

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 986 110**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/16** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.06.2018 PCT/IL2018/050650**

87 Fecha y número de publicación internacional: **20.12.2018 WO18229766**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.06.2018 E 18818612 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.08.2024 EP 3638153**

54 Título: **Sistema de lentes intraoculares**

30 Prioridad:  
**13.06.2017 US 201762518796 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**08.11.2024**

73 Titular/es:  
**EYEMED TECHNOLOGIES LTD (100.0%)  
10 Landau  
5555110 Kiryat Ono, IL**

72 Inventor/es:  
**SHMUKLER, VADIM y  
ISRAELI, NIR**

74 Agente/Representante:  
**SÁEZ MAESO, Ana**

ES 2 986 110 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

Campo tecnológico

5 La presente invención se encuentra en el campo de los dispositivos médicos y se refiere específicamente a dispositivos y sistemas de lentes intraoculares.

Antecedentes

10 Las cataratas son la enfermedad ocular más prevalente a nivel mundial, siendo la causa de la mitad de la ceguera y la tercera parte de la discapacidad visual en el mundo. Anualmente, 25 millones de pacientes requieren cirugía de cataratas en todo el mundo. Cuando la discapacidad por cataratas afecta o altera las actividades de la vida diaria del individuo, un procedimiento quirúrgico que incluye retirar el lente y la implantación de lentes intraoculares (IOL) es el método preferido para tratar las limitaciones funcionales. En E.U., se realizan más de 3 millones de procedimientos quirúrgicos de cataratas anualmente, lo que la convierte en la cirugía más común para los estadounidenses mayores de 65 años. Alrededor del 97 por ciento de los pacientes de cirugía de cataratas reciben implantes de lentes intraoculares.

15 Una catarata es una opacidad del lente del ojo de un paciente, ya sea una opacidad localizada o una pérdida general difusa de transparencia. Una catarata se produce como resultado del envejecimiento o secundaria a factores hereditarios, traumatismos, inflamación, trastornos metabólicos o nutricionales o radiación. Las condiciones de cataratas relacionadas con la edad son las más comunes.

20 En el tratamiento de una catarata, el cirujano retira la matriz del cristalino de la cápsula del lente y la reemplaza con un implante de lente intraocular ("IOL"). El IOL típico proporciona una longitud focal seleccionada que permite al paciente tener una visión a distancia bastante buena. Sin embargo, a menudo es difícil predecir las características exactas de los lentes necesarios para corregir la visión.

25 Actualmente, menos del 50% de los pacientes logran su visión a distancia deseada después del tratamiento, incluso con los lentes intraoculares multifocales y otros lentes intraoculares de corrección de la presbicia de última generación, y los pacientes post-cirugía de cataratas a menudo deben usar gafas para leer o ver de lejos.

30 Aunque es el procedimiento quirúrgico más frecuente en medicina, la cirugía de cataratas implica varios desafíos, por ejemplo: predicción de las características exactas del lente (ELP); error de posicionamiento del lente durante la cirugía; inclinarse o desplazarse durante el proceso de curación del ojo; y cambio del cilindro corneal en el anciano.

35 Existen algunos tipos de IOL que se utilizan para corregir la discapacidad visual, tales como las monofocales, multifocales y tóricas (con posibles combinaciones en el mismo lente). Después del proceso de instalación y curación, todos los tipos de IOL pueden moverse con respecto a la cápsula del lente, lo que requiere compensación optimizando la ubicación del IOL dentro de la cápsula del lente. Normalmente, puede ser necesaria una modificación del IOL a lo largo del eje óptico del IOL, para corregir problemas de enfoque, y/o alrededor del eje óptico del IOL, para corregir problemas de astigmatismo.

Existen varias técnicas, tanto invasivas como no invasivas, que se utilizan para implementar las compensaciones, por ejemplo:

40 • Uso de un polímero único sensible a los rayos UV que permite la compensación por postdeformación del lente. Esta tecnología requiere aislamiento de los rayos UV durante el proceso de curación y genera muchos inconvenientes para el paciente; y/o

• Modificación directa de la forma del lente implantado mediante el uso de radiación láser. Estas técnicas conocidas se implementan en el entorno de un quirófano.

45 La patente U.S. 8,425,599 describe un lente intraocular adaptable que comprende: una porción óptica que comprende un elemento anterior y un elemento posterior que define una cámara de fluido óptico; una pluralidad de hápticos que se extienden radialmente desde la porción óptica, cada uno de la pluralidad de hápticos que comprende una cámara de fluido háptico en comunicación fluida con la cámara de fluido óptico, la pluralidad de hápticos, cada uno de ellos adaptado para deformarse en respuesta a la remodelación de la bolsa capsular, en donde cada uno de la pluralidad de hápticos tiene una dimensión de altura máxima en una dimensión de anterior a posterior que es al menos tan grande como una dimensión de altura máxima de la porción óptica en una dimensión de anterior a posterior; y un fluido adaptado para moverse entre las cámaras de fluido háptico y la cámara de fluido óptico en respuesta a la deformación de la pluralidad de hápticos, en donde el elemento anterior y el elemento posterior están cada uno adaptado para deformarse en respuesta al movimiento del

50

fluido entre las cámaras de fluido háptico y la cámara de fluido óptico para cambiar la potencia del lente intraocular.

5 La patente U.S. 7,122,053 describe un lente intraocular acomodativo que tiene parámetros ópticos que se alteran in situ utilizando fuerzas aplicadas por los músculos ciliares. El cuerpo de un lente lleva un actuador que separa dos cámaras llenas de fluido que tienen el mismo índice de difracción o diferentes índices de refracción. La activación del actuador cambia los volúmenes relativos de fluido dentro de un elemento óptico del lente y altera la potencia óptica del lente.

10 La patente U.S. 5,443,506 describe un sistema de lente intraocular de enfoque variable que altera el tipo de medio ubicado entre dos superficies de lente del sistema de lente intraocular para alterar la acomodación del lente. Se crea un trayecto de flujo continuo en el sistema de lente intraocular que controla el flujo de fluido hacia la zona óptica del lente intraocular. El trayecto de flujo continuo contiene múltiples segmentos discretos de fluido que se mueven a través del trayecto de fluido del sistema de lentes. Los segmentos de fluido pueden incluir segmentos de fluidos cargados positivamente, fluidos cargados negativamente, aire, aceite, agua u otros fluidos. El potencial eléctrico que se genera cuando el cuerpo ciliar se contrae y se relaja se utiliza para atraer y repeler ciertos segmentos de fluido cargados para controlar el tipo de medio contenido en la zona óptica del lente. Variando el tipo de medio contenido en la zona óptica, se puede alterar la acomodación del sistema de lente intraocular.

15 Además, al utilizar la carga generada por la contracción y relajación del cuerpo ciliar para mover los segmentos de fluido, no se requieren fuentes o señales de potencia externas para cambiar la acomodación del sistema de lentes variables de la presente invención.

20 La patente U.S. 4,816,031 divulga un IOL que incluye un implante de lente intraocular de PMMA, un segundo lente blando y flexible dispuesto encima, tal como la de silicio, y circuitería electromecánica para regular la distancia entre el lente de silicona blanda y el lente de PMMA dura. La circuitería electromecánica puede incluir una microcelda de potencia solar, un microprocesador, una bomba de microfluidos, un microdepósito para fluido y una microcelda de almacenamiento de DC. La circuitería electromecánica proporciona el ajuste del punto focal del sistema de lentes para acomodación desde la visión de lejos a la de cerca.

25 La patente U.S. 4,932,966 divulga un aparato de lente intraocular de acomodación que incluye un miembro de lente que tiene una porción relativamente flexible y una porción relativamente rígida, con una cámara llena de fluido entre ellas. El lente intraocular preferido también incluye una disposición de alojamiento hidráulico u otro fluido para cambiar la forma o posición del lente flexible cambiando la presión del fluido en la cámara llena de fluido en respuesta al movimiento muscular del ojo.

30 La patente U.S. 6,884,261 describe un método para preparar un lente intraocular acomodativo que tiene un eje óptico para su posterior implantación. El método comprende proporcionar un lente intraocular que tiene elementos de visualización primero y segundo interconectados por varios miembros. Al menos una porción de los miembros está dispuesta desde el eje óptico a una distancia mayor que la periferia de al menos uno de los elementos de visualización. La distancia se mide ortogonal al eje óptico. El método comprende además arrastrar los miembros hacia dentro, hacia el eje óptico, mediante rotación relativa del primer y segundo elementos de visualización. El método comprende además aumentar la separación entre los elementos de visualización a lo largo del eje óptico mientras se dibujan los miembros hacia adentro.

35 La publicación de patente U.S. 2016/0015511 describe un insertador de lentes intraoculares con compensación de temperatura. El insertador incluye una porción de almacenamiento de energía, una porción de actuador que proporciona compensación de temperatura y una porción de soporte de lente. La porción de almacenamiento de energía puede incluir un dispositivo de almacenamiento de energía comprimible, tal como un fluido compresible, resortes y otros dispositivos. El insertador puede incluir una porción de actuador que opera con un fluido sustancialmente incompresible. El actuador puede configurarse para proporcionar a un operador control sobre la liberación de fluido presurizado para mover un émbolo para la descarga de un lente desde un cartucho de lente intraocular, la descarga del lente se limita basándose, al menos en parte, en la retroalimentación de presión del fluido presurizado debido a los aumentos de temperatura.

40 La publicación de patente U.S. 2016/0235587 describe un sistema de IOL modular que incluye componentes primarios y secundarios intraoculares que, cuando se combinan, forman un dispositivo de corrección óptica intraocular, en donde el componente secundario se coloca sobre el componente primario dentro del perímetro de la capsulorrexis, evitando así la necesidad de tocar o manipular de otro modo la bolsa capsular. El componente secundario puede manipularse, retirarse y/o intercambiarse por un componente secundario diferente para la corrección o modificación del resultado óptico, de forma intraoperatoria o posoperatorial, sin necesidad de retirar el componente primario y sin necesidad de manipular la bolsa capsular. El componente primario puede tener hápticos que se extienden desde él para su centrado en la bolsa capsular, y el componente secundario puede excluir los hápticos, confiando en cambio en la unión al componente primario para su estabilidad. Tal unión puede incluir miembros de enclavamiento accionables. Una estructura de soporte de lente de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1 se conoce por el documento US-A-5728155.

Descripción general

La presente invención proporciona una nueva técnica para optimizar la posición del lente intraocular (IOL) dentro de la cápsula del lente en un ojo humano en cualquier momento después de la implantación y dentro del rango de reposicionamiento necesario. En un aspecto, se proporciona un sistema de IOL que permite una compensación no invasiva de la posición del lente dentro de la cápsula del lente. Ventajosamente, la invención permite la optimización en la clínica después de la implantación de lentes y la curación de heridas sin la necesidad de otro procedimiento quirúrgico invasivo. Además, la técnica de la invención permite, si es necesario, retirar y reemplazar el IOL sin necesidad de retirar toda la estructura/cuna de soporte. Además, la técnica de la invención puede ser aplicable con lentes genéricas disponibles en el mercado controlando principalmente el posicionamiento del lente genérico dentro de la estructura/cuna de soporte de lente, manteniendo al mismo tiempo la integridad del lente. Para compensar condiciones tales como astigmatismo y problemas de acomodación, el control de posición del lente, de acuerdo con la invención, está disponible para las direcciones angular y axial de forma independiente para compensar cada dirección por separado y la reubicación del IOL, en cualquier dirección, se puede repetir según sea necesario. La invención permite a los cirujanos ajustar con precisión el IOL con base en la cantidad exacta de corrección y optimización visual necesaria para lograr la visión deseada después de la cirugía.

