



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 355 066**

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

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02760543 .5**

96 Fecha de presentación : **21.08.2002**

97 Número de publicación de la solicitud: **1420722**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **26.05.2004**

54 Título: **Conjunto de lente acomodativa.**

30 Prioridad: **21.08.2001 IL 145015**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
22.03.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
22.03.2011

73 Titular/es: **NULENS Ltd.**
Maskit 15, POB 2225, Herzliya Pituach
Herzliya 46121, IL

72 Inventor/es: **Ben Nun, Yehoshua**

74 Agente: **Justo Bailey, Mario de**

ES 2 355 066 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

CAMPO DE LA INVENCION

Esta invención está relacionada con lentes intraoculares y, en particular, con lentes intraoculares acomodativas capaces de enfocar objetos situados a distintas distancias desde ellas.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

La lente natural de un ojo humano es un cuerpo cristalino transparente, que está contenido dentro de una bolsa capsular situada por detrás del iris y en frente de la cavidad vítrea, en una región conocida como cámara posterior. La bolsa capsular está unida por todos los lados mediante fibras, denominadas zónulas, a un cuerpo muscular ciliar. En su parte posterior, la cavidad vítrea que está llena de un gel, incluye además la retina, sobre la cual se enfocan los rayos de luz que pasan a través de la lente. La contracción y relajación de los cuerpos ciliares cambia la forma de la bolsa y de la lente natural en ella, facilitando por tanto que el ojo enfoque los rayos de luz sobre la retina que se originan desde los objetos a diversas distancias.

Las cataratas tienen lugar cuando la lente natural del ojo o de su membrana transparente circundante se nubla y obstruye el paso de la luz, dando como resultado a diversos grados de ceguera. Para corregir esta condición en un paciente, se conoce la realización de un procedimiento quirúrgico, en el cual la lente natural nublada, o catarata, se extrae y se sustituye por una lente artificial intraocular. Durante la cirugía de la catarata, la parte anterior de la bolsa capsular se elimina junto con la catarata, y la parte posterior de la bolsa capsular, denominada cápsula posterior, se deja algunas veces intacta para servir como lugar de soporte para implantar la lente intraocular. Sin embargo, tales lentes tienen el inconveniente de que tienen una potencia de refracción fija y son por tanto incapaces de cambiar su foco.

Se han sugerido diversos tipos de lentes intraoculares que tienen la capacidad de alterar su potencia refractiva, en un esfuerzo por duplicar el rendimiento de la lente natural dentro del ojo. Tales lentes intraoculares acomodativas, como son conocidas en la técnica, tienen una diversidad de diseños dirigidos a facilitar que el paciente pueda enfocar, y con ello ver con claridad objetos situados en una pluralidad de distancias. Ejemplos de ello pueden encontrarse en publicaciones tales como los documentos US 4.254.509, US 4.932.966, US 6.299.641 y US 6.406.494.

El documento US 5.489.302 divulga una lente intraocular acomodativa para su implante en la cámara posterior del ojo. Esta lente comprende un marco tubular corto y rígido y una membrana transparente y elástica unida a él en sus bases. El marco y las membranas confinan un espacio hermético lleno de un gas. El marco incluye regiones flexibles unidas a través de contacto activo con la cápsula posterior. Al estirar la cápsula por medio de los músculos ciliares del ojo, las regiones flexibles son apartadas, aumentando así el volumen y disminuyendo la presión dentro del espacio hermético. Esto cambia la curvatura de las membranas y, consecuentemente, la potencia refractiva de la lente.

El documento US 6.117.171 divulga una lente intraocular acomodativa que está contenida dentro de un caparazón rígido de encapsulación, para hacerla sustancialmente insensible a cambios del entorno intraocular. La lente está adaptada para ser implantada dentro de la cápsula posterior y comprende una membrana transparente flexible que divide el interior de la lente intraocular en espacios independientes frontal y posterior, cada uno de ellos lleno de un fluido que tiene un índice de refracción diferente. La periferia del espacio posterior está unida a un contacto activo, que a su vez está unido a la cápsula posterior. Al estirar la cápsula por medio de los músculos ciliares del ojo, el contacto activo y por tanto esta periferia se retuercen separándose para aumentar el volumen del espacio posterior y los cambios de la diferencia de presión entre los espacios. Como resultado, la curvatura de la membrana y, consecuentemente, la potencia refractiva de la lente cambia.

El documento US 5.843.188 divulga un método para proporcionar una lente artificial insertada en el ojo, entre el iris y la zona de lente natural, habiendo músculos ciliares del ojo situados periféricamente con relación a la zona, que incluye proporcionar una lente artificial para que sea compatible y para que tenga superficies anterior y posterior, y un contacto activo que se extiende alejándose desde la periferia de la lente artificial; e insertar la lente artificial para que se extienda en una posición entre el iris y la zona, y hacer que el contacto activo se extienda contiguamente a los músculos ciliares; y permitir que el contacto activo se adhiera a los músculos ciliares; por lo que el movimiento subsiguiente de los músculos ciliares hace que el movimiento del contacto activo transmitido efectúe el movimiento conjunto de la lente en direcciones posterior y anterior para cambiar el ángulo de refracción de la luz que pasa a través de la lente hacia la retina del ojo.

