

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 680 925**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.10.2011 PCT/US2011/057322**

87 Fecha y número de publicación internacional: **26.04.2012 WO12054854**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.10.2011 E 11835232 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.05.2018 EP 2629698**

54 Título: **Sistema de lente intraocular**

30 Prioridad:

22.10.2010 US 910405

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

11.09.2018

73 Titular/es:

**EMMETROPIA, INC. (100.0%)
1051 Stafford Drive P.O. Box 5879
Princeton, WV 24740, US**

72 Inventor/es:

WERBLIN, THEODORE, P.

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 680 925 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 lente intraocular

Referencia cruzada a solicitud relacionada

Antecedentes de la invención

5 **Campo de la invención**

La presente divulgación se refiere a un procedimiento para corregir el sistema óptico de un ojo usando un sistema de lente intraocular. En particular, la presente divulgación se refiere a un procedimiento de corrección de anomalías de enfoque y aberraciones ópticas medidas mediante un frente de ondas o una tecnología similar para cuantificar las aberraciones ópticas en el sistema óptico del ojo, usando un láser, u otro aparato y/o procedimientos de fabricación o modificación de una lente, para el sistema óptico de un ojo que tiene una lente intraocular plegable e intercambiable provista en el mismo. La presente invención se refiere a una lente base implantable en un sistema óptico de un ojo humano y a una lente intraocular de múltiples componentes que comprende tal lente base. Se enumeran aspectos preferentes en las reivindicaciones dependientes.

Descripción de la técnica relacionada

15 El campo de la cirugía refractiva ha evolucionado con rapidez durante las últimas décadas. Los procedimientos y métodos actuales que usan los cirujanos refractivos pueden no satisfacer todas las necesidades refractivas del paciente. En particular, los procedimientos quirúrgicos refractivos realizados más habitualmente tales como, por ejemplo, la extracción de catarata con implante de lente intraocular, además de los procedimientos quirúrgicos refractivos corneales popularizados más recientemente, tales como la fotoablación con láser de excimeros, exhiben limitaciones. Una razón para las limitaciones es la falta de precisión refractiva posoperatoria. La falta de precisión refractiva posoperatoria vuelve los procedimientos quirúrgicos refractivos conocidos habitualmente no competitivos con las alternativas no quirúrgicas disponibles en la actualidad para los pacientes, por ejemplo, gafas y lentes de contacto. Además, debido a que la cirugía refractiva requiere anestesia local o general e incisiones en el ojo, existe la necesidad de disminuir el traumatismo resultante de la cirugía.

25 Recientemente, ha surgido la necesidad de un tratamiento eficaz para la presbicia, o disminución del poder de acomodación del ojo. La presbicia es una afección que afecta por lo general a un gran número de personas a medida que envejecen, variando la gravedad de la afección dependiendo de la persona. Por lo general, en el tratamiento de la presbicia surgen dificultades debido a que una vez una persona manifiesta síntomas de presbicia, los síntomas empeoran a medida que la persona envejece. A medida que la afección de la persona empeora, se requiere una lente diferente, habitualmente más potente, para corregir la afección. Las técnicas convencionales para reemplazar una lente intraocular cada vez que la vista del paciente se deteriora no siempre presentan un enfoque práctico o rentable. Los desarrollos recientes en el campo de la cirugía refractiva han hecho el tratamiento intraocular de la presbicia un curso de tratamiento factible para los pacientes que desean o necesitan mejorar la vista aunque, sin embargo, existe la necesidad de técnicas y dispositivos más precisos para su uso en cirugía intraocular refractiva.

Los pacientes que padecen traumatismo ocular u otras afecciones oculares pueden tener el iris u otras partes del ojo distorsionados, destruidos, o decolorados. En la actualidad, por lo general se prescribe a tales pacientes lentes de contacto cosméticas. El reemplazo de las lentes intraoculares cosméticas está surgiendo como una alternativa viable aunque, sin embargo, existe la necesidad del reemplazo de lentes intraoculares más eficaz con el fin de minimizar el traumatismo ocular y establecer el reemplazo de lentes intraoculares cosméticas como una alternativa segura y eficaz a las lentes de contacto cosméticas y otros tratamientos no quirúrgicos. A medida que las técnicas quirúrgicas son más eficaces, más seguras, y menos dolorosas, los pacientes pueden seleccionar someterse a cirugía de reemplazo de lente electiva para cambiar el color, la estructura o la forma de sus ojos. Mediante la provisión de un procedimiento mínimamente invasivo para el reemplazo de lentes como se describe en una realización en el presente documento, el cirujano es capaz de limitar las desventajas del procedimiento.

Los procedimientos y métodos actuales para cirugía refractiva requieren que el cirujano que los realiza ejecute el procedimiento con un nivel muy alto de habilidad y experiencia. En la actualidad, los métodos y procedimientos para realizar cirugía refractiva que implican lentes intraoculares requieren generalmente visualización directa del conjunto de lente intraocular dentro del ojo. Tal visualización, aunque no está fuera del ámbito de un cirujano experto en la materia, aumenta el grado de dificultad del procedimiento, aumentando de ese modo la posibilidad de que pueda surgir un error quirúrgico u otro problema en el procedimiento quirúrgico, lo que conduce a complicaciones no deseadas. De ese modo, existe la necesidad de conjuntos y sistemas de lente intraocular cuyas estructuras proporcionen procedimientos menos complejos de inserción en y extracción del ojo.

En la actualidad, los cirujanos refractivos de cataratas que realizan el procedimiento quirúrgico refractivo más habitual, es decir, cirugía de catarata de rutina, obtienen precisiones refractivas en un intervalo de +/- 0,75 a +/- 1,00 dioptrías (D). Sin embargo, la industria ha establecido objetivos para obtener precisiones refractivas en el intervalo de +/- 0,25 D. Por lo tanto, existe la necesidad en la industria de proporcionar una alternativa más precisa al

procedimiento actual. Además, los análisis de las tecnologías refractivas corneales actuales indican la presencia de una cantidad significativa de distorsión (aberración óptica) o degradación de imagen preexistente o de origen natural, posoperatoria, así como preoperatoria, en particular en condiciones de baja iluminación, tales como cuando se conduce por la noche.

5 Debido a los límites prácticos de ejecución de la cirugía intraocular, así como al comportamiento biológico y físico del ojo humano durante y después de diversos tipos de cirugía intraocular, una previsibilidad con un nivel de precisión de +/- 0,25 D con un único procedimiento quirúrgico es difícil de conseguir en la práctica. Además, factores tales como errores de biometría, curación de heridas variable, y contracción capsular alrededor de las lentes intraoculares contribuyen a disminuir la probabilidad de conseguir la precisión refractiva deseada. Por lo tanto, los profesionales
10 médicos de la industria han descubierto que una lente intraocular (IOL) ajustable, de múltiples componentes (MC-IOL), o compuesta (C-IOL), seguida de cirugía de extracción de lente proporciona una pluralidad de opciones deseables para los cirujanos refractivos y los pacientes.

Una IOL ajustable permite el ajuste fino del resultado refractivo inicial mediante el intercambio de al menos uno de los elementos ópticos del implante de lente. Como resultado, se obtienen con facilidad precisiones en el intervalo de +/- 0,25 D. Además, se proporcionan pacientes con la oportunidad de intercambiar los "viejos" componentes de lente con componentes nuevos y con suerte más precisos. Tal objetivo se puede obtener si el cirujano tiene un procedimiento eficaz, eficiente, y seguro para realizar los intercambios de los elementos de la lente. Además, meses y/o años después del procedimiento quirúrgico refractivo, si las propiedades ópticas de la IOL insertada, por ejemplo, la multifocalidad, se vuelven problemáticas, el cirujano debería tener la capacidad de intercambiar de forma segura
15 los elementos ópticos no deseables de la IOL para corregir cualquier aberración óptica que el paciente no quiera o no pueda tolerar.

En 1990, el inventor de la presente solicitud desarrolló una lente intraocular de múltiples componentes, es decir, MC-IOL (Figura 1), para su uso después de cirugía refractiva de catarata o cristalino, en la que las propiedades ópticas de la MC-IOL se pueden modificar en cualquier momento del posoperatorio. El componente de lente intraocular base de la MC-IOL se muestra la Figura 1. La lente media se une a la parte superior de la lente base y mantiene el tercer
25 componente de la MC-IOL, la lente superior, en su lugar.

La lente intraocular base 10 y la lente media 20 tienen cada una las bridas 16, 18 y 20, 24 de sujeción, respectivamente, extendiéndose a partir de las mismas. La MC-IOL también comprende al menos una lente superior 30, como se ilustra en la Figura 1. La lente superior 30 está situada en la parte superior de la lente media 20. Véanse las Figuras 1-2.
30

La MC-IOL también incluye los salientes (o hápticos) 11 y 13 que mantienen firmemente la MC-IOL en el tejido del ojo humano. La estructura descrita anteriormente permite que la lente intraocular base 10 forme una plataforma sobre la que se sitúa la lente media 20, y mantenga la lente superior 30. Durante una cirugía de catarata de rutina, la MC-IOL reemplaza el cristalino del ojo humano. Una vez que el ojo del paciente se ha curado después de tal cirugía, el cirujano vuelve a entrar en el ojo y reemplaza, si fuera necesario, y más de una vez, la lente superior 30 y la lente media 20 para modificar las características ópticas del ojo hasta que se obtengan los niveles deseados para cada característica óptica.
35

Las Figuras 3A-3B ilustran una lente intraocular compuesta montada, es decir, C-IOL, usada con una lente preexistente dentro del ojo humano. La C-IOL tiene dos componentes similares a los componentes de la lente media (Figuras 4A-4B) y de la lente superior (Figuras 5A-5B) de la MC-IOL. La Figura 5A también ilustra la marca 85 de orientación de eje que se usa en algunas realizaciones de las lentes MC-IOL para ayudar en el posicionamiento y la orientación de la lente. La lente preexistente puede ser el cristalino del ojo con la C-IOL situada en el surco (*sulcus*) (Figura 6) o en el ángulo de la cámara anterior (Figura 7) del sistema óptico del ojo. Sin embargo, la C-IOL también se puede usar con una IOL convencional, así como con una IOL de acomodación, y montarse en el surco (Figura 8),
40 en el ángulo de la cámara anterior (Figura 9), en la cámara anterior con fijación a la cámara posterior (Figura 10) o en la cámara anterior con fijación en el iris (Figura 11). De ese modo, el cirujano modifica las características ópticas del sistema óptico del ojo mediante el uso de las lentes media y superior en tándem con el implante de IOL convencional preexistente o el cristalino del ojo.

La C-IOL y la MC-IOL proporcionan numerosas características mejoradas. Por ejemplo, la C-IOL y la MC-IOL se pueden estructurar cada una como un sistema óptico monofocal o multifocal, corregir astigmatismo, así como comprender materiales absorbentes de luz ultravioleta, tintados, u otros materiales tratados químicamente.
50

Se ha de entender que existen diversas razones por las que una MC-IOL o C-IOL ajustable es más deseable que un implante de un único componente. Con el fin de conseguir todas las permutaciones y combinaciones del astigmatismo, multifocalidad, y corrección esférica necesarias para conseguir la emetropía sería necesario un inventario de más de diez mil lentes, mientras que con el concepto de la MC-IOL (componentes múltiples), sería necesario un inventario de aproximadamente cien componentes. Con las lentes de cámara anterior, a menudo se produce la encapsulación o el envolvimiento progresivos de los hápticos de la lente por parte del tejido uveal del ángulo 1-2 años después de la operación. Por lo general, el envolvimiento hace más difícil la retirada de las lentes y sus hápticos. Por lo general, el intercambio de las lentes de la cámara anterior fijada al iris no garantiza una posición
55

u orientación precisas. De forma similar, las lentes de la cámara posterior no se pueden retirar debido a fibrosis de la cápsula posterior. Una retirada y capacidad de intercambio fáciles son críticas para cualquier sistema emétrepe personalizado, que se pueden proporcionar mediante un sistema de lente de múltiples componentes diseñado especialmente.

5 Por lo tanto, en base a lo expuesto anteriormente, una MC-IOL que tiene tres elementos en lugar de uno permite personalización refractiva y capacidad de ajuste de todos los errores refractivos, así como para todos los pacientes, mientras se usa un número mínimo de elementos o partes de lente y se requiere poca personalización por parte del fabricante. De ese modo, ha llegado a ser muy importante en la técnica de la cirugía refractiva poder individualizar y/o personalizar la cirugía de un modo tal que el cirujano pueda modificar de forma fácil y segura, así como precisa, la potencia refractiva de un implante de lente intraocular.

10 Por ejemplo, el documento de Patente de Estados Unidos n.º 5.288.293 de O'Donnell, Jr. desvela un procedimiento de modificación de una IOL individual. O'Donnell sugiere que la potencia refractiva de una IOL individual se puede variar antes del implante de un modo tal que se puedan realizar cambios *in situ* por parte del oftalmólogo después de determinar la extensión de la corrección requerida para mejorar la vista del paciente antes de que se fabrique la lente. Sin embargo, el propio procedimiento quirúrgico de implante puede crear aberraciones ópticas adicionales que no se pueden anticipar antes de la operación y de ese modo el implante de lente primaria no puede tener en cuenta estas aberraciones ópticas.

15 Como tal, se puede argumentar que si una lente se puede modificar antes de implantarse, como sugiere O'Donnell, Jr., sería posible modificar la lente implantada mediante la retirada de la lente implantada, modificación de la lente, y a continuación vuelta a implantar la lente modificada en el sistema óptico del ojo. Sin embargo, por lo general, el diseño de las lentes intraoculares actuales hace difícil y poco práctico tal procedimiento. Además, después de un periodo de tiempo con una curación normal, llega a ser físicamente peligroso y/o casi imposible para el paciente tener que retirar la lente implantada una vez que el tejido del ojo se arraiga en los orificios de fijación capsular de la lente. Por lo tanto, tal argumento no es realista, práctico, ni seguro. Una lente intraocular de componente individual, que en general no se diseña para retirarse y con solo dos superficies ópticas, no puede permitir de forma precisa la compensación de esfera, cilindro, eje cilíndrico, y todas las formas de aberración óptica que se puedan descubrir después del implante inicial. Sin embargo, por lo general, la MC-IOL tendrá cuatro superficies ópticas retirables que pueden compensar estas propiedades ópticas.

20 El inventor de la presente solicitud inventó las MC-IOL y C-IOL discutidas anteriormente que se diseñan específicamente para permitir un intercambio fácil de los elementos ópticos en un periodo posoperatorio sin riesgo para el ojo humano o para el paciente, más allá del riesgo de una cirugía intraocular convencional. La fácil capacidad de intercambio de los elementos ópticos es crítica debido a que la cirugía real de implante de lentes en primer lugar, así como las variaciones en la forma mediante las que se cura el ojo después del implante, crean distorsiones potenciales que no se pueden estabilizar durante varios meses después de la operación. Por lo tanto, la capacidad para medir y compensar de forma óptima la distorsión o distorsiones tiene lugar varios meses después de la cirugía y por lo general no se puede predecir antes de la misma. Dado que se usa la misma herida quirúrgica para operaciones tanto primarias como secundarias, no se podría anticipar una distorsión adicional debido a la curación de heridas como resultado de una segunda operación.

25 Por lo tanto, la capacidad para intercambiar elementos ópticos de una MC-IOL o C-IOL puede ser económica en comparación con la retirada, modificación, y reimplante de una lente de componente individual, así como más fácil de realizar.

30 La MC-IOL tiene cuatro superficies disponibles para modificación, dos planas y dos convexas. Preferentemente, la modificación se realiza solo en las superficies planas para evitar la interferencia con el lado convexo que ya se puede estar usando para la corrección del astigmatismo (cilindro) o se usa como una superficie de lente multifocal. Se aplica la misma preferencia a la C-IOL, que tiene dos superficies disponibles para modificación, una plana y la otra convexa.

35 El inventor de la presente solicitud también ha desarrollado un sistema para corregir aberraciones ópticas en la MC-IOL, como se describe, por ejemplo, en el documento de Patente de Estados Unidos n.º 6.413.276, para realizar mediciones para determinar cualquier aberración residual o nueva presente en un ojo operado después de que se hayan estabilizado los parámetros de curación biológica, así como para corregir cualquier error en esfera, cilindro, o eje cilíndrico, o para modificar uno, dos o más elementos de lente existentes en el sistema óptico implantado en base a las mediciones realizadas.

40 En los diseños convencionales de las lentes intraoculares de múltiples componentes, el procedimiento quirúrgico requerido para implantar los componentes de la lente intraocular requiere un alto nivel de habilidad quirúrgica. Por ejemplo, el implante del componente retirable de la lente requiere que el cirujano visualice directamente la ubicación de la lente con el fin de emparejar las muescas con las bridas. Además, la retirada del componente de lente retirable requiere unas pinzas especiales para agarrar la lente base, y liberar las presillas que mantienen la lente sándwich y tapa conjuntamente con la lente base (véase, por ejemplo, el sistema que se describe en el documento de Patente de Estados Unidos n.º 5.968.094).

5 Históricamente, los sistemas de lente intraocular han usado una lente rígida de una pieza de polimetacrilato de metilo (PMMA). La lente de PMMA tiene aproximadamente seis milímetros de diámetro. Debido a que la lente de PMMA es rígida, la inserción de la lente intraocular de PMMA requiere generalmente una incisión de siete u ocho milímetros para que se inserte en el ojo. Por el contrario, una lente flexible o plegable se puede manipular y compactar a un diámetro mucho menor. Una vez compactada, la lente intraocular de múltiples componentes se puede suministrar usando una incisión relativamente más pequeña, por ejemplo, de aproximadamente tres milímetros o menos. Mediante el uso de una incisión más pequeña, el paciente consigue beneficios ópticos y prácticos. Desde un punto de vista óptico, cada vez que se realiza una incisión en la córnea, la córnea pierde parte de su globularidad natural debido a las imperfecciones causadas por las incisiones y al traumatismo resultante. Las imperfecciones en la córnea conducen a astigmatismo inducido, o a aberraciones ópticas causadas por irregularidades en la forma de la córnea. Al minimizar el tamaño de la incisión corneal, el cirujano también puede minimizar la cantidad de astigmatismo inducido. Aunque el diseño de tres componentes simplifica el proceso de corrección del astigmatismo inducido, la minimización de la cantidad de astigmatismo inducido sigue siendo un objetivo principal para todas las cirugías intraoculares.