Con este fin, la invención proporciona una estructura de soporte/sostenedor/cuna de lente provisto de un sistema/mecanismo/ensamblaje de reposicionamiento que utiliza el desplazamiento mecánico y el ajuste del IOL, el sistema incluye una estructura de soporte/sostenedor/cuna configurada para mantener el IOL en su lugar y permitir su reposicionamiento espacial de forma remota. La estructura de soporte/sostenedor/cuna también permite la sustitución del IOL, después de la implantación, según sea necesario. El sistema de reposicionamiento incluye un actuador configurado para activarse de forma remota para permitir, cuando se combina con un mecanismo de accionamiento, la corrección de la posición del IOL en una o ambas de las direcciones angular (plano xy, theta) y axial (z), es decir, rotar el IOL y cambiar su profundidad óptica respectivamente. El actuador está configurado para modificar sus propiedades, incluido su volumen y/o forma tridimensional, temporalmente, para afectar/activar el mecanismo de accionamiento que a su vez afecta la posición del IOL en la estructura/sostenedor de soporte. La modificación temporal de las propiedades/forma del actuador se puede lograr, por ejemplo, utilizando materiales conformados con memoria. Dichos materiales con forma de memoria pueden deformarse temporalmente debido a cambios en las condiciones físicas y/o ambientales tales como la temperatura. En algunas realizaciones, la deformación incluye la contracción cuando el material con forma de memoria se calienta/enfría según un valor/gradiente predeterminado. En algunas realizaciones, el retorno a la forma original del material con forma de memoria implica la aplicación de un resorte o mecanismo similar a un resorte que obliga al material deformado con memoria a volver a su forma original cuando el cambio de condición física/ambiental se retira o ya no está presente.

Cada desplazamiento del IOL mediante el sistema de reposicionamiento de la invención es reversible y se puede aplicar para rotar el IOL alrededor de su eje óptico, en el sentido de las agujas del reloj y/o en el sentido contrario a las agujas del reloj, así como a lo largo del eje óptico, anteriormente (hacia el interior del ojo, es decir, más cerca de la retina) y/o posteriormente (lejos de la retina). En algunas realizaciones, se emplean una pluralidad de actuadores, cada uno acoplado a un mecanismo de accionamiento respectivo, donde cada actuador con el mecanismo de accionamiento acoplado actúa como un trinquete siendo responsable de mover el IOL en una sola dirección (desde las cuatro direcciones en sentido horario, antihorario, anterior y posterior).

Así, de acuerdo con un primer aspecto amplio de la invención, se proporciona una estructura de soporte de lente para soportar un lente intraocular (IOL), estando configurada y operable la estructura de soporte de lente para implantarse de forma segura en un ojo humano y mantener el IOL en una de una pluralidad de posiciones, la estructura de soporte que comprende un ensamblaje de reposicionamiento configurado y operable para ser activado remotamente por una fuente de energía remota y desplazar de manera controlable el IOL en al menos una de las direcciones a lo largo y alrededor de un eje óptico del IOL, permitiendo así mover el IOL entre la pluralidad de posiciones.

En algunas realizaciones, el ensamblaje de reposicionamiento está configurado para proporcionar transiciones incrementales de dicho IOL entre al menos parte de dicha pluralidad de posiciones.

El ensamblaje de reposicionamiento comprende al menos un actuador y una disposición de dientes respectiva, en donde uno del actuador y la disposición de dientes tiene una relación espacial fija con el IOL, estando configurado y operable el actuador para engancharse y desengancharse selectivamente con la disposición de dientes de modo que al engancharse se produzca un movimiento incremental relativo entre el actuador y la disposición de dientes, lo que da como resultado dicho desplazamiento controlable del IOL entre dos posiciones adyacentes de dicha pluralidad de posiciones. El actuador y/o la disposición de dientes respectiva pueden definir un mecanismo de trinquete de modo que dicho movimiento incremental relativo se produzca en sólo una dirección en cada una de dicha al menos una de las direcciones a lo largo y alrededor del eje óptico del IOL. El actuador puede ser desplazable de manera reversible entre una primera y una segunda configuraciones espaciales, proporcionando así respectivamente dicho enganche y desenganche con dicha disposición de dientes. El actuador puede comprender un elemento modificable formado por un material con forma de memoria

- configurado y operable para proporcionar al menos dicha primera configuración espacial del actuador cuando dicho ensamblaje de reposicionamiento es activado remotamente por dicha fuente de energía remota. El actuador puede comprender un elemento similar a un resorte acoplado a dicho elemento modificable y que está configurado y operable para proporcionar al menos dicha segunda configuración espacial del actuador cuando dicho ensamblaje de reposicionamiento no es activado por dicha fuente de energía remota. El elemento modificable puede comprender nitinol.
- 5 En algunas realizaciones, la fuente de energía remota está configurada y operable para proporcionar calor al menos a parte de dicho ensamblaje de reposicionamiento.
- En algunas realizaciones, la fuente de energía remota comprende un elemento radiante.
- 10 En algunas realizaciones, la fuente de energía remota comprende una fuente láser.
- En algunas realizaciones, la fuente de energía remota comprende un transmisor de radiación electromagnética y dicho ensamblaje de reposicionamiento comprende un receptor de radiación electromagnética.
- 15 En algunas realizaciones, el ensamblaje de reposicionamiento comprende al menos un par de dicho actuador, estando cada actuador configurado y operable para desplazar de forma controlable el IOL en una de las direcciones opuestas, ya sea alrededor o a lo largo del eje óptico del IOL. El ensamblaje de reposicionamiento puede comprender un par de dicha disposición de dientes, cada disposición de dientes interactúa con uno de dichos actuadores del par, para permitir de ese modo el desplazamiento del IOL en direcciones opuestas alrededor del eje óptico del IOL. El ensamblaje de reposicionamiento puede comprender una disposición de dientes que interactúa con dichos actuadores del par, para permitir de ese modo el desplazamiento del IOL en direcciones opuestas a lo largo del eje óptico del IOL.
- 20 En algunas realizaciones, la estructura de soporte de lente comprende además un protector de fibrosis configurado y operable para sellar el ensamblaje de reposicionamiento y evitar la invasión de tejido al ensamblaje de reposicionamiento al tiempo que permite la inspección y activación del ensamblaje de reposicionamiento por parte del usuario.
- 25 De acuerdo con otro aspecto de la invención, se proporciona un sistema de control de lente para controlar la posición de un lente intraocular, el sistema de control de lente que comprende la estructura de soporte de lente y una fuente de energía remota configurada y operable para activar de forma remota dicho ensamblaje de reposicionamiento. En algunas realizaciones, la fuente de energía comprende al menos uno de los siguientes: un generador de calor, un generador de rayo láser y un transceptor de radiación electromagnética.
- 30 De acuerdo con otro aspecto de la invención, se proporciona un sistema de lente intraocular (IOL) que comprende la estructura de soporte del lente y un IOL montado integralmente en la estructura de soporte del lente.
- Breve descripción de los dibujos
- 35 Para comprender mejor el tema que se divulga en este documento y ejemplificar cómo se puede llevar a cabo en la práctica, ahora se describirán realizaciones, únicamente a modo de ejemplos no limitantes, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:
- La figura 1a muestra una forma típica de un IOL y define las direcciones de compensación cuando sea necesario;
- 40 La figura 1b ilustra esquemáticamente una vista isométrica de una realización de una estructura de soporte de lente que permite la compensación angular;
- La figura 1c ilustra esquemáticamente una vista isométrica de una realización de una estructura de soporte de lente que permite la compensación axial;
- La figura 1d ilustra esquemáticamente una vista isométrica de una realización de una estructura de soporte de lente que permite compensaciones tanto angulares como axiales;
- 45 Las figuras 1e a 1h muestran ejemplos de las estructuras de soporte de lente de la invención implementadas en un ojo humano y la aplicación de energía;
- Las figuras 2a a 2f2 ilustran esquemáticamente un ejemplo no limitante de un ensamblaje de reposicionamiento para compensación angular;
- 50 Las figuras 3a a 3d2 ilustran esquemáticamente un ejemplo no limitativo de un ensamblaje de reposicionamiento para compensaciones angulares y axiales; y

Las figuras 4a y 4b ilustran esquemáticamente un ejemplo no limitante de un protector de fibrosis para usar en una estructura de soporte de lente de la invención.

Descripción detallada de realizaciones

5 Como se describió anteriormente, la presente invención tiene como objetivo proporcionar una estructura/cuna de soporte de lente intraocular (IOL) que permita un ajuste controlado remoto (no invasivo) de la posición del lente ya sea a lo largo del eje óptico del IOL (la dirección Z) o alrededor del eje óptico del IOL (la dirección theta), o en ambas direcciones Z (axial) y theta (angular). Con este fin, la invención proporciona un ensamblaje de reposicionamiento controlado remotamente incorporado en la estructura de soporte del IOL.

10 Se hace referencia a las figuras 1a-1b, que ilustran esquemáticamente los principios generales de la técnica de la presente invención. La figura 1a muestra en general un implante 10 de IOL típico, disponible comercialmente. El implante 10 de IOL incluye el IOL 12 (la parte ópticamente activa), y un ejemplo de hápticos 14, unido al IOL 12 circular (los hápticos pueden unirse de manera retirable al cuerpo del lente o pueden formar juntos una parte integral) para soportar la implantación segura del IOL en un ojo humano. El IOL normalmente se implanta en el compartimento de la cápsula del lente anatómico, o en el surco anatómico en caso de que la cápsula del lente esté dañada o rota, y los hápticos 14 pueden adaptarse al sitio anatómico de implantación específico. A continuación, la cápsula del lente y el surco se pueden usar indistintamente para indicar el sitio de implantación. También se muestran en la figura los movimientos/ajustes posiblemente necesarios que se deben proporcionar al IOL 12 después de la implantación para proporcionar las correcciones requeridas a la visión del usuario. Como se ilustra, los principales movimientos aplicados al IOL son en la dirección axial a lo largo de la dirección Z, que está a lo largo del eje 16 óptico del IOL 12, y en la dirección angular del ángulo theta ( $\theta$ ), que está alrededor del eje 16 óptico.