SUMARIO DE LA INVENCION

La presente invención sugiere un conjunto de lente acomodativa que tiene un eje óptico y que está adaptada para ser implantada en una cámara posterior de un ojo que tiene una unidad capsular situada en él. El conjunto comprende un elemento de contacto activo rígido adaptado para asegurar el conjunto dentro de dicha cámara posterior fuera de la unidad capsular, siendo el elemento transparente al menos en una región alrededor del eje. El conjunto comprende además un cuerpo elástico adaptado para funcionar como una lente con un radio de curvatura, cuando se presiona contra la región transparente del elemento rígido con una fuerza axial aplicada en él por la unidad capsular, por

lo que un cambio en dicha fuerza origina un cambio en el radio de curvatura.

El término “unidad capsular”, según se utiliza en la presente descripción y en las reivindicaciones, se refiere a la cápsula posterior, las zónulas y el cuerpo ciliar, que están interconectados y actúan al unísono formando, de acuerdo con la presente invención, una clase de cable cuya tensión variable proporciona la fuerza axial aplicada y utilizada por el conjunto de lente de la presente invención, para conseguir la acomodación.

El conjunto de la presente invención está dirigido a sustituir la lente natural tras su retirada del ojo, no solamente permitiendo al ojo ver tras la implantación del conjunto, sino también permitiéndole la acomodación y por ello enfocar objetos situados en una gama continua de distancias. Con el fin de conseguir esto último, el conjunto se diseña de manera que quede fijado en la cámara posterior, con el cuerpo elástico apoyándose axialmente sobre la cápsula posterior. El cuerpo elástico puede estar unido al elemento de contacto activo o puede estar simplemente mantenido en su sitio contra el elemento por la tensión de la unidad capsular.

El conjunto de lente de la presente invención utiliza la compresión y relajación natural de la unidad capsular para impartir una fuerza axial sobre el cuerpo elástico, con el fin de hacer que actúe como una lente cuyo radio de curvatura, y por tanto la potencia refractiva que proporciona, varíe dependiendo de la magnitud de la fuerza. De esta manera, el conjunto de lente coopera con el funcionamiento natural del ojo para acomodar y permitir al ojo ver claramente los objetos a diferentes distancias.

El elemento de contacto activo del conjunto de acuerdo con la presente invención, puede adoptar una diversidad de diseños conocidos en la técnica, por ejemplo, puede ser curvado o puede ser en forma de placa, que abarca un plano esencialmente perpendicular al eje óptico del conjunto. Además de la región transparente, el elemento de contacto activo puede ser completamente transparente. La región transparente del elemento puede ser en forma de un componente transparente, tal como un panel diáfano u otra lente que puede tener una curvatura y un índice de refracción tales que mejoran la capacidad de acomodación del conjunto de lente.

El elemento de contacto activo puede tener un espacio hueco formado en su región transparente. Este espacio hueco está adaptado para permitir que el cuerpo elástico se abulte a través del espacio, como respuesta a dicha fuerza. Esto permite que el conjunto de lente proporcione una gama de potencia refractiva (es decir, la capacidad de acomodación) que depende del radio de curvatura de la protuberancia, que está determinado y puede ser variado por la magnitud de la fuerza aplicada a la unidad capsular.

El elemento de contacto activo del conjunto de lente de la presente invención está adaptado para fijar con seguridad el conjunto frente a la unidad capsular en la cámara posterior del ojo. Es esencial que el elemento de contacto activo mantenga una posición sustancialmente inamovible. Con este fin, el elemento de contacto activo está adaptado para quedar fijado a la pared esclerótica del ojo en dos o más sitios en las regiones entre el iris y el cuerpo ciliar. Para conseguir esto último, el elemento de contacto activo comprende preferiblemente medios de anclaje, tales como unos con forma de dientes. Un ejemplo de tales medios está descrito en la solicitud de patente israelí nº 141529 en tramitación simultáneamente.

La implantación del conjunto de lente de acuerdo con la presente invención, puede conseguirse utilizando equipos y técnicas que son convencionales y bien conocidas en la técnica. Sin embargo, con el fin de facilitar la implantación y el anclaje del conjunto del ojo, el elemento de contacto activo del conjunto de la presente invención incluye también, preferiblemente, al menos un miembro extensible en su periferia. Por ejemplo, el elemento de contacto activo en forma de placa estudiado anteriormente puede tener un extremo telescópico que solamente se extienda una vez que el conjunto ha sido insertado en el ojo y ha sido posicionado en el lugar de anclaje. Este miembro extensible puede proporcionarse también con medios de anclaje unidos a él. El miembro extensible sirve para mantener el conjunto suficientemente pequeño para insertarse en el ojo, hasta que se desee su fijación. El miembro extensible, tal como el extremo telescópico, puede ser pasivo o tensado por un resorte que se comprima para permitir la implantación y liberarse para mantener el anclaje por una fuerza de resistencia.