15 En la práctica, al hacer una incisión más pequeña, el cirujano reduce la cantidad de traumatismo real en el ojo, reduciendo de ese modo la aparición de complicaciones y disminuyendo el tiempo para la recuperación. Estas ventajas se consiguen además si el cirujano es capaz de realizar la cirugía intraocular usando una incisión lo suficientemente pequeña para que se cure sin el uso de suturas, en la que la incisión es lo suficientemente pequeña para permitir que la presión ocular natural del ojo mantenga la incisión junta durante el proceso de curación.

20 El documento de Solicitud n.º 11/698.875 del presente inventor supera las desventajas descritas anteriormente de la técnica relacionada. Las Figuras 12-16 ilustran la invención desvelada en el documento de solicitud de patente '875.

25 Por ejemplo, la Figura 12A muestra una vista superior o en planta de una lente base 100 intraocular plegable, que es similar a la lente base de la MC-IOL que se ilustra en la Figura 3. La lente base 100 se une al ojo mediante al menos un háptico 120 y, aunque la lente base 100 de la Figura 12A se puede sujetar al ojo mediante al menos un háptico, es preferente que se usen al menos dos hápticos 120. Como se muestra en la Figura 12A, cada háptico se extiende hacia fuera de la lente base 100, y se inclina de 10 a 20 grados, en cualquier dirección, con respecto a un plano tomado a través de la lente base, teniendo preferentemente una inclinación positiva de 15 grados.

30 Como se muestra la Figura 12B, así como posteriormente en la Figura 24, la lente base 100 (1000, Figura 24) también puede incluir una o más bridas 105 (1005, Figura 24) dispuestas sobre y extendiéndose hacia fuera lejos del cuerpo de la lente base 100 (1000, Figura 24). Cada brida 105 (1005, Figura 24) también puede tener una ranura 110 (1100, Figura 24) diseñada o configurada para recibir o aceptar un conjunto de una lente superior 300 (3000, Figura 24) y una lente media 200 (2000, Figura 24) en la misma. Cada brida 105 (1005, Figura 24) y ranura 110 (1100, Figura 24) es una característica esencial del diseño de la lente base 100 (1000, Figura 24). El concepto de MC-IOL permite ajustes u operaciones de mejora, más allá de su uso en cirugía de catarata primaria, cristalino, para compensar cualquier error de cálculo o cualquier variabilidad biológica o cualquier cambio en las condiciones del ojo a lo largo del tiempo después de la operación primaria. Para que estos ajustes quirúrgicos sean viables, el cirujano debe tener fácil acceso al conjunto 200, 300 (2000, 3000, Figura 24) de lente delantero. Para asegurarse de esto, el conjunto 200, 300 (2000, 3000, Figura 24) de lente delantero se debe dejar fuera de la cápsula, en el surco. Por otra parte, la lente base 100 (1000, Fig. 24) se deja en la cápsula. En la cirugía primaria después de que se inserte la MC-IOL y los bordes de la cápsula se sitúen entre los hápticos 210, véase la Figura 14A (2100, Figura 24) del conjunto 200, 300 (2000, 3000, Figura 24) de lente delantero y la lente base 100 (1000, Figura 24) las bridas 105 (1005, Figura 24) que se extienden verticalmente y sus correspondientes ranuras 110 (1100, Figura 24) permiten un espacio entre los hápticos 210, véase la Figura 14A (2100, Figura 24) del conjunto 200, 300 (2000, 3000, Figura 24) de lente delantero y la lente base 100 (1000, Figura 24) de un modo tal que un instrumento especial, denominado trampa de cápsula, permite que el cirujano sitúe el háptico 210 (2100, Figura 24) del conjunto de lente delantero sobre los bordes de la cápsula (capsulorrexis de 6-7 mm necesaria en la cirugía primaria) capturando de ese modo la cápsula entre los hápticos 210 y 120 (2100 y 1200 de la Figura 24). La cápsula remanente "se envuelve con celofán" alrededor de los bordes, los hápticos 120 (1200, Figura 24) y los bordes de la lente base 100 (1000, Figura 24) durante el proceso de curación después de la cirugía de catarata, cristalino. La "envoltura de celofán" hace extremadamente difícil y peligroso que el cirujano tenga acceso a cualquier superficie de la lente base 100 (1000, Figura 24) después de la curación de heridas primaria, que es necesaria para las operaciones de mejora. Las bridas 105 (1005, Figura 24) que se extienden verticalmente y sus correspondientes ranuras 110 (1100, Figura 24) sitúan el conjunto 200, 300 (2000, 3000, Figura 24) de lente delantero delante de o lejos de la cápsula posterior "envuelta en celofán", es decir, en el surco, haciendo la retirada quirúrgica y el reemplazo del conjunto 200, 300 (2000, 3000 Figura 24) de lente delantero muy seguro y técnicamente sencillo.

60 Visto de otro modo, las bridas 105 (1005, Figura 24), y las ranuras 110 (1100, Figura 24) son características necesarias del diseño de la MC-IOL para asegurar una retirada y un reemplazo fáciles del conjunto 200, 300 (2000, 3000, Figura 24) de lente delantero durante una operación de mejora. Sin la brida 105 (1005, Figura 24) vertical, los bordes de los hápticos 210 (2100, Figura 24) son inaccesibles al cirujano debido a la contractura de la cápsula alrededor de los hápticos 120 (1200, Figura 24) de la lente base 100 (1000, Figura 24), es decir, el proceso de curación normal. La configuración estructural de la brida 105 (1005, Figura 24) y la correspondiente muesca 110 (1100, Figura 24) sitúan el conjunto 200, 300 (2000, 3000, Figura 24) de lente delantero delante de la cápsula, en el

surco, lo que permite o facilita un fácil acceso del cirujano para la retirada y el reemplazo del conjunto 200, 300 (2000, 3000, Figura 24) durante una operación de mejora en cualquier momento durante la vida del paciente después de que se haya curado la operación primaria.

5 La lente base de la Figura 13 es similar a la lente base 100 (Figuras 12A-12B), excepto por un surco 130 que está definido en la misma que se extiende a lo largo de la periferia exterior completa, y una pluralidad de puntos 140 de unión, que sirven para unir la región óptica 150 a la lente base.

10 La MC-IOL plegable que se desvela en la solicitud '875 del presente inventor incluye dos o más componentes refractivos adicionales, es decir, una lente superior 300 y una lente media 200. La lente media 200, que por lo general permite ajustes esféricos, se ilustra en las Figuras 14A-14B, mientras que la lente superior 300 (Figuras 15) porta la corrección astigmática y tiene un saliente 305 de orientación. La lente media 200 puede incluir al menos un saliente 210 que se extiende lejos del cuerpo de la lente media 200 y puede tener longitudes variables dependiendo de la forma y el número de salientes. La lente media 200 también incluye una parte lateral 250 que se extiende hacia arriba, y termina en un borde 225, como se ilustra en la Figura 14B. La parte lateral 250 y el borde 225 se extienden a lo largo de la circunferencia exterior de la lente media 200, definiendo de ese modo una muesca 230.

15 Antes de la inserción en el ojo, la lente superior 300 se acopla a la muesca 225 de la lente media, de un modo tal que se forma un sello entre la muesca 225 y la lente superior 300, y que mantiene la lente media 200 y la lente superior 300 juntas como un conjunto individual (Figura 16). La lente superior 300 se orienta de un modo tal que, cuando la lente superior 300 se inserta en la lente media 200, los salientes o las muescas 305 surgidos de la lente superior 300 se enfrentan a la lente media 200 o también pueden sobresalir lejos de la lente media 200. Las muescas o los salientes 305 pueden proporcionar orientación direccional y axial para la lente superior, similar a las marcas 85 de orientación de eje de la Figura 5.

20 El fabricante de lentes monta la lente media 200 y la lente superior 300 con una orientación predeterminada del eje para corregir el astigmatismo, y a continuación el cirujano, en el exterior del ojo, monta el conjunto 200, 300 de lente delantero, y la lente base 100 e inserta el conjunto completo en el ojo en forma de una pieza plegada de un modo tal que la lente media 200 quede emparedada entre la lente base 100 y la lente superior 300. Alternativamente, el cirujano inserta el conjunto de la lente superior 300 y la lente media 200 en el ojo y a continuación une el conjunto a la lente base 100 deslizando un saliente 210 de la lente media 200 en una ranura 110 de una brida 105 correspondiente de la lente base 100, y el último conjunto en dos etapas permite una incisión quirúrgica más pequeña. Una vez el primer saliente 210 está en su lugar en la primera ranura 110 correspondiente, si estuvieran presentes más salientes en la lente media 200, a continuación el cirujano ajusta la lente media 200 y la lente superior 300 hasta que los otros saliente o salientes 210 se alineen con las otras ranura o ranuras 105. Una vez se han insertado todos los salientes 210 en sus correspondientes ranuras 110, el conjunto de la lente superior 300 y la lente media 200 se sujeta a la lente base 100, y se completa el procedimiento.

35 En el caso en el que el conjunto formado por la lente media 200 y la lente superior 300 requiera un reemplazo, el cirujano puede realizar un procedimiento de desconjunto como se discute en el presente documento. En primer lugar, se introduciría una cánula que contiene material viscoelástico en el ojo y se situaría en la interfase entre el conjunto de lente (lente media 200 y lente superior 300) y la lente base 100. La inyección de material viscoelástico hace que el conjunto de las lentes media 200/superior 300 se eleve, desacoplando de ese modo los salientes 210 de las ranuras 110 en la lente base 100. A continuación se retiraría el conjunto de lente original del ojo, y se situaría un nuevo conjunto de lente en el ojo y se uniría a la lente base 100 de forma similar a como se ha descrito anteriormente en la operación primaria.

45 El documento de Solicitud n.º 12/000.364 del presente inventor ha enseñado una orientación diferente de la lente media y la lente superior que la orientación que se desvela en la solicitud '875 del presente inventor. Por ejemplo, la solicitud '364 invirtió o revertió el orden de la lente media y la lente superior de un modo tal que la lente superior se sitúa en la parte superior de la lente base y la lente media se sitúa a continuación en la parte superior de la lente superior de un modo tal que los tres componentes se orientan en un orden en el que la lente base es la más posterior con respecto al ojo del paciente. La lente superior se sitúa a continuación sobre la lente base y la lente media se dispone sobre la lente superior de un modo tal que la lente media es la más anterior con respecto al ojo del paciente y la lente superior está dispuesta entre o en medio de las lentes base y media.

50 Además, aunque la solicitud '875 del presente inventor enseña que la lente media incluye una muesca con la que un saliente de la lente superior se acopla para mantener firmemente el conjunto de las lentes media/superior, la solicitud '364 del presente inventor une las lentes superior y media entre sí usando un medio de unión tal como, por ejemplo, un adhesivo médico que se aplica en al menos una ubicación en la que la lente media tiene una interfase con la lente superior.

55 Además, la solicitud '364 del presente inventor enseña una característica en la que el háptico de la lente media tiene salientes que se extienden anterior y posteriormente que capturan la lente superior (configuración circular) y retienen las lentes superior y media (configuración circular) como un conjunto óptico.

Como se muestra en las Figuras 17A-21, la solicitud '364 del inventor desvela que se usa un adhesivo médico MA

para unir la lente media 200' y la lente superior 300', respectivamente, conjuntamente en forma de una unidad o conjunto individual e integrado. Por ejemplo, las Figuras 17B y 18 ilustran la forma en la que se aplica el adhesivo médico MA a la superficie interior 250a de la parte lateral 250' de la lente media 200' y/o una superficie periférica exterior 350a de la lente superior 300' para retener firmemente la lente media 200' y la lente superior 300' conjuntamente. Alternativamente, como se muestra en las Figuras 19-21, la solicitud '364 del presente inventor enseña que el adhesivo médico MA también se puede aplicar a lo largo de una superficie superior de la lente media 200" y/o una superficie inferior completa de la lente superior 300", ya sea por completo o en ubicaciones seleccionadas y específicas sobre la misma, que se opondrá directamente a la superficie superior de la lente media 200" para unir las lentes superior y media 300" y 200" en una unidad o conjunto individual.

El documento de Solicitud n.º 12/499.613 del presente inventor enseña la fabricación de la lente media y la lente superior a partir de un material que tiene propiedades adhesivas de un modo tal que la lente media y la lente superior se adhieren entre sí de forma natural sin la necesidad de que se administre un adhesivo médico o cualquier otro medio de unión a cualquiera de las lentes.

Cierto aspecto que distingue la divulgación '613 con respecto a la divulgación de las solicitudes '875 y '364 es el material a partir del que se fabrican la lente superior 3000 y la lente media 2000. En la solicitud '613, la lente media 2000 y la lente superior 3000 se fabrican a partir de un material preferentemente plegable, por ejemplo, acrílico hidrófilo, acrílico hidrófobo, silicona y similares, de un modo tal que las lentes media y superior 2000 y 3000 se adhieren o se pegan entre sí de forma inherente o natural de un modo tal que el adhesivo MA de la solicitud '364 no es necesario, como se observa con los acrílicos hidrófobos. Es decir, como se muestra en la Figura 22, la lente superior 3000 y la lente media 2000 se adhieren entre sí sin ninguno de los adhesivos MA que se desvelan en la solicitud '364 entre las caras opuestas de las lentes 2000 y 3000, o entre una superficie periférica exterior 3500a y la lente superior 3000 y una superficie periférica interior 2500a de una parte superior 2500 de la lente media 2000, como se muestra la Figura 23. Como tal, el adhesivo MA de la solicitud '364 se omite de la solicitud '613, en la que el conjunto del conjunto óptico que incluye la lente superior 3000 y la lente media 2000 se simplifica, es más rápido, necesita menos materiales, y reduce los costes generales.

Como se muestra la Figura 24, el conjunto óptico, es decir, la lente superior 3000 y la lente media 2000, de la solicitud '613, se monta en primer lugar con las lentes 2000 y 3000 quedando adheridas conjuntamente por parte del fabricante. A continuación, al menos uno, y preferentemente dos, salientes 2100 de la parte de la lente media 2000 del conjunto óptico se hacen pasar a través de una ranura 1100 correspondiente definida en una brida 1005 correspondiente de la lente base 1000 y coincide con una parte del háptico 1200 correspondiente de la lente base 1000.

La Figura 25 es un diagrama esquemático de una parte de la lente media 2000 de la solicitud '613, que acopla la lente superior 3000 y también pasa a través o hace contacto de otro modo con la lente base 1000. La lente superior 3000 se ilustra en líneas discontinuas como contigua frente a la superficie interior 2500a de una parte lateral superior 2500 de la lente media 2000. Es posible que las partes de la lente base 1000 estén en contacto con una superficie exterior 2500b de la parte lateral 2500, una superficie superior 2500c de la parte lateral 2500, una superficie superior 2100a del saliente 2100, una superficie inferior 2100b del saliente 2100, y una superficie exterior 2100c del saliente 2100. Las posibles superficies de contacto 2500b, 2500c, 2100a, 2100b, y 2100c se someten a un tratamiento que previene que tales superficies se puedan adherir a una parte correspondiente de la lente base 1000 en contacto con las superficies.

La solicitud '613 desvela además que al menos una de las superficies 2500b, 2500c, 2100a, 2100b, y 2100c se puede deslustrar o tratar químicamente de otro modo, o trabajar físicamente de un modo tal que no tenga ninguna propiedad adhesiva. Como se muestra en la Figura 26a, la superficie superior 2100a del saliente 2100 se deslustra F con un producto químico o sustancia adecuado que previene que la lente media 2000 sea capaz de adherirse a la lente base 1000. Alternativamente, como se muestra en la Figura 26b, la superficie superior 2100a del saliente 2100 se vuelve rugosa o moleteada para tener una superficie moleteada K.

Las Figuras 27A-D ilustra otro aspecto que se desvela en la solicitud '613, que muestra que el conjunto óptico puede incluir elementos ópticos adicionales en los que la lente superior 3000, la lente media 2000, y cualquier lente adicional 4000 se proporcionaría en una disposición apilada en un conjunto óptico. Se puede incluir cualquier número de lentes adicionales de un modo tal que haya cuatro, cinco, seis, ... doce lentes provistas en una disposición apilada en el conjunto óptico. Además, el orden en el que se disponen las lentes 2000, 3000 y 4000 en el conjunto óptico se puede ajustar o alterar. Como se muestra la Figura 27B, la lente superior 3000 y la lente media 2000 se pueden intercambiar de un modo tal que la lente adicional 4000 esté provista entre la lente base 1000 y la lente superior 3000. Además, como se muestra la Figura 27C, la lente adicional 4000 se puede situar más alejada de la lente base 1000.

La solicitud '613 desvela además que se puede situar un espacio entre las lentes. Por referencia a la Figura 27D, uno cualquiera de los numerales de referencia, por ejemplo 4000, 5000, 6000 y 7000, podría representar o ilustrar un espacio o separación entre lentes vecinas. Además, se puede definir una cámara entre las lentes vecinas, en la que la cámara mantendría o contendría un líquido, o un material semisólido, o gelatinoso, que tenga propiedades farmacológicas y/o ópticas.

En otra realización de la solicitud '613, que se ilustra la Figura 28, la lente media 2000 y la lente superior 3000 se combinan para formar una lente 8000 integrada individual que se acopla a la lente base 1000 para formar el conjunto óptico. Por ejemplo, como se describe en la solicitud '613, una superficie inferior de la lente 8000, es decir, la mitad de la lente 8000b más cercana a la lente base 1000, puede ser o definir una superficie no tórica, mientras que una parte superior de la lente 8000a más alejada de la lente base 1000, puede ser o definir una superficie tórica. Las propiedades ópticas de las secciones de las lentes 8000a y 8000b se pueden formar mediante pulido o moldeado de las superficies para producir las propiedades ópticas tóricas, no tóricas, multifocales, etc. El cirujano personaliza además la lente 8000 mediante su orientación quirúrgica en el ojo, que se determina por parte del cirujano en el momento de la cirugía primaria. Alternativamente, el cirujano puede usar un conjunto 2000, 3000, 4000, 5000, 6000, 7000 de lente delantero completamente personalizado, donde la orientación se ajusta mediante el fabricante como se especifica por parte del cirujano (fabricación completamente personalizada).