25 Cada una de las figuras 1b, 1e y 1d muestra una vista isométrica de un ejemplo no limitativo de una estructura de soporte de lente que permite la compensación y corrección de la visión al permitir el desplazamiento angular (theta) y/o axial (Z) no invasivo del IOL mientras ya está implantada en la cápsula del lente del ojo humano. Por consiguiente, las figuras 1b a 1d muestran estructuras, 100, 200 y 300 de soporte de lente, para soportar un IOL 12, estando configuradas y operables las estructuras de soporte de lente para implantarse de forma segura en una cápsula de lente de un ojo humano (como se muestra más adelante) y mantener el IOL en una de una pluralidad de posiciones, ya sea con una posición angular con respecto a un eje óptico del IOL, o en una posición axial con respecto al eje óptico del IOL, o en ambas posiciones angular y axial. Como se detallará más adelante, cada estructura de soporte incluye al menos un ensamblaje de reposicionamiento, tal como 120 y 220, configurado y operable para ser activado remotamente por una fuente de energía remota (como se muestra en la figura 1f) y desplazar de manera controlable el IOL en al menos una de las direcciones a lo largo y alrededor del eje óptico del IOL (mostrado en la figura 1a), permitiendo así mover el IOL entre la pluralidad de posiciones.

35 Debe entenderse que, a menos que se active el ensamblaje de reposicionamiento, el IOL está ubicado de forma segura y estable dentro de la cápsula del lente. La estructura de soporte del lente está configurada para mantener el IOL en una posición/orientación permanente tanto en la dirección angular como en la axial hasta que se activa el ensamblaje de reposicionamiento para desplazar el IOL en una o más de las dos direcciones. Sin embargo, como se mencionó anteriormente, la estructura de soporte de lente de la invención también está configurada para permitir el retiro y la sustitución del IOL si es necesario.

45 Cabe señalar que para simplificar la presentación, el ejemplo de la figura 1b se refiere a la capacidad de la técnica de la presente invención para desplazar el IOL en la dirección angular, alrededor del eje óptico del IOL, por lo que incluye el ensamblaje 120 de reposicionamiento; el ejemplo de la figura 1e se refiere a la capacidad de la técnica de la presente invención para desplazar el IOL en la dirección axial, a lo largo del eje óptico del IOL, por lo que incluye el ensamblaje 220 de reposicionamiento, y el ejemplo de la figura 1d se refiere a la capacidad de la técnica de la presente invención para desplazar el IOL tanto en dirección angular como axial, alrededor y a lo largo del eje óptico del IOL, pero en cada dirección de forma independiente, incluye por lo tanto ambos ensamblajes 120 y 220 de reposicionamiento respectivamente.

50 La técnica de la presente invención permite ventajosamente un desplazamiento exacto y preciso del IOL después de haber sido implantada, por ejemplo hasta resoluciones de menos de un milímetro y menos de 1 ángulo. En algunos ejemplos no limitantes, el campo de desplazamiento axial lineal puede ser de 0.15 mm a 0.5 mm, extendiéndose sobre el rango de desplazamiento lineal total de aproximadamente 4 mm. En algunos ejemplos no limitantes, el campo del desplazamiento angular puede ser de 0.25 grados a 1 grado extendiéndose sobre el rango de desplazamiento angular total de aproximadamente 20 grados. Como tal, la estructura de soporte del lente puede estar provista de marcas 130 de escala que ayudan al médico tratante a identificar la posición angular y/o axial exacta (tanto antigua como nueva, antes y después del desplazamiento) del IOL. El ensamblaje (120, 220) de reposicionamiento está configurado y operable para proporcionar transiciones incrementales del IOL entre al menos parte de la pluralidad de posiciones en las que se puede ubicar el IOL. En los ejemplos mostrados, solo se muestran marcas de escala del ensamblaje 120 de reposicionamiento angular, sin embargo, se aprecia que también se pueden aplicar marcas de escala o

cualquier otra técnica conocida al ensamblaje 220 de reposicionamiento lineal, axial. Se aprecia que cada dos posiciones adyacentes de la pluralidad de posiciones disponibles para el IOL en la estructura de soporte se pueden distanciar entre sí en distancias/campos/pasos iguales y constantes, o pueden distanciarse entre sí en distancias/campos/pasos diferentes y variables.

- 5 Las figuras 1e y 1g muestran ejemplos no limitantes de implementación de las estructuras de soporte de lente de las figuras 1b y 1d, respectivamente, dentro del ojo humano, proporcionando, entre otras cuestiones, la impresión del tamaño de dichas estructuras de soporte de lente en relación con el ojo humano. Consistentemente, la figura 1f es una vista en primer plano de la figura 1e, y la figura 1h es una vista en primer plano de la figura 1g, que muestra las estructuras de soporte del lente rodeadas por las diferentes partes anatómicas del ojo humano, tales como la cápsula del lente, el iris, la esclerótica y la córnea que se disponen desde el interior del ojo hacia el exterior. La figura 1f ilustra además esquemáticamente el uso de una fuente 10 de energía remota que produce energía 22 para activar de forma remota partes relevantes del ensamblaje de reposicionamiento en la estructura de soporte de lente. En algunas realizaciones, la fuente de energía requiere línea visual directa/ruta ininterrumpida/línea de visión entre la fuente de energía y la parte que se activa de forma remota, mientras que en algunas otras realizaciones, no existe tal requisito y la activación se puede lograr sin línea visual directa. En algunas realizaciones, como se detallará más adelante, la fuente de energía está configurada para proporcionar energía en forma de calor para provocar de ese modo la activación de partes relevantes del ensamblaje de reposicionamiento. Por ejemplo, se puede aplicar calor usando una fuente de energía en forma de un generador de rayo láser configurado para irradiar partes relevantes del ensamblaje de reposicionamiento para calentarlas y dar como resultado un aumento de temperatura predeterminado para activarlas de ese modo y provocar el desplazamiento deseado del IOL. En otro ejemplo, la fuente de energía incluye un transceptor electromagnético configurado y operable para generar un campo de radiación, de manera que la parte receptora, por ejemplo, una microantena está ubicada en las proximidades de las partes relevantes del ensamblaje de reposicionamiento, para calentarlas y activarlas de ese modo.
- 25 Ahora se hace referencia a las figuras 2a a 2f2 que ejemplifican más específicamente el ejemplo no limitante de la estructura 100 de soporte de lente con el ensamblaje 120 de reposicionamiento que permite el movimiento/desplazamiento incremental del lente para compensación angular ( $\theta$ ) alrededor del eje óptico del IOL. La figura 2a muestra la estructura 100 de soporte de lente en una vista desde arriba; la figura 2b muestra la estructura 100 de soporte de lente en una vista despiezada; Las figuras 2c y 2d muestran vistas en primer plano del ensamblaje 120 de reposicionamiento. Como se muestra en la figura 2a, el IOL 12 está ubicado en la carcasa 14 háptica que está recibida de forma segura en la cápsula del lente del ojo.

El ensamblaje 120 de reposicionamiento incluye al menos dos elementos responsables del desplazamiento del IOL: un actuador 122a y una disposición de dientes (mecanismo de accionamiento escalonado) 124a asociado con el actuador. En algunas realizaciones, el ensamblaje de reposicionamiento incluye más de un actuador con sus respectivas disposiciones de dientes asociadas. En el ejemplo descrito, se muestran un par de (dos) actuadores 122a y 122b junto con un par de (dos) disposiciones de dientes asociados (en la figura 2d se muestra en forma ensamblada). Como se muestra en la figura 2b, los actuadores 122a y 122b están alojados de forma segura en una carcasa 126 de actuador que se recibe entre la disposición de dientes y la carcasa 14 háptica. Cada uno de los actuadores, 122a y 122b, y la disposición, 124a y 124b de dientes asociada respectivamente, actúa para mover el IOL en una dirección alrededor del eje óptico del IOL. En otras palabras, los pares de actuadores y las disposiciones de dientes asociadas permiten movimientos del IOL en direcciones opuestas. Más específicamente, un actuador con su disposición de dientes asociada actúa para mover el IOL en el sentido de las agujas del reloj mientras que el otro actuador con su disposición de dientes asociada actúa para mover el IOL en el sentido contrario a las agujas del reloj. Cabe señalar que puede darse el caso de que cada una de las disposiciones de dientes o par de actuador y disposición de dientes esté diseñada para permitir el movimiento del IOL en una de las direcciones antes mencionadas evitando al mismo tiempo el movimiento del IOL en la dirección opuesta. En algunos ejemplos, las disposiciones de dientes orientados opuestamente forman un mecanismo de trinquete que se divide en dos secciones (cada sección está formada por una de las disposiciones de dientes) con una diferencia de medio campo entre ellas (como se muestra, por ejemplo, en la figura 2c), para permitir así una alta resolución incremental manteniendo al mismo tiempo un tamaño estructural razonable.

Tanto el actuador como la disposición de dientes tienen una relación espacial fija con el IOL, de modo que se mueve junto con el IOL. En el ejemplo descrito, la disposición de dientes está unida al IOL y ambos se mueven juntos con respecto al actuador. Específicamente, las disposiciones 124a y 124b de dientes están configuradas con formas circulares que rodean el IOL desde su lado interior y con los dientes apuntando hacia afuera, hacia la carcasa 14 háptica donde están ubicados los actuadores 122a y 122b. Como se aprecia, cada una de las disposiciones 124a y 124b de dientes forma una estructura de engranaje recto.

Cada uno de los actuadores 122a y 122b es configurado y operable para engancharse y desengancharse selectivamente con la disposición, 124a y 124b de dientes asociada respectivamente, de manera que cuando se engancha se produce un movimiento incremental relativo entre el actuador y la disposición de dientes asociada, dando como resultado el desplazamiento controlable del IOL (debido a su adherencia a las

disposiciones de los dientes) entre dos posiciones adyacentes de la pluralidad de posiciones en las que puede residir.

En las figuras 2e1 - 2f2 se muestran configuraciones específicas no limitantes de los actuadores 122a y 122b. Como se ilustra, el actuador 122a o 122b se puede cambiar de manera reversible entre una primera y una segunda configuraciones espaciales, la primera configuración 1221, cuando la fuente de energía actúa/no actúa sobre el actuador, se muestra en las figuras 2f1 (vista lateral) y 2f2 (vista isométrica), y la segunda configuración 1222, resultante de que la fuente de energía no actúa/está actuando sobre el actuador, se muestra en las figuras 2e1 (vista lateral) y 2e2 (vista isométrica). El cambio del actuador entre las dos configuraciones proporciona que el actuador se engancha en una de las configuraciones con la disposición de dientes para provocar el movimiento de la disposición de dientes y el IOL unido a ella, y se desengancha en la otra configuración (por ejemplo, la que se muestra en las figuras 2e1 y 2e2) de dicha disposición de dientes para mantener así el IOL posiciona de forma segura en una de la pluralidad de posiciones disponibles.

En algunas realizaciones, el actuador 122 incluye un elemento 1224 modificable configurado y operable para proporcionar al menos una de la primera y segunda configuraciones, 1221 y 1222 espaciales, del actuador. El elemento 1224 modificable cambia su configuración como resultado de la aplicación de energía o de la falta o aplicación de energía. En algunas realizaciones, el elemento 1224 modificable está formado por un material con forma de memoria. Los materiales con forma de memoria son materiales que pueden tener ciertas configuraciones espaciales bajo condiciones predeterminadas. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la invención utiliza nitinol (aleación de níquel-titanio) como material con forma de memoria para usar en el elemento 1224 modificable del actuador.

