

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 624 734**

51 Int. Cl.:

A61F 9/06 (2006.01)

A61F 2/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **31.10.2005** **PCT/US2005/039101**

87 Fecha y número de publicación internacional: **11.05.2006** **WO06050171**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **31.10.2005** **E 05824718 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.02.2017** **EP 1827312**

54 Título: **Lentes intraoculares electroactivas**

30 Prioridad:

02.11.2004 US 623935 P

17.12.2004 US 636490 P

28.10.2005 US 261035

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
17.07.2017

73 Titular/es:

E-VISION SMART OPTICS INC. (100.0%)

8437 Tuttle Avenue, Suite 319

Sarasota, FL 34243, US

72 Inventor/es:

BLUM, RONALD, D. y

KOKONASKI, WILLIAM

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 624 734 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

Lentes intraoculares electroactivas

5 Patentes y solicitudes relacionadas

Esta solicitud reivindica el beneficio de las solicitudes provisionales 60/623.946 presentada el 2 de Noviembre de 2004, y 60/636.490 presentada el 17 de Diciembre de 2004, que se incorporan en su totalidad por referencia.

10 Las siguientes solicitudes, solicitudes provisionales, y patentes se incorporan por referencia en su totalidad: Solicitud de Estados Unidos número 11/232.551 presentada el 22 de Septiembre de 2005; Patente de Estados Unidos número 6.918.670 concedida el 19 de Julio de 2005; Solicitud de Estados Unidos número 11/183.454 presentada el 18 de Julio de 2005; Solicitud Provisional de Estados Unidos número 60/692.270 presentada el 21 de Julio de 2005; Solicitud Provisional de Estados Unidos número 60/687.342 presentada el 6 de Junio de 2005; Solicitud Provisional de Estados Unidos número 60/687.341 presentada el 6 de Junio de 2005; Solicitud Provisional de Estados Unidos número 60/685.407 presentada el 31 de Mayo de 2005; Solicitud Provisional de Estados Unidos número 60/679.241 presentada el 10 de Mayo de 2005; Solicitud Provisional de Estados Unidos número 60/674.702 presentada el 26 de Abril de 2005; Solicitud Provisional de Estados Unidos número 60/673.758 presentada el 22 de Abril de 2005; Solicitud de Estados Unidos número 11/109.360 presentada el 19 de Abril de 2005; Solicitud Provisional de Estados Unidos número 60/669.403 presentada el 8 de Abril de 2005; Solicitud Provisional de Estados Unidos número 60/667.094 presentada el 1 de Abril de 2005; Solicitud Provisional de Estados Unidos número 60/666.167 presentada el 30 de Marzo de 2005; Patente de Estados Unidos número 6.871.951 concedida el 29 de Marzo de 2005; Solicitud de Estados Unidos número 11/091.104 presentada el 28 de Marzo de 2005; Solicitud Provisional de Estados Unidos número 60/661.925 presentada el 16 de Marzo de 2005; Solicitud Provisional de Estados Unidos número 60/659.431 presentada el 9 de Marzo de 2005; Solicitud de Estados Unidos número 11/063.323 presentada el 22 de Febrero de 2005; Patente de Estados Unidos número 6.857.741 concedida el 22 de Febrero de 2005; Patente de Estados Unidos número 6.851.805 concedida el 8 de Febrero de 2005; Solicitud de Estados Unidos número 11/036.501 presentada el 14 de Enero de 2005; Solicitud de Estados Unidos número 11/030.690 presentada el 6 de Enero de 2005; Solicitud de Estados Unidos número 10/996.781 presentada el 24 de Noviembre de 2004; Solicitud Provisional de Estados Unidos número 60/623.947 presentada el 2 de Noviembre de 2004; Solicitud de Estados Unidos número 10/924.619 presentada el 24 de Agosto de 2004; Solicitud de Estados Unidos número 10/918.496 presentada el 13 de Agosto de 2004; Solicitud de Estados Unidos número 10/863.949 presentada el 9 de Junio de 2004; Patente de Estados Unidos número 6.733.130 concedida el 11 de Mayo de 2004; Solicitud de Estados Unidos número 10/772.917 presentada el 5 de Febrero de 2004; Patente de Estados Unidos número 6.619.799 concedida el 16 de Septiembre de 2003; Solicitud de Estados Unidos número 10/664.112 presentada el 20 de Agosto de 2003; Solicitud de Estados Unidos número 10/627.828 presentada el 25 de Julio de 2003; Solicitud de Estados Unidos número 10/387.143 presentada el 12 de Marzo de 2003; Patente de Estados Unidos número 6.517.203 concedida el 11 de Febrero de 2003; Patente de Estados Unidos número 6.491.391 concedida el 10 de Diciembre de 2002; Patente de Estados Unidos número 6.491.394 concedida el 10 de Diciembre de 2002; y Solicitud de Estados Unidos número 10/263.707 presentada el 4 de Octubre de 2002.

Antecedentes de la invención

45 La presente invención se refiere al campo de las lentes intraoculares (LIOs). En particular, la presente invención se refiere a lentes intraoculares donde un elemento electroactivo proporciona al menos una porción de la potencia refractiva de la LIO, o potencia prismática, o al menos una porción del tintado.

50 Las lentes intraoculares (LIOs) son típicamente lentes de plástico permanentes que se implantan quirúrgicamente dentro del globo ocular para sustituir o complementar el cristalino natural del ojo. Se han usado en los Estados Unidos desde finales de la década de 1960 para restablecer visión en pacientes de catarata, y más recientemente se están utilizando en varios tipos de cirugía ocular refractiva.

55 El cristalino natural es un componente crítico del sistema óptico complejo del ojo. El cristalino proporciona aproximadamente 17 dioptrías del total de 60 dioptrías de la potencia refractiva de un ojo sano. Además, un cristalino sano realiza enfoque ajustable cuando es deformado por el cuerpo ciliar muscular que rodea circunferencialmente el cristalino. A medida que el ojo envejece, la flexibilidad del cristalino disminuye y este enfoque ajustable disminuye. Así, este cristalino crítico pierde casi invariablemente la flexibilidad con la edad, y a menudo pierde transparencia con la edad debido a cataratas u otras enfermedades.

60 La mayor parte de las lentes intraoculares usadas en cirugía de catarata pueden plegarse e insertarse a través de la misma abertura diminuta que se utilizó para quitar el cristalino natural. Una vez en el ojo, la lente puede desplegarse a su tamaño completo. La abertura en el ojo es tan pequeña que cura rápidamente sin puntos. Las lentes intraoculares se pueden hacer de materiales inertes que no disparan respuestas de rechazo por el cuerpo.

65 En la mayoría de los casos, las LIOs son permanentes. Raras veces precisan sustitución, excepto en los casos donde las mediciones del ojo antes de la cirugía no han determinado exactamente la potencia de enfoque requerida

de la LIO. Además, la cirugía propiamente dicha puede cambiar las características ópticas del ojo. En la mayoría de los casos, las lentes intraoculares implantadas durante cirugía de catarata son lentes monofocales, y la potencia óptica de la LIO se selecciona de tal manera que la potencia del ojo se establezca para visión a distancia. Por lo tanto, en la mayoría de los casos el paciente todavía precisará gafas de leer después de la cirugía. Los implantes de lentes intraoculares pueden ser lentes multifocales estáticas, que intentan funcionar de forma más parecida al cristalino natural del ojo proporcionando visión clara a distancia y un enfoque razonable para un rango de distancias de cerca, para pacientes con presbicia. No todos los pacientes son buenos candidatos para la lente multifocal; sin embargo, los que pueden usar la lente están encantados con los resultados.

Más recientemente, se han introducido LIOs acomodativas. Estas LIO acomodativas cambian realmente el enfoque por movimiento (por deformación física y/o por traslación dentro de la órbita del ojo) cuando el cuerpo ciliar muscular reacciona a un estímulo acomodativo procedente del cerebro, similar a la forma en que el cristalino natural enfoca. Aunque parecen prometedoras, las LIOs acomodativas todavía tienen que ser perfeccionadas. A pesar de estos éxitos limitados, la LIO multifocal y las LIOs acomodativas presentes todavía tienen una disminución sustancial del rendimiento en comparación con un cristalino natural sano.

Otra lente ocular prometedora para corregir la presbicia es el implante corneal de diámetro pequeño (SDCI). El implante corneal de diámetro pequeño (SDCI) es una lente de prescripción que se inserta en el tejido corneal para crear un efecto similar a una lente de contacto bifocal. Los implantes corneales (SDCI) están en sus primeras fases de desarrollo y todavía es demasiado prematuro entender lo bien que funcionarán y cual será su efectividad.

Aunque todos estos procedimientos quirúrgicos emergente tienen sus ventajas, todos tienen una disminución sustancial del rendimiento en comparación con un cristalino natural joven sano. La presente invención elimina estos inconvenientes proporcionando una lente intraocular que se comporta de manera similar al cristalino natural.

EP 0918248 describe un conjunto de lente incluyendo una lente, cuya longitud focal puede cambiarse por la aplicación de un campo eléctrico o magnético. Un medio de conmutación proporciona un impulso de accionamiento para cambiar la longitud focal de la lente. Una fuente de potencia integral proporciona potencia para el medio de conmutación. Con ello se facilita una lente que puede ser conmutada entre visión de cerca y de lejos por el usuario.