Sin embargo, sigue existiendo la necesidad en la técnica de un conjunto de lente intraocular que proporcione un diseño más sencillo, un procedimiento alternativo de orientación de las lentes, un procedimiento de suministro de compuestos farmacológicos, un diseño que permita incisiones más pequeñas y componentes que sean más fáciles de reemplazar.

El documento de Patente WO-A-2008/094518 desvela una lente base de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

Sumario de la invención

Cuando se use en lo sucesivo la palabra invención y/o se presenten características como opcionales, se ha de interpretar de un modo tal que se busque la protección para la invención que se reivindica. Es un aspecto de la presente invención proporcionar un sistema de lente intraocular de múltiples componentes con componentes que son retirables y reemplazables después de su colocación en el ojo.

Un aspecto adicional de la presente invención es proporcionar un sistema de lente intraocular de múltiples componentes con una lente delantera individual molida para formar presillas que establecen una orientación de la lente delantera individual. Las presillas establecen la orientación sin la necesidad de un conjunto óptico de dos lentes.

Un aspecto adicional de la presente divulgación es proporcionar un procedimiento de implante de un sistema de lente intraocular de múltiples componentes, incluyendo procedimiento una etapa de fusionar una brida a una lente base y una etapa de acoplar un conjunto óptico o una lente delantera a la lente base a través de una apertura definida en la brida.

Además, la presente invención incluye una característica en la que se fabrican partes no ópticas del sistema de lente intraocular de un material que es capaz de liberar un agente farmacológico. Por ejemplo, al menos un háptico de la lente base se puede fabricar del material que es capaz de liberar un agente farmacológico al ojo.

Además, para permitir una incisión más pequeña, la potencia correctora necesaria para corregir la vista de un paciente se puede dividir entre lentes adicionales del conjunto óptico y la lente base. Además, si solo se acopla una lente delantera individual a la lente base, la potencia se puede dividir entre la lente delantera y la lente base. Mediante la reducción de la potencia de la lente base, la lente base es más pequeña, requiriendo de ese modo una incisión más pequeña para el implante del sistema de lente intraocular.

Además, la presente invención incluye una característica en la que la lente base tiene un diámetro diferente del diámetro de la lente delantera o el conjunto óptico. Como tal, es más probable que la cápsula del ojo "envuelva en celofán" la lente base y menos probable que "envuelva en celofán" la lente delantera o el conjunto óptico. Por ejemplo, la lente o el conjunto óptico delantero pueden tener un diámetro mayor que la lente base. Además, la lente o el conjunto óptico delantero pueden tener bordes redondeados y la lente base puede tener bordes afilados para estimular la envoltura de celofán de la lente base y no estimular la envoltura de celofán de la lente o el conjunto óptico delantero.

Además, los aspectos de la presente invención proporcionan una lente base para suministrar agentes farmacológicos sin incluir una parte óptica. Un aspecto de la presente invención también proporciona un aparato para restituir el nivel de agentes farmacológicos en la lente base.

En un aspecto de la presente invención, un conjunto de lente intraocular tiene una serie de orificios de orientación que sirven para la función doble de proporcionar una orientación relativa de las lentes así como proporcionar una ruta de acceso a la lente base.

En otro aspecto, una lente base tiene una estructura más sencilla y más fácil de fabricar mientras se mantienen las bridas para acoplar un conjunto de lente delantero.

Breve descripción de las figuras

En las figuras:

- la Figura 1 es una vista en planta de los componentes de lente base, media, y superior de una lente rígida intraocular de múltiples componentes conocido en la actualidad;
- 5 la Figura 2 es una vista lateral en despiece de las lentes base, superior y media montadas de la lente intraocular de múltiples componentes conocida en la actualidad que se muestra la Figura 1;
- las Figuras 3A-3B son vistas en despiece de una lente intraocular compuesta de dos componentes conocida en la actualidad;
- las Figuras 4A-4B son las vistas superior y lateral, respectivamente, de un tipo de componente de lente superior de lente intraocular compuesta;
- 10 las Figuras 5A-5B son las vistas superior y lateral, respectivamente, de un tipo de componente de lente superior de lente intraocular compuesta;
- la Figura 6 es una vista lateral de una lente intraocular compuesta implantada en el surco ciliar del ojo humano;
- la Figura 7 es una vista lateral de otra lente intraocular compuesta implantada en el ojo humano usando el ángulo de la cámara anterior como soporte;
- 15 la Figura 8 es una vista lateral de una lente intraocular compuesta montada en el surco implantada en un ojo humano con una lente intraocular convencional de componente individual implantada previamente montada en la bolsa capsular;
- la Figura 9 es una vista lateral de una lente intraocular compuesta montada en la cámara anterior implantada en un ojo humano con una lente intraocular convencional de componente individual implantada previamente montada en la bolsa capsular;
- 20 la Figura 10 es una vista lateral de una lente intraocular compuesta montada en la cámara anterior sobre un soporte sujeto en la cámara posterior y está implantada en un ojo humano con una lente intraocular convencional de componente individual implantada previamente montada en la bolsa capsular;
- la Figura 11 es una vista lateral de una lente intraocular compuesta fijada en el iris en la cámara interior que está implantada en un ojo humano con una lente intraocular convencional de componente individual implantada previamente montada en la bolsa capsular;
- 25 la Figura 12A es una vista superior de un componente base de una lente intraocular de múltiples componentes plegable conocida en la actualidad;
- la Figura 12B es una vista lateral de una parte ampliada del componente base que se muestra en la Figura 12A;
- 30 la Figura 13 es una vista superior de un componente base de otra lente intraocular de múltiples componentes plegable conocida en la actualidad;
- las Figuras 14A y 14B son una vista superior en despiece y una vista lateral en despiece, respectivamente, de un componente reemplazable de lente media de una lente intraocular de múltiples componentes plegable conocida en la actualidad;
- 35 la Figura 15 es una vista superior en despiece del componente de lente superior de una lente intraocular de múltiples componentes plegable conocida en la actualidad;
- la Figura 16 es una vista lateral de un conjunto óptico conocido en la actualidad en el que una lente superior está insertada en una lente media;
- 40 las Figuras 17A y 17B son una vista superior y una vista lateral en despiece, respectivamente, de un componente reemplazable de lente superior de una lente intraocular de múltiples componentes plegable conocida en la actualidad;
- la Figura 18 es una vista lateral de un conjunto óptico conocido en la actualidad en el que una lente media se acopla a una lente superior;
- 45 la Figura 19 es una vista en despiece de un conjunto óptico conocido en la actualidad;
- la Figura 20 es una vista en perspectiva del conjunto óptico que se muestra en la Figura 19 en el estado montado;
- la Figura 21 es una vista en perspectiva del conjunto óptico que se muestra en la Figura 20 montado con una lente base;
- 50 la Figura 22 es una vista en perspectiva de un conjunto óptico conocido en la actualidad en el que una lente superior y una lente media están adheridas entre sí sin el uso de un adhesivo proporcionado entre las mismas de acuerdo con una realización de la presente invención;
- la Figura 23 es una vista lateral del conjunto óptico que se muestra en la Figura 22, que ilustra una región en la que la lente media se acopla a la lente superior;
- 55 la Figura 24 es una vista en perspectiva del conjunto óptico que se muestra en la Figura 22 montado con una lente base;
- la Figura 25 es una vista lateral en despiece de una lente superior conocida en la actualidad que ilustra las regiones que se pueden tratar para tener propiedades no adhesivas;
- las Figuras 26A y 26B son diagramas esquemáticos que ilustran ejemplos de la forma en la que se pueden tratar las regiones que se ilustran en la Figura 25;
- 60 las Figuras 27A-27D son diagramas esquemáticos que ilustran diversas formas conocidas en la actualidad en las que se pueden disponer las lentes del conjunto óptico; y
- la Figura 28 es un diagrama esquemático de una realización conocida en la actualidad en la que la lente media y la lente superior están integradas en una lente individual que se sitúa en la lente base;
- 65 la Figura 29a es una vista superior de un conjunto que tiene un orificio de orientación de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

la Figura 29b es una vista lateral del conjunto de la Figura 29a, en el que una lente superior está insertada en una lente media;

la Figura 30a es una vista superior de una lente delantera sin moler de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

5 la Figura 30b es una vista lateral de la lente delantera de la Figura 30a después de molienda de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

la Figura 31 es una vista en perspectiva de una lente base de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

la Figura 32a es una vista lateral de una lente intraocular implantada en un surco ciliar del ojo humano, en la que una lente base incluye un elemento de comunicación;

10 la Figura 32b es una vista lateral de una lente intraocular implantada en un ojo humano usando el ángulo de la cámara anterior como soporte, en la que una lente base incluye un elemento de comunicación;

la Figura 33a es una vista en perspectiva de una brida de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

la Figura 33b es una vista frontal de una brida alternativa de acuerdo con otro aspecto de la presente invención;

15 la Figura 33c es una vista frontal de una segunda brida alternativa de acuerdo con otro aspecto de la presente invención;

la Figura 34 es una vista en perspectiva de una lente base alternativa que incluye bridas;

la Figura 35a es una vista lateral de una lente superior y una lente base que tienen diferentes diámetros de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

20 la Figura 35b es una vista lateral de una lente superior que tiene bordes redondeados y una lente base que tiene bordes afilados o angulares de acuerdo con un aspecto de la presente invención; y

la Figura 35c es una vista lateral de una lente superior que tiene bordes redondeados y un diámetro diferente que una lente base que tiene bordes afilados o angulares de acuerdo con un aspecto de la presente invención.

Descripción detallada de las realizaciones preferentes

25 Como se ha discutido anteriormente, y se muestra la Figura 5A, en el conjunto de lente intraocular de la técnica anterior del solicitante, se pueden proporcionar marcas de orientación de eje para ayudar a la ubicación y la orientación de una lente superior de una MC-IOL. En un aspecto de la presente invención, en lugar de proporcionar marcas de orientación de eje, la MC-IOL se proporciona con una perforación 850 de acceso. Como se muestra en la Figura 29a, la perforación 850 de acceso se puede proporcionar en puntos opuestos a lo largo del collar 225' para indicar una orientación axial. La indicación de la orientación axial de la perforación 850 de acceso sirve básicamente para la misma función que las marcas de orientación que se han descrito anteriormente. Sin embargo, como se muestra en la Figura 29b, a diferencia de las marcas de orientación, la perforación 850 de acceso se extiende desde el collar 225" a través de una parte radial exterior de una lente superior 300" y una lente media 200", y a través de una parte inferior de la lente superior 300" y la lente media 200". Por lo tanto, la perforación 850 de acceso sirve para la función adicional de proporcionar una ruta de acceso a una región colindante definida entre la lente media 200" y una lente base (no se muestra). En un aspecto de la presente invención, la perforación 850 de acceso se dimensiona para alojar una aguja que se puede usar como parte de un procedimiento quirúrgico.

40 Como se ha discutido anteriormente, y se muestra en las Figuras 14-15, en el conjunto de lente intraocular de la técnica anterior del solicitante, la lente media 200 puede permitir ajustes esféricos o multifocales, mientras que la lente superior porta la corrección astigmática. El fabricante de las lentes monta la lente media 200 y la lente superior 300 en una orientación de eje predeterminada para corregir el astigmatismo (cirugía de mejora), o bien el cirujano orienta el conjunto 200, 300 de lente delantero montado en el interior del ojo una vez se une a la lente base (cirugía primaria).

45 Sin embargo, como se ha discutido anteriormente, existen casos en los que la lente media y la lente superior se combinan en una lente integrada individual que se acopla a la lente base. Como se ha descrito anteriormente, una parte de la superficie inferior de la lente individual puede ser o definir una superficie no tórica o esférica y/o multifocal, mientras que una parte de la superficie superior de la lente individual puede ser o definir una superficie tórica o no esférica, y/o multifocal, y/o esférica. También está dentro del ámbito de la invención que las propiedades ópticas de las superficies se puedan invertir, por ejemplo, que la superficie inferior sea tórica y la superficie superior sea no tórica. La Figura 30a muestra un aspecto de la presente invención, en el que una lente delantera individual 20000 incluye una parte 20250 de la lente superior y una parte de la lente inferior opuesta a la parte de la lente superior. En la lente delantera individual 20000 de la presente invención, la parte 20250 de la lente superior y la parte 20200 de la lente inferior son dos partes de una lente individual. Debido a que las partes están fijadas una con respecto a la otra, se puede establecer una orientación axial mediante la rotación del conjunto de lente completo o mediante las presillas 20100 molidas por el fabricante en una orientación predeterminada.

55 A diferencia del conjunto de lente que se describe en la solicitud '875, en la presente invención, cuando las partes de las lentes superior e inferior están fijadas una con respecto a la otra, la orientación de la lente delantera individual 20000 se puede establecer por parte del fabricante, de acuerdo con las especificaciones del cirujano. Antes de que el fabricante establezca la orientación, la lente delantera 20000 comienza como una lente circular, que tiene una parte 20250 de lente superior, como se muestra en la Figura 29a, y una parte de la lente inferior que se opone a la parte 20250 de la lente superior. Como se muestra la Figura 30b, el fabricante corta o mueve a continuación la lente delantera 20000 para retirar una parte del material de lente, creando de ese modo bridas o presillas 20100 situadas en ubicaciones particulares que corresponden a una orientación axial predeterminada de la lente delantera 20000.

Las presillas 20100 se extienden radialmente hacia fuera de la lente delantera 20000. Como se muestra en la Figura 30b, cuando se forman de esta manera, las presillas 20100 se pueden extender básicamente por debajo de la parte inferior molida 20200 para permitir que la lente delantera individual se empareje con una parte de la base o para permitir que se inserten lentes adicionales entre la lente delantera individual y la lente base. Por lo tanto, mediante el

5 corte o molienda de la lente delantera individual 20000, la orientación para tratar a un paciente con astigmatismo se puede establecer en la etapa de fabricación. La lente delantera 20000 completamente fabricada se puede implantar a continuación de la forma que se ha descrito anteriormente.

En otro aspecto de la presente invención, cualquiera de los conjuntos de lente intraocular que se han descrito anteriormente pueden incluir además agentes farmacológicos útiles para tratar afecciones del ojo. Los agentes farmacológicos se pueden infundir en cualquier parte del conjunto de lente intraocular que no interfiera con la parte óptica. Por ejemplo, los agentes farmacológicos pueden ser uno cualquiera de: agentes anticancerígenos, antibióticos, esteroides, medicina para el glaucoma, agentes antiinflamatorios no esteroideos, agentes para tratar edema macular tales como ranibizumab (nombre comercial Lucentis) o bevacizumab (nombre comercial Avastin), entre otros. Se deben usar materiales particulares que sean capaces de almacenar y liberar los agentes farmacológicos, mientras que también se puedan insertar en el ojo humano. Por ejemplo, es adecuado un material de plástico transparente que libera lentamente el agente. Además, los materiales y los agentes farmacológicos se pueden elegir en base a la afección particular que se trata. Por ejemplo, puede ser deseable que el agente farmacológico se libere después de que haya transcurrido un periodo de tiempo predeterminado después de la cirugía, que se libere a una velocidad predeterminada, o que se libere de forma periódica. Además, el material se puede elegir para que permita la reposición del sistema de suministro. También está dentro del ámbito de la invención que los materiales y los agentes farmacológicos se seleccionen de un modo tal que los agentes farmacológicos se liberen durante condiciones ambientales particulares. Por ejemplo, durante la noche o el día, cuando el ojo esté seco o húmedo, cuando el ojo esté cerrado o abierto, cuando el ojo esté irritado, etc. Debido a que estos materiales son generalmente opacos, las partes ópticas de la lente, que deben ser transparentes con respecto a las partes restantes de la lente, no se fabrican generalmente a partir de un material que sea capaz de almacenar y liberar agentes farmacológicos. Por lo tanto, en una realización preferente, solo las partes no ópticas restantes están fabricadas con el material. Por ejemplo, los hápticos (13, 120, 210, 1200), las bridas (105, 1005), y/o el saliente (2100) de los conjuntos de lente intraocular que se han descrito anteriormente se pueden fabricar con el material capaz de almacenar y liberar los agentes farmacológicos. Sin embargo, está dentro del ámbito de la invención que cualquier parte no óptica de cualquiera de los conjuntos de lente intraocular que se han descrito anteriormente pueda estar compuesta por el material capaz de almacenar y liberar los agentes farmacológicos.

De forma similar, en otro aspecto, las partes no ópticas de una lente delantera pueden ser opacas para ayudar a la ubicación o manipulación de la lente delantera con respecto a la lente base. Por ejemplo, las presillas 20100 que se muestran en la Figura 30b, pueden ser opacas. Al igual que la lente base que se ha discutido anteriormente, la parte óptica de la lente delantera es transparente. Sin embargo, cuando la lente delantera completa es transparente puede ser difícil para el cirujano ubicar la parte particular de la lente delantera que se manipula o sujetar la lente para que se ubique de forma apropiada. Mediante el uso de partes opacas como guía, el cirujano podrá manipular y ubicar con mayor facilidad las lentes delanteras.