Como se aprecia, el nitinol está configurado para cambiar su estructura de fase martensítica a austenita bajo un gradiente de unos pocos grados Celsius. En condiciones de temperatura de aproximadamente 32 - 37°C, el nitinol está en fase martensítica, es ficticio y puede adoptar la forma deseada bajo fuerzas externas. Por otro lado, aumentar la temperatura a 41 - 43°C provoca una transición de fase a austenita donde el nitinol cambia su forma (se deforma) para tomar una forma guardada en su "memoria" incluso bajo cierta cantidad de fuerzas externas, por ejemplo, formar la primera configuración espacial del actuador cuando se engancha con la disposición de dientes. Una vez que la temperatura vuelve a aproximadamente 37°C, el nitinol vuelve a su estado ficticio y puede remodelarse según se desee, formando así la segunda configuración espacial del actuador.

La incorporación de dicho mecanismo alternativo con un mecanismo de trinquete, como se describió anteriormente, puede usarse para generar pasos de movimiento incrementales en una dirección. La combinación de más de un actuador permite moverse hacia adelante y hacia atrás en cada dirección.

En algunas realizaciones, el actuador incluye un elemento 1226 similar a un resorte acoplado al elemento 1224 modificable y que está configurado y operable para proporcionar o al menos soportar al actuador para tomar al menos la otra configuración espacial entre la primera y segunda configuraciones espaciales del actuador.

En este ejemplo específico pero no limitante, el elemento 1226 similar a un resorte está formado como una ménsula 1228 elástica en forma de "U", aunque debe entenderse que la invención no se limita a esta configuración específica y que la ménsula puede tener otra forma, además de que dicho mecanismo tipo resorte puede tener otras configuraciones adecuadas. Dicha ménsula 1228 en forma de U está formado por un lado 1228a de base y paredes 1228b laterales. La ménsula 1228 es asimétrica, como se muestra en las figuras, existe un pestillo 1228c sólo en una pared lateral. El lado 1228a de base funciona realmente como un resorte. Cuando el alambre 1224 de nitinol (el elemento con forma de memoria) absorbe suficiente calor de la fuente de energía remota, se contrae y provoca un movimiento lateral del pestillo 1228c y el actuador se deforma, como se muestra en las figuras 2f1 y 2f2. El pestillo 1228c empuja el diente cerca de él en la disposición de dientes y fuerza a la disposición de dientes a girar. Mientras se produce el giro, el otro actuador del par actúa como un elemento de frenado sin retroceso, impidiendo que la disposición de los dientes gire en sentido inverso, en el momento en que el calor se disipa y el nitinol puede expandirse, de modo que la ménsula fuerce al nitinol y al actuador a volver a la otra configuración (como en las figuras 2e1 y 2e2).

Ahora se hace referencia a las figuras 3a a 3d2 que ejemplifican más específicamente el ejemplo no limitante de la estructura 300 de soporte de lente con los ensamblajes 120 de reposicionamiento (como se explicó anteriormente) y 220 que permiten el movimiento/desplazamiento incremental del lente para compensación angular (theta) alrededor del eje óptico del IOL y para compensación axial (Z) a lo largo del eje óptico del IOL. Cabe señalar nuevamente que la compensación, por movimientos, es independiente en cada una de las direcciones angular y axial. La figura 3a muestra la estructura 300 de soporte de lente en una vista desde arriba y la figura 3b muestra la estructura 300 de soporte de lente en una vista despiezada. Como se muestra en la figura 3a, el IOL 12 está ubicado en la carcasa 14 háptica que está recibida de forma segura en la cápsula del lente del ojo.

El ensamblaje 220 de reposicionamiento incluye al menos dos elementos responsables del desplazamiento axial del IOL: un actuador 222a y una disposición de dientes (mecanismo de accionamiento escalonado) 224

5 en la dirección axial Z y asociado con el actuador. En algunas realizaciones, el ensamblaje de reposicionamiento incluye más de un actuador asociado con la disposición 224 de dientes. En el ejemplo descrito, se muestran un par de (dos) actuadores 222a y 222b. Como se muestra en las figuras 3a y 3b, todos los actuadores 122a, 122b, 222a y 222b están alojados de forma segura en una carcasa 326 de actuador que es recibida por la carcasa 14 háptica. Cada uno de los actuadores 222a y 222b con la disposición 224 de  
 10 dientes comunes asociada actúa para mover el IOL en una dirección a lo largo del eje óptico del IOL. En otras palabras, el par de actuadores y la disposición de dientes asociada permiten movimientos del IOL en direcciones opuestas. Más específicamente, un actuador con la disposición de dientes comunes asociada actúa para mover el IOL en dirección anterior, hacia el interior del ojo, mientras que el otro actuador con la disposición de dientes comunes asociada actúa para mover el IOL en dirección posterior, hacia el exterior del ojo. Cabe señalar que puede darse el caso de que cada actuador del par esté diseñado para permitir el movimiento del IOL en una de las direcciones antes mencionadas evitando al mismo tiempo el movimiento del IOL en la dirección opuesta.

15 Tanto el actuador como la disposición de los dientes tienen una relación espacial fija con el IOL, de modo que se mueve junto con el IOL. En el ejemplo descrito, el actuador está unido al IOL y ambos se mueven juntos con respecto a la disposición de los dientes.

Cabe señalar que los actuadores 222a y 222b tienen configuraciones idénticas pero están posicionados inversamente con respecto a la disposición 224 de dientes de manera que uno se mueve hacia arriba con respecto a la disposición de dientes y el otro se mueve hacia abajo con respecto a la disposición de dientes.

20 Cada uno de los actuadores 222a y 222b está configurado y operable para engancharse y desengancharse selectivamente con la disposición de dientes común, de modo que cuando se engancha se produce un movimiento incremental relativo entre el actuador y la disposición de dientes, dando como resultado el desplazamiento controlable del IOL (debido a su adherencia a los actuadores) entre dos posiciones adyacentes de la pluralidad de posiciones en las que puede residir.

25 Configuraciones específicas no limitantes de los actuadores 222a y 222b se muestran en las figuras 3c1 - 3d2. Como se ilustra, el actuador 222a o 222b se puede cambiar de manera reversible entre una primera y una segunda configuraciones espaciales, la primera configuración 2221, cuando la fuente de energía actúa/no actúa sobre el actuador, se muestra en las figuras 3c2 (vista isométrica) y 3d2 (vista lateral), y la segunda configuración 2222, resultante de que la fuente de energía no actúa/está actuando sobre el actuador, se muestra en las figuras 3c1 (vista isométrica) y 3d1 (vista lateral). El cambio del actuador entre las dos  
 30 configuraciones proporciona que el actuador se engancha en una de las configuraciones con la disposición de dientes para provocar el movimiento del actuador y el IOL unido a él, y se desengancha en la otra configuración (por ejemplo, la que se muestra en la figura 3d1) de la disposición de dientes para mantener así el IOL posicionada de forma segura en una de la pluralidad de posiciones disponibles.

35 En algunas realizaciones, el actuador 222 incluye un elemento 2224 modificable configurado y operable para proporcionar al menos una de la primera y segunda configuraciones, 2221 y 2222 espaciales, del actuador. El elemento 2224 modificable cambia su configuración como resultado de la aplicación de energía o de la falta o aplicación de energía. En algunas realizaciones, el elemento 2224 modificable está formado por un material con forma de memoria, tal como nitinol.

40 En condiciones de temperatura de aproximadamente 32 - 37°C, el nitinol está en fase martensítica, mientras que al aumentar la temperatura a 41 - 43°C se produce una transición de fase a austenita, donde el nitinol se deforma hasta adoptar su forma de memoria, por ejemplo, formar la primera configuración espacial (configuración deformada) del actuador. Una vez que la temperatura vuelve a aproximadamente 37°C, el nitinol se relaja, formando así la segunda configuración espacial del actuador. En el ejemplo específico descrito, el  
 45 elemento 2224 modificable transforma su forma tridimensional torciendo/girando alrededor de su eje longitudinal x. el elemento 2224 modificable está unido fijamente en un lado 2224b a una plataforma 2225 estable y en el otro lado está libre. Por lo tanto, cuando el elemento modificable se deforma gira hacia su extremo 2224a libre alrededor de su eje x porque, como se describirá más adelante, el elemento modificable está sujeto por una ménsula que evita o al menos minimiza cualquier deformación a lo largo del eje x.

50 La incorporación de dicho mecanismo alternativo con un mecanismo de trinquete, como se describió anteriormente, puede usarse para generar pasos de movimiento incrementales en una dirección. La combinación de más de un actuador permite moverse hacia arriba y hacia abajo en cada dirección.

55 En algunas realizaciones, el actuador incluye un elemento 2226 tipo resorte acoplado al elemento 2224 modificable y que está configurado y operable para proporcionar o al menos soportar al actuador para tomar al menos la otra configuración espacial entre la primera y segunda configuraciones espaciales del actuador. En este caso, el elemento 2226 tipo resorte, como se describió anteriormente, permite que el elemento modificable se deforme alrededor del eje longitudinal x mientras previene/minimiza la deformación a lo largo del eje x.

En este ejemplo específico pero no limitante, el elemento 2226 tipo resorte está formado como una ménsula semicilíndrica elástica, aunque debe entenderse que la invención no se limita a esta configuración específica y que la ménsula puede tener otra forma, además de que dicho mecanismo tipo resorte puede tener otras configuraciones adecuadas. Un pestillo 2228 está unido al elemento 2226 de manera que se mueve junto con él. Cuando el alambre 2224 de nitinol (el elemento con forma de memoria) absorbe suficiente calor de la fuente de energía remota, se deforma y gira en sentido antihorario como se muestra en la figura 3c2. A medida que el elemento 2226 está unido al elemento 2224, el elemento 2226 y el pestillo 2228 también giran en sentido antihorario. El pestillo desciende y empuja el diente cerca de él en la disposición 224 de dientes y fuerza a la carcasa 226 del actuador y al IOL unido a ella a subir mientras el pestillo empuja hacia abajo la disposición de dientes que está fijada en su lugar dentro de la cápsula del lente. El otro actuador del par (encargado de empujar los dientes hacia arriba para hacer que bajen) puede actuar como un elemento de frenado Sin retroceso, impidiendo que el IOL baje, en el momento en que el calor se disipa.

En el ejemplo descrito en las figuras 3d1 y 3d2 que muestran la interacción del actuador con la disposición de dientes, la configuración descrita es aquella en la que el actuador empuja hacia arriba la disposición de dientes provocando que el actuador y el IOL bajen un paso. La configuración relajada se muestra en la figura 3d1 mientras que la configuración activada se muestra en la figura 3d2.

Aunque no se ilustra específicamente, se aprecia que las explicaciones anteriores con respecto a la estructura 300 de soporte de lente también son válidas para la estructura 200 de soporte de lente, como se muestra en la figura 1e, con al menos las siguientes excepciones: la carcasa del actuador en la estructura 200 de soporte de lente está configurada para alojar los actuadores del ensamblaje 220 de reposicionamiento únicamente, y el IOL 12 no tiene limitación en la dirección angular y puede configurarse para girar libremente en el eje angular (por ejemplo, si el IOL es monofocal) o puede fijarse en una orientación específica en el eje angular.