El elemento de contacto activo del conjunto de lente de acuerdo con la presente invención, puede estar hecho por una diversidad de materiales rígidos posibles, adecuados para un uso invasivo médico y conocidos en la técnica, para ser utilizados en la formación del contacto activo.

El cuerpo elástico del conjunto de lente acomodativa de acuerdo con la presente invención puede estar hecho de cualquier material deformable adecuado, tal como silicona o hidrogel, con un índice de refracción diferente del gel que está dentro del ojo. El cuerpo elástico puede no estar hecho necesariamente de un solo componente o material. Por ejemplo, el cuerpo puede ser en forma de saco lleno de un fluido o gel. Sin embargo, en el caso de tal saco, por ejemplo, es esencial que la periferia del cuerpo esté hecha de un material unitario, de manera que la presión fluctuante interna del ojo no afecte al saco de una manera anisótropa, lo que afectaría de manera impredecible a la visión proporcionada por el conjunto.

El cuerpo elástico del conjunto de lente acomodativa de acuerdo con la presente invención puede tener una diversidad de formas, siempre que la forma tenga o sea capaz de conseguir un radio de curvatura y por tanto

comportarse como una lente. Por ejemplo, en el caso en que el elemento de contacto activo sea curvado y sólido (es decir, esté desprovisto de un espacio hueco en dicha región), el cuerpo elástico puede tener formas tales como una esfera, la cual, cuando se presiona contra el elemento de contacto activo, adopta la forma de una lente doblemente convexa. Además, si el elemento de contacto activo es plano como una placa, por ejemplo, el lado plano del cuerpo hemisférico elástico puede ser presionado contra él para actuar como una lente plano-convexa. Como otro ejemplo, si el elemento de contacto activo es plano y comprende un espacio hueco, tal como una abertura o una cavidad, el cuerpo elástico formado por dos planos, tal como un disco circular sólido, puede ser presionada contra el elemento, ya que la fuerza aplicada por la unidad capsular hará que forme una protuberancia en la abertura o cavidad y consiga con ello un radio de curvatura.

El conjunto de lente acomodativa de acuerdo con la presente invención puede comprender además un miembro de pistón rígido que intercala el cuerpo elástico entre él y el elemento de contacto activo, y que está diseñado para ser empujado por la fuerza y, como respuesta, hacer que el cuerpo elástico adopte una forma curvada deseada. El miembro de pistón es transparente al menos en una región alrededor del eje y es móvil a lo largo del eje con respecto al elemento. Uno o ambos, el elemento de contacto activo y el miembro de pistón, tienen un espacio hueco en su región transparente para permitir que el cuerpo elástico forme una protuberancia a través del espacio, como respuesta a la fuerza.

Los espacios huecos formados en el elemento de contacto activo y/o en el miembro de pistón en modos de realización preferidos del conjunto de lente de acuerdo con la presente invención pueden tener diversos diseños tales como una persiana circular u orificios pasantes. Preferiblemente, estos espacios son suficientemente grandes para que su periferia quede lejos del eje óptico, de manera que no afecten sustancialmente a la luz que pasa a su alrededor causando difracción y otros efectos ópticos no deseados como ese. También, con el fin de minimizar tales perturbaciones ópticas, si se forma un espacio hueco dentro del miembro de pistón, el elemento de contacto activo puede quedar desprovisto de tal espacio y viceversa.

El miembro de pistón del conjunto de lente acomodativa de la presente invención puede estar hecho de cualquiera de una diversidad de materiales rígidos biocompatibles. El miembro de pistón puede tener también cualquiera de una diversidad de diseños, tales como un diseño plano-convexo con el lado convexamente curvado apoyándose en la unidad capsular, para contribuir a la gama de potencia refractiva que se puede conseguir por el conjunto. Claramente, en este último caso, la región transparente del miembro de pistón, como el cuerpo elástico, debe tener un índice de refracción diferente del del gel natural que rodea el conjunto cuando se implanta en el ojo. El radio de curvatura y el índice de refracción del miembro de pistón pueden ser ajustados y elegidos de numerosas maneras para llegar a conjuntos de lente que tengan diversas gamas de potencia refractiva y grados de sensibilidad a la fuerza aplicada por la unidad capsular.

Las ventajas proporcionadas por el conjunto de lente acomodativa de la presente invención abundan, particularmente debido a que está diseñado para quedar posicionado en el ojo completamente fuera de la cápsula posterior. Una ventaja, por ejemplo, es que el conjunto de lente no se estira de manera indeseable y consecuentemente no daña la cápsula. Además, el conjunto de lente no necesita ser conforme con el tamaño o la forma de la cápsula, y es por tanto libre de adoptar una gran diversidad de diseños. Además, la cápsula es algunas veces dañada durante la cirugía para retirar la lente natural, pero el conjunto de lente de la presente invención no requiere que la cápsula quede completamente intacta en forma de bolsa, sino que meramente permanezca fiablemente conectada como parte de la unidad capsular. Otra ventaja que surge de que el conjunto de lente está posicionado fuera de la cápsula posterior, es que permanece inafectado por la constricción permanente e impredecible que la cápsula sufre inevitablemente, debido a la cicatrización que sigue a la cirugía para retirar la lente natural.

