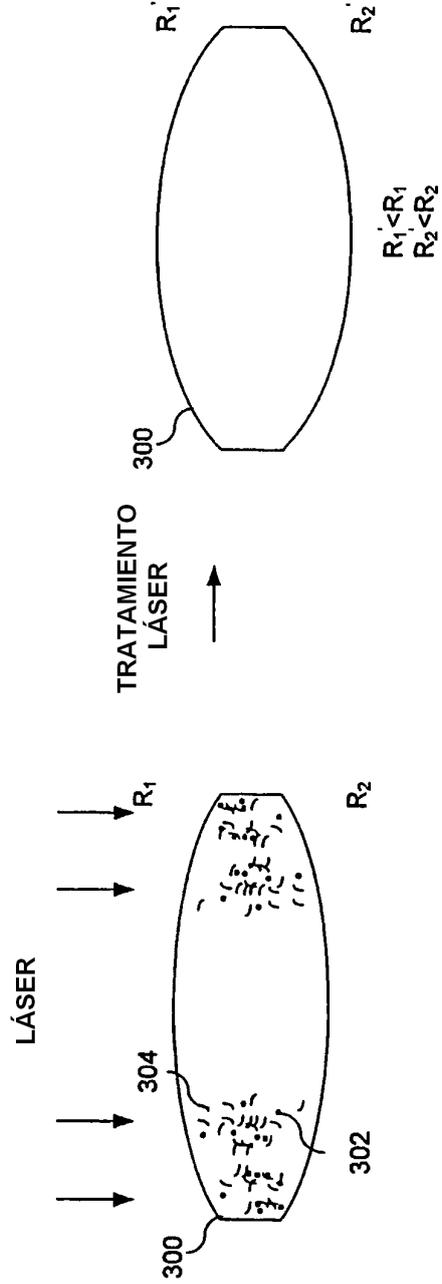


FIG. 3B

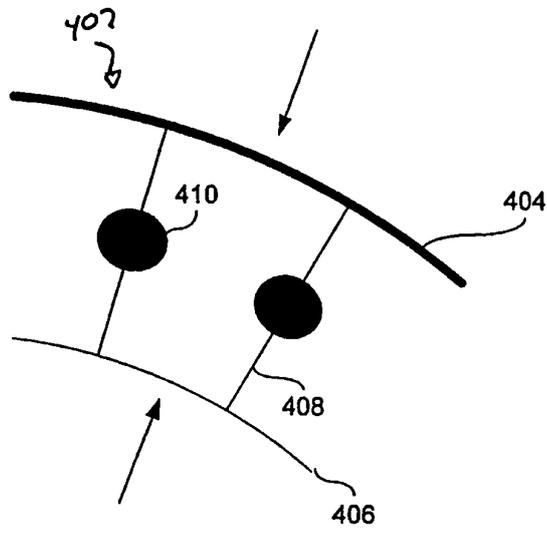


FIG. 5A

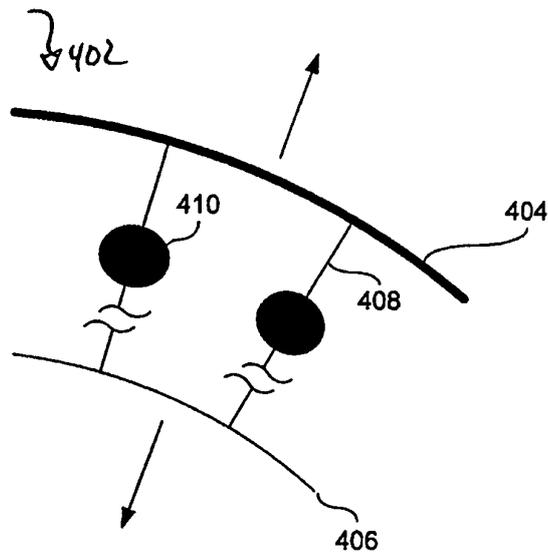


FIG. 5B

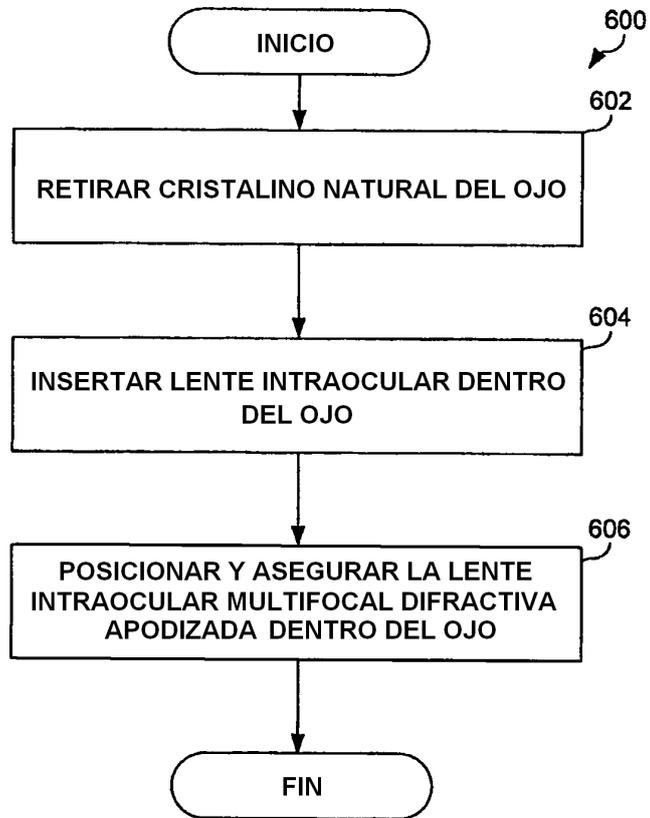


FIG. 6

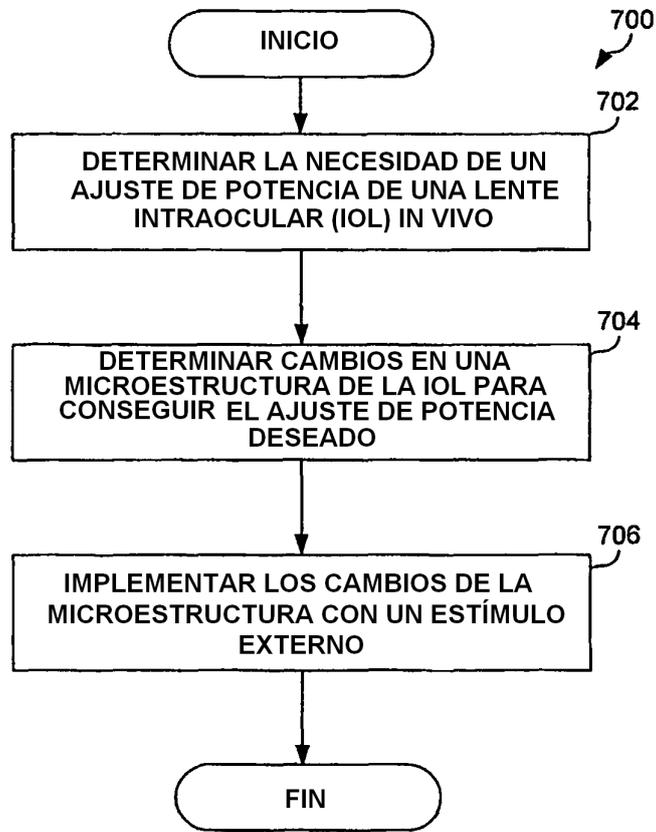


FIG. 7