

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 390 860**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **04029418 .3**

96 Fecha de presentación: **09.12.1998**

97 Número de publicación de la solicitud: **1522279**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **13.04.2005**

54 Título: **Lente intraocular que se acomoda**

30 Prioridad:
09.12.1997 US 987531

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
19.11.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
19.11.2012

73 Titular/es:
**THE NICE TRUST (100.0%)
FEDERAL TRUST COMPANY LIMITED P.O BOX
293 GRANITE HOUSE LA GRAND RUE
ST MARTIN GUERNSEY GY1 3RS, GB**

72 Inventor/es:
CUMMING, J. STUART

74 Agente/Representante:
GARCÍA-CABRERIZO Y DEL SANTO, Pedro

ES 2 390 860 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Lente intraocular que se acomoda

5 **Campo técnico**

Esta invención se refiere en general a lentes intraoculares y más particularmente a nuevas lentes intraoculares que se acomodan para implantar dentro de la bolsa capsular de un ojo humano del cual se ha eliminado la matriz de lente natural por un procedimiento de extracción que deja intacta dentro del ojo la cápsula posterior y un remanente de cápsula anterior de la lente natural. La invención se refiere también a un nuevo método de utilización de las lentes intraoculares en un ojo humano para proporcionar al paciente capacidad de acomodación sensible a la acción del músculo ciliar normal.

15 **Antecedentes de la técnica**

El ojo humano tiene una cámara anterior entre la córnea y el iris, una cámara posterior detrás del iris que contiene una lente cristalina, una cámara vítrea detrás de la lente que contiene humor vítreo, y una retina en la parte posterior de la cámara vítrea. La lente cristalina de un ojo humano normal tiene una cápsula de lente unida alrededor de su periferia al músculo ciliar del ojo por zónulas y contiene una matriz de lente cristalina. Esta cápsula de lente tiene paredes similares a membranas anteriores y posteriores ópticamente transparentes elásticas denominadas comúnmente por los oftalmólogos cápsulas anterior y posterior, respectivamente. Entre el iris y el músculo ciliar existe un espacio similar a una grieta anular llamada surco ciliar.

El ojo humano posee capacidad de acomodación natural. La acomodación natural implica relajación y estrangulamiento del músculo ciliar por el cerebro para proporcionar al ojo visión cercana y lejana. Esta acción del músculo ciliar es automática y conforma la lente cristalina natural en la configuración óptica apropiada para enfocar sobre la retina los rayos de luz entrantes en el ojo desde la escena que se esta viendo.

El ojo humano es sujeto de una diversidad de trastornos que degradan o destruyen totalmente la capacidad del ojo de funcionar apropiadamente. Uno de los más comunes de estos trastornos implica el nublado progresivo de la lente cristalina natural produciendo la formación de lo que se denomina catarata. Actualmente es una práctica común curar una catarata eliminando quirúrgicamente la lente cristalina humana con cataratas e implantando una lente intraocular artificial en el ojo para sustituir a la lente natural. La técnica anterior está repleta de un amplio surtido de lentes intraoculares para este propósito.

Las lentes intraoculares difieren ampliamente es su apariencia física y disposición. La invención se refiere a lentes intraoculares del tipo que tiene una región óptica central u óptico y hápticas que se extienden hacia fuera desde el óptico y que se acoplan al interior del ojo de tal forma para soportar el óptico sobre el eje del ojo. La Patente de Estados Unidos N°: 5.047.051 describe una lente intraocular que tiene una placa de anclaje háptica, un óptico en el centro longitudinal de la placa, y bucles hápticos elásticos apostados en los extremos de la placa.