La estructura de soporte de lente de la invención (100, 200 y 300) es un implante que se implanta dentro de un tejido vivo, es decir, dentro de la cápsula del lente o el surco de un ojo. Como se sabe, el cuerpo vivo reacciona a materiales extraños. Una de las reacciones es la fibrosis que es la formación de un exceso de tejido conectivo fibroso en un órgano o tejido en un proceso reparador o reactivo. La formación de tejido puede interrumpir y bloquear los ensamblajes 120 y 220 de reposicionamiento e impedir su activación o acción normal.

Ahora se hace referencia a las figuras 4a - 4b que ilustran un protector 400 de fibrosis configurado para usarse con cualquiera de las estructuras de soporte de lente de la presente invención. En el ejemplo no limitante mostrado, el protector 400 de fibrosis se ejemplifica con la estructura 300 de soporte de lente mostrada en la figura 4a en su configuración ensamblada y en la figura 4b en una vista despiezada. El protector 400 de fibrosis tiene una forma de anillo configurada para coincidir con la estructura de soporte del lente de manera que sella/cubre el ensamblaje de reposicionamiento y específicamente los actuadores y la disposición de dientes asociada. El protector 400 de fibrosis está configurado preferiblemente con bordes afilados que proporcionan discontinuidad a las celdas, inhibiendo o al menos minimizando su progreso y evitando su invasión en el ensamblaje de reposicionamiento. El protector 400 de fibrosis está hecho de un material transparente para permitir la inspección del ensamblaje de reposicionamiento y la activación adecuada de los actuadores mediante la fuente de energía externa.

REIVINDICACIONES

1. Una estructura (100, 200, 300) de soporte de lente para soportar un lente intraocular (IOL) (12), estando configurada y operable la estructura de soporte de lente para implantarse de forma segura en una cápsula de lente de un ojo humano y mantener el IOL en una de una pluralidad de posiciones, la estructura de soporte que  
5 comprende un ensamblaje (120, 220) de reposicionamiento configurado y operable para ser activado remotamente por una fuente (20) de energía remota y desplazar de manera controlable el IOL en al menos una de las direcciones axial y angular, respectivamente a lo largo y alrededor de un eje óptico del IOL, permitiendo así mover el IOL entre la pluralidad de posiciones,  
caracterizándose la estructura de soporte de lente porque
- 10 dicho ensamblaje de reposicionamiento comprende al menos un actuador (122, 222) y una disposición (124, 224) de dientes respectiva, en donde uno del al menos un actuador y la al menos una disposición de dientes tiene una relación espacial fija con el IOL, de manera que se mueve junto con el IOL, siendo el al menos un actuador reversiblemente desplazable entre la primera y segunda configuraciones (1221 y 1222) espaciales, cuando la fuente de energía actúa y no actúa respectivamente sobre el al menos un actuador, el al menos un  
15 actuador comprende un pestillo (1228c, 2228) operable para engancharse y desengancharse selectivamente con la disposición de dientes, durante dichas primera y segunda configuraciones espaciales respectivamente, de modo que al engancharse el pestillo empuja un diente de al menos una disposición de dientes y provoca un movimiento axial o angular relativo entre al menos un actuador y al menos una disposición de dientes, dando como resultado dicho desplazamiento controlable del IOL entre dos posiciones adyacentes de dicha pluralidad  
20 de posiciones.
2. La estructura de soporte de lente de acuerdo con la reivindicación 1, en donde dicho ensamblaje de reposicionamiento está configurado para proporcionar transiciones incrementales de dicho IOL entre al menos parte de dicha pluralidad de posiciones.
3. La estructura de soporte de lente de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en donde dicho actuador y la  
25 respectiva disposición de dientes definen un mecanismo de trinquete de manera que dicho movimiento axial o angular relativo se produce en sólo una dirección en cada una de dicha al menos una de las direcciones a lo largo y alrededor del eje óptico del IOL.
4. La estructura de soporte de lente de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde dicho actuador comprende un elemento (1224, 2224) modificable formado por un material con forma de memoria configurado y operable para proporcionar al menos dicha primera configuración espacial del actuador cuando dicho ensamblaje de reposicionamiento es activado de forma remota por dicha fuente de energía remota.  
30
5. La estructura de soporte de lente de acuerdo con la reivindicación 4, en donde dicho actuador comprende un elemento (1226, 2226) tipo resorte acoplado a dicho elemento modificable y que está configurado y operable para proporcionar al menos dicha segunda configuración espacial del actuador cuando dicho ensamblaje de reposicionamiento no es activado por dicha fuente de energía remota.  
35
6. La estructura de soporte de lente de acuerdo con la reivindicación 4 o 5, en donde dicho elemento modificable comprende nitinol.
7. La estructura de soporte de lente de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde  
40 dicha fuente de energía remota está configurada y operable para proporcionar calor al menos a parte de dicho ensamblaje de reposicionamiento.
8. La estructura de soporte de lente de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde dicha fuente de energía remota comprende al menos uno de los siguientes: un elemento radiante o una fuente láser.
9. La estructura de soporte de lente de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde  
45 dicha fuente de energía remota comprende un transmisor de radiación electromagnética y dicho ensamblaje de reposicionamiento comprende un receptor de radiación electromagnética.
10. La estructura de soporte de lente de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde dicho ensamblaje de reposicionamiento comprende al menos un par de dicho actuador, estando  
50 configurado y operable cada actuador del par para desplazar de forma controlable el IOL en una sola dirección de direcciones opuestas, ya sea alrededor o a lo largo del eje óptico del IOL.
11. La estructura de soporte de lente de acuerdo con la reivindicación 10, en donde dicho ensamblaje de reposicionamiento comprende al menos uno de los siguientes:

- a) un primer par de dicho actuador (122a, 122b) y un par de dicha disposición (124a, 124b) de dientes, cada disposición de dientes del par interactúa con uno de dichos actuadores del primer par, para permitir de este modo el desplazamiento del IOL en direcciones opuestas alrededor del eje óptico del IOL, y
- 5 b) un segundo par de dicho actuador (222a, 222b) y una disposición (224) de dientes que interactúa con dichos actuadores del segundo par, para permitir de ese modo el desplazamiento del IOL en direcciones opuestas a lo largo del eje óptico del IOL.
12. La estructura de soporte de lente de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además un protector (400) de fibrosis configurado y operable para sellar el ensamblaje de reposicionamiento y evitar la invasión de tejido al ensamblaje de reposicionamiento al tiempo que permite la
- 10 inspección y activación del ensamblaje de reposicionamiento por parte del usuario.
13. Un sistema de control de lentes para controlar la posición de un lente intraocular (IOL), el sistema de control de lentes que comprende la estructura de soporte de lente de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, un IOL montado integralmente en la estructura de soporte de lente y una fuente de energía remota configurada y operable para activar de forma remota dicho ensamblaje de reposicionamiento de la estructura de soporte de
- 15 lente, la fuente de energía remota que comprende al menos uno de los siguientes: un generador de calor, un generador de rayo láser y un transceptor de radiación electromagnética.

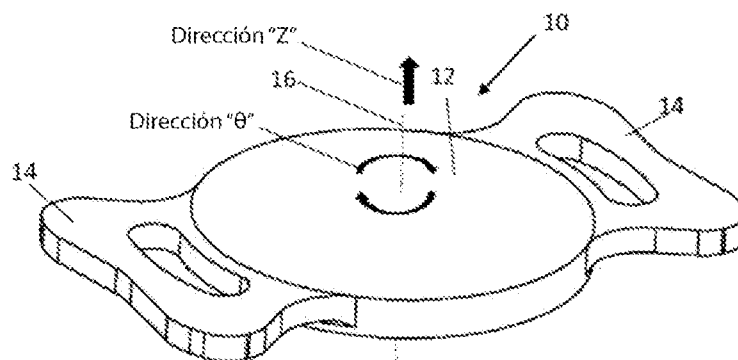


Fig. 1a

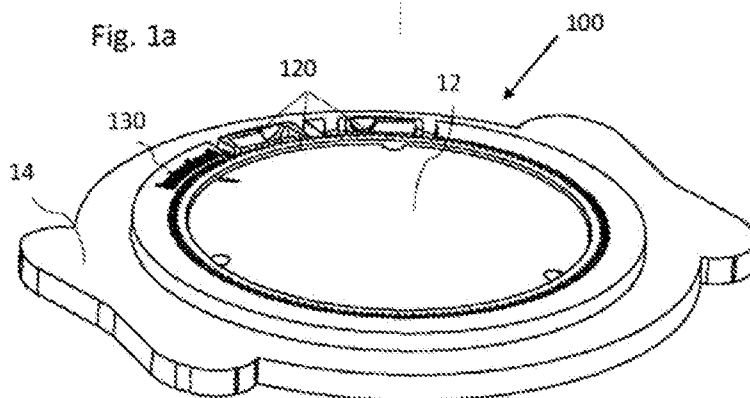


Fig. 1b

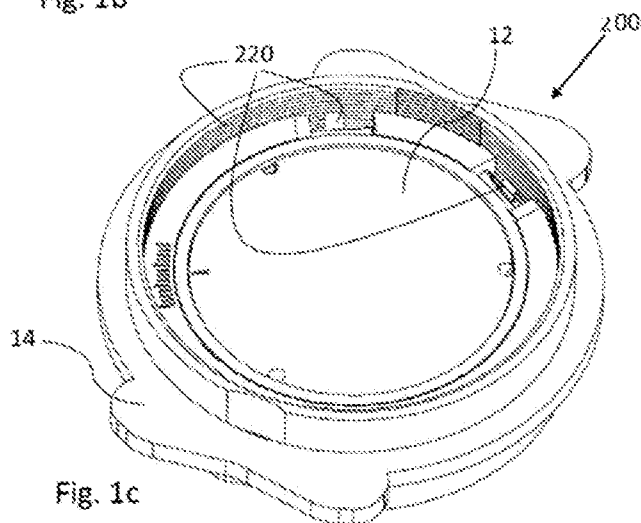
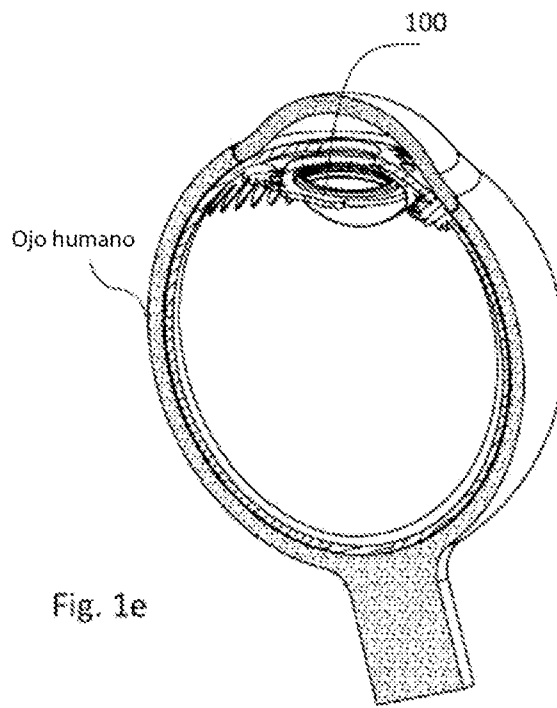
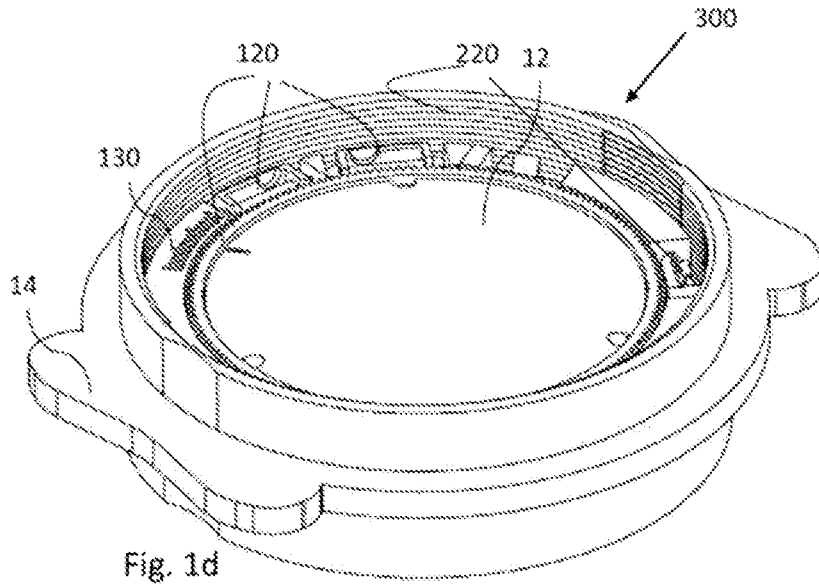