En otro aspecto de la presente invención, que se muestra en la Figura 31, un aparato 10000 de dispensación farmacológica dispensa agentes farmacológicos, en el que el aparato de dispensación no tiene ninguna parte óptica. En este aspecto, el aparato 10000 de dispensación farmacológica es similar a la lente base que se ha descrito anteriormente, siendo la diferencia que mientras que el aparato 10000 de dispensación farmacológica tiene hápticos 12000 similares a los de la lente base que se ha descrito anteriormente, existe una abertura 15000 en la que podría estar la parte óptica. Como se ilustra en la Figura 31, en un aspecto a modo de ejemplo, los hápticos 12000 en extremos opuestos de la lente base 10000 están conectados mediante un miembro 18000 de conexión. La abertura 15000 está definida por una periferia interior 16000 de los miembros 18000 de conexión, y tiene básicamente la misma forma que la parte óptica que se ha descrito anteriormente. Además, la lente base 10000 puede comprender aberturas 17000 adicionales definidas en cada uno de los hápticos 12000. Al no tener ninguna parte óptica, el aparato de dispensación farmacológica se puede dedicar solamente para dispensar agentes farmacológicos sin interferir en la óptica del ojo. Por lo tanto, el aparato 10000 de dispensación farmacológica del ojo puede ser útil para pacientes que no necesitan corregir la vista, sino que tienen otras afecciones oculares que requieren tratamiento farmacológico. El aparato de dispensación farmacológica se puede formar del mismo material y comprender los mismos agentes farmacológicos que se han enumerado anteriormente.

En otro aspecto de la presente invención, cualquiera de las lentes base que se describen en la presente solicitud puede comprender además un elemento 950 de comunicación a través del cual se pueden suministrar los agentes farmacológicos descritos anteriormente para reponer la lente base una vez que se haya agotado el agente farmacológico. Como se muestra en las Figuras 32a y 32b, el elemento 950 de comunicación tiene un lumen, un primer extremo que está en comunicación con una lente base y un segundo extremo que se comunica con un espacio fuera de la pared gruesa del ojo (esclerótica), pero cubierto por la capa exterior delgada del ojo (conjuntiva). El elemento 950 de comunicación se extiende desde la lente base y a través de la pared gruesa del ojo. Con esta disposición estructural, cuando la lente base necesita reponerse con agente farmacológico, un cirujano solo necesita insertar una aguja a través del elemento 950 de comunicación e inyectar el agente farmacológico en la lente base a través del elemento 950 de comunicación. De ese modo, se puede suministrar un suministro adicional de agentes

farmacológicos sin que el paciente tenga que aguantar una cirugía invasiva adicional para reemplazar la lente base.

5 Como se muestran las Figuras 32a y 32b, está dentro del ámbito de la invención que la lente base y el elemento 950 de comunicación se proporcionen en una posición anterior o posterior. La Figura 32a muestra la lente base situada en una posición posterior en el surco. La Figura 32b muestra la lente base situada en una posición anterior en la cámara anterior. En ambos casos, el elemento 950 de comunicación se extiende a través de la pared del ojo. Además, aunque se muestra que el elemento 950 de comunicación es un canal básicamente tubular, el elemento 950 de comunicación puede ser de cualquier forma o extenderse en cualquier ángulo adecuado para permitir que el cirujano use el elemento 950 de comunicación para suministrar agentes farmacológicos adicionales a la lente base. Aunque el aspecto que se ilustra en las Figuras 32a y 32b solo muestra una lente base, está dentro del ámbito de la invención que la lente base pueda alojar uno cualquiera de los conjuntos de lente delanteros que se han descrito anteriormente.

10 Como se ha descrito anteriormente, los conjuntos de lente intraocular conocidos pueden incluir una lente delantera (20, 200, 200', 200", 2000) y una lente superior (30, 300, 300', 300", 3000) que forman un conjunto de lente delantero, o simplemente una lente delantera individual (20000), que se empareja con una lente base (10, 100, 100", 1000). En general, en los conjuntos de lente intraocular conocidos, la lente base contiene la mayoría de la potencia óptica, mientras que el conjunto de lente delantera/lente óptica sirve para la función de ajuste fino de la potencia óptica. Sin embargo, en un aspecto preferente de la presente invención, la potencia óptica de la lente base se divide entre la lente base y el conjunto de lente delantera/lente óptica. En un aspecto preferente, la potencia se divide de forma uniforme entre el conjunto de lente delantera/lente óptica y la lente base. El grado de potencia de una lente correlaciona directamente con el espesor de la lente. Al dividir la potencia de forma uniforme entre las lentes, la lente base será más delgada con respecto a la lente base de los sistemas de lente intraocular que se han descrito anteriormente. Debido a que el tamaño de la lente base es más delgado, la incisión requerida para implantar la MC-IOL en el ojo puede ser más pequeña que la incisión requerida para implantar las MC-IOL conocidas. Al dividir la potencia entre el conjunto de lente delantero y la lente base, disminuyendo de ese modo el tamaño de la lente base, se puede usar una incisión más pequeña, lo que da como resultado una cirugía menos invasiva y una recuperación más rápida para el paciente. Además, está dentro del alcance de la invención que si se usan lentes múltiples, como se ha descrito anteriormente y se muestra en las Figuras 27A-27D, la potencia se puede dividir entre algunas o la totalidad de las lentes adicionales. Sin embargo, debido a que el tamaño de incisión está limitado por otros factores, tales como el tamaño de los instrumentos, por ejemplo, es preferente que la potencia se divida entre dos lentes.

15 Como se ha descrito anteriormente, el conjunto de lente intraocular de las Figuras 12A, 12B, 21 y 24 incluye las bridas 105, 1005. Las bridas permiten que los salientes o los hápticos 210, 2100 se emparejen con las correspondientes ranuras 110, 1110. En las realizaciones desveladas, la lente base 100, 1000 incluye las bridas 105, 1005.

20 Como se muestra la Figura 33a, en un aspecto preferente de la presente invención, las bridas 10005 son piezas separadas capaces de acoplarse mediante conjunto a cualquier lente base. El procedimiento de unión de las bridas 10005 a la lente base se puede conseguir mediante cualquier medio conocido en la técnica pertinente. Por ejemplo, las bridas se pueden unir por adición de un elemento de fijación tal como un adhesivo médico a la superficie de emparejamiento inferior de las bridas o a la superficie de emparejamiento superior de la lente base, mediante el uso de materiales de lente que tengan propiedades adhesivas, mediante la fusión de materiales conjuntamente o por medios mecánicos tales como una disposición de emparejamiento de varilla pasadora/orificio, o cualquier equivalente de los mismos. Las bridas 10005 pueden estar unidas a cualquier lente base. En un aspecto, las bridas 10005 pueden estar unidas a una lente base de acomodación. Una lente base de acomodación es una lente que mimetiza la cualidad de cambio de potencia natural del ojo humano natural. Un ejemplo de una lente base de acomodación se describe en el documento de Patente de Estados Unidos n.º 7.601.169. Por ejemplo, mediante la unión de las bridas 10005 a una lente base de acomodación, cualquiera de los conjuntos de lente óptica que se han descrito anteriormente se puede emparejar a continuación con la lente base ya implantada. Una vez que las bridas 10005 se han retroadaptado a la lente base, las bridas 10005 sobresaldrán en la parte delantera de la cápsula. De ese modo, las lentes base existentes se pueden retroadaptar de un modo tal que los conjuntos de lente delanteros que se han descrito anteriormente se puedan unir a las mismas.

25 La Figura 33b ilustra una brida 10010 alternativa que también es capaz de acoplarse mediante conjunto a cualquier lente base. La brida 10010 es similar a la brida 10005 que se ilustra en la Figura 33a, con la diferencia de que la brida 10010 incluye un brazo 10014 de soporte. Como se muestra la Figura 33b, el brazo 10014 de soporte se extiende entre dos brazos verticales 10012. El brazo 10014 de soporte está conectado a cada uno de los brazos verticales 10012 en la parte inferior de los brazos verticales 10012. Por lo tanto, cuando se monta la brida 10010 a una lente base, una superficie inferior del brazo 10014 de soporte se fijará a la lente base en lugar de fijarse directamente los brazos verticales 10012 a la lente base. De forma similar, la Figura 33c ilustra una segunda brida 10020 alternativa, que también incluye un brazo 10024 de soporte. Sin embargo, como se muestra en la Figura 33c, el brazo 10024 de soporte incluye además una parte escalonada 10026. La parte escalonada 10026 es un miembro de soporte integral con, pero que tiene una longitud mayor que, las partes restantes del brazo 10024 de soporte. Al igual que el aspecto de la Figura 33b, el brazo 10024 de soporte puede estar montado en una lente base. El espesor adicional y la parte escalonada 10026 de la brida 10020 proporcionan un soporte añadido para el acoplamiento de una lente delantera con la lente base.

De forma similar, en otro aspecto de la presente invención, las bridas 10005, 10010, 10020 se pueden proporcionar en los hápticos en una lente base 10000'. Como se muestra en la Figura 34, la lente base 10000' incluye una estructura alternativa en comparación con las lentes base que se han descrito anteriormente. Al igual que con las lentes base que se han descrito anteriormente, la lente base 10000' incluye hápticos 12000' que se extienden desde la parte óptica 12300'. Los hápticos 12000' de la lente base 10000' son diferentes de los hápticos que se muestran en las lentes base que se han divulgado anteriormente. Por ejemplo, en comparación con la lente base que se muestra en la Figura 21, los hápticos en la lente base 10000' incluyen un primer y un segundo conjuntos de brazos 12100' de extensión, que se extienden desde el primer y el segundo hemisferios 12300' de la parte óptica. El primer y el segundo elementos 12200' de conexión unen entre sí cada brazo del primer y el segundo conjuntos de brazos de extensión. En esta disposición, como se muestra en la Figura 34, los dos conjuntos de brazos de extensión se extienden alejándose entre sí básicamente en direcciones opuestas, de un modo tal que la lente base sea básicamente simétrica cuando se recorta una línea central de la parte óptica. De ese modo, la disposición de los dos conjuntos de brazos de conexión, el primer y el segundo elementos de conexión, y la parte óptica definen la primera y la segunda aberturas 12400'. Los hápticos de la lente base 10000' comprenden además un primer y un segundo conjuntos de miembros 12500' de soporte. Los miembros 12500' de soporte están conectados a una parte de los brazos 12100' de extensión y a lo largo de una periferia de la parte óptica 12300'. Los miembros de soporte 12500' soportan las bridas 10005, que están montadas sobre los mismos. Las bridas 10005 se extienden de forma ortogonal y permiten el emparejamiento de un conjunto de lente delantero con la lente base 10000' de la misma forma que se ha descrito anteriormente. La estructura de la lente base 10000' tiene una estructura más sencilla y es más fácil y más barata de fabricar que las lentes base que se han discutido anteriormente.

En los aspectos que se han descrito anteriormente, se muestra que la lente base y la lente delantera del conjunto óptico tienen básicamente la misma forma geométrica y el mismo diámetro. En un aspecto de la presente invención, como se muestra en la Figura 35a, la lente delantera individual 21000 o las lentes delantera y media de un conjunto óptico, tienen un diámetro que es diferente del diámetro de la lente base 11000. Al fabricar lentes que tienen diferentes diámetros, la "envoltura de celofán" que se ha descrito anteriormente se puede controlar adicionalmente. En particular, al fabricar los diámetros de la lente delantera 21000 o el conjunto de lente óptica mayores que el diámetro de la lente base 11000, es más probable que el efecto de "envoltura de celofán" se produzca solo en la lente base y menos probable que se produzca en la lente o el conjunto óptico delantero. El efecto de "envoltura de celofán" que solo se produce en la lente base deseable debido a lo que se ha discutido anteriormente, puede ser necesario para reemplazar la lente delantera, lo que es difícil si la lente delantera está "envuelta en celofán". Por otra parte, la lente base no se retira por lo general y, por lo tanto, es deseable que estimule el efecto de "envoltura de celofán".

En otro aspecto de la presente invención, como se muestra en la Figura 35b, el conjunto 22000 de lente delantera/lente óptica puede tener bordes redondeados 22200 mientras que la lente base 12000 puede tener bordes afilados o angulares 11100. Los bordes redondeados se curvan hacia la superficie de la lente delantera 22000. Esta configuración se puede usar para inhibir adicionalmente el efecto de envoltura de celofán en el conjunto de lente delantero y para mejorar el efecto en la lente base. El efecto de envoltura es más probable que se produzca con bordes afilados o angulares debido a que la cápsula tiene una tendencia natural a unirse a estas formas. Por otra parte, es menos probable que la cápsula se agarre a un borde redondeado. Por lo tanto, al proporcionar bordes redondeados en el conjunto de lente delantera/lente óptica y bordes afilados o angulares en la lente base, el efecto de "envoltura de celofán" se puede controlar adicionalmente. En el aspecto que se muestra en la Figura 35b, el borde afilado 11100 es un borde vertical básicamente recto. Sin embargo, está dentro del alcance de la invención que se pueda usar cualquier grado de afilado adecuado para estimular la "envoltura de celofán". Está dentro del ámbito de la invención que los diferentes diámetros que se han descrito anteriormente se puedan combinar con los bordes para inhibir adicionalmente la envoltura del conjunto de lente delantero mientras se estimula la envoltura de la lente base, como se muestra en la Figura 35c. Por ejemplo, la lente delantera 23000 puede tener bordes redondeados 23300 y puede ser mayor en diámetro, mientras que la lente base 13000 tiene bordes afilados o angulares 13100 y un diámetro menor.

Como tal, la presente invención puede proporcionar un implante de lente intraocular relativamente sencillo, fácil de fabricar y fácil de insertar que proporciona al paciente un conjunto óptico personalizado configurado para abordar las necesidades particulares de la vista del paciente.

Aunque la presente invención se ha descrito junto con lo que se consideran aspectos específicos, es evidente que se pueden realizar diversos cambios y modificaciones, y sustituirse los equivalentes por elementos de los mismos sin apartarse del ámbito de la invención. Además, se pueden realizar numerosas modificaciones para adaptar una situación o material particular a las enseñanzas de la invención sin apartarse del ámbito de la misma. Por lo tanto, se pretende que la presente invención no se limite a los aspectos particulares que se desvelan en el presente documento, sino que incluya todas las realizaciones dentro del ámbito de la divulgación.

REIVINDICACIONES

1. Lente base (10000') implantable en un sistema óptico de un ojo humano, que comprende:
 - una parte óptica (12300') que define un plano horizontal;
 - una pareja de hápticos que se extienden desde la parte óptica en direcciones básicamente opuestas, en la que cada háptico de la pareja comprende un primer brazo (12100') y un segundo brazo (12100') que se extienden desde la parte óptica y un elemento (12200') de conexión que une el primer brazo al segundo brazo de un modo tal que defina una abertura (12400') entre el primer brazo, el segundo brazo, la parte óptica y el elemento de conexión, en la que cada háptico de la pareja comprende un primer brazo (12500') de soporte conectado al primer brazo (12100') y que se extiende desde la parte óptica a la abertura (12400') y un segundo brazo (12500') de soporte conectado al segundo brazo (12100') y que se extiende desde la parte óptica a la abertura (12400'); y una pareja de bridas (10005) proporcionadas respectivamente en la pareja de hápticos, en la que cada brida (10005) comprende un primer brazo vertical que tiene un extremo inferior conectado a un extremo libre del primer brazo (12500') de soporte del háptico correspondiente, un segundo brazo vertical que tiene un extremo inferior conectado a un extremo libre del segundo brazo (12500') de soporte del háptico correspondiente y un brazo horizontal que se extiende entre un extremo superior del primer brazo vertical y un extremo superior del segundo brazo vertical para conectar el primer y el segundo brazos verticales, **caracterizado porque** el brazo vertical cruza una parte de la abertura (12400') situada entre los extremos libres del primer y el segundo brazos (12500') de soporte.
2. Lente intraocular de múltiples componentes implantable en un sistema óptico de un ojo humano, que comprende:
 - una lente base (10000') de acuerdo con la reivindicación 1 y un conjunto óptico (2000, 3000), que tienen cada uno una parte óptica para corregir la vista y una parte restante distinta de la parte óptica, en la que la parte restante es más opaca que la parte óptica, y en la que la parte restante incluye un agente farmacológico secretado solo por la parte restante.
3. La lente intraocular de múltiples componentes de la reivindicación 2, en la que los hápticos (12100') de la lente base incluyen el agente farmacológico.
4. La lente intraocular de múltiples componentes de la reivindicación 2, en la que el conjunto óptico incluye salientes, estando compuestos los salientes (2100) del conjunto óptico por el material capaz de almacenar y liberar agentes farmacológicos.
5. Lente intraocular de múltiples componentes implantable en un sistema óptico de un ojo humano, que comprende:
 - una lente base (10000') de acuerdo con la reivindicación 1, un conjunto óptico (2000, 3000) que se acopla a la lente base en una superficie superior de la lente base, en la que el conjunto óptico comprende una parte óptica, en la que la parte óptica (12300') de la lente base y la parte óptica del conjunto óptico funcionan cooperativamente para corregir la vista.
6. La lente intraocular de múltiples componentes de la reivindicación 5, en la que el conjunto óptico (2000, 3000) comprende una pluralidad de lentes.
7. La lente intraocular de múltiples componentes de la reivindicación 5, en la que el conjunto óptico (2000, 3000) consiste en una lente individual.
8. Lente intraocular de múltiples componentes implantable en un sistema óptico de un ojo humano, que comprende:
 - una lente base (10000') de acuerdo con la reivindicación 1, y
 - un sistema óptico que se acopla a la lente base, incluyendo el conjunto óptico al menos una lente (21000, 22000, 23000), en la que la al menos una lente es geoméricamente diferente de la parte óptica (12300') de la lente base.
9. La lente intraocular de múltiples componentes de la reivindicación 8, en la que la al menos una lente (21000, 23000) tiene un diámetro diferente de la parte óptica (12300') de la lente base.
10. La lente intraocular de múltiples componentes de la reivindicación 8, en la que la al menos una lente (21000, 23000) tiene un diámetro mayor que la parte óptica (12300') de la lente base.
11. La lente intraocular de múltiples componentes de la reivindicación 8, en la que la al menos una lente (22000, 23000) tienen bordes curvados.
12. La lente intraocular de múltiples componentes de la reivindicación 8 o 10, en la que la parte óptica (12300') de la lente base tiene bordes afilados o angulares.