Resumen de la invención

La invención proporciona un sistema de lente intraocular, incluyendo: una lente intraocular; y un elemento de lente electroactivo en comunicación óptica con ella, donde, cuando dicho elemento de lente electroactivo proporciona una potencia óptica no cero, dicha lente intraocular proporciona la mayor parte de la potencia óptica en el sistema.

Otros aspectos de la invención descrita en las reivindicaciones dependientes anexas serán evidentes por las descripciones siguientes, tomadas en unión con los dibujos siguientes, de los nuevos conceptos de la descripción.

Breve descripción de los dibujos

La presente invención se puede entender más plenamente por la lectura de la descripción detallada siguiente conjuntamente con los dibujos acompañantes, en los que se usan indicadores de referencia análogos para designar elementos análogos. Naturalmente, esta descripción es a modo de ejemplo solamente y se puede efectuar variaciones y modificaciones sin apartarse del alcance de la invención.

La figura 1 muestra los componentes anatómicos principales del ojo humano.

La figura 2A muestra una vista frontal de una realización de lente intraocular con una lente electroactiva y material piezoeléctrico como una fuente de alimentación.

La figura 2B muestra una vista lateral de una realización de lente intraocular con una lente electroactiva y material piezoeléctrico como una fuente de alimentación.

La figura 3A muestra una vista frontal de una realización de lente intraocular con una lente electroactiva difractiva y un aro de batería recargable.

La figura 3B muestra una vista lateral de una realización de lente intraocular con una lente electroactiva difractiva y un aro de batería recargable.

La figura 4A muestra una vista frontal de una realización de lente intraocular con una lente electroactiva pixelada y un aro de batería recargable.

La figura 4B muestra una vista lateral de una realización de lente intraocular con una lente electroactiva pixelada y un aro de batería recargable.

La figura 5 muestra una realización de suministro externo de potencia con elementos de carga inductivos dentro de almohadilla.

5 La figura 6 muestra una realización de lente intraocular con una lente electroactiva y un chip de control con una antena para uso con una unidad de programación inalámbrica.

La figura 7A es una imagen de una retina sana que ilustra la posición de la mácula y la fovea en la retina.

10 La figura 7B ilustra una zona de la mácula que ha sido dañada por degeneración macular "húmeda".

La figura 7C ilustra una zona de la mácula que ha sido dañada por degeneración macular "seca".

La figura 8 ilustra las varias manifestaciones de retinopatía diabética.

15 La figura 9 ilustra el apilamiento de dos lentes prismáticas con electrodos lineales para producir cualquier combinación de desplazamiento vertical y horizontal de una imagen en la retina

La figura 10 ilustra una LIO electroactiva en comunicación óptica con una LIO acomodativa no electroactiva.

20 Descripción detallada de realizaciones ejemplares

A continuación se describirán varias realizaciones de la invención. En el sentido en que se usa aquí, cualquier término en singular puede ser interpretado en plural, y alternativamente, cualquier término en plural puede ser interpretado en singular.

25 Los materiales electroactivos incluyen propiedades ópticas que pueden variarse por control eléctrico. Por ejemplo, la transmisión de luz puede ser controlada para producir tintado o un efecto de gafa de sol. Además, el índice de refracción puede ser controlado eléctricamente para producir efectos de enfoque y o prismáticos. Una clase de material electroactivo son los cristales líquidos. Los cristales líquidos incluyen un estado de agregación que es intermedio entre el sólido cristalino y el líquido amorfo. Las propiedades de los cristales líquidos pueden ser controladas de forma eléctrica, térmica o química. Muchos cristales líquidos están compuestos de moléculas en forma de varilla, y se clasifican en sentido amplio como nemáticos, colestéricos y esmécticos.

30 Hay varias características de los materiales electroactivos que son útiles en LIOs. Primera: las características ópticas pueden ser generadas por capas finas (más bien que por la curvatura de las lentes convencionales que pueden requerir lentes gruesas). Estas capas finas pueden colocarse en posiciones donde puede ser difícil colocar lentes convencionales, por ejemplo en la cámara anterior del ojo (entre el iris y el cristalino). Además, es posible apilar (colocar ópticamente en serie) las capas electroactivas de tal manera que se logre un efecto aditivo con respecto a la potencia óptica general creada, incluyendo prisma, error refractivo convencional, o corrección de aberración de orden superior, en una estructura fina que puede colocarse en la cámara anterior o en la cámara posterior del ojo.

35 Segunda: las características ópticas pueden ser controladas activamente. Por ejemplo, una lente electroactiva puede diseñarse de manera que sea más oscura (más tintada, y transmita menos luz) en condiciones de luz brillante. Este tintado puede ser generado automáticamente midiendo el brillo usando, por ejemplo, un fotodiodo o célula solar. Alternativamente, el tintado puede ser controlado por las decisiones del usuario por medio de un control remoto.

40 Igualmente, el enfoque de una lente electroactiva puede ser controlado eléctricamente. El enfoque puede ser controlado de forma automática usando, por ejemplo, un telémetro, o un medidor basculante, o triangulación en básica a la dirección de ambos ojos, las fuerzas ejercidas en la lente por los músculos del ojo. Alternativamente, el enfoque puede ser controlado por las decisiones del usuario por medio de un control remoto.

45 Tercera: el control eléctrico crea la posibilidad de corregir defectos visuales complejos y de orden alto. Las lentes convencionales intraoculares se limitan a resolver algunos defectos visuales por varios motivos de fabricación. Sin embargo, una lente electroactiva con gran número de pequeños elementos controlados individualmente de forma dirigible (por ejemplo, una serie de píxeles muy pequeños) puede resolver muchos defectos visuales complejos y de orden alto. Además, el control puede simplificarse creando elementos individualmente direccionables en configuraciones arbitrarias, tal como una serie de círculos concéntricos, o una serie de elipses aproximadamente concéntricas, o cualquier configuración personalizada que corrija eficientemente el defecto visual. El diseño, la fabricación y el control de una serie de pequeños píxeles tiene semejanzas con la fabricación de pantallas de cristal líquido (LCDs). La corrección de defectos visuales complejos tales como aberraciones de orden superior del ojo crea la posibilidad de una agudeza visual "superhumana", donde la visión no está limitada por las lentes (biológicas o correctivas), sino que más bien está limitada por la anatomía inherente y la física de las células fotorreceptoras en la retina. Una visión 20/10 o mejor es posible incluso antes de considerar la ampliación adicional. Además, es posible que una lente electroactiva actúe como un telescopio o como un microscopio.

Cuarta: el control eléctrico crea la posibilidad de cambiar las características ópticas de la LIO electroactiva a voluntad. Por ejemplo, las características ópticas deseadas pueden determinarse después de implantar quirúrgicamente la LIO con el fin de compensar cualquier cambio que se produzca durante la cirugía, o, con respecto a ella, un error al calcular o estimar el error refractivo post-cirugía. Igualmente, las características ópticas de la LIO pueden variarse con el tiempo para compensar cambios en el ojo del usuario. Por ejemplo, si el usuario tiene una enfermedad degenerativa que afecta a una porción de la retina, es posible hacer a distancia que la LIO electroactiva implantada cree potencia prismática o incluso que cambie su potencia prismática con el fin de desplazar la imagen a una porción de la retina que no esté dañada. A modo de ejemplo solamente, cada mes (o cuando sea necesario) la imagen puede ser desplazada a la porción no dañada restante de la retina con la concentración más alta de células receptoras. Este cambio puede ser realizado post-quirúrgicamente y a distancia (lo que quiere decir sin cirugía adicional).

Quinta: el control eléctrico crea la posibilidad de que el usuario controle de forma automática o instintiva el enfoque. Por ejemplo, las contracciones del cuerpo ciliar muscular pueden medirse con un elemento piezoeléctrico (como un extensímetro), y estas contracciones pueden usarse después como una entrada de control para ajustar eléctricamente el enfoque de la LIO, de forma similar a la forma en que el cuerpo ciliar enfocaría el cristalino natural por deformación física. Además, en teoría, el enfoque podría ser controlado por señales eléctricas procedentes directamente del cerebro. Un reciente desarrollo con miembros artificiales utiliza esta técnica.

Sexta: el control eléctrico crea el potencial de desplazamiento del campo de visión, y por ello de compensar enfermedades que evitan que el globo ocular se mueva. Las señales nerviosas a músculos enfermos (que ya no pueden mover el ojo) pueden ser interceptadas, trasladadas y usadas para desplazar eléctricamente el campo de visión.

Séptima: hay muchos tipos de configuraciones de elementos electroactivos. Estas configuraciones incluyen: pixelado (típicamente una serie bidimensional de píxeles similar a un monitor de cristal líquido en un ordenador), pixelado rotacionalmente simétrico (por ejemplo, un conjunto de círculos concéntricos) y difractivo. Las lentes difractivas electroactivas pixeladas direccionables individualmente pueden usar electrodos en forma de aros concéntricos para producir la potencia de lente difractiva con índice de refracción variable sin maquinar físicamente, moldear o atacar elementos difractivos en la superficie de la lente.

El elemento electroactivo puede ser usado en combinación con una lente convencional, donde la lente convencional puede proporcionar una potencia refractiva básica. El elemento electroactivo puede ser usado en combinación con una lente difractiva que tenga una superficie o geometría maquinada, moldeada o atacada. El elemento electroactivo puede ser usado en combinación con un segundo elemento electroactivo, donde cada uno puede realizar una función diferente. Por ejemplo, el primer elemento electroactivo puede proporcionar enfoque, y el segundo puede proporcionar tintado o puede servir como una abertura controlada eléctricamente, o el segundo podría producir un desplazamiento prismático de la imagen a la zona sana de una retina de un ojo muerto.