Fig. 1c



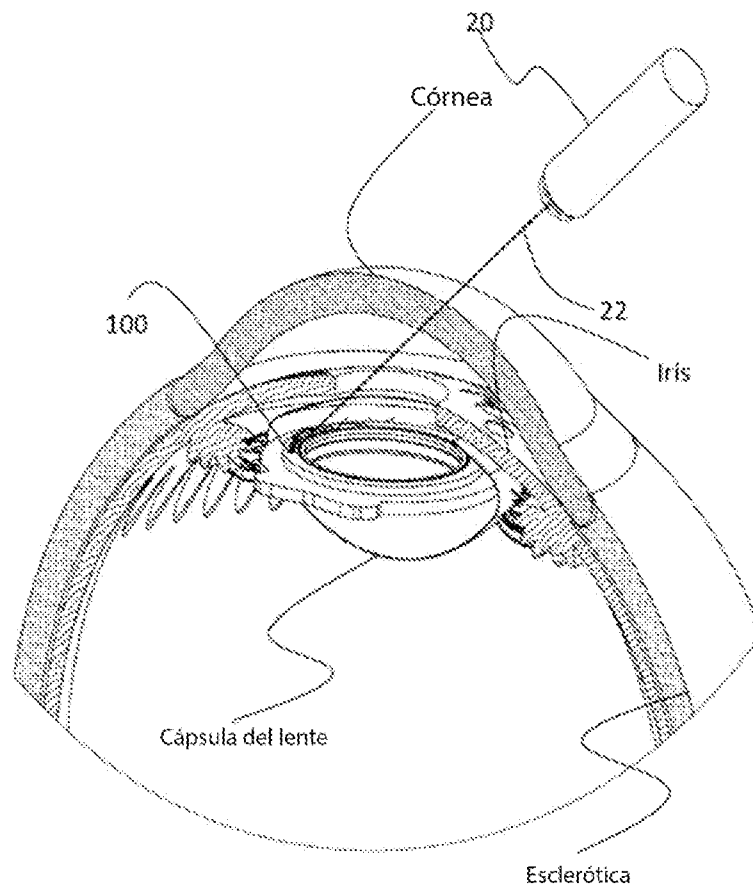
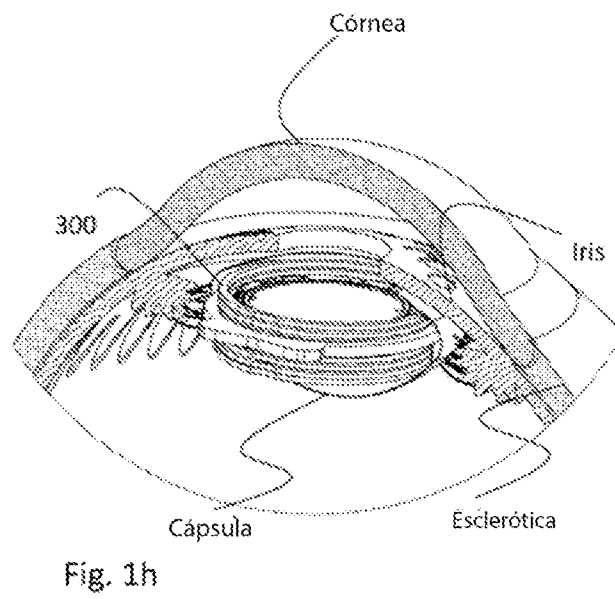
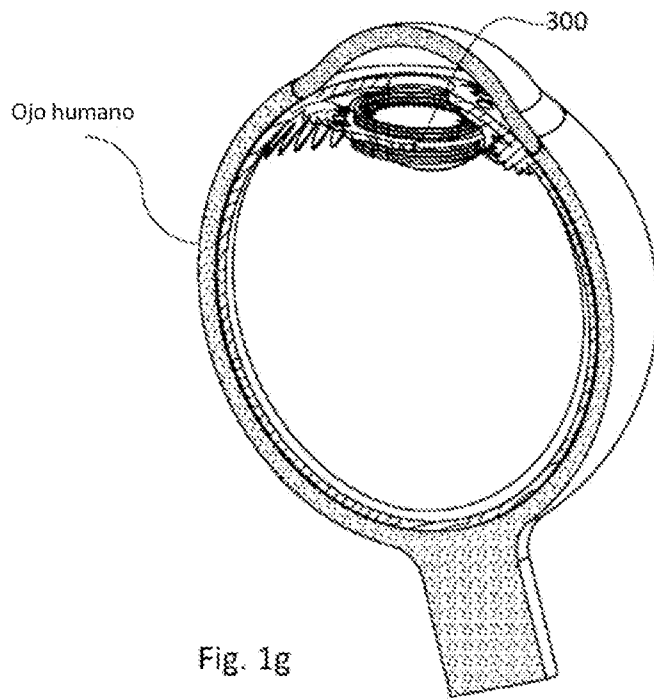