FIG.1
(TÉCNICA RELACIONADA)

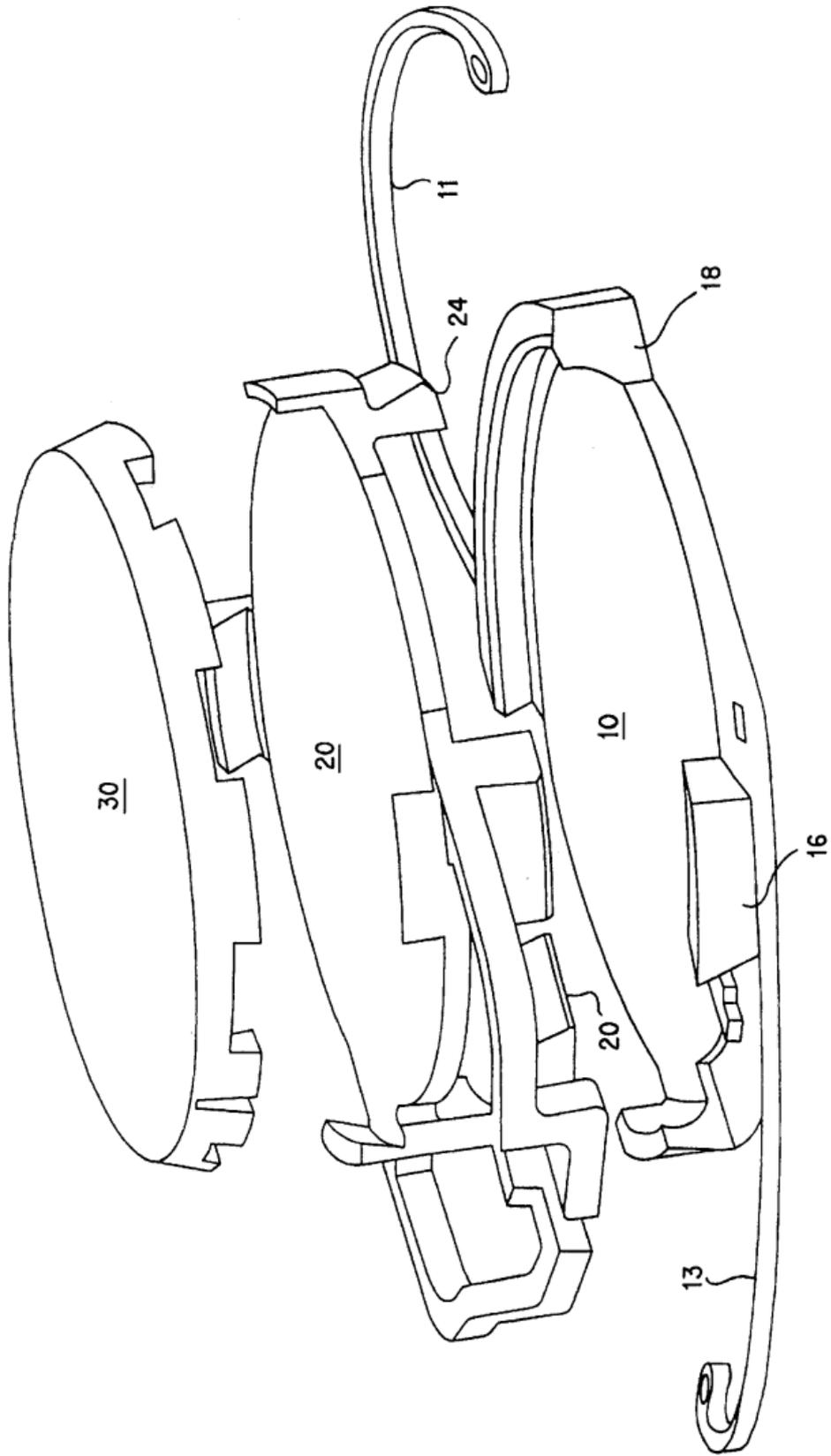


FIG.2
(TÉCNICA RELACIONADA)

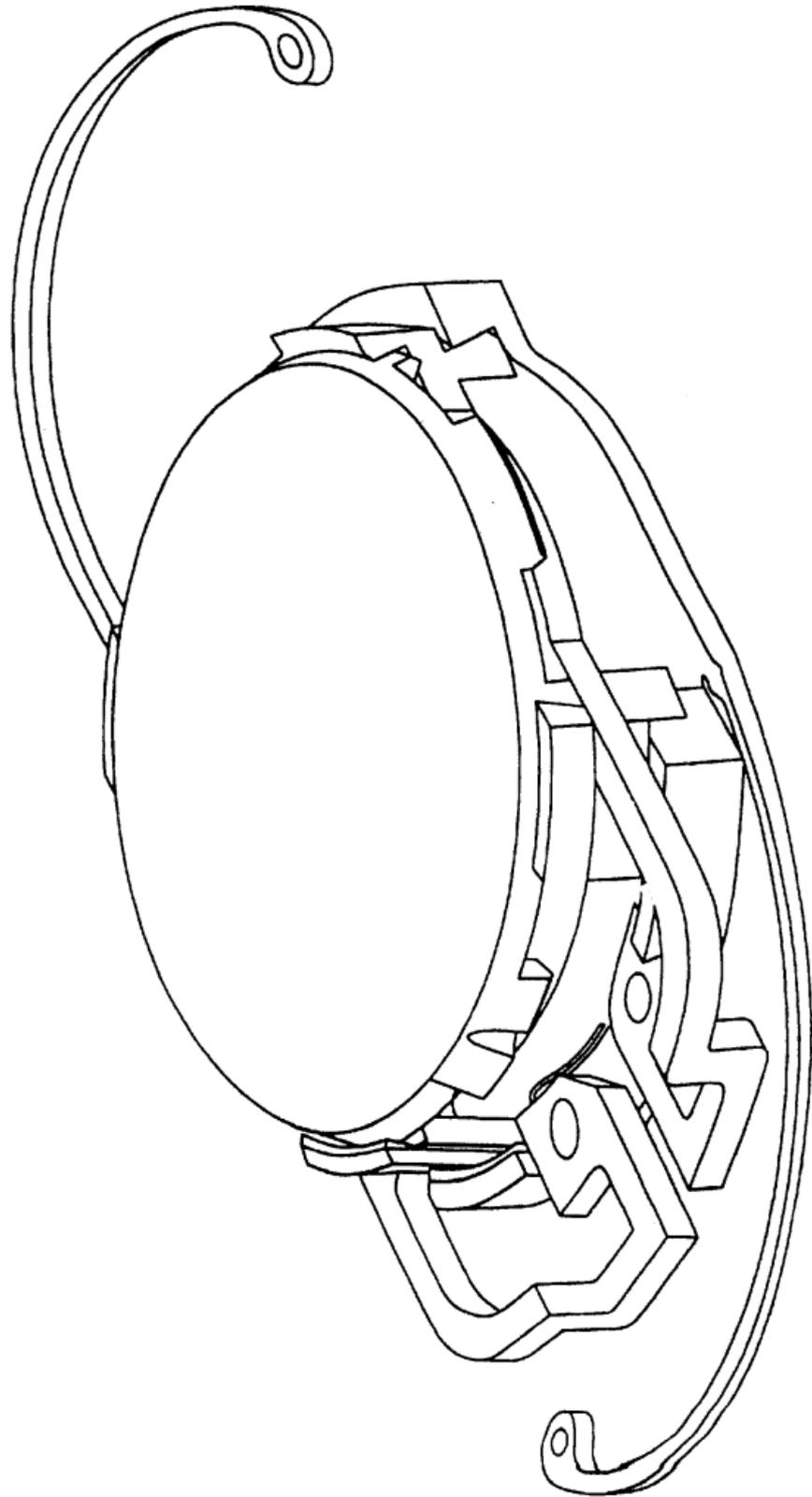


FIG.3A

(TÉCNICA RELACIONADA)

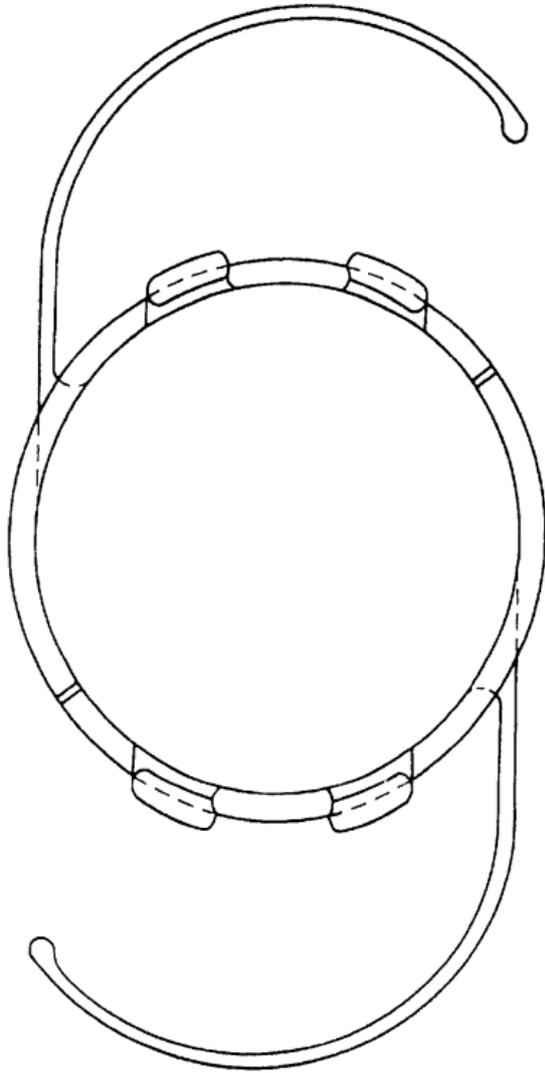


FIG.3B

(TÉCNICA RELACIONADA)

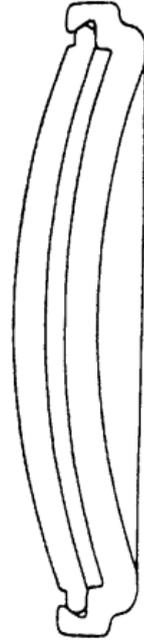


FIG.4A

(TÉCNICA RELACIONADA)

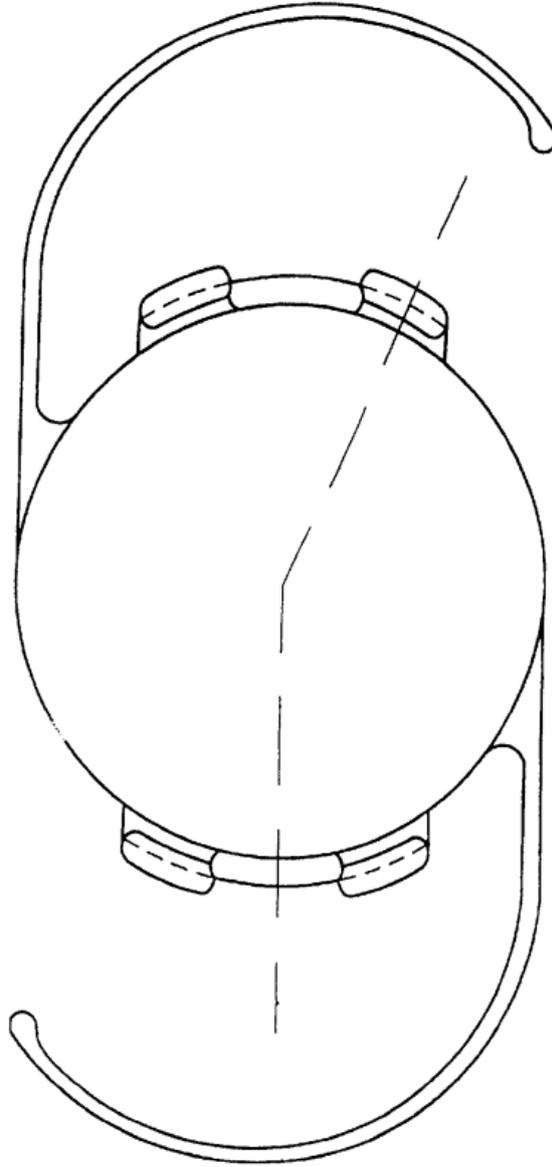


FIG.4B

(TÉCNICA RELACIONADA)

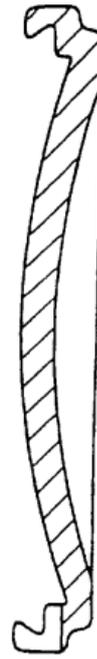


FIG.5A
(TÉCNICA RELACIONADA)

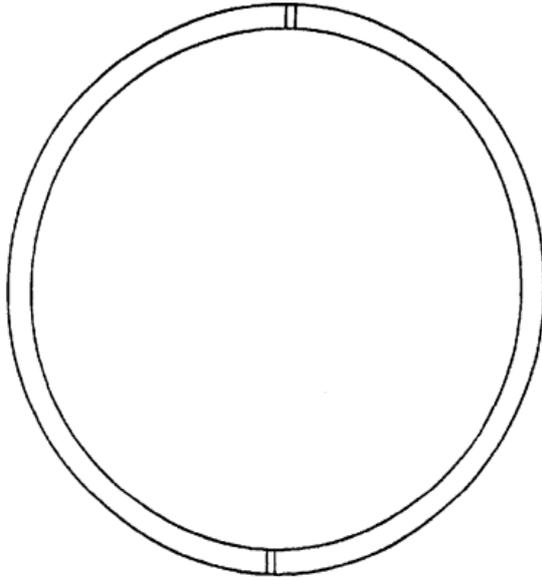


FIG.5B
(TÉCNICA RELACIONADA)



FIG.6

(TÉCNICA RELACIONADA)

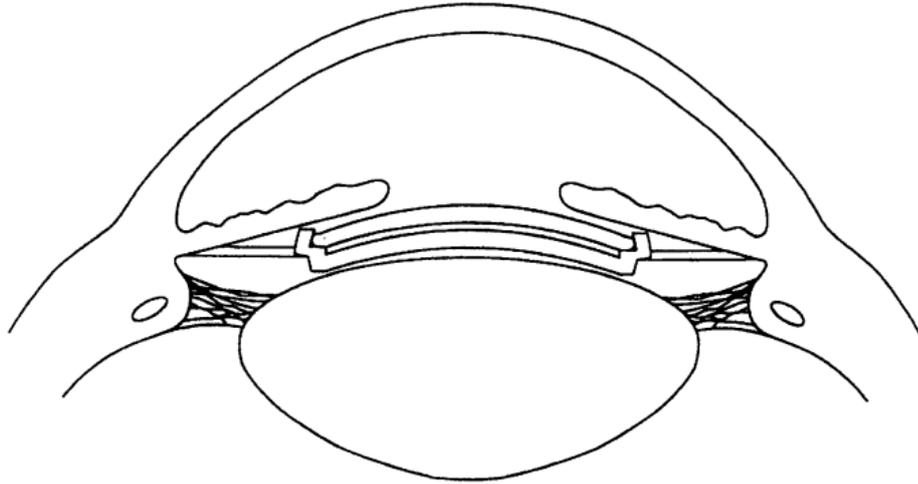


FIG.7

(TÉCNICA RELACIONADA)

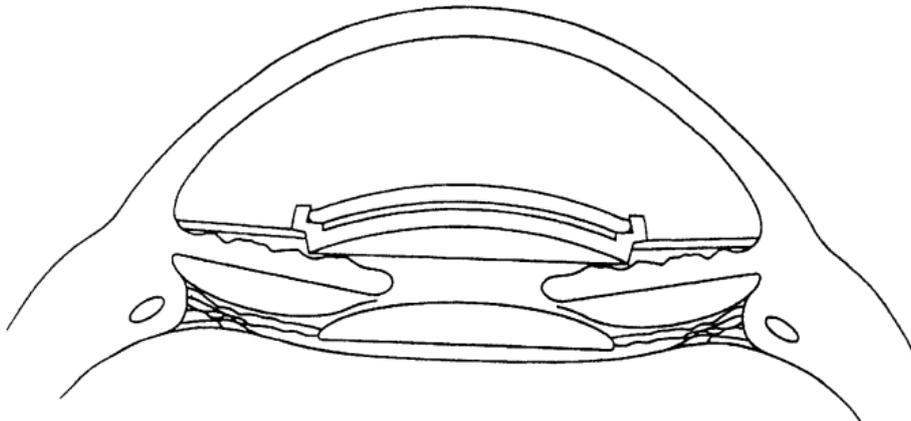


FIG.8

(TÉCNICA RELACIONADA)

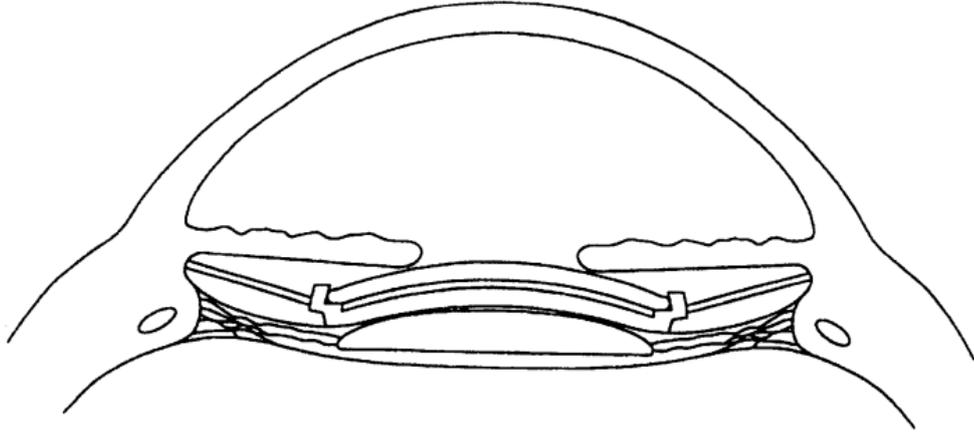


FIG.9

(TÉCNICA RELACIONADA)