Octava: como se ha explicado anteriormente, es posible sustituir eléctricamente muchas de las funciones ópticas de un ojo natural: el tintado puede sustituir o aumentar el efecto de reducción de luz de la contracción del iris, el enfoque puede sustituir la deformación natural del cristalino, el enfoque y el desplazamiento prismático pueden sustituir el movimiento del globo ocular, etc. Entre otros factores, la presente invención se dirige a: colocación de la LIO, almacenamiento de energía, recarga de energía, generación de potencia, control, dirección de la línea de lugar a una región deseada de la retina alterando la potencia refractiva del ojo, aumento o sustitución de la potencia acomodativa del cristalino, sintonización remota post-cirugía de la LIO electroactiva. La sintonización incluye alterar la potencia de la LIO y/o alterar la posición del enfoque en la retina de la LIO.

La figura 1 muestra los componentes anatómicos principales del ojo humano. Los componentes anatómicos principales son: conjuntiva 110, cuerpo ciliar 112, iris 114, humor acuoso 116, pupila 118, cámara anterior 120, cristalino 122, córnea 124, músculos extraoculares 126, esclerótica 128, coroides 130, mácula lútea 132, nervio óptico 134, retina 136 y humor vítreo 138. Aunque se describe un ojo humano, esta invención también es aplicable a ojos no humanos tales como de caballos o perros.

Como trasfondo, los componentes ópticos del ojo se describirán en detalle. La luz que entra en el ojo primero entra en la córnea 124. La córnea 124 es transparente y proporciona aproximadamente 40 dioptrías de las aproximadamente 60 dioptrías de potencia refractiva total del ojo. Luz pasa después a través de la pupila 118. La pupila 118 es una abertura, y es de diámetro variable de 1 mm a al menos 8 mm. Esto da un rango de abertura superior a f20-f2,5, y una relación de 32:1 para la cantidad de luz que puede entrar en el ojo. El iris 114 sirve como un diafragma ajustable que crea una pupila 118. La luz pasa después a través del cristalino 122. El cristalino 122 es un cuerpo transparente, encapsulado, biconvexo que está montado circunferencialmente en el cuerpo ciliar 112. El cristalino 122 aporta aproximadamente 17 dioptrías a la potencia refractiva total de un ojo relajado. La potencia refractiva del cristalino 122 puede ser alterada por contracciones de los músculos ciliares en el cuerpo ciliar 112, que deforman el cristalino 122 y alteran su potencia refractiva. La luz pasa después a través del humor vítreo 138 y finalmente contacta la retina 136. La retina 136 es la capa neural sensorial del globo ocular y puede ser considerada

como una excrecencia del cerebro, y está conectada al cerebro a través del nervio óptico 134. Cerca del centro de la retina 136, la mácula lútea 132 contiene una región central de sensibilidad visual más alta llamado la fovea centralis o foveola (véase la figura 7) con un diámetro de aproximadamente 0,4 mm donde la resolución visual es más alta. El diámetro pequeño de la foveola es una de las razones por las que los ejes ópticos deben ser dirigidos con gran exactitud para lograr una visión buena.

Así, el ojo humano tiene un diafragma ajustable (iris 114) y una potencia refractiva ajustable (debido al cuerpo ciliar 112 que deforma el cristalino 124).

Una LIO puede colocarse en una de tres posiciones: en la cámara anterior 120, que está entre la córnea 124 y el iris 114; o en la cámara posterior (no representada), que está entre el iris 114 y el cristalino 122; o como una sustitución del cristalino 122.

En general, si el cristalino está enfermo o dañado, se puede usar una LIO para sustituir el cristalino. Esta sustitución del cristalino por una LIO puede ser acomodativa o no acomodativa. Sustituir el cristalino permite colocar convenientemente la LIO dentro de una cápsula a modo de bolsa clara que previamente sujetaba el cristalino natural, y también permite la posibilidad de conservar cierta capacidad de enfoque variable a través de interacción con el cuerpo ciliar muscular que rodea circunferencialmente la cápsula a modo de bolsa clara. En otros casos, la LIO se coloca de forma extra capsular (sin la cápsula a modo de bolsa).

Sin embargo, si el cristalino todavía es funcional, puede ser preferible dejar el cristalino sin perturbarlo y colocar la LIO electroactiva en la cámara posterior o la cámara anterior 120 del ojo, o en el tejido corneal similar al implante corneal de diámetro pequeño (SDCI) explicado anteriormente. En estas realizaciones, la LIO electroactiva podría proporcionar, a modo de ejemplo solamente, potencia óptica para corregir errores refractivos convencionales, corregir errores refractivos no convencionales, crear un efecto de desplazamiento de imagen prismática que mueve la posición de enfoque a una zona más sana de la retina, y añadir un tintado, en contraposición a sustituir la potencia óptica del cristalino por lo demás sano.

El error refractivo convencional se define como uno o más de: miopía, hipermetropía, presbicia y astigmatismo regular. Los errores refractivos no convencionales (o de orden superior) se definen como todos los demás errores refractivos o aberraciones que no son error refractivo convencional.

En muchos casos, la LIO electroactiva puede ser usada durante cirugía de catarata cuando el cristalino existente es defectuoso. En este caso, la LIO electroactiva sustituirá realmente al cristalino existente defectuoso quitado, y puede proporcionar un rango de corrección óptica electroactiva incluyendo errores refractivos convencionales y/o no convencionales, así como proporcionar potencia refractiva para compensar la potencia óptica perdida resultante de la extracción del cristalino. Además, la LIO electroactiva puede proporcionar la capacidad de acomodación sin ningún movimiento, traslación o cambio en su geometría superficial. Esto se lleva a cabo por cambios programados localizados del índice de refracción de la LIO electroactiva.

La técnica de cirugía de catarata más común y avanzada es la facoemulsificación o "faco". El cirujano realiza primero una pequeña incisión en el borde de la córnea y luego crea una abertura en la membrana que rodea el cristalino dañado con catarata. Esta membrana fina se denomina la cápsula. A continuación, se introduce una pequeña sonda ultrasónica a través de la abertura en la córnea y la cápsula. La punta vibrante de la sonda rompe o "emulsifica" el cristalino obnubilado en diminutos fragmentos que son aspirados de la cápsula por un montaje en la punta de la sonda. Después de quitar completamente el cristalino, se retira la sonda dejando solamente la cápsula a modo de bolsa clara (ahora vacía), que puede actuar como soporte de la lente intraocular (LIO).

La facoemulsificación permite realizar cirugía de catarata a través de una incisión muy pequeña en la córnea. Raras veces se necesitan puntos para cerrar esta entrada diminuta, lo que significa que hay menos incomodidad y recuperación más rápida de la visión que con otras técnicas quirúrgicas. Las pequeñas incisiones no cambian por lo general la curvatura de la córnea (a diferencia de las incisiones más grandes que precisaban las técnicas quirúrgicas más antiguas). Las pequeñas incisiones permiten una rehabilitación más rápida de la visión y posiblemente menos dependencia de gafas para una buena visión a distancia.

Después de la extracción del cristalino dañado con catarata, se puede implantar una lente intraocular artificial (LIO). La LIO puede hacerse a partir de acrílico blando o silicona sólida de calidad médica. Las LIOs pueden plegarse de modo que pueden implantarse con un inyector pequeño, que usa la misma incisión a través de la que la sonda de faco se insertó al inicio del procedimiento. Cuando se implanta la LIO, puede desplegarse y fijarse detrás de la pupila del ojo sobre la cápsula clara restante. La o las LIOs a implantar pueden seleccionarse en base a cálculos de potencia efectuados antes de la cirugía. En el caso de la presente invención, la LIO electroactiva también puede seleccionarse en base al rango de corrección electroactiva requerida, el tipo de cualquier otra enfermedad ocular que se trate, y las necesidades especiales del paciente.

En la mayoría de los casos, el elemento electroactivo aportará típicamente +2,5 dioptrías, +2,75 dioptrías, +3,0 dioptrías, o +3,25 dioptrías de potencia óptica. La porción de lente básica (con que el elemento electroactivo está en

comunicación óptica) que aportará la mayor parte de las aproximadamente 17 dioptrías normalmente proporcionadas por el cristalino, se medirá y seleccionará antes de la cirugía. Sin embargo, a diferencia de una LIO convencional, una LIO electroactiva permite la sintonización remota de su potencia óptica (por ejemplo, en el caso de que los cálculos efectuados antes de la cirugía no sean óptimos después de la cirugía).

Las figuras 2A y 2B ilustran un conjunto de LIO 200 según una realización de la invención. La figura 2A muestra una vista frontal del conjunto de LIO, que incluye un elemento de lente electroactivo 218 activado por un condensador anular fino de almacenamiento de carga 216 dispuesto alrededor del perímetro del elemento de lente electroactivo 218. El condensador de almacenamiento de carga 216 es cargado por una película piezoeléctrica 212. La película piezoeléctrica 212 genera dicha carga como resultado de fuerzas mecánicas aplicadas por el cuerpo ciliar (no representado). La película piezoeléctrica 212 está montada en el cuerpo ciliar por una lengüeta de montaje de cuerpo ciliar 210.