Además de lo anterior, el conjunto de lente de la presente invención ofrece ventajas tales como una construcción sencilla y económica. El conjunto de lente de la presente invención proporciona también la capacidad de acomodar en su interior una vasta gama de potencia refractiva, incluyendo la gama completa proporcionada por el ojo natural. Además, el conjunto de lente proporciona medios para variar su sensibilidad como respuesta a la fuerza aplicada por la unidad capsular.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Con el fin de comprender la invención y ver cómo puede ser llevada a cabo en la práctica, se describirá ahora un modo de realización preferido, solamente a modo de ejemplo no limitativo, con referencia a los dibujos que se acompañan, en los cuales:

la figura 1A es una vista en planta de una lente acomodativa de acuerdo con la presente invención;

la figura 1B es una vista lateral del conjunto de lente acomodativa ilustrado en la figura 1A;

la figura 2A muestra el conjunto de lente acomodativa de las figuras 1A y 1B, ya implantada en un ojo;

la figura 2B muestra el conjunto de lente acomodativa de las figuras 1A y 1B en funcionamiento tras haber sido implantada en un ojo como en la figura 2A;

la figura 3A es una vista en planta de otro modo de realización de un conjunto de lente acomodativa, de acuerdo con la presente invención;

la figura 3B es una vista lateral del conjunto de lente acomodativa ilustrado en la figura 3A;

la figura 4A muestra el conjunto de lente acomodativa de las figuras 3A y 3B, ya implantada en un ojo

la figura 4B muestra el conjunto de lente acomodativa de las figuras 3A y 3B en funcionamiento tras haber sido implantada en un ojo como en la figura 4A;

la figura 5A muestra otro modo de realización de un conjunto de lente acomodativa de acuerdo con la presente invención, ya implantada en el ojo;

la figura 5B muestra el conjunto de lente acomodativa de la figura 5A en funcionamiento en el ojo.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

La descripción y las figuras siguientes se refieren a diferentes ejemplos de un conjunto de lente acomodativa de la presente invención y su posición funcional cuando está implantada en un ojo humano E. Como se ilustra en las figuras 2A, 2B, 4A, 4B, 5A y 5B, el ojo E, que está lleno de gel natural (no ilustrado) con un índice de refracción de alrededor de 1,3, comprende una pared esclerótica S, un iris y una retina R (no ilustrada). El ojo E incluye además un cuerpo ciliar CB, desde el cual se extienden zónulas Z conectadas a una cápsula posterior PC. Estas tres últimas partes del ojo E constituyen la unidad capsular 1.

En la figura 1A se ilustra con una vista en planta un ejemplo de conjunto de lente acomodativa de acuerdo con la presente invención, adaptada para su implantación dentro del ojo E, y en la figura 1B se ilustra desde una vista lateral. El conjunto 2 de lente acomodativa tiene un eje óptico A-A y comprende una placa rígida 4 de contacto activo que tiene una primera lente 6 hecha de un material rígido con un índice de refracción más alto que el del agua. La placa 4 incluye además un miembro telescópico 8 de contacto activo que está deslizantemente tensado en las hendiduras 8a, para quedar extensible en un plano perpendicular al eje óptico A-A. La placa 4 y el miembro telescópico 8 tienen unos dientes 9 que emergen desde ellos para anclar el primer conjunto 2 de lente dentro del ojo E.

El conjunto 2 de lente comprende además una bola 10 de silicona unida a la placa 4, para quedar situada sobre el eje A-A. La bola 10 de silicona tiene también un índice de refracción más alto que el del agua.

Como se ilustra en las figuras 2A y 2B, la placa 4 de contacto activo del conjunto 2 está anclada, utilizando los dientes 9, a la pared esclerótica S del ojo en dos lugares entre el cuerpo ciliar CB y el iris I. El anclaje se hace insertando primero los dientes 9 sobre la placa 4 en el punto deseado de la pared esclerótica S, y después extendiendo el miembro telescópico 8 hasta que sus dientes 9 entran en el lado opuesto de la pared esclerótica S. La bola 10 de silicona contacta directamente con la unidad capsular 1, que es estirada alrededor de la bola 10 y la transforma en una segunda lente 10' plano-convexa, como se ilustra en la figura 2A, con un radio de curvatura R1.

En funcionamiento, con la contracción y la relajación por los músculos del cuerpo ciliar CB, la tensión en la unidad capsular 1 cambiará y se aplicará una fuerza variable proporcional a la tensión a la bola 10 de silicona a lo largo del eje A-A. La figura 2B muestra un aumento de tensión en la unidad capsular 1 en comparación con la figura 2A tras la relación del cuerpo ciliar CB. El aumento en tensión aplica una fuerza de avance a lo largo del eje en la dirección del iris I. Esta fuerza hace que la lente 10' se deforme aún más y aumente su radio de curvatura desde R1 hasta R2. Este aumento del radio permitirá al ojo E enfocar sobre objetos lejanos ajustando el plano focal del conjunto hasta que descansa sobre la retina. Claramente, se puede efectuar la inversa en la cual el cuerpo ciliar se contrae, reduciendo el radio para enfocar sobre objetos a distancias cercanas desde el ojo E.