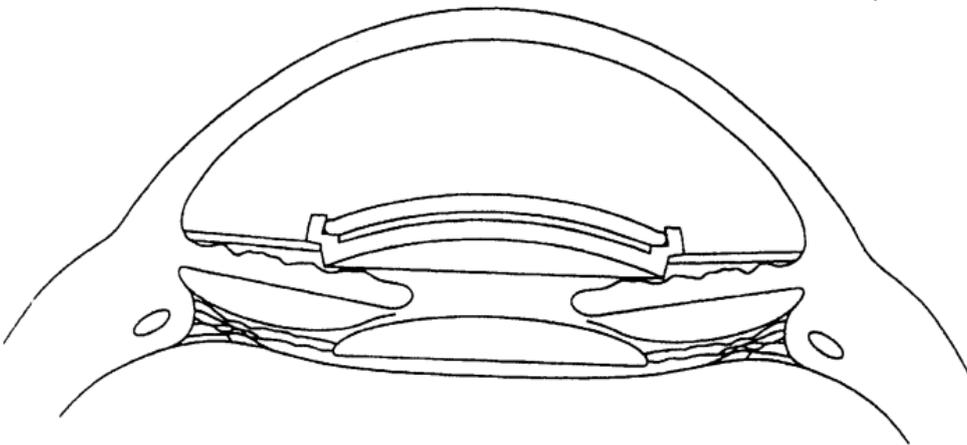


FIG.10
(TÉCNICA RELACIONADA)

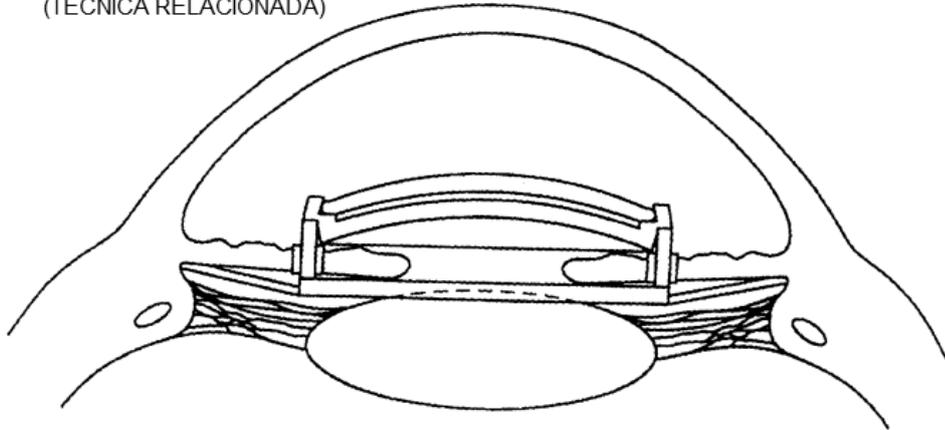
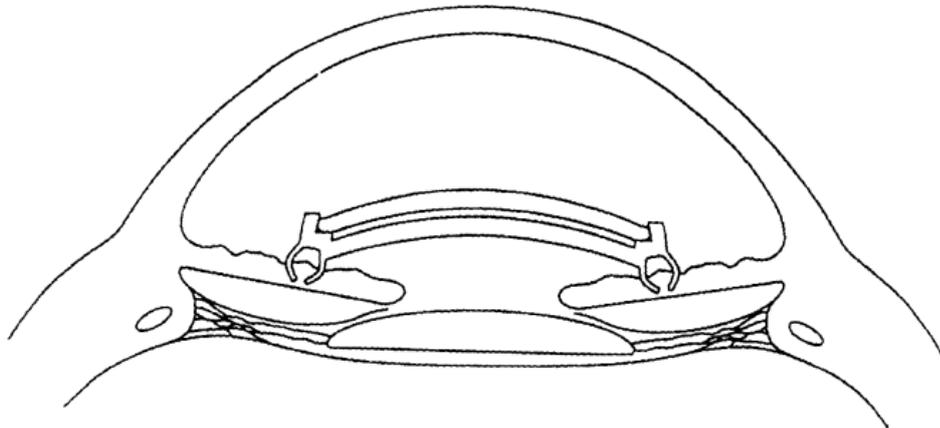


FIG.11
(TÉCNICA RELACIONADA)



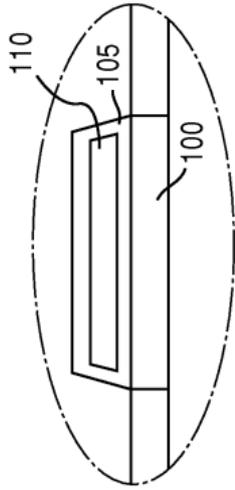


Fig.12B

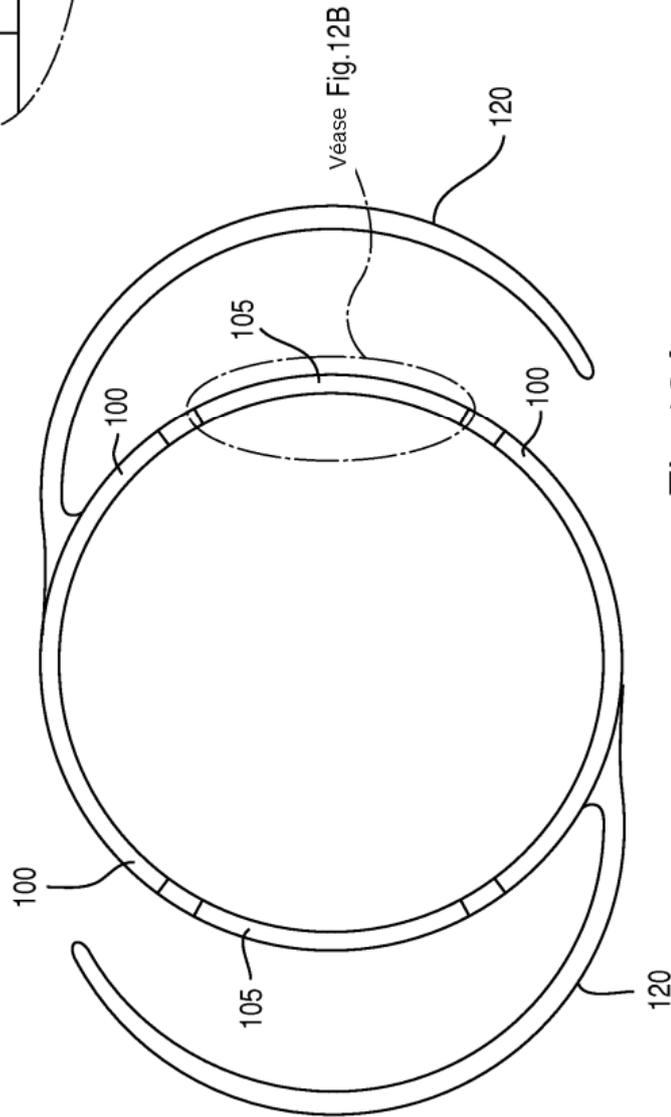


Fig.12A

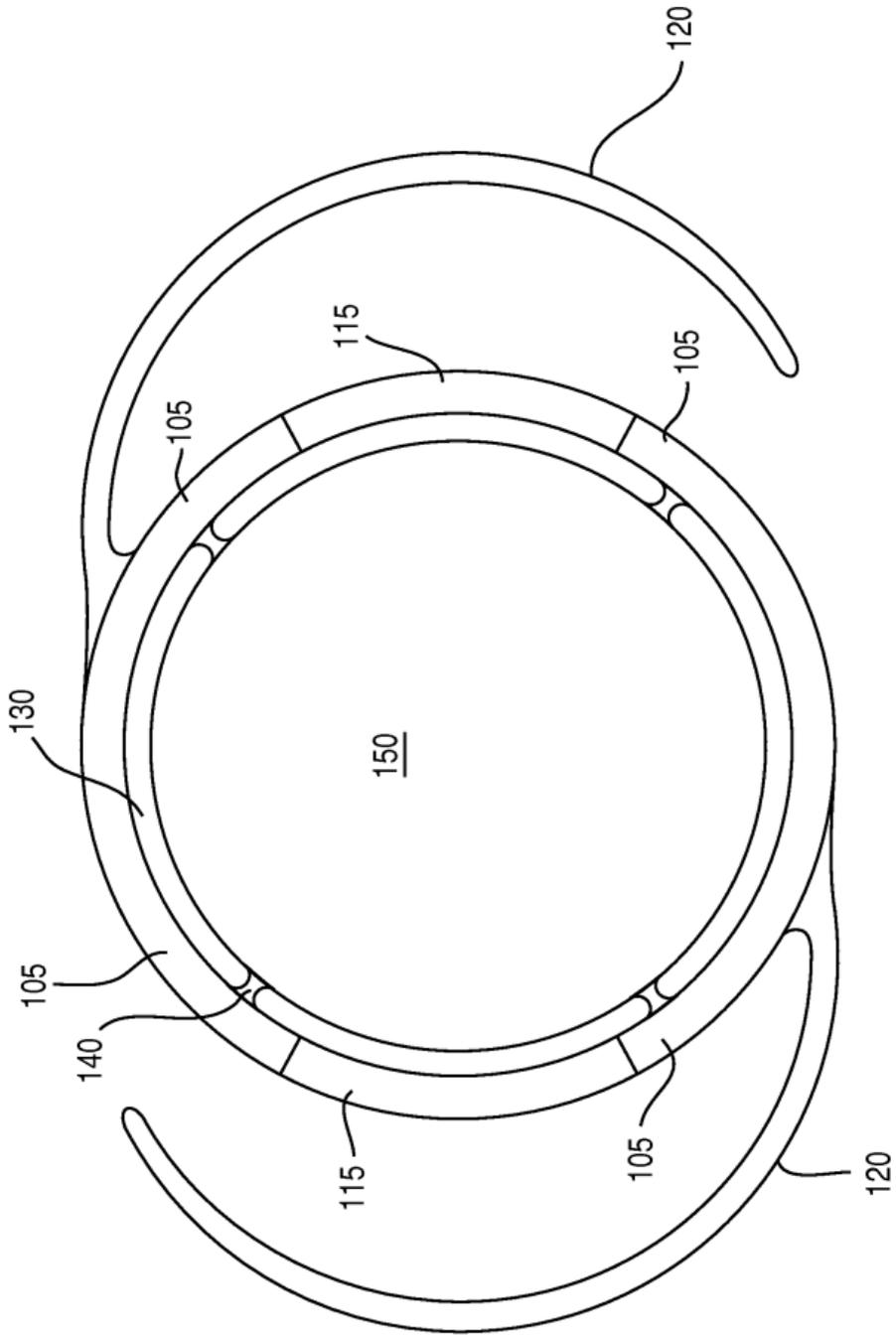


Fig.13

(TÉCNICA RELACIONADA)

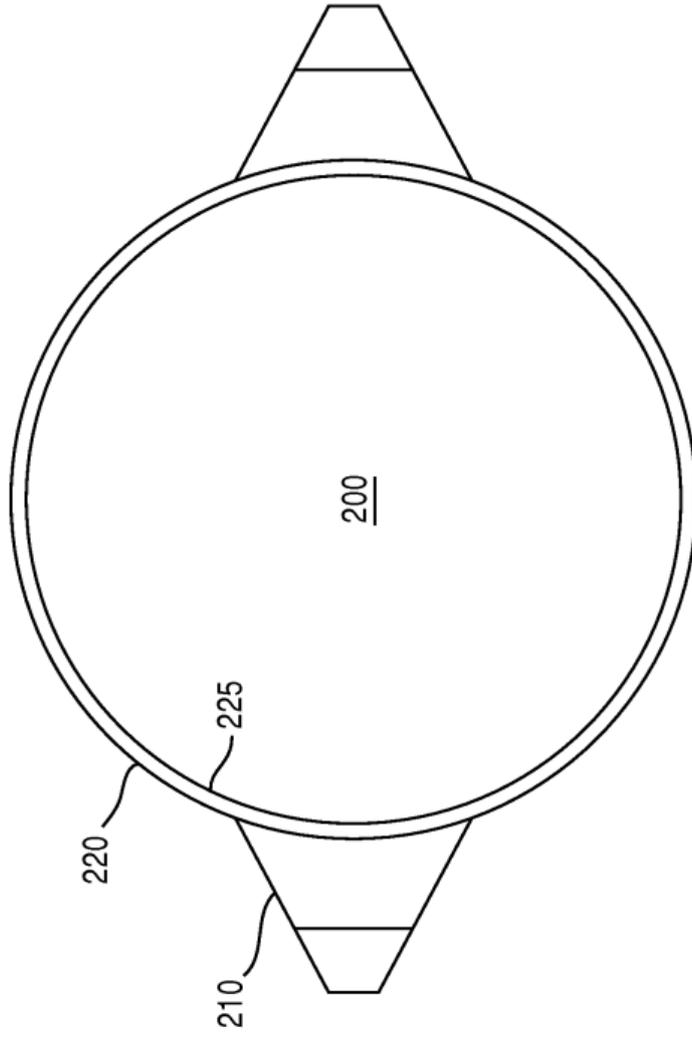


Fig. 14A
(TÉCNICA RELACIONADA)

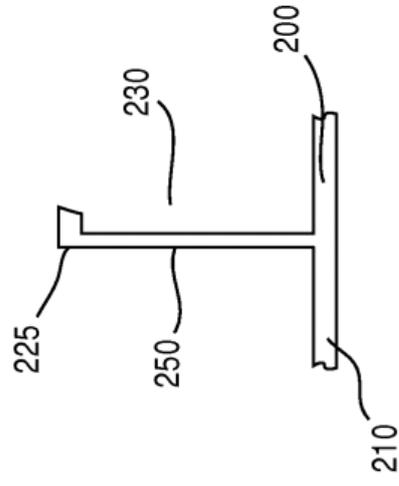


Fig. 14B
(TÉCNICA RELACIONADA)

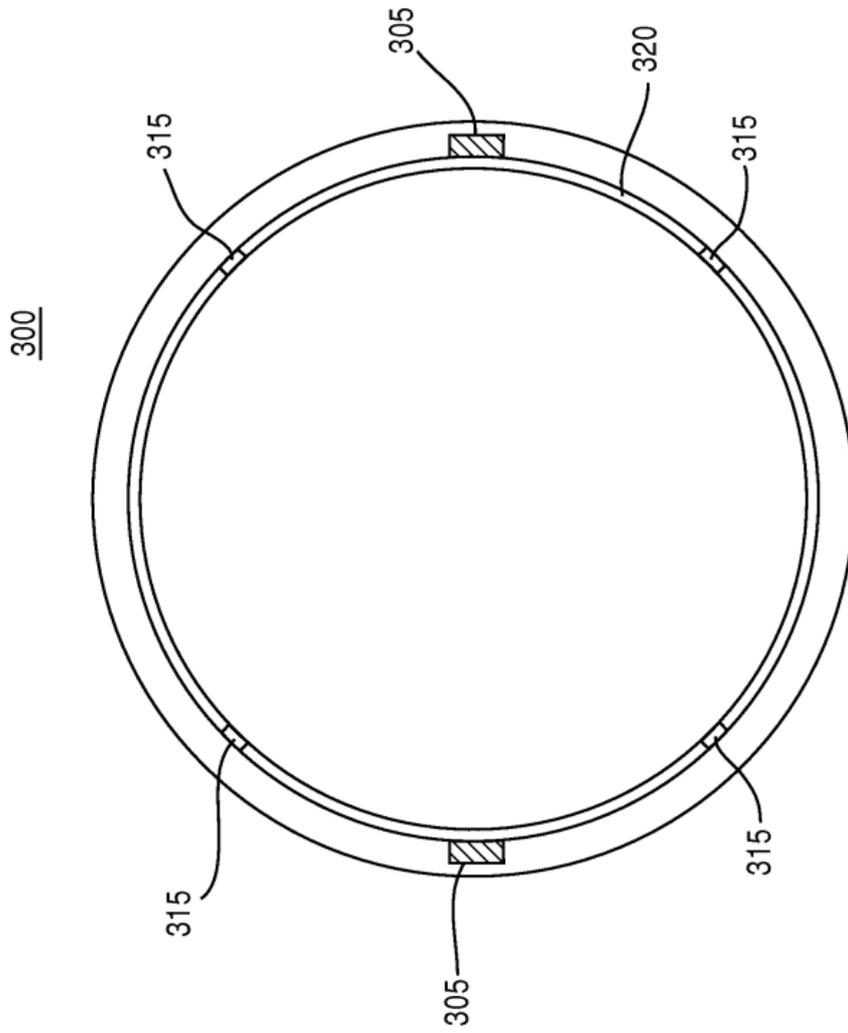


Fig.15

(TÉCNICA RELACIONADA)

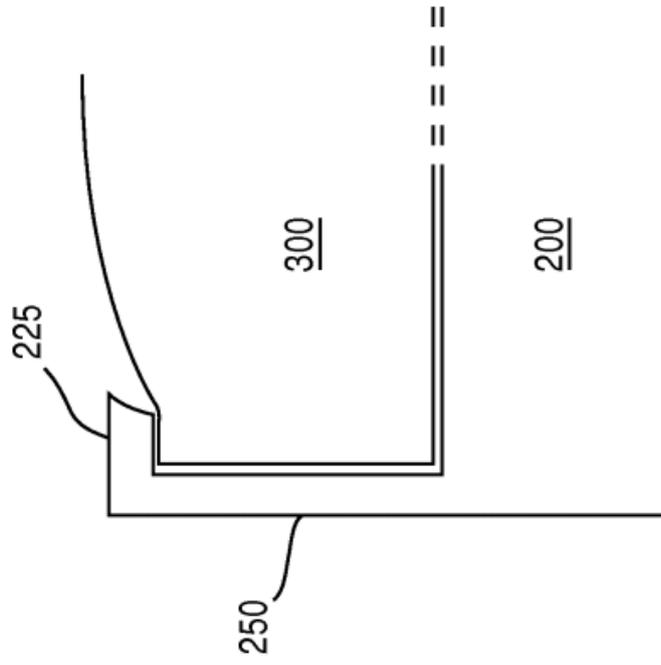


Fig.16

(TÉCNICA RELACIONADA)