El cuerpo ciliar se expande y contrae cuando el ojo intenta enfocar de cerca a lejos y de lejos a cerca. El movimiento del cuerpo ciliar puede producir tensión y/o compresión de la película piezoeléctrica 212 que produce electricidad. La electricidad puede ser transferida a través de cables de carga 220 y usar para cargar el condensador de almacenamiento de carga 216 (o una batería recargable). El condensador de almacenamiento de carga 216 puede alimentar el elemento de lente electroactivo 218 y cualquier circuitería de control relacionada (no representada). Típicamente, el elemento de lente electroactivo 218 requiere aproximadamente de 1,0 a 5,0 voltios, con un rango preferido de 1,5 a 2,5 voltios. Estos voltajes relativamente bajos disminuyen el riesgo que implica la colocación quirúrgica de dispositivos eléctricos.

Las características eléctricas de la película piezoeléctrica 212 bajo tensión o compresión pueden ser usadas como un calibre para determinar la distancia de visión deseada, y pueden usarse para enfocar la lente electroactiva. Así, es posible que el usuario controle de forma instintiva y automática el enfoque de la LIO electroactiva 200 usando el cuerpo ciliar muscular. Las contracciones del cuerpo ciliar muscular previamente enfocaban el cristalino del sujeto deformándolo físicamente. Usando la LIO electroactiva 200 las contracciones instintivas y automáticas del cuerpo ciliar muscular cambiarán las características eléctricas de la película piezoeléctrica 212, y estos cambios eléctricos puede ser supervisados por un procesador dispuesto, por ejemplo, en un chip (no representado) y usado para enfocar eléctricamente, de forma variable, la LIO electroactiva 200. Alternativamente, la película piezoeléctrica 212 puede ser usada únicamente como un calibre para enfocar, en cuyo caso, la LIO electroactiva 200 estará provista de una fuente de potencia diferente.

En algunas realizaciones, la película piezoeléctrica puede montarse circunferencialmente en el cuerpo ciliar por múltiples lengüetas de montaje (más de dos) con el fin de aprovechar la contracción y expansión circunferenciales naturales del cuerpo ciliar circundante.

Puede usarse uno o más anclajes de lente 214 para estabilizar la lente electroactiva en la posición deseada. Por ejemplo, puede usarse un anclaje de lente 214 para centrar la lente electroactiva dentro de la cápsula o "bolsa" o membrana que antes contenía el cristalino natural (creando una LIO intracapsular). Alternativamente, el anclaje de lente 214 puede montarse en el músculo ciliar directamente, y así estar fuera de la cápsula (creando una LIO extracapsular).

Se puede usar múltiples anclajes de lente 214. Por ejemplo, puede usarse 3 o 4 anclajes de lente 214. Los anclajes de lente 214 pueden tener formas diferentes, personalizadas para la aplicación específica.

Una lente básica opcional 252 puede proporcionar una potencia refractiva básica usando una configuración de lente convencional, y puede ser equivalente en potencia refractiva al cristalino cuando no se necesita acomodación. La lente básica 252 también puede servir como un medio de encapsular el elemento electroactivo en un recinto herméticamente sellado que consta de un material biocompatible similar a los materiales actualmente usados para hacer LIOs, a modo de ejemplo solamente, acrílico blando o silicona sólida de calidad médica.

La figura 2B muestra una vista lateral de una realización de lente intraocular con una lente electroactiva y material piezoeléctrico como una fuente de alimentación. Específicamente, la figura 2B ilustra la lente básica opcional 252 que puede rodear el elemento de lente electroactivo 218 y que puede proporcionar una potencia refractiva fija o básica. En una realización particular, la potencia refractiva fija o básica puede adaptarse a enfocar el ojo a distancias de cerca cuando el elemento electroactivo está inactivo. En otra realización, la lente fija o básica puede adaptarse para enfocar el ojo a distancias de lejos cuando el elemento electroactivo está inactivo. La lente básica opcional 252 puede tener múltiples puntos focales, y/o puede estar tintada.

Otras fuentes de potencia pueden incluir: células solares, carga inductiva, carga conductora, láser, termoeléctrica, y aprovechamiento de la energía mecánica del parpadeo. El condensador 216 (u opcionalmente, una batería) puede recargarse de forma inductiva con un par de gafas especiales (anteojos) que también pueden apagar a distancia la lente electroactiva mientras la batería se está recargando. Las gafas especiales también pueden estar configuradas para proporcionar corrección de la visión mientras que la batería se está recargando.

En algunas realizaciones, el condensador 216 en la LIO electroactiva 200 puede cargarse con una almohada especial que tiene hilos de calibre muy ligero a través de los que circula corriente. La almohada puede ser usada de esta forma para cargar las baterías dentro de la LIO electroactiva 200 por la noche mientras el paciente duerme. Una disposición ejemplar de este tipo se ilustra en la figura 5 y se explicará con más detalle más adelante. Se usa un circuito de acondicionamiento de potencia para reducir el voltaje y limitar la corriente a niveles seguros para carga a baja potencia y para regular la frecuencia para una carga más eficiente.

Alternativamente, la LIO electroactiva puede no tener un condensador 216 o batería, sino que puede ser activada constantemente de forma conductiva por una batería situada externamente, o puede ser activada constantemente de forma inductiva por una fuente de alimentación de acoplamiento inductivo situado externamente, o célula solar, o célula solar acoplada a un láser adecuadamente sintonizado, o una fuente de alimentación termoeléctrica que genera electricidad vertiendo el calor corporal (típicamente 98 grados F) al aire ambiente relativamente frío (típicamente a 70 grados F).

Las figuras 3A y 3B muestran un sistema de lente intraocular 300 que tiene un elemento de lente electroactivo difractivo 326 y un aro de batería recargable 324. La figura 3A proporciona una vista frontal del elemento de lente electroactivo difractivo 326, dicho elemento de lente difractivo puede ser eléctricamente difractivo con electrodos circulares concéntricos, o mecánicamente difractivo con superficies atacadas que son activadas eléctricamente controladas por coincidencia y discrepancia de índice, que se conecta por conexiones de potencia 322 al aro de batería recargable 324. Puede usarse anclajes de lente 314 para estabilizar y colocar el elemento de lente electroactivo difractivo 326 en la posición y la orientación deseadas. El aro de batería recargable 324 puede ser activado con un condensador similar al del sistema de lente intraocular 200 de las figuras 2A y 2B. Además, la batería recargable 324 puede estar conformada de forma diferente y situada dentro de o junto al anclaje de lente 314, y así alejarse de los elementos ópticos.

La figura 3B muestra una vista lateral de la lente intraocular 300. Específicamente, la figura 3B ilustra una lente básica opcional 352, que es similar a la lente básica 252 del sistema de lente intraocular 200 de las figuras 2A y 2B. Esta lente básica 352 puede tener una potencia óptica básica o fija, o puede no tener potencia óptica y simplemente servir como una cápsula protectora o sustrato.

Las figuras 4A y 4B muestran un sistema de lente intraocular 400 que tiene un elemento de lente electroactivo pixelado 430 y un aro de batería recargable 424. La figura 4A representa una vista frontal del elemento de lente electroactivo pixelado 430, que está conectado por conexiones de potencia 422 al aro de batería recargable 424. Puede usarse anclajes de lente 414 para estabilizar y colocar el elemento de lente electroactivo difractivo 430 en la posición y orientación deseadas. El aro de batería recargable 424 puede ser activado de la misma formas que el condensador 216 de la figura 2.

La figura 4B muestra una vista lateral de la lente intraocular 400 que representa la lente básica 452, que es similar a las lentes básica de las realizaciones anteriores.

La figura 5 muestra un suministro externo de potencia 500 para uso al cargar la fuente de alimentación interna de LIOs según algunas realizaciones de las invenciones. En la fuente de alimentación 500, un acondicionador de potencia 532 está conectado eléctricamente a una toma de pared 530. El acondicionador de potencia 532 está conectado a bobinas de inducción de hilo de calibre ligero 534 dentro de una almohada 536 para cargar inductivamente un condensador o batería de una LIO electroactiva recargable. El acondicionador de potencia 532 puede estar configurado para reducir el voltaje y limitar la corriente a niveles seguros para carga a baja potencia y para regular la frecuencia para carga más eficiente. La fuente de alimentación 500 puede estar configurada de modo que la LIO electroactiva pueda cargarse mientras que el sujeto apoya la cabeza en o cerca de la almohada 536. Se entenderá que las bobinas de inducción 534 pueden colocarse alternativamente en la cama del sujeto o en un reposacabezas, respaldo de asiento u otra posición que pueda estar en estrecha proximidad con la cabeza del sujeto durante un período de tiempo suficiente.

La figura 6 muestra un conjunto de lente intraocular 600 con un elemento de lente electroactivo 618, un chip de control 640 y una antena 622 para uso con una unidad de programación inalámbrica 660. La unidad de programación inalámbrica 660 está configurada para comunicar con el chip de control 640 a través de ondas de radio. Las ondas de radio son capturadas por la mini antena 642 que comunica con el chip de control 640. El chip de control 640 puede sintonizarse a distancia a través del uso de estas radio ondas. Tal sintonización puede incluir establecer o ajustar las características ópticas del elemento de lente electroactivo 618. El chip de control 640 controla el elemento de lente electroactivo 618, y puede tener comunicación bidireccional con la unidad de programación inalámbrica 660. Por ejemplo, el chip de control 640 puede estar configurado para alertar a la unidad de programación inalámbrica 660 de que el voltaje de la batería 624 es bajo. Alternativamente, la comunicación de programación con el chip de control 640 puede ser a través de un láser (ondas de luz), en lugar de a través de radio ondas.