Hasta los últimos años 80, las cataratas se eliminaban quirúrgicamente por extracción intracapsular que implicaba la eliminación de la lente humana completa incluyendo tanto su matriz de la cápsula de la lente exterior como de la cápsula de la lente interior, o por extracción extracapsular que implicaba la eliminación de la cápsula anterior de la lente y la matriz de la lente cristalina interior pero dejando intacta la cápsula posterior de la lente. Tales procedimientos intracapsular y extracapsular son propensos a ciertas complicaciones post-operativas que introducen riesgos indeseables en su utilización. Entre las más serias de estas complicaciones están la opacificación de la cápsula posterior posteriormente a la extracción de la lente capsular, descentrado de la lente intraocular, edema macular cistoide, desprendimiento de retina y astigmatismo.

Se desarrolló un procedimiento quirúrgico mejorado llamado capsulotomía anterior para aliviar las anteriores y otras complicaciones y riesgos post-operatorios implicados en la extracción de la catarata intracapsular y extracapsular. Expresado de manera sencilla, la capsulotomía anterior implica formar una abertura en la cápsula anterior de la lente natural, dejando intacta dentro del ojo una bolsa capsular que tiene una cápsula posterior elástica, y un remanente o un borde capsular anterior alrededor de la abertura de la cápsula anterior, y un surco anular, denominado en este documento surco de la bolsa capsular, entre el remanente de la cápsula anterior y la circunferencia exterior de la cápsula posterior. Esta bolsa capsular se mantiene unida alrededor de su periferia al músculo ciliar circundante del ojo por las zónulas del ojo. La matriz de la lente natural con cataratas se extrae de la bolsa capsular a través de la abertura de la cápsula anterior por facoemulsificación y aspiración o de alguna otra forma después de lo cual se implanta una lente intraocular dentro de la bolsa a través de la abertura.

Una forma relativamente reciente y mejorada de la capsulotomía anterior conocida como capsulorhexis es esencialmente un capsulotomía circular o redonda de desgarro continuo. Se realiza una capsulorhexis rasgando la cápsula anterior de la cápsula de la lente natural a lo largo de una línea de desgarro generalmente circular sustancialmente coaxial con el eje de la lente y eliminando la porción generalmente circular de la cápsula anterior rodeada por la línea de desgarro. Una capsulotomía o capsulorhexis circular de desgarro continuo, si se realiza

apropiadamente, proporciona una abertura generalmente circular a través de la cápsula anterior de la cápsula de la lente natural sustancialmente coaxial con el eje del ojo rodeada en su circunferencia por una remanente o borde anular continuo de la cápsula anterior que tiene un margen interior relativamente liso y continuo que rodea la abertura. Cuando se realiza una capsulorhexis circular de desgarramiento continuo, sin embargo, el borde anterior a menudo se rasga o corta accidentalmente o se rompe de otra manera, o el margen interior se mella o corta de una manera que hace al borde propenso al desgarramiento cuando el borde se tensiona, como durante la fibrosis como se analiza a continuación.

Otro procedimiento de capsulotomía anterior, denominado capsulotomía de envuelta, implica cortar una incisión horizontal en la cápsula anterior de la cápsula de la lente natural, cortar después dos incisiones verticales en la cápsula anterior que se cruzan y elevan desde la incisión horizontal, y finalmente rasgar la cápsula anterior a lo largo de la línea de desgarramiento que tiene una porción arqueada ascendente superior que comienza en la extremidad superior de la incisión vertical y continúa en una porción vertical descendente paralela a la incisión vertical que se extiende hacia abajo y después a través de la segunda incisión vertical. Este procedimiento produce una abertura en la cápsula anterior generalmente con forma de arco centrada sobre el eje del ojo. La abertura está rodeada en su parte inferior por la incisión horizontal, en un lado vertical por la incisión vertical, en su lado vertical opuesto por la segunda incisión vertical de la cápsula anterior, y en su lado superior por la porción arqueada superior del desgarramiento capsular. La incisión vertical y el extremo adyacente de la incisión horizontal forman una solapa flexible en un lado de la abertura. El borde de desgarramiento vertical y el extremo adyacente de la incisión horizontal forman una segunda solapa en el lado opuesto de la abertura.