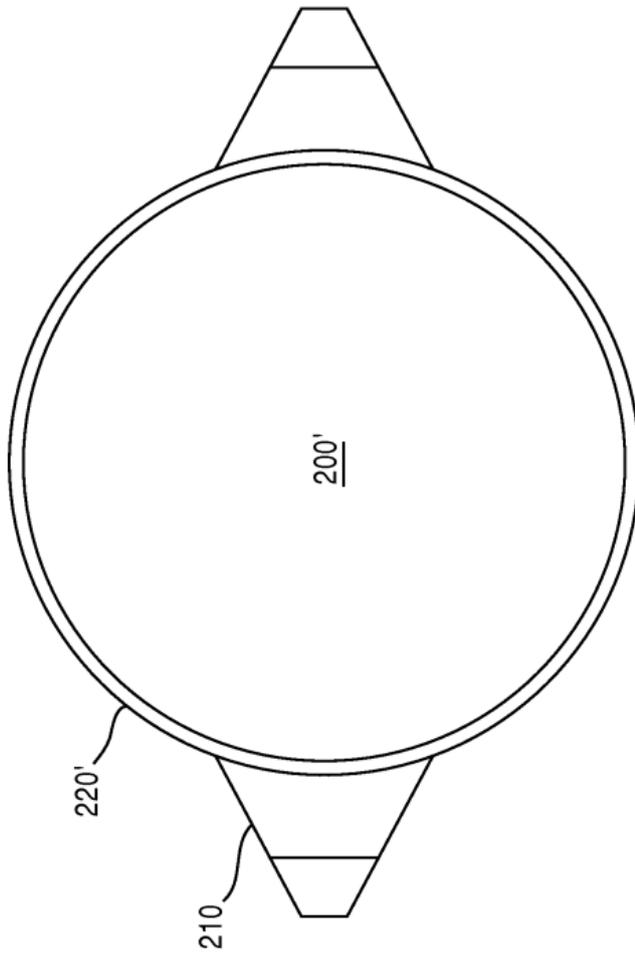


Fig.17A

(TÉCNICA RELACIONADA)

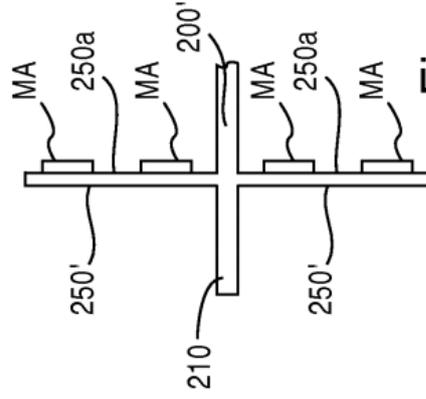


Fig.17B

(TÉCNICA RELACIONADA)

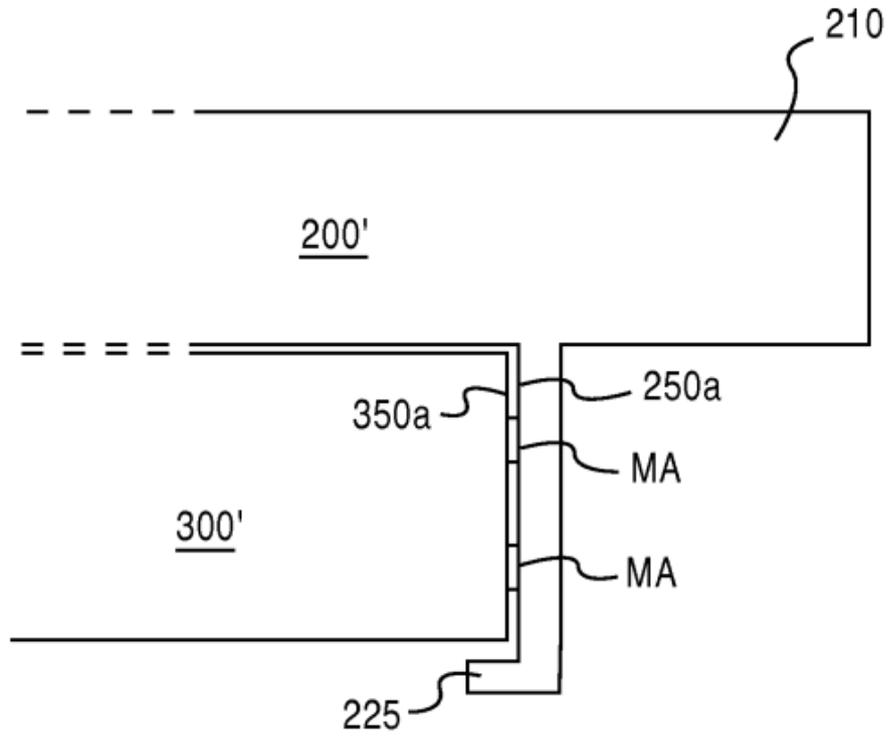


Fig.18

(TÉCNICA RELACIONADA)

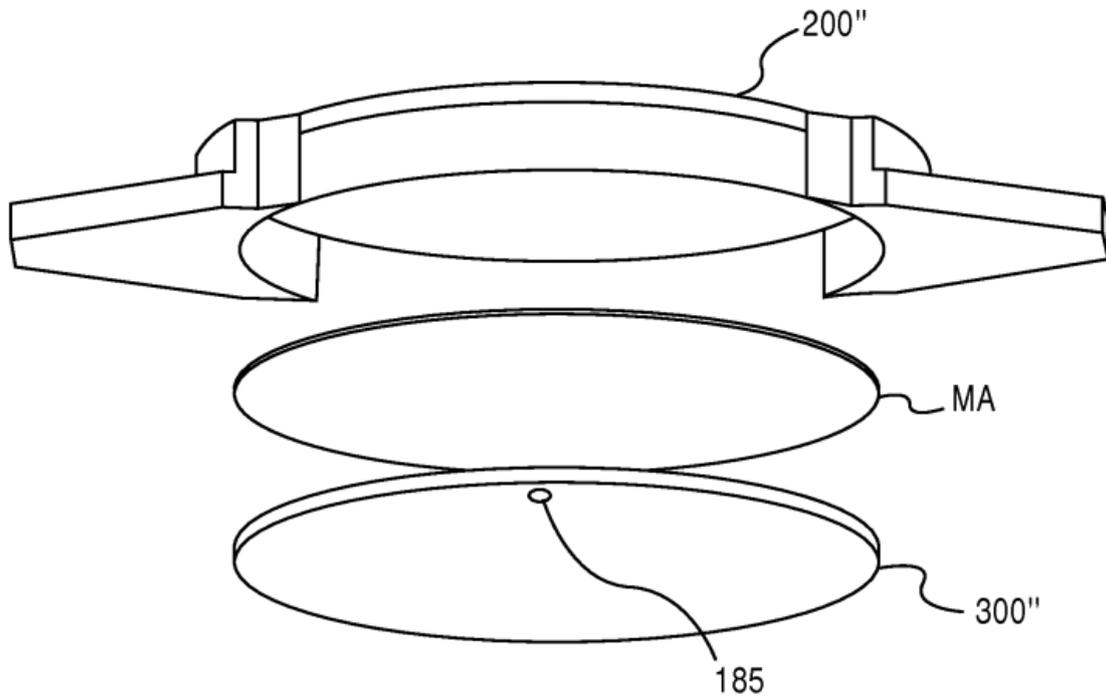


Fig.19

(TÉCNICA RELACIONADA)

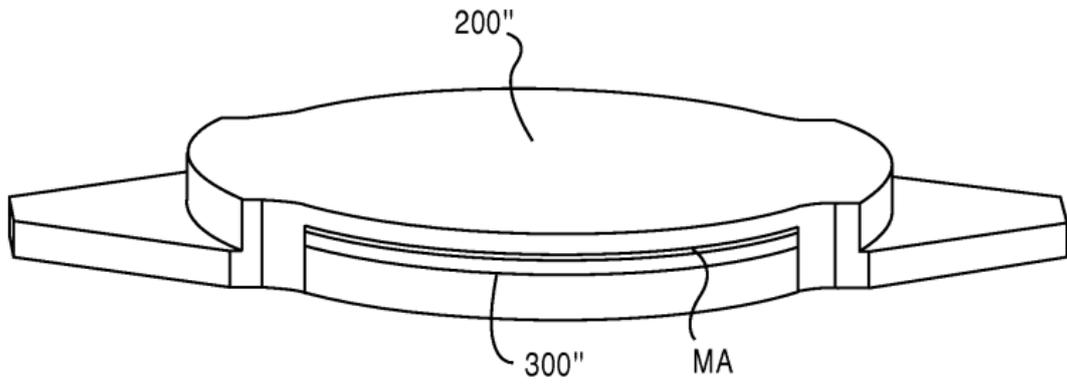


Fig.20

(TÉCNICA RELACIONADA)

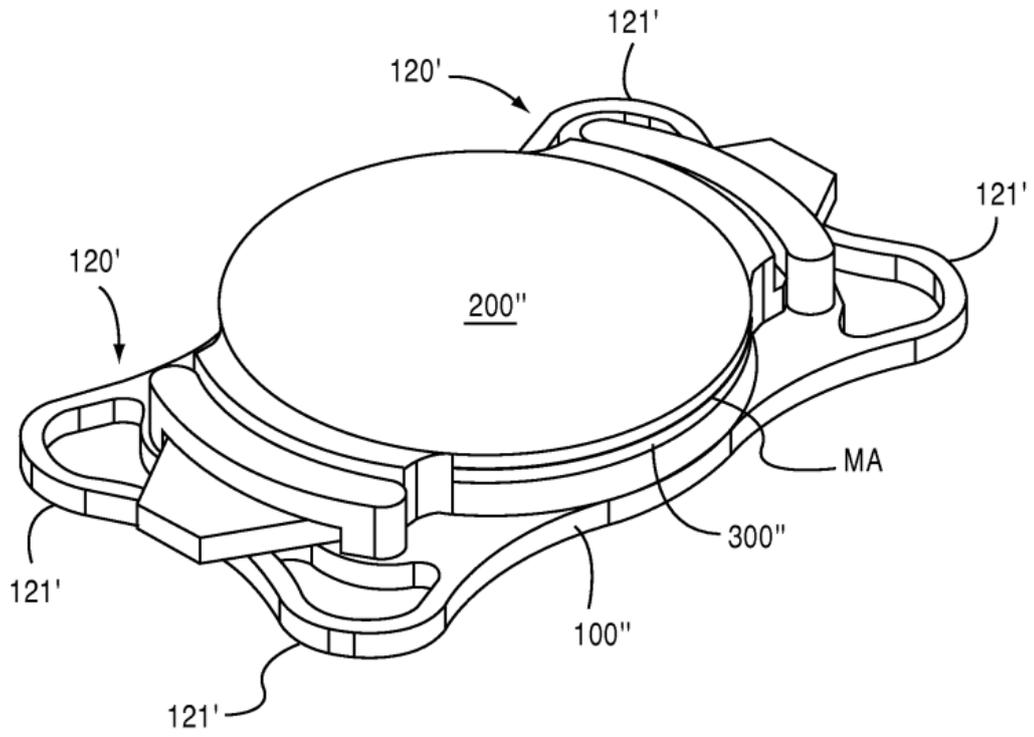


Fig.21

(TÉCNICA RELACIONADA)

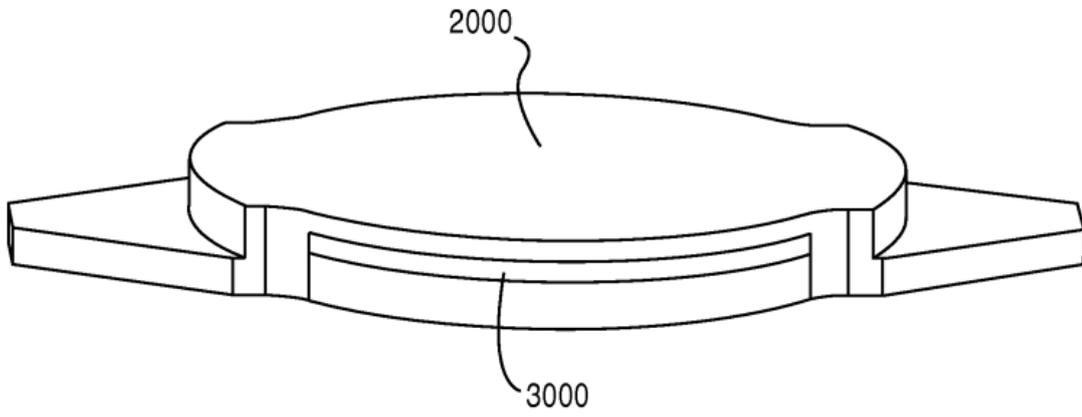


Fig.22

(TÉCNICA RELACIONADA)

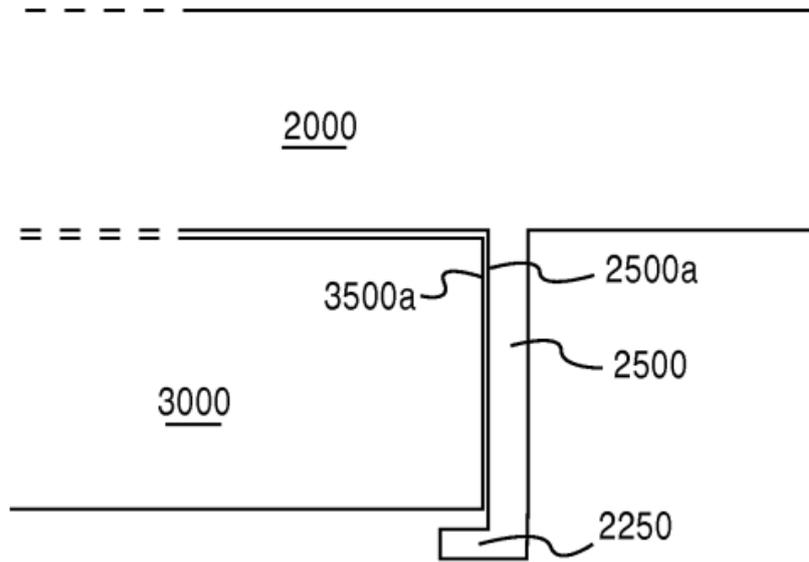


Fig.23

(TÉCNICA RELACIONADA)

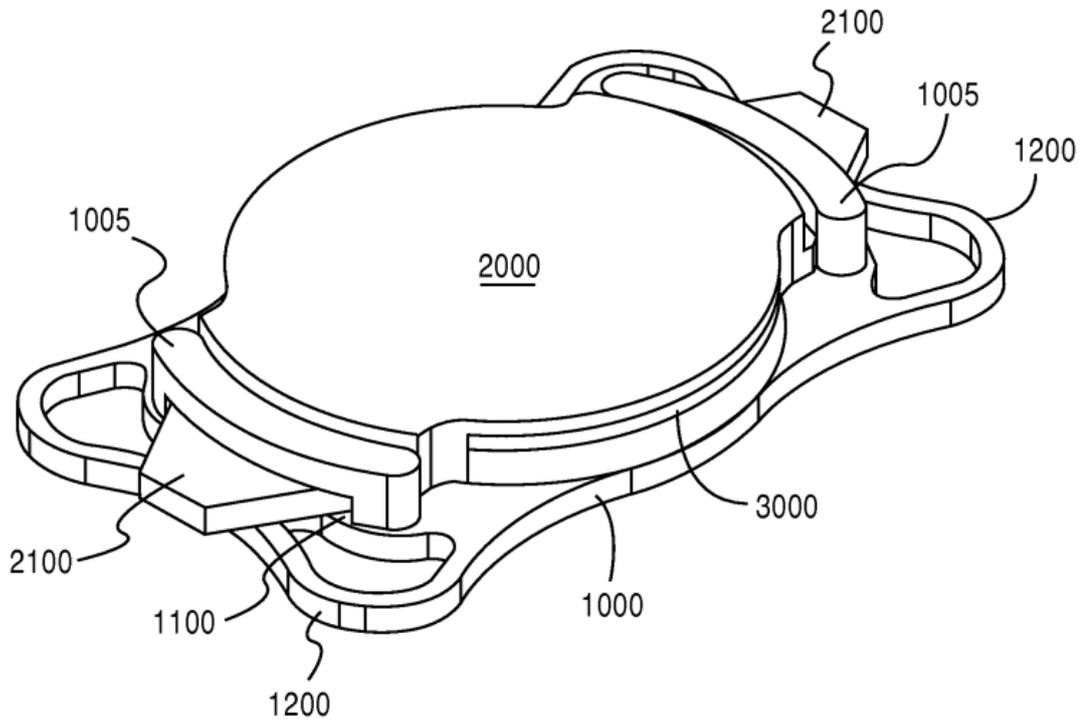


Fig.24

(TÉCNICA RELACIONADA)

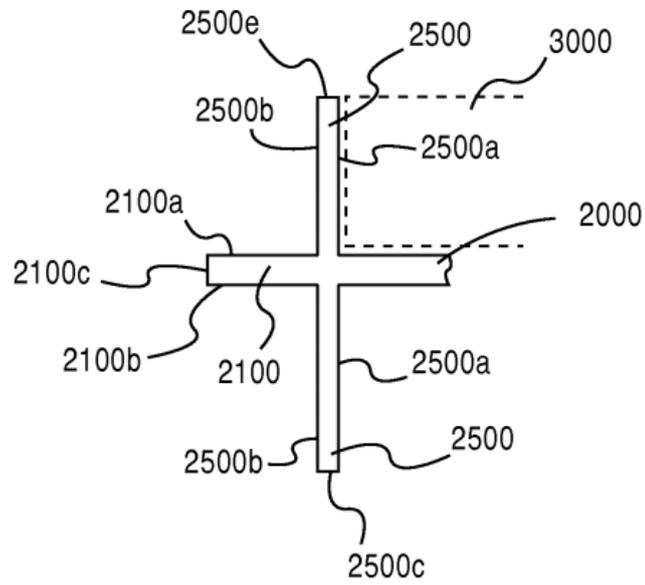


Fig.25 (TÉCNICA RELACIONADA)

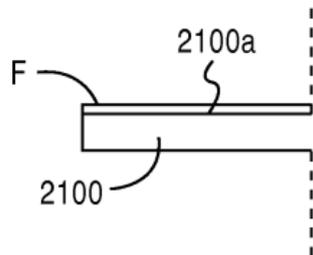


Fig.26a (TÉCNICA RELACIONADA)