El elemento de lente electroactivo 618 puede conectarse por conexiones de potencia 622 a un aro de batería recargable 624 o un condensador (no representado), y puede cargarse por bobinas de inducción o por elementos

piezoeléctricos como en realizaciones previamente descritas.

En algunas realizaciones, la corrección proporcionada por la LIO electroactiva puede variar dependiendo de las necesidades del paciente y los resultados deseados: en algunas realizaciones el elemento electroactivo puede proporcionar solamente corrección de presbicia. En algunas realizaciones, la LIO electroactiva puede proporcionar corrección convencional sintonizada fina a distancia. En algunas realizaciones, la LIO electroactiva puede proporcionar correcciones de aberración de orden superior (no convencionales), a modo de ejemplo solamente, coma, aberración esférica, trefoil, y otras aberraciones de orden superior. En algunas realizaciones el elemento electroactivo también puede ajustar la posición de la imagen en la retina, mediante la creación de un desplazamiento prismático de la imagen electrónicamente. Al corregir aberraciones de orden más alto y/o corregir un desplazamiento prismático del lugar donde la imagen está situada en la retina, la LIO electroactiva puede utilizar una pluralidad de píxeles. Un desplazamiento prismático de la imagen es muy útil en pacientes que tienen patologías, a modo de ejemplo solamente, degeneración macular de la retina (que puede incluir alteraciones de color debidas a enfermedad o degeneración específica de la mácula lútea), agujeros en mácula, desgarros retinales y anomalías neurológicas que producen escotomas o una pérdida de visión en segmentos particulares del recorrido visual (tal como puntos ciegos u oscuros en el campo de visión, y visión borrosa). Se deberá señalar que en cada una de las realizaciones de uso anteriores, la LIO electroactiva de la invención puede sintonizarse a distancia después de la cirugía para lograr el efecto optimizado deseado.

La figura 7A ilustra una imagen de una retina sana con una fovea sana 720 y mácula sana 710. La figura 7B ilustra una zona de la mácula 730 que ha sido dañada por degeneración macular “húmeda”, producida por lo general por sangrado por detrás de la retina que atraviesa la membrana de la retina. La figura 7C ilustra una zona de la mácula 740 que ha sido dañada por degeneración macular “seca”, que es producida por la acumulación de drusen en la retina en la zona de la mácula. Moviendo la imagen a otra posición en la retina, la visión puede mejorar en personas que padecen degeneración macular. Un cambio de posición de imagen de 0,25 mm a 3,00 mm puede producir una mejora principal en la visión en el caso de una mácula o retina enferma o dañada. El rango preferido es de 0,50 mm a 2,00 mm.

La figura 8 ilustra los efectos de la retinopatía diabética en el ojo. De nuevo, redirigiendo la imagen en la retina con una LIO prismática, pueden mitigarse algunos de los efectos de claridad visual de esta enfermedad.

La figura 9 ilustra esquemáticamente una realización por la que pueden apilarse lentes electroactivas con electrodos lineales para producir cualquier combinación de desplazamiento vertical y horizontal de una imagen en la retina. La primera lente 910 tiene electrodos horizontales usados para producir potencia prismática vertical. La segunda lente 920 tiene electrodos verticales usados para producir potencia prismática horizontal. La lente combinada 930 sería capaz de producir una combinación de desplazamiento vertical y horizontal de la imagen. Cambiando los voltajes en cada electrodo e invocando una técnica conocida como desenvolvimiento de fase, tal lente puede producir varias potencias prismáticas. Además, pueden apilarse múltiples lentes para producir valores de potencia prismática más grandes. La cantidad de potencia prismática requerida y la cantidad de desplazamiento de imagen resultante variará dependiendo de la extensión de la enfermedad. Un rango preferido de movimiento de imagen es de entre 0,1 mm y 3,0 mm, con un rango preferido de 0,5 mm a 2,0 mm.

La figura 10 ilustra una LIO electroactiva en comunicación óptica con una LIO acomodativa no electroactiva. El elemento 1010 es una lente electroactiva que está en comunicación óptica con un elemento de LIO acomodativa no electroactiva 1020. Obsérvese que los elementos 1010 y 1020 están en serie óptica, pero no están en contacto físico uno con otro.

Aunque se ha prestado mucha atención a alimentar una lente electroactiva, algunos materiales electroactivos retienen su potencia óptica en ausencia de electricidad aplicada (tal como a modo de ejemplo solamente, un cristal líquido biestable). Usando estos tipos de materiales electroactivos, la potencia prismática, una potencia aditiva o sustractiva que sea aditiva o sustractiva de la potencia óptica básica de la LIO, y/o las correcciones de orden superior podrían lograrse mientras el dispositivo es alimentado, y luego permanecerían puestas después de quitar potencia. Esto puede eliminar la necesidad de recargar la fuente de potencia en la LIO. Si la visión del paciente cambia y requiere nueva corrección, podría volver al profesional de atención ocular y hacer que le ajusten la LIO a una nueva combinación de corrección prismática y/o de orden superior. Los cambios podrían ser activados externamente a distancia. Por ejemplo, la potencia externa puede ser energía RF similar a la forma en que las etiquetas RFID funcionan hoy en día, donde el dispositivo de lectura proporciona la potencia a la etiqueta RFID de forma inductiva de modo que LA RFID pueda transmitir su información al lector RFID.

De la misma manera que las etiquetas RFID, un instrumento de sintonización para cambiar la potencia de la LIO podría proporcionar potencia al controlador en la LIO electroactiva, de modo que el controlador pueda cambiar los voltajes en los electrodos de la LIO estableciendo así el índice de refracción localizado que determina las propiedades ópticas de la LIO electroactiva.

Alternativamente, la potencia también puede ser suministrada ópticamente proyectando al ojo una luz brillante o láser seguro para el ojo y por una fotocélula incorporada en la LIO electroactiva que luego proporcionaría la potencia

eléctrica temporal necesaria para regular la potencia óptica de la LIO electroactiva. Este sistema también se puede usar para comunicación, además de para suministrar potencia.

Se han usado cristales líquidos nemáticos, colestéricos y ferroeléctricos trenzados biestables en pantallas LCD flexibles de bajo costo, y se puede usar materiales similares en los elementos electroactivos de una LIO. Este tipo de ajuste prismático ajustado eléctricamente (pero por lo demás no alimentado), aditivo o sustractivo, para sintonización de enfermedad retinal o corrección de aberración de orden superior puede añadirse (es decir, colocarse en serie óptica) a cualquier LIO no electroactiva acomodativa que corrija la presbicia. Por ejemplo, se podría colocar elementos electroactivos en serie óptica con LIOs no eléctricas o no alimentadas, tal como LIOs no electroactivas que cambian mecánicamente su potencia óptica cambiando una o varias curvaturas superficiales y/o la posición de la LIO en el ojo.

La adición de la lente electroactiva o elementos electroactivos puede realizarse al menos de tres formas: primera: se puede colocar una LIO electroactiva separada en comunicación óptica sin contacto (serie óptica) con la LIO acomodativa no electroactiva; segunda: se puede incorporar un elemento electroactivo a una de las superficies de la LIO que no cambia de contorno durante la acomodación; y tercera: se puede colocar un elemento electroactivo dentro de un elemento no electroactivo en capas.

Por ejemplo, podría añadirse un elemento electroactivo en la cámara anterior y usarse en serie óptica con un cristalino funcional del sujeto. En este caso, el cristalino proporcionará acomodación natural, y la LIO electroactiva puede dirigir la imagen a una parte más sana de la retina, o puede sintonizar la LIO no electroactiva, o puede corregir una aberración de orden superior.

Como se ha indicado anteriormente, en algunas realizaciones, puede ser una ventaja principal sintonizar o ajustar la LIO electroactiva a distancia. Después de insertar la LIO electroactiva en el ojo, la potencia óptica y la potencia prismática pueden ser sintonizadas finamente a distancia para llevar a cabo la corrección óptima de la visión para corregir error refractivo convencional, o aberraciones de orden superior, o la posición exacta de la imagen en la retina. Además, la LIO podría sintonizarse de nuevo en una fecha posterior para compensar cambios en el ojo con el tiempo, debido a enfermedad o envejecimiento. En casos de corregir únicamente un error refractivo convencional, la LIO electroactiva podría utilizar difracción o pixelación o ambas. El elemento electroactivo también puede realizar cualquier número de estas funciones en combinación, según exijan las condiciones del paciente y a discreción del profesional de atención ocular.

En algunas realizaciones, aunque se puede usar una lente electroactiva para corregir la visión como se ha descrito en la presente invención, la lente electroactiva también se puede usar para proporcionar un efecto de gafa de sol o tintado de forma electroactiva. Usando capas de cristal líquido especial u otros materiales electrocrómicos, la LIO electroactiva de la presente invención puede reducir la cantidad de luz que choca en la retina cuando los niveles de luz del entorno sean incómodamente altos, o lleguen a un nivel que pueda ser peligroso para el ojo. El efecto de gafa de sol puede dispararse automáticamente cuando un sensor de luz incorporado en la LIO reciba una intensidad de luz superior a un nivel umbral. Alternativamente, el efecto de gafa de sol puede ser conmutado a distancia por el usuario usando un dispositivo de comunicaciones inalámbricas acoplado a la circuitería de control en la LIO. Este efecto electroactivo de gafa de sol puede tener lugar en milisegundos o menos, en contraposición al tiempo de reacción relativamente lento de segundos (o más) de los tintados químicos comerciales en lentes convencionales. Un factor al determinar el tiempo de reacción de las lentes electroactivas es la finura de la capa de cristal líquido. Por ejemplo, una capa de cristal líquido de 5 micras puede reaccionar en milisegundos.