Otro ejemplo de conjunto 22 de lente acomodativa para la implantación dentro del ojo humano E, de acuerdo con la presente invención, se ilustra en un modo de realización preferido de la figura 3A en una vista en planta y en la figura 3B desde una vista lateral.

El conjunto 22 de lente acomodativa tiene un eje óptico B-B y comprende una placa rígida 24 de contacto activo, similar al incluido en el conjunto 2 de lente, y que tiene una abertura circular 26. La placa 24 incluye además un miembro telescópico 28, que está tensado deslizantemente en las hendiduras 28a para ser extensible. La placa 24 y el miembro telescópico 28 tienen dientes 29 que emergen desde ellos para anclar el conjunto 22 de lente dentro del ojo. La placa incluye además una parte tubular T cilíndrica central hueca que se extiende alrededor del eje B-B. La parte tubular T es concéntrica con la abertura 26 pero tiene alrededor del doble de diámetro.

El conjunto 22 de lente acomodativa comprende además un disco 30 de silicona recibido dentro de la parte tubular T para ocupar solamente una parte de su dimensión axial. El disco 30 tiene un índice de refracción mayor que el del agua.

El conjunto 22 de lente incluye también una lente rígida plano-convexa 31 que tiene un diámetro ligeramente

menor que el de la parte tubular T, pero mayor que el de la abertura 26. La lente 31, que está diseñada para funcionar como un pistón transfiriendo una fuerza aplicada al disco 30, es recibida dentro de la parte tubular T para llenar el espacio que deja desocupado el disco 30 y para presionar, con su cara plana, al disco 30 contra la placa 24. La lente plano-convexa 31 tiene un radio de curvatura fijo y un índice de refracción más alto que el del agua.

5 Las figuras 4A y 4B muestran la placa 24 de contacto activo del conjunto 22 anclado, utilizando los dientes 29, en la pared esclerótica S del ojo en dos lugares, estando cada uno de ellos entre el cuerpo ciliar CB y el iris I. El disco 30 de silicona está intercalado entre la placa 24 de contacto activo y la lente 31, que contacta directamente con la unidad capsular 1 en su lado convexo.

10 En funcionamiento, con la contracción y la relajación por los músculos del cuerpo ciliar CB, la tensión en la unidad capsular 1 cambiará y se aplicará una fuerza a la lente 31 a lo largo del eje B-B. La figura 4B muestra un aumento de tensión en la unidad capsular 1 en comparación con la figura 4A, que se produce tras la relajación del cuerpo ciliar CB. Este aumento de tensión aplica una fuerza de avance sobre la lente 31 a lo largo del eje en dirección al iris I. La fuerza aplicada empuja a la lente 31, que funciona como un pistón y presiona, a su vez, sobre el disco 30 de silicona, haciéndole sobresalir desde la abertura 26 formando una protuberancia 35 con un radio de curvatura que depende de la fuerza. La protuberancia 35 sirve para sumarse a la potencia refractiva proporcionada por la curvatura convexa de la lente 31. De esta manera, utilizando el conjunto 22 de lente, se le da al ojo E la capacidad de enfocar en objetos más cercanos cambiando la magnitud de la fuerza aplicada y por tanto el radio de la protuberancia 35, hasta que el objeto se enfoca sobre la retina R.

20 Otro ejemplo más de conjunto 42 de lente de acuerdo con la presente invención para la implantación en el ojo E, está ilustrado en un modo de realización preferido de las figuras 5A y 5B. El conjunto 42 de lente es similar al conjunto 22 de lente en cuanto que comprende una placa 44 de contacto activo con una abertura que está ocupada por una lente rígida 46, de forma similar a la lente 6 de la figura 1A. Además, el conjunto 42 de lente comprende un miembro 51 de pistón. Sin embargo, el miembro 51 de pistón tiene una cavidad cilíndrica 52 formada en él, dentro de la cual está adaptado el disco 50 de silicona para formar una protuberancia. El miembro 51 está adaptado para transferir una fuerza axial aplicada por la unidad capsular 1 al disco 50 de silicona intercalado entre el miembro 51 y la placa 44. De esta manera, el miembro 51 de pistón es similar a la lente plano-convexa 31 ilustrada por ejemplo en la figura 4A, pero difiere en que no tiene la capacidad adicional de funcionar como una lente.

25 En funcionamiento, el miembro 51 de pistón del conjunto 42 de lente transfiere la fuerza axial, creada en él por cambios de tensión en la unidad capsular 1, al disco 50 de silicona, haciendo que forme una protuberancia 54, que sobresale hacia atrás en la cavidad 52. La protuberancia 54 tiene un radio de curvatura cuyo valor varía dependiendo de la magnitud de la fuerza. Como en el modo de realización anteriormente descrito, la protuberancia 54 sirve para proporcionar al conjunto 42 una potencia refractiva cuya magnitud se puede variar con la fuerza aplicada por la unidad capsular 1 y controlada por la contracción y relajación de los músculos del cuerpo ciliar CB del ojo.