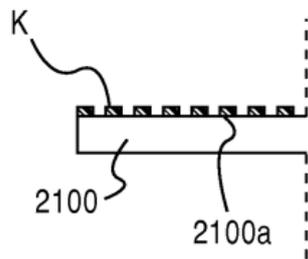


Fig.26b (TÉCNICA RELACIONADA)

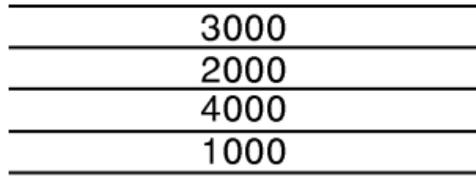


Fig.27A (TÉCNICA RELACIONADA)

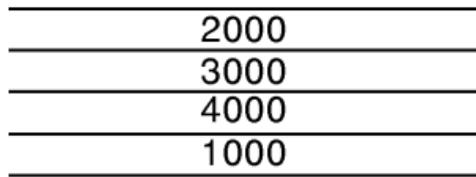


Fig.27B (TÉCNICA RELACIONADA)

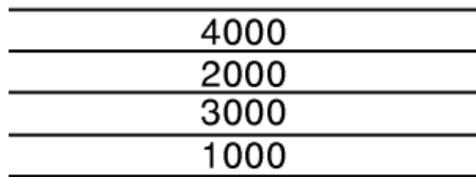


Fig.27C (TÉCNICA RELACIONADA)

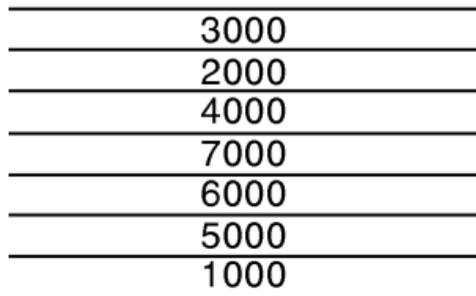


Fig.27D (TÉCNICA RELACIONADA)

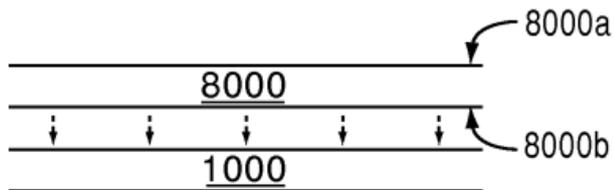


Fig.28 (TÉCNICA RELACIONADA)

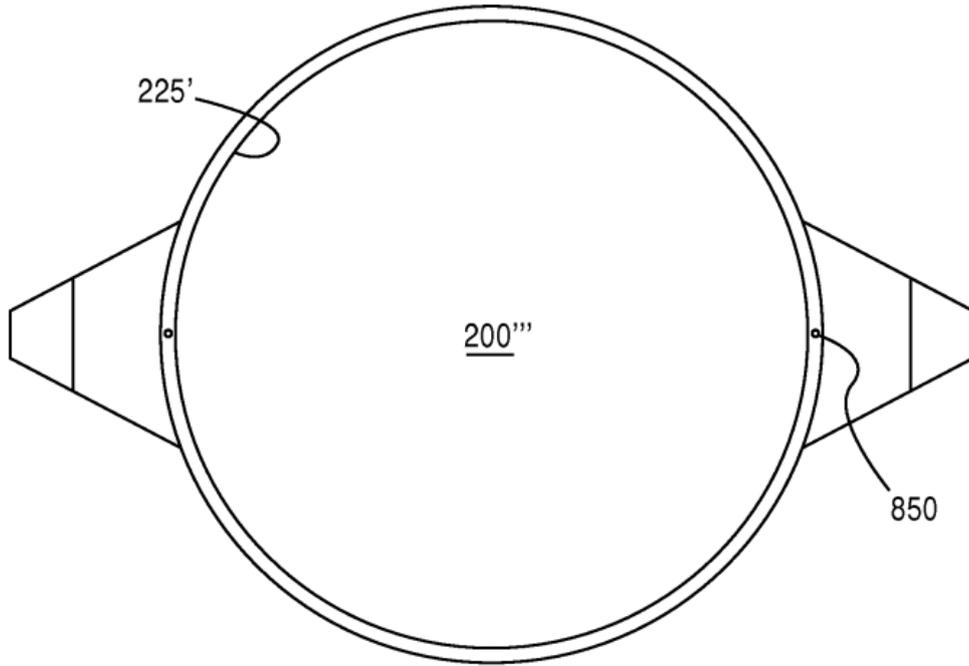


Fig.29a

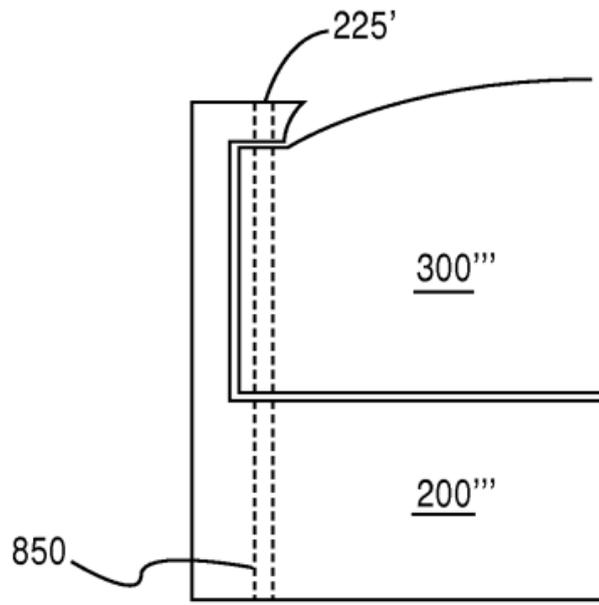


Fig.29b

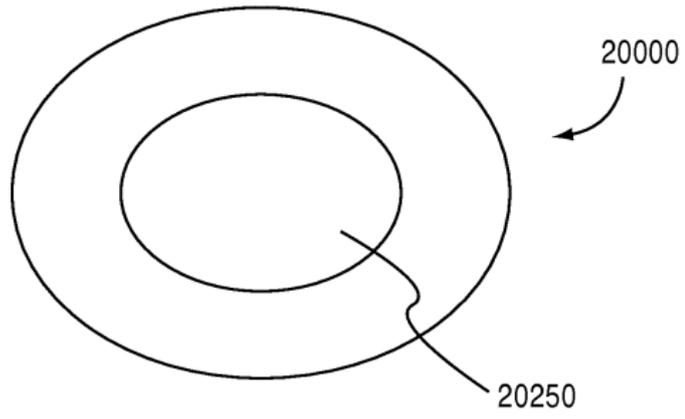


Fig.30a

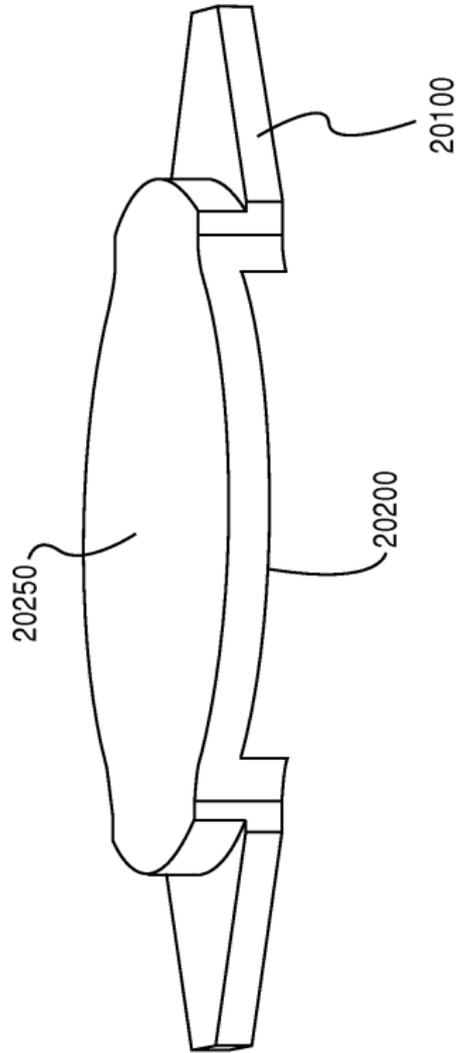


Fig.30b

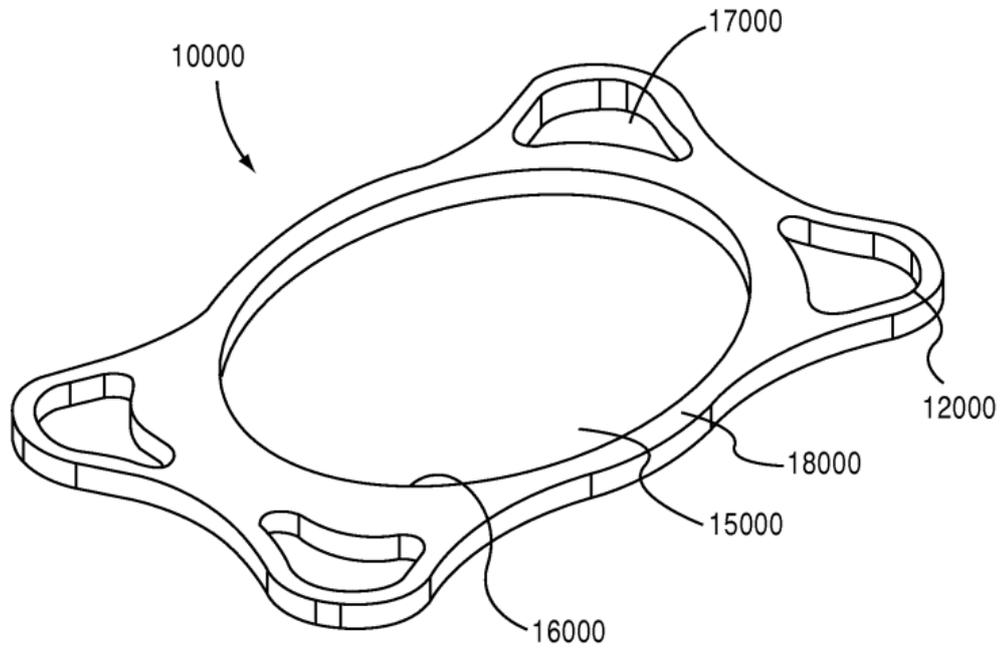


Fig.31

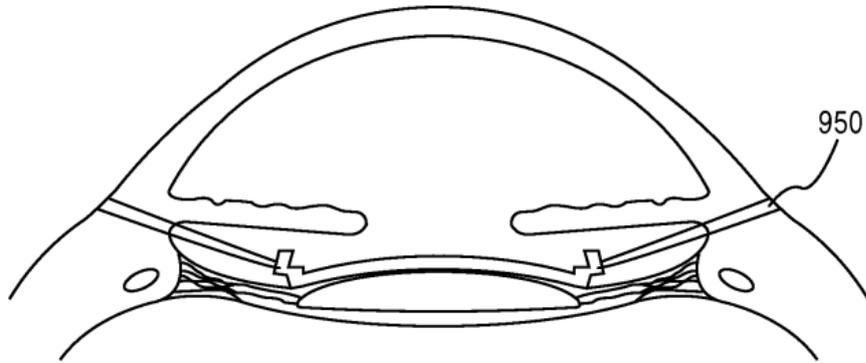


Fig.32a

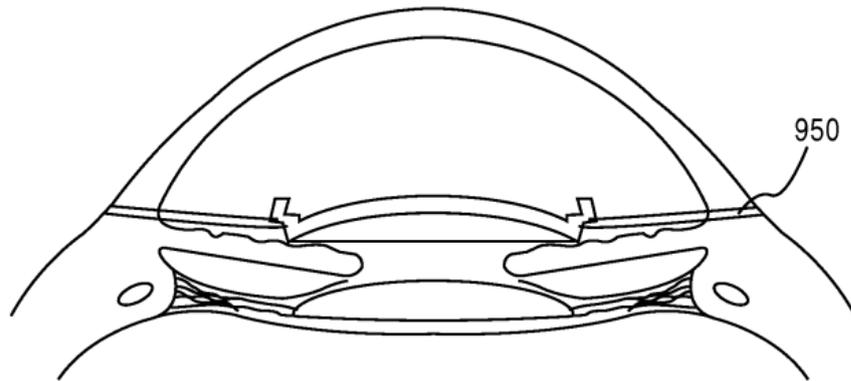


Fig.32b

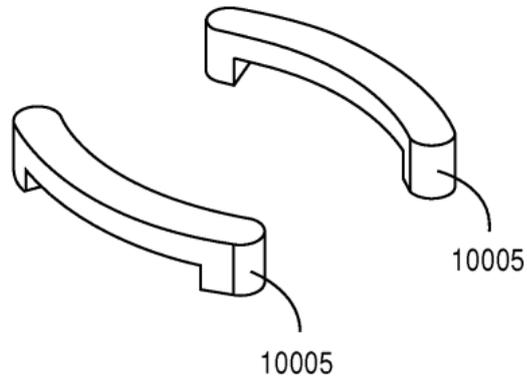


Fig.33a

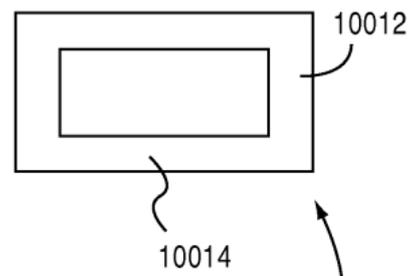


Fig.33b

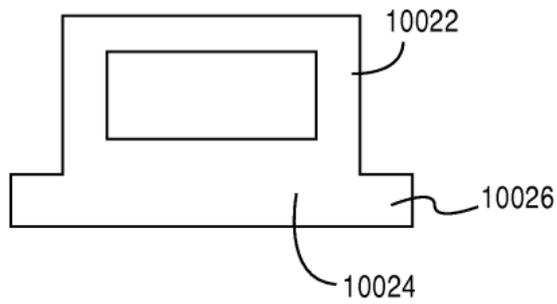


Fig.33c

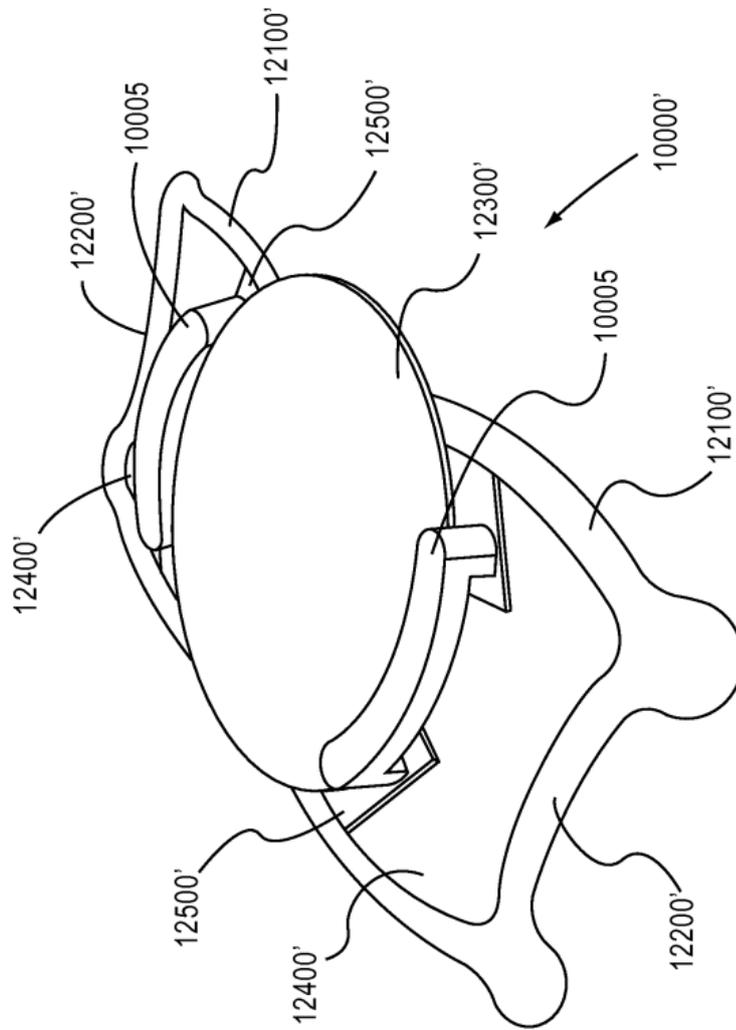


Fig.34

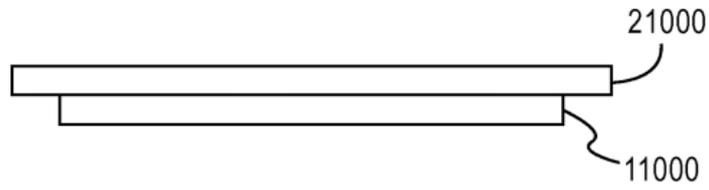


Fig.35a

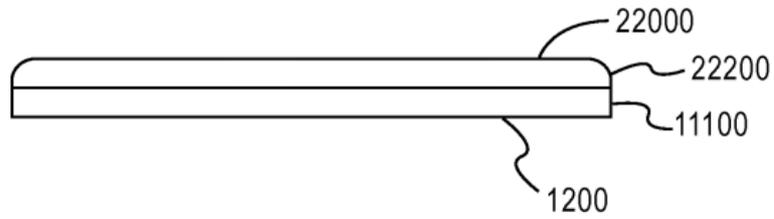


Fig.35b

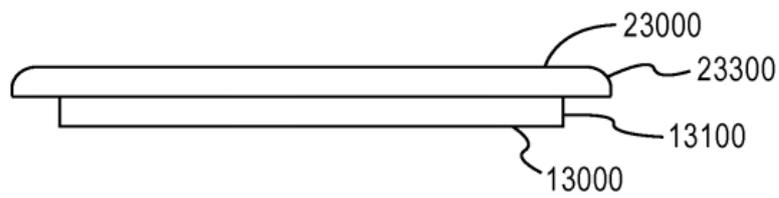


Fig.35c