Igualmente, el enfoque de los elementos electroactivos puede realizarse automáticamente usando un telémetro, o un medidor basculante (distancia de cerca cuando se mira hacia abajo, distancia de lejos cuando se mira recto), o puede ser controlado a distancia por el usuario usando un dispositivo de comunicaciones inalámbricas.

Hay varios materiales electrocrómicos. Un tipo consta de capas exteriores transparentes de película conductora eléctrica que tiene capas interiores que permiten el intercambio de iones. Cuando se aplica un voltaje a través de las capas exteriores conductoras, los iones pasan de una capa interior a otra, produciendo un cambio en el tintado del material electrocrómico. La inversión del voltaje hace que la capa sea clara de nuevo. Las capas electrocrómicas pueden tener transmitancia de luz variable durante la operación, de aproximadamente 5 a 80 por ciento. Este tipo de cristales electrocrómicos tiene "memoria" y no necesita un voltaje constante después de haberse iniciado el cambio. Además, puede sintonizarse para bloquear algunas longitudes de onda, tal como energía infrarroja (calor).

Otra tecnología electrocrómica se denomina pantalla de partículas suspendidas (SPD). Este material contiene partículas moleculares suspendidas en una solución entre las placas de vidrio. En su estado natural, las partículas se mueven aleatoriamente y chocan, bloqueando el paso directo de luz. Cuando se encienden, las partículas se alinean rápidamente y el cristal es transparente. Este tipo de cristal conmutable puede bloquear hasta aproximadamente 90 por ciento de la luz. También se ha usado cristal líquido para proporcionar efectos electrocrómicos en gafas de sol.

Los sistemas y métodos, aquí descritos, se dirigen a los problemas indicados anteriormente, así como otros

- 5 problemas que están presentes en las técnicas convencionales. No se prevé de ninguna forma que la descripción de varios productos, métodos o aparatos y sus desventajas concomitantes descritos en los "Antecedentes de la invención" limite el alcance de la invención o implique que la invención no incluye algunos o todos los varios elementos de productos, métodos y aparatos conocidos en una forma u otra. De hecho, varias realizaciones de la invención pueden superar algunas de las desventajas indicadas en los "Antecedentes de la invención", pero reteniendo algunos o todos los varios elementos de productos, métodos y aparatos conocidos de una forma u otra.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de lente intraocular (200), incluyendo:

5 una lente intraocular (252, 352, 452, 652); y

un elemento de lente electroactivo (218, 326, 430, 618) en comunicación óptica con ella, **caracterizado porque** cuando dicho elemento de lente electroactivo proporciona una potencia óptica no cero, dicha lente intraocular proporciona la mayor parte de la potencia óptica en el sistema.

10

2. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, incluyendo además:

una fuente de potencia eléctrica (216, 324, 424, 624) adaptada para aplicar potencia eléctrica a dicho elemento de lente electroactivo y que se recarga a distancia; y

15

un controlador adaptado para controlar la potencia eléctrica aplicada a dicho elemento de lente electroactivo usando un chip de control (640).

20

3. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 2, donde dicha fuente de potencia eléctrica incluye una batería (324, 424, 624).

4. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 2, donde dicha fuente de potencia eléctrica incluye un condensador (216).

25

5. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 2, donde dicho chip de control incluye un interruptor basculante.

6. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 2, donde dicho chip de control incluye un telémetro.

30

7. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 2, donde dicho chip de control usa una triangulación en básica a la dirección de ambos ojos, fuerzas ejercidas en el sistema de lente intraocular por los músculos de cristalino, o contracciones del músculo ciliar.

35

8. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 2, donde dicho chip de control es controlado a distancia por un usuario.

9. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho elemento de lente electroactivo (326) es difractivo.

40

10. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 9, donde dicho elemento de lente electroactivo difractivo (430) está pixelado.

11. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 9, donde dicho elemento de lente electroactivo difractivo es mecánicamente difractivo con superficies atacadas.

45

12. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 9, donde dicho elemento de lente electroactivo difractivo incluye múltiples zonas controlables independientemente.

13. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho elemento de lente electroactivo proporciona potencia óptica en un rango de aproximadamente cero dioptrías a aproximadamente +2,50 dioptrías.

50

14. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho elemento de lente electroactivo proporciona potencia óptica en un rango de aproximadamente cero dioptrías a aproximadamente +2,75 dioptrías.

55

15. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho elemento de lente electroactivo proporciona potencia óptica en un rango de aproximadamente cero dioptrías a aproximadamente +3,00 dioptrías.

16. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho elemento de lente electroactivo proporciona potencia óptica en un rango de aproximadamente cero dioptrías a aproximadamente +3,25 dioptrías.

60

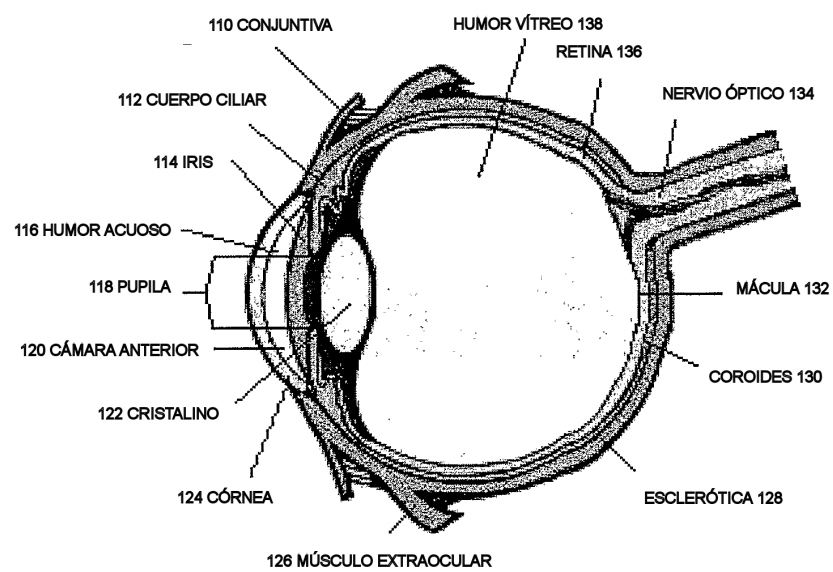
17. El sistema de lente intraocular de cualquiera de las reivindicaciones 13 a 16, donde dicho elemento de lente electroactivo incluye dos o más capas electroactivas, donde cada una de dichas capas electroactivas proporciona al menos una porción aditiva de potencia óptica.

65

18. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 9, donde dicha fuente de potencia eléctrica es un aro de batería situado externamente.

19. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 2, donde dicha fuente de potencia eléctrica (324, 424, 624) está configurada en su mayor parte de manera circular.
- 5 20. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 3, donde dicha batería es recargable.
21. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 4, donde dicho condensador es un condensador de almacenamiento de carga.
- 10 22. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 2, donde dicha fuente de potencia eléctrica se carga a distancia por inducción.
23. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 22, donde dicha fuente de potencia eléctrica se carga a distancia con unas gafas.
- 15 24. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 2, donde dicha fuente de potencia eléctrica se carga a distancia por un láser.
25. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 2, donde dicha fuente de potencia eléctrica se carga a distancia por una célula solar.
- 20 26. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho elemento de lente electroactivo está adaptado para desplazar de forma prismática la posición de la imagen con relación a la retina del usuario.
- 25 27. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 26, donde dicho desplazamiento prismático lo facilitan dos o más capas de material electroactivo.
28. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 26, donde dicho desplazamiento prismático está adaptado para ser alterado a distancia.
- 30 29. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 26, donde dicho desplazamiento prismático está dentro de un rango de aproximadamente 0,1 mm a aproximadamente 3,0 mm.
- 35 30. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho sistema de lente está adaptado para corregir una aberración de orden superior.
31. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 30, donde dicha corrección de aberración de orden superior la proporciona dicho elemento de lente electroactivo.
- 40 32. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 30, donde dicha corrección de aberración de orden superior está adaptada para ser sintonizada a distancia.
33. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho sistema de lente está adaptado para proporcionar un tintado cambiable.
- 45 34. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 33, donde dicho tintado incluye un tintado de gafa de sol.
35. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 33, donde dicho tintado está adaptado para cambiar automáticamente en respuesta a un sensor de luz.
- 50 36. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 33, donde dicho tintado lo proporciona dicho elemento de lente electroactivo.
37. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho elemento de lente electroactivo incluye un cristal líquido biestable.
- 55 38. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho elemento de lente electroactivo incluye un cristal líquido nemático.
39. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho elemento de lente electroactivo incluye un cristal líquido colestérico.
- 60 40. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho elemento de lente electroactivo incluye un cristal líquido ferroeléctrico.
- 65 41. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho sistema de lente está adaptado para plegarse.

42. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho sistema de lente incluye acrílico.
- 5 43. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho sistema de lente incluye silicona sólida de calidad médica.
44. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho sistema de lente está adaptado para proporcionar múltiples puntos focales.
- 10 45. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde un segundo elemento electroactivo sirve como una agujero controlable eléctricamente.
46. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho sistema de lente está adaptado para usarse como un implante corneal.
- 15 47. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 2, donde dicho controlador está adaptado para ser programado a distancia.
48. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho sistema de lente está adaptado para que su potencia óptica sea sintonizada a distancia.
- 20 49. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho sistema de lente incluye una antena.
50. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho sistema de lente incluye un chip de control.
- 25 51. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 50, donde dicho chip de control está adaptado para recibir una de comunicación inalámbrica, comunicación de ondas radio, comunicación de ondas de luz, y energía de radio frecuencia.
- 30 52. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho sistema de lente incluye un tintado y donde dicho sistema de lente está adaptado para que dicho tintado sea sintonizado a distancia.
53. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho sistema de lente incluye una potencia óptica prismática y donde dicho sistema de lente está adaptado para que dicha potencia óptica prismática sea sintonizada a distancia.
- 35 54. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicha lente intraocular encapsula dicho elemento de lente electroactivo.
- 40 55. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho elemento de lente electroactivo está sellado.
56. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, incluyendo además una película piezoeléctrica.
- 45 57. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 1, donde dicho elemento de lente electroactivo es una lente intraocular acomodativa.
58. El sistema de lente intraocular de la reivindicación 2, incluyendo además una antena, conectada al chip de control sintonizado a distancia usando comunicación inalámbrica.