30 Debe entenderse que los modos de realización anteriormente descritos constituyen solamente ejemplos de un conjunto de lente acomodativa para su implantación en el ojo de acuerdo con la presente invención, y que el alcance de la presente invención abarca totalmente otros modos de realización que pueden ser obvios para los expertos en la técnica. Por ejemplo, aunque se ha descrito la implantación del conjunto de lente en humanos, el conjunto puede ser claramente aplicable también a otros animales. El alcance de la presente invención está definido por las reivindicaciones anexas.

REIVINDICACIONES

1. Un conjunto (2; 22; 42) de lente acomodativa que tiene un eje óptico y que está adaptado para implantarse en una cámara posterior de un ojo que tiene una pared esclerótica (S), un iris (I) y una unidad capsular (1) situados en él, comprendiendo la unidad capsular una cápsula posterior (PC) y un cuerpo ciliar (CB), comprendiendo el conjunto:

5 un elemento (4; 24; 44) de contacto activo adaptado para fijar dicho conjunto dentro de dicha cámara posterior fuera de dicha unidad capsular,

un cuerpo elástico (10; 30; 50) adaptado para funcionar como una lente con una superficie curvada;

caracterizado porque:

10 dicho elemento de contacto activo es transparente al menos en una región alrededor de dicho eje óptico, es rígido y está adaptado para ser fijado, durante el uso, a la pared esclerótica del ojo en dos o más lugares en las regiones entre el iris y el cuerpo ciliar y para permanecer en una posición sustancialmente inamovible, y

siendo presionado dicho cuerpo elástico, durante el uso, contra dicha región del elemento de contacto activo por una fuerza axial aplicada a él por dicha unidad capsular, por lo que un cambio en dicha fuerza axial origina un cambio en el radio de curvatura de dicha superficie curvada.

15 2. Un conjunto de lente acomodativa, de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además un miembro rígido (31; 51) de pistón, estando intercalado dicho cuerpo elástico entre dicho miembro de pistón y dicho elemento de contacto activo, siendo transparente el miembro de pistón en al menos una región alrededor de dicho eje óptico, y siendo móvil a lo largo de dicho eje óptico con respecto a dicho elemento (24; 44) por dicha fuerza, para originar dicho cambio de dicho radio de curvatura.

20 3. Un conjunto de lente acomodativa, de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho elemento de contacto activo tiene un espacio hueco (26) formado en dicha región, estando adaptado el espacio hueco para permitir que dicho cuerpo elástico (30) forme una protuberancia a través de dicho espacio, como respuesta a dicha fuerza, para proporcionar así dicha superficie curvada.

25 4. Un conjunto de lente acomodativa, de acuerdo con la reivindicación 2, en el que dicho miembro (51) de pistón tiene un espacio hueco (52) formado en dicha región, estando adaptado el miembro para empujar dicho cuerpo elástico (50) de lente para formar una protuberancia a través de dicho espacio, como respuesta a dicha fuerza, para proporcionar así dicha superficie curvada.

5. Un conjunto de lente acomodativa, de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el elemento de contacto activo tiene forma de placa (4; 24; 44).

30 6. Un conjunto de lente acomodativa, de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la región transparente del elemento de contacto activo tiene la forma de una lente (6; 46).

7. Un conjunto de lente acomodativa, de acuerdo con la reivindicación 3 o 4, en el que dicho espacio hueco comprende una abertura.

35 8. Un conjunto de lente acomodativa, de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el elemento (4; 24; 44) de contacto activo incluye medios (9; 29) de anclaje, adaptados para anclar el conjunto dentro del ojo.

9. Un conjunto de lente acomodativa de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el elemento de contacto activo incluye un extremo extensible (8, 28) para facilitar la implantación y anclaje de dicho conjunto dentro del ojo.

10. Un conjunto de lente acomodativa, de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el cuerpo elástico (10; 30; 50) está hecho de silicona.

40 11. Un conjunto de lente acomodativa, de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el cuerpo elástico tiene la forma de un saco lleno de un material no rígido.

12. El conjunto de lente acomodativa, de la reivindicación 1, en el que el radio de curvatura del cuerpo (10) de lente aumenta cuando la unidad capsular (1) aplica una fuerza de avance a lo largo del eje en la dirección del iris al cuerpo de lente, más allá de una fuerza aplicada para pre-tensionar la cápsula posterior .