Fig. 1f



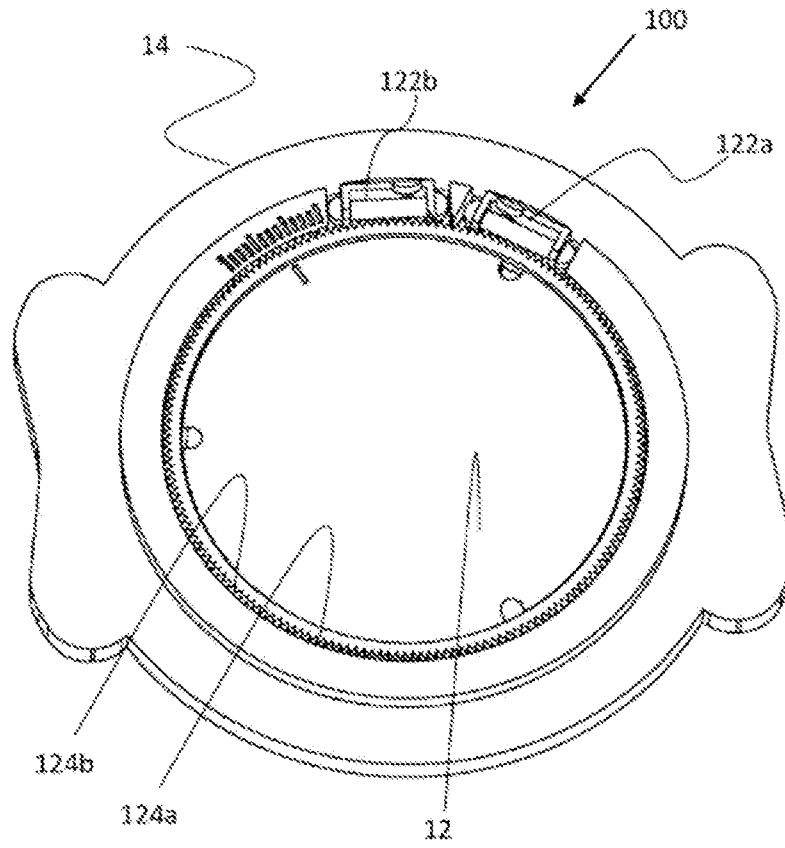


Fig. 2a

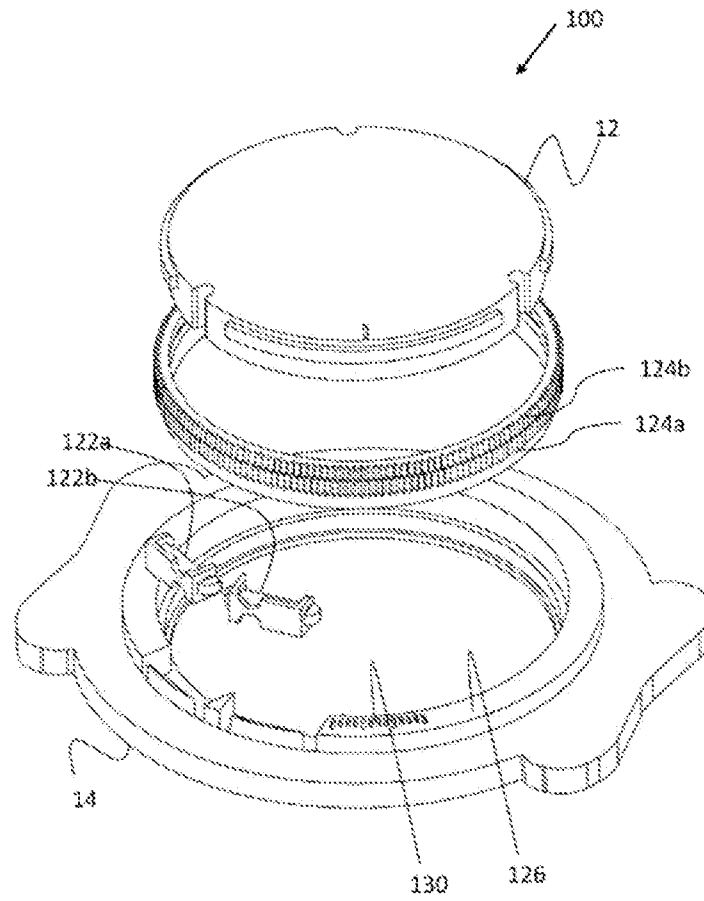


Fig. 2b

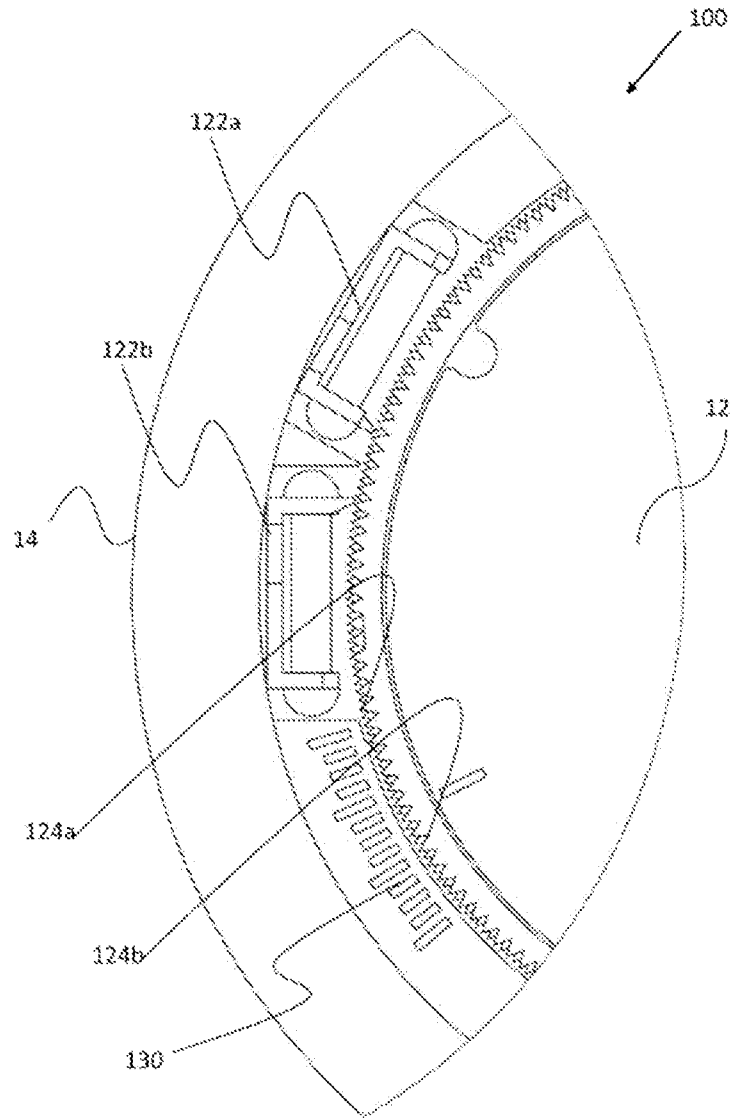


Fig. 2c

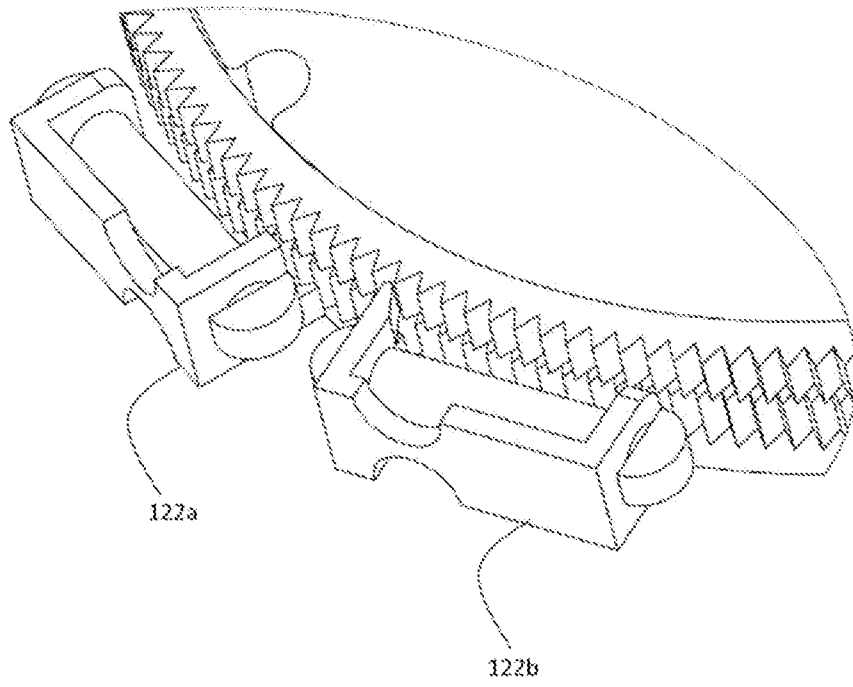


Fig. 2d

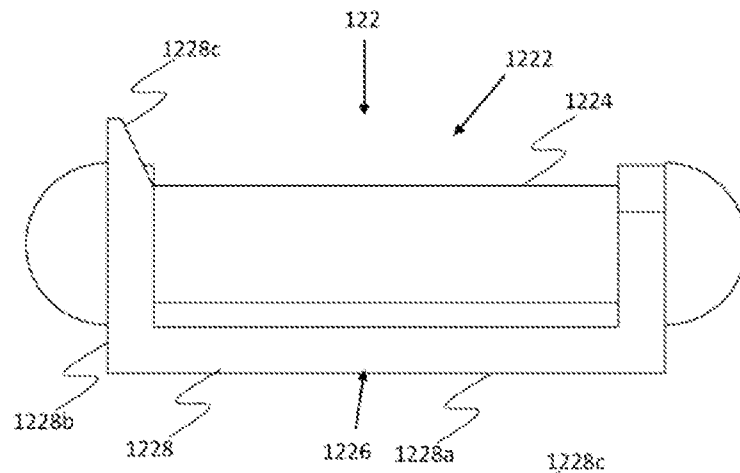


Fig. 2e1

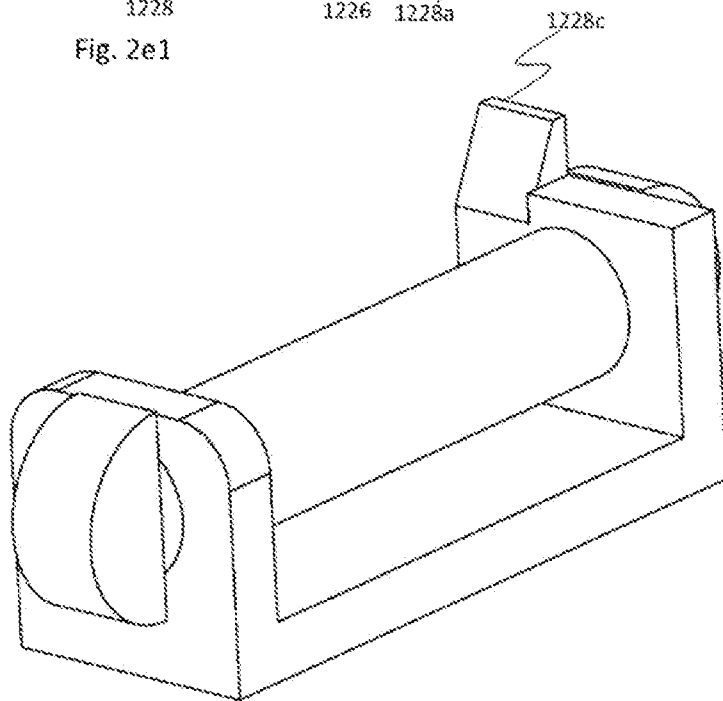


Fig. 2e2

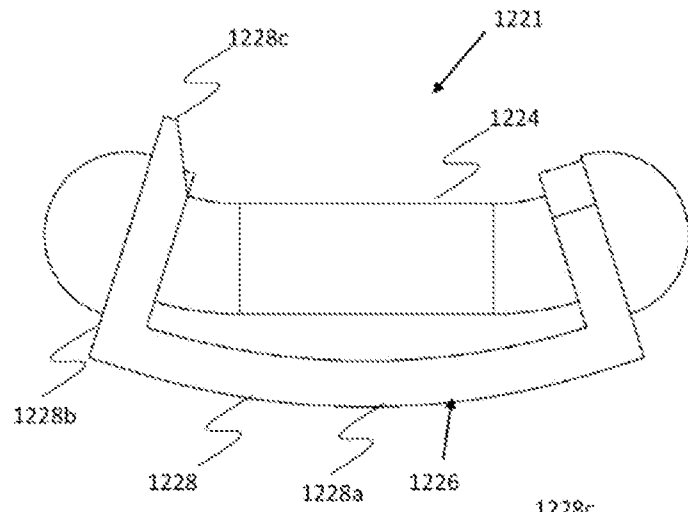


Fig. 2f1

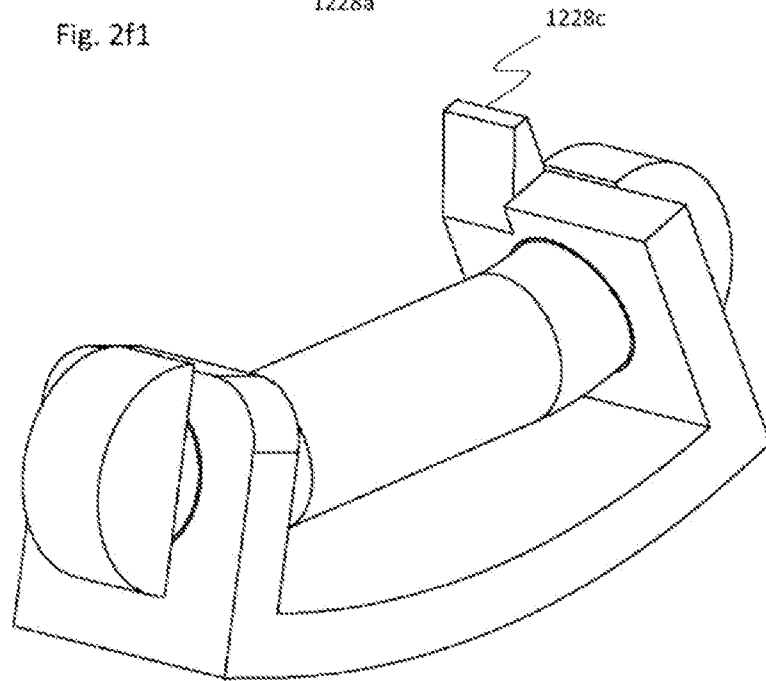