100

FIGURA 1

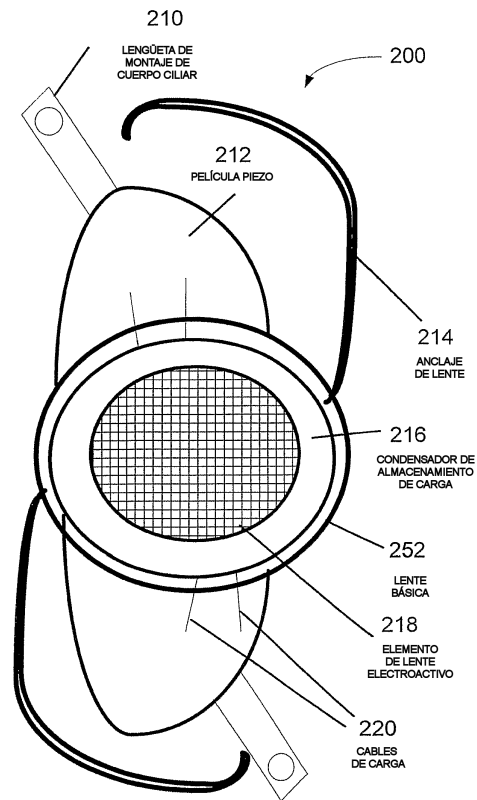


FIGURA 2A

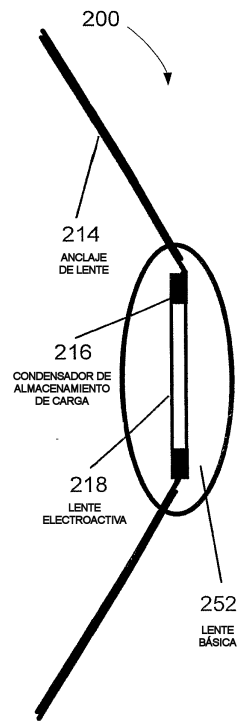


FIGURA 2B

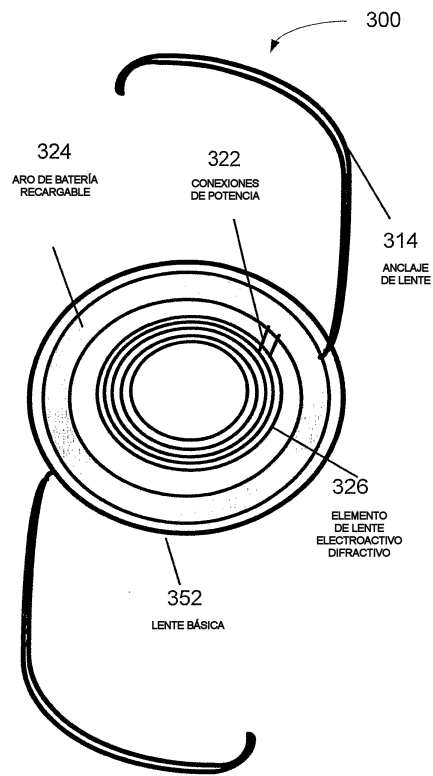


FIGURA 3A

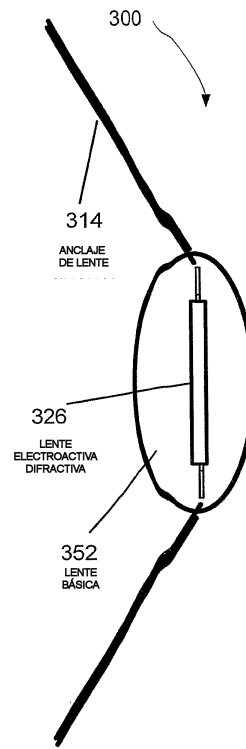


FIGURA 3B

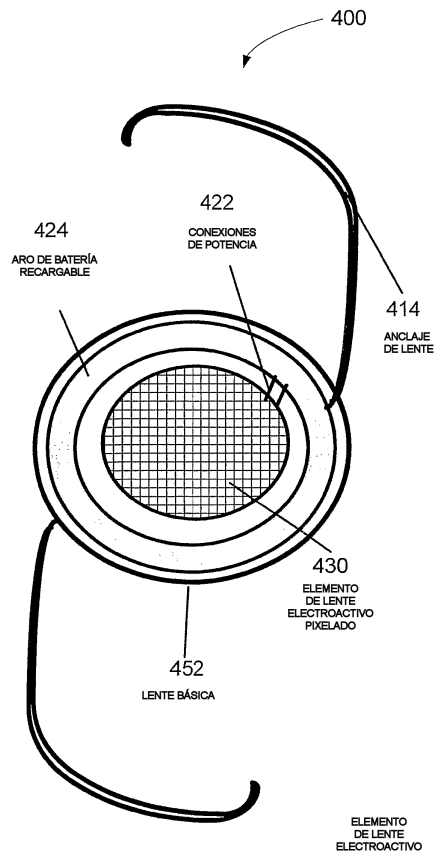


FIGURA 4A

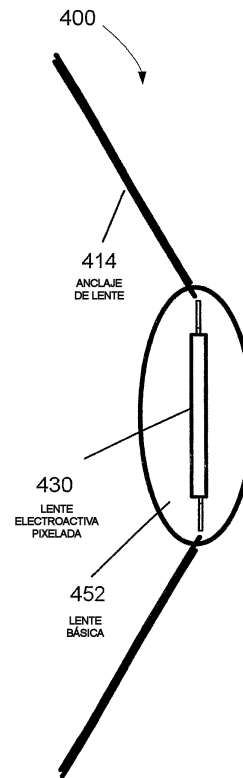


FIGURA 4B

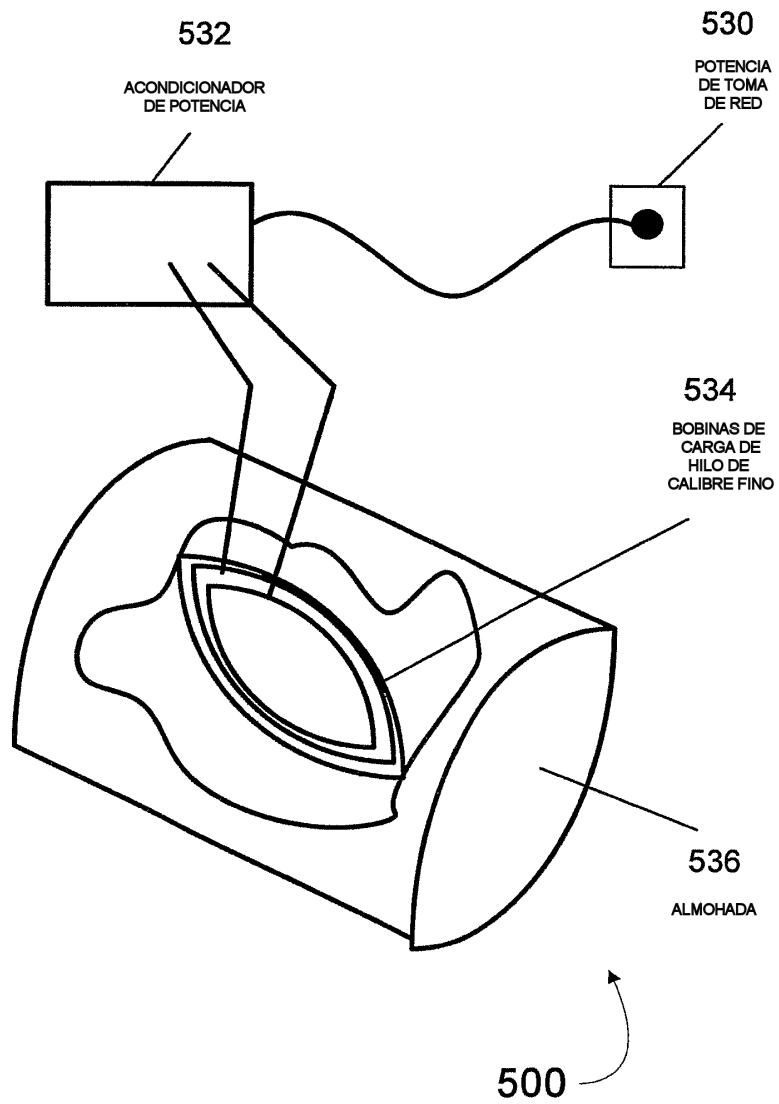


FIGURA 5

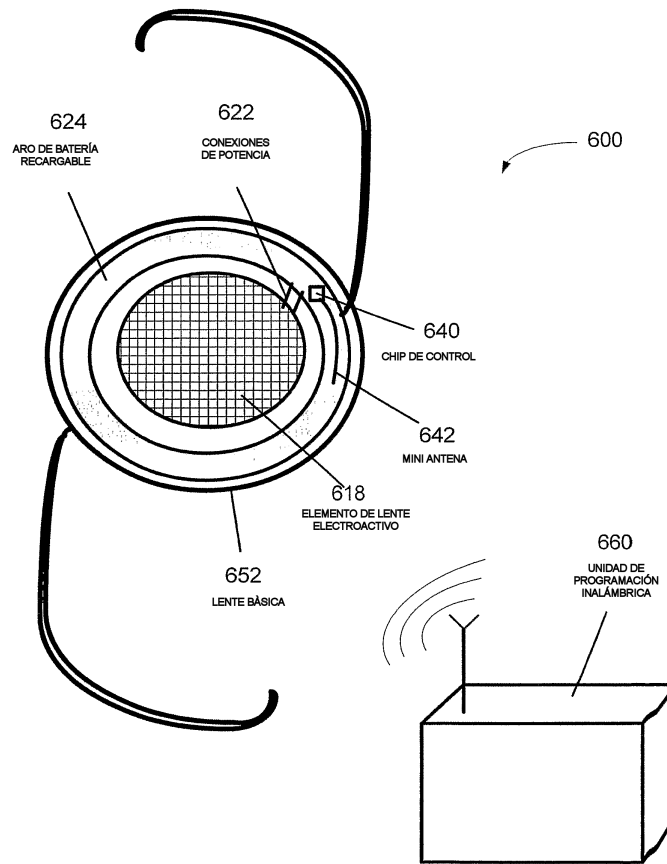


FIGURA 6

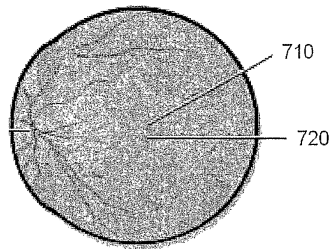


FIGURA 7A

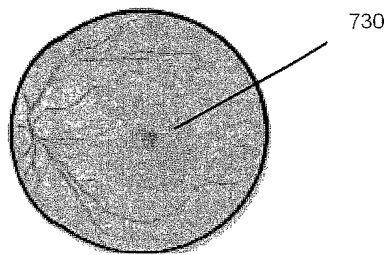


FIGURA 7B

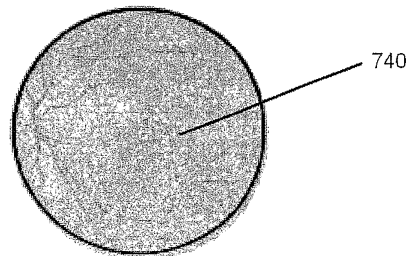


FIGURA 7C

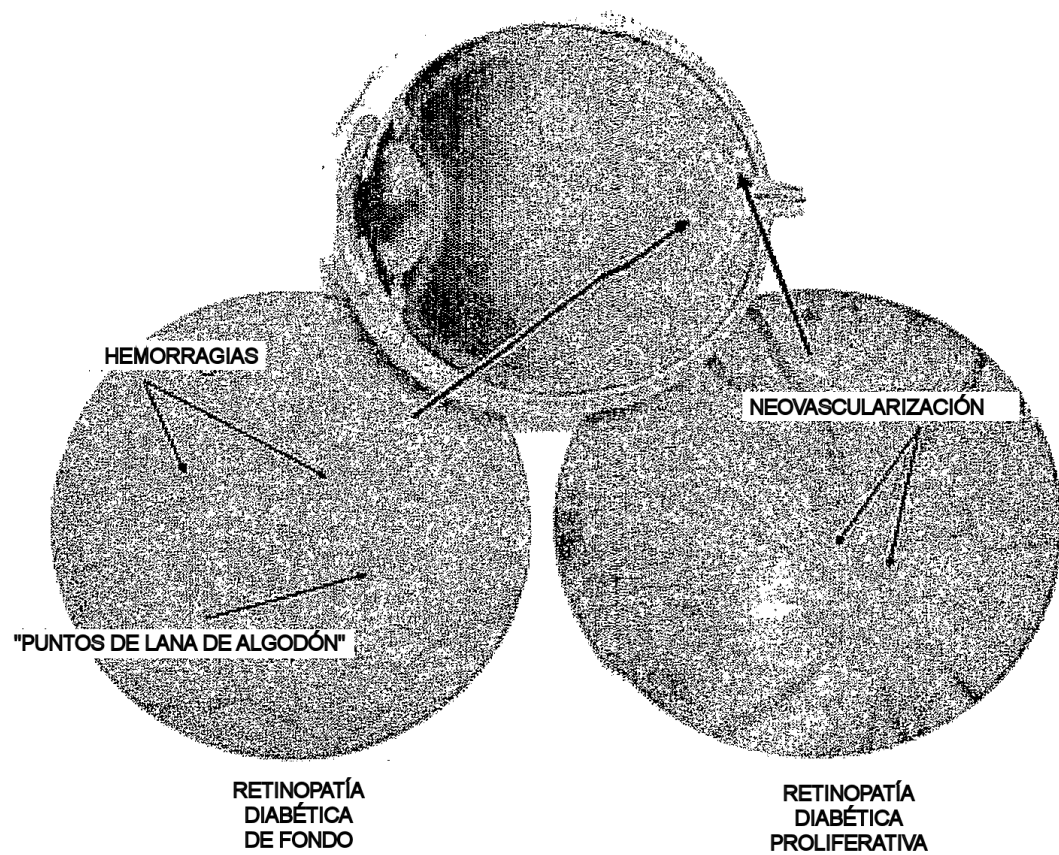


FIGURA 8

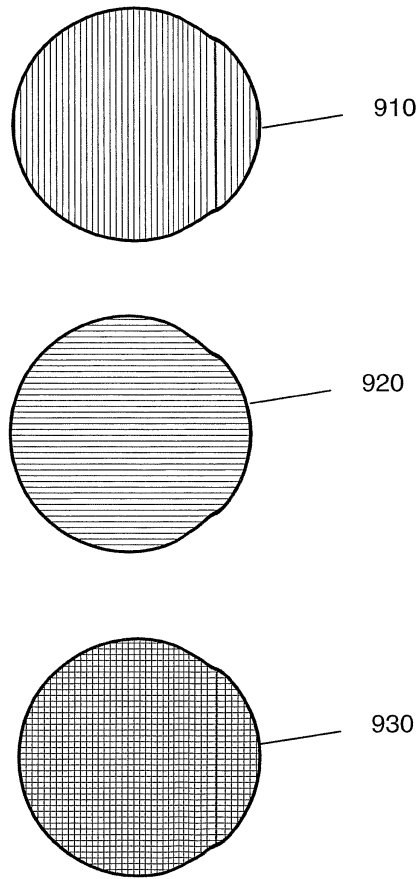


FIGURA 9

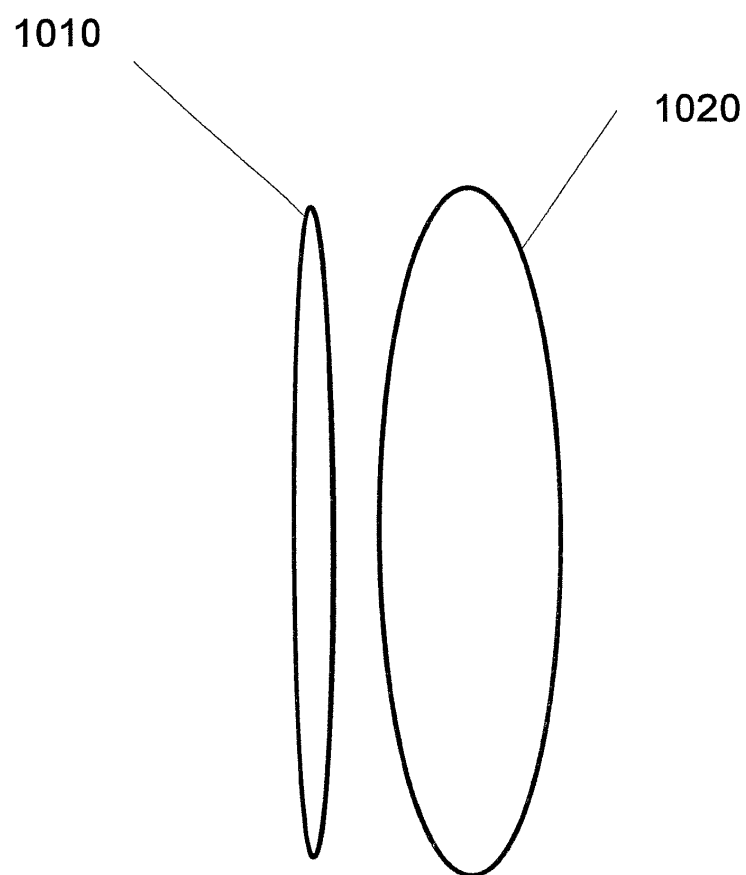


FIGURA 10