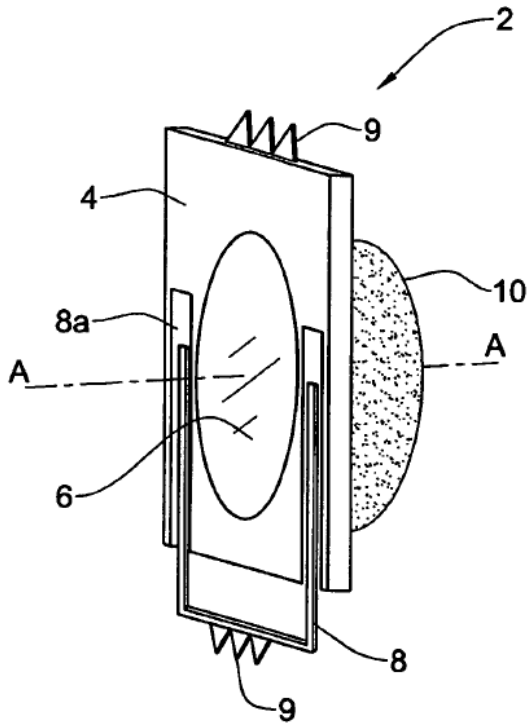


FIG. 1A

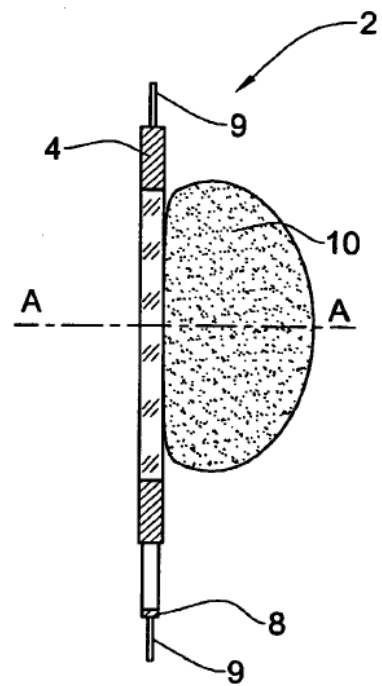


FIG. 1B

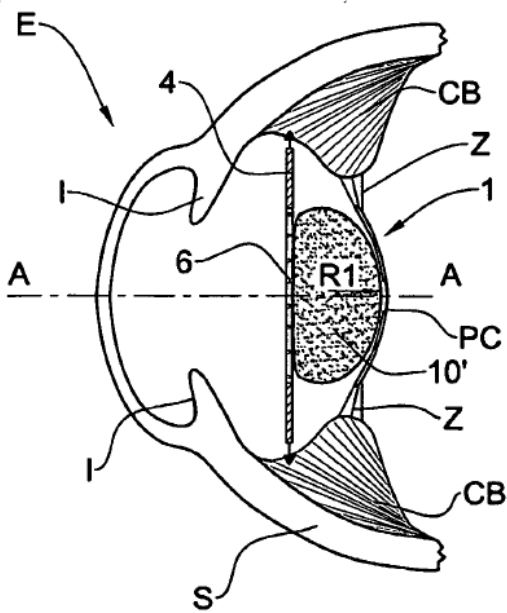


FIG. 2A

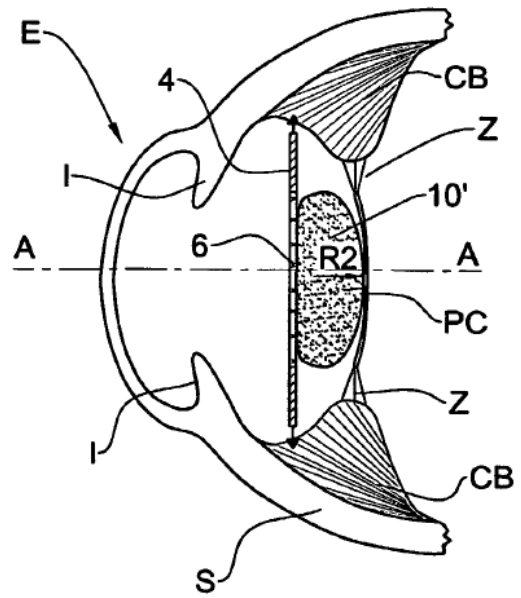


FIG. 2B

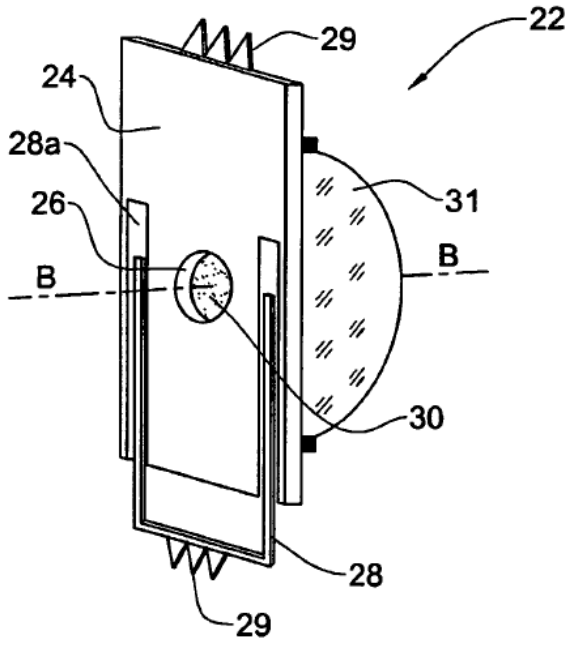


FIG. 3A

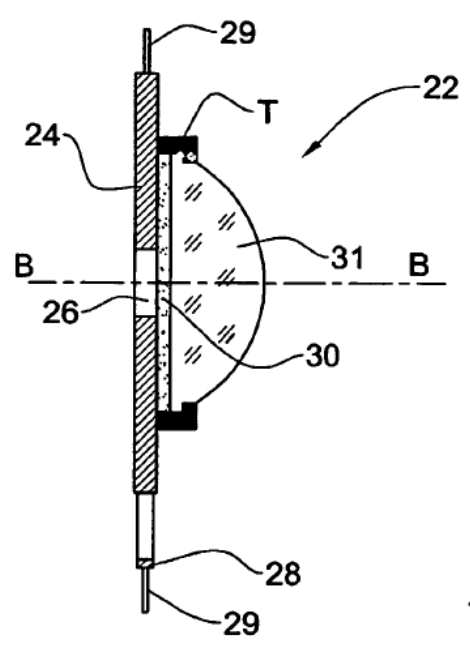


FIG. 3B

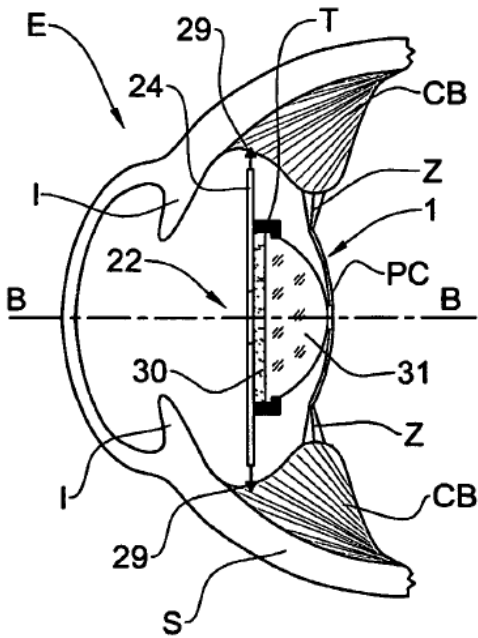


FIG. 4A

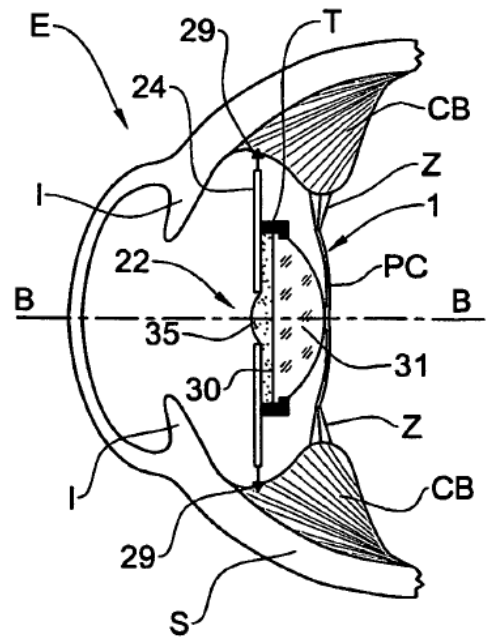


FIG. 4B

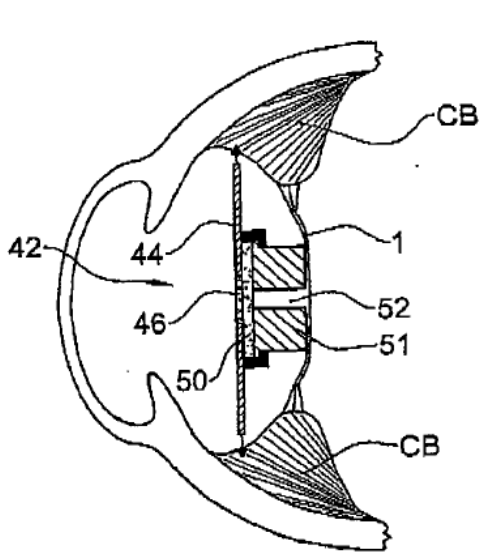


FIG. 5A

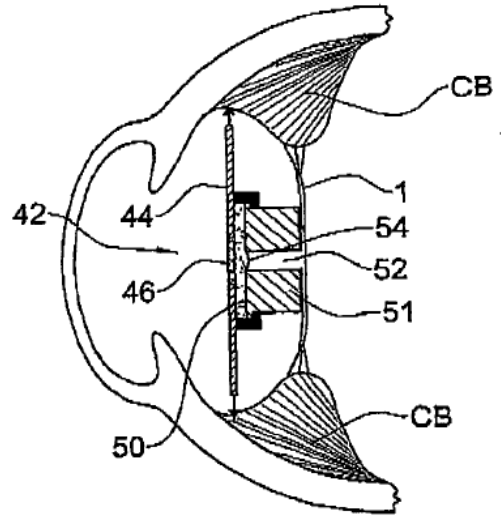


FIG. 5B