Fig. 2f2

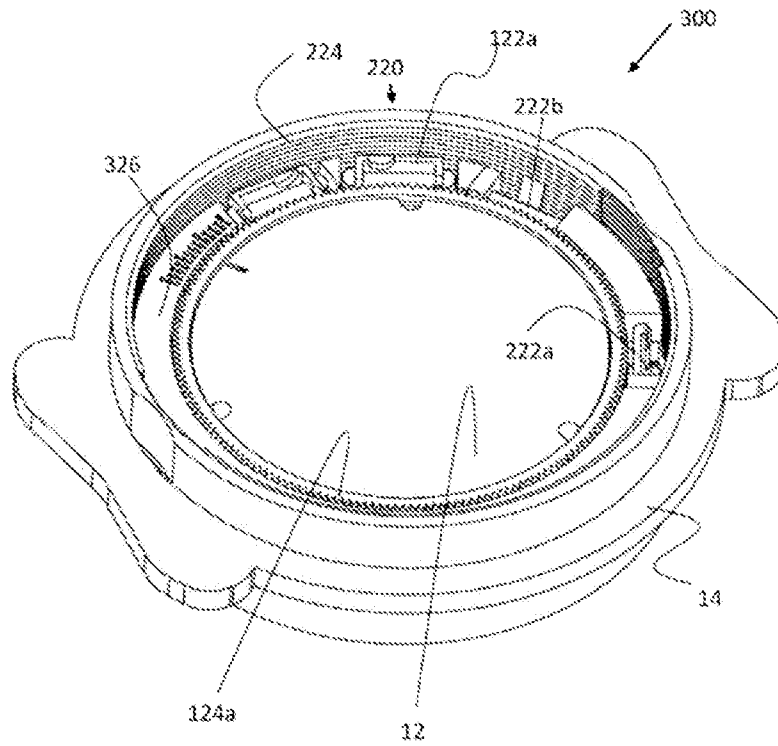


Fig. 3a

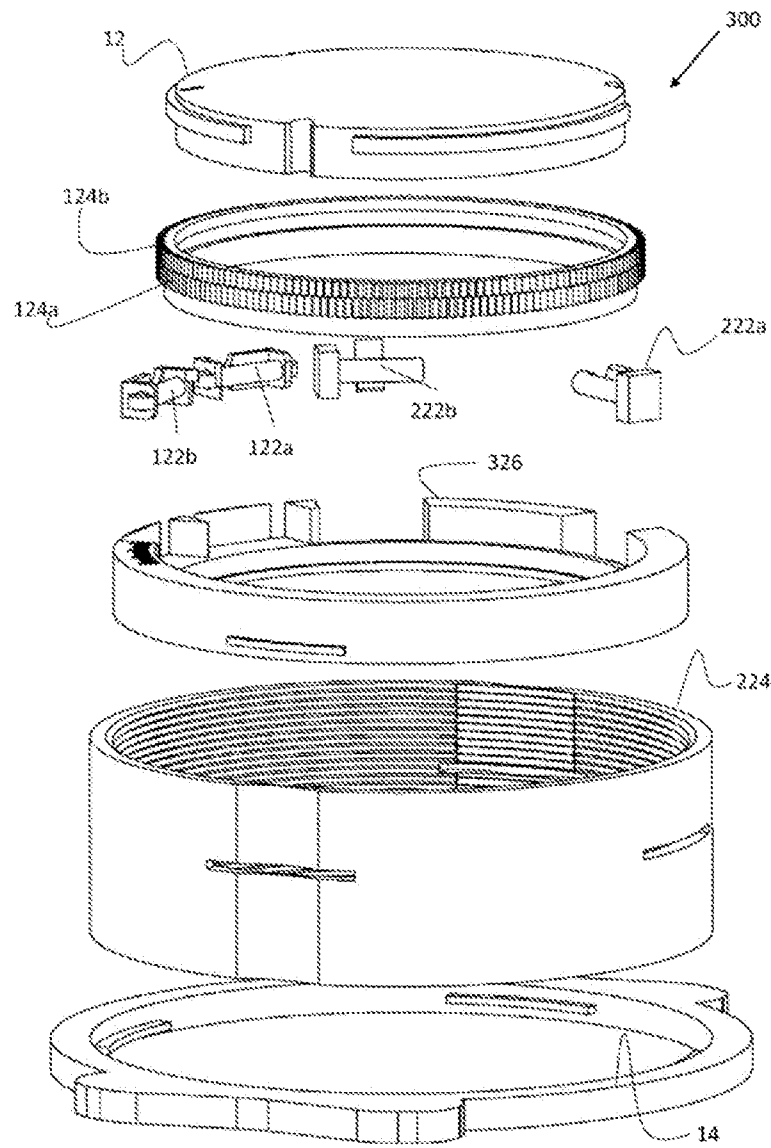


Fig. 3b

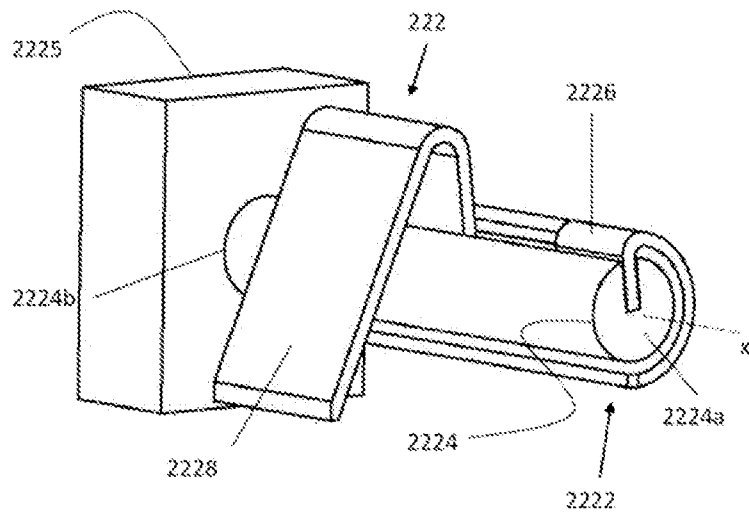


Fig. 3c1

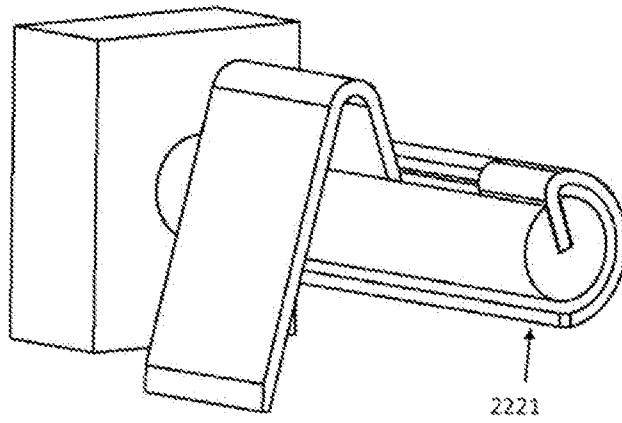
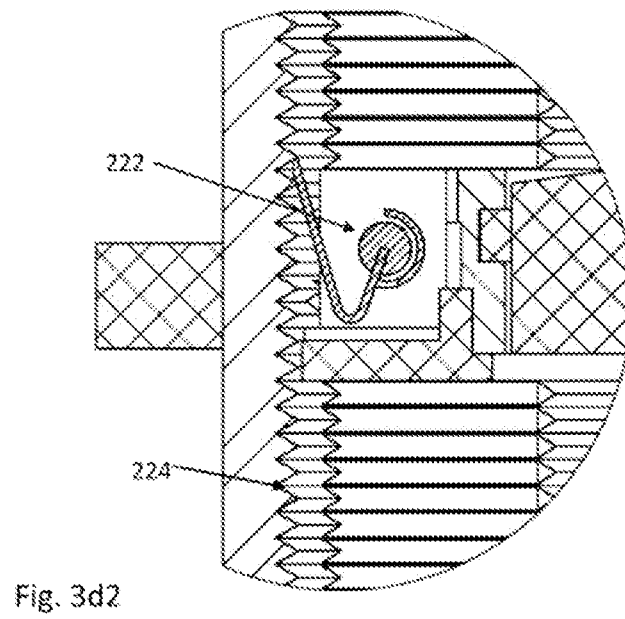
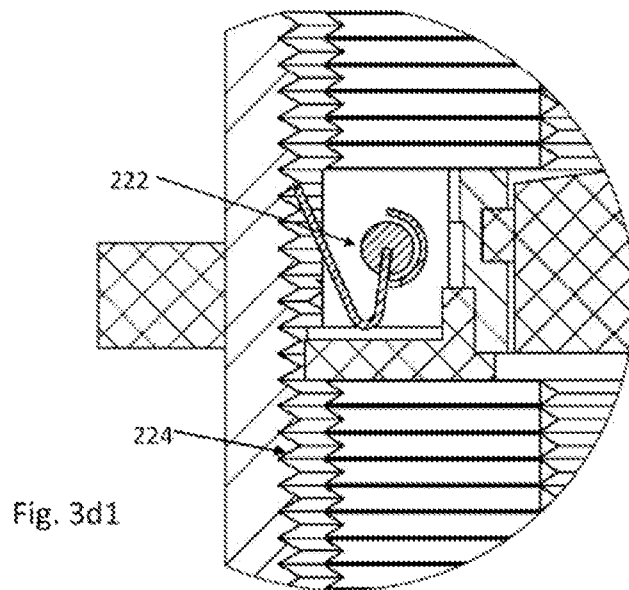


Fig. 3c2



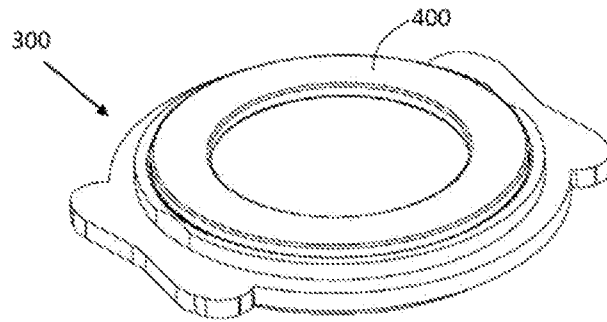


Fig. 4a

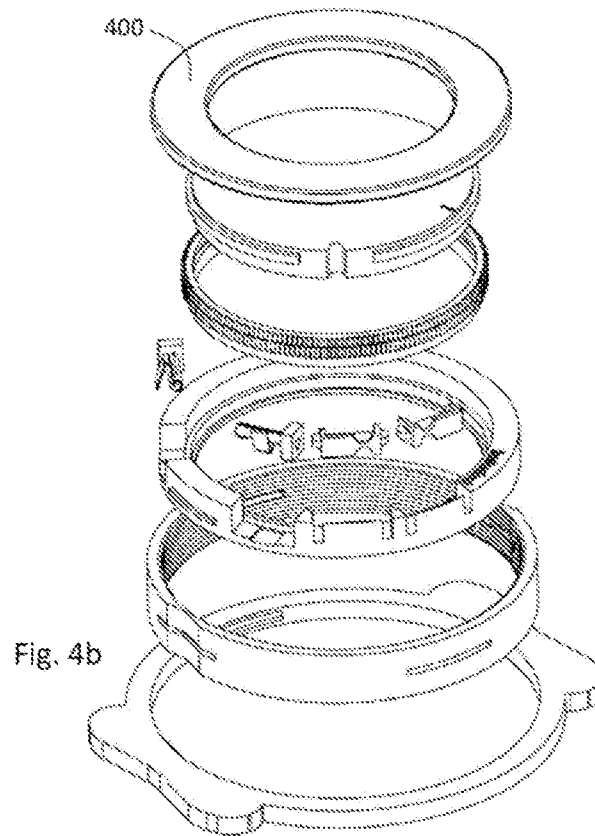


Fig. 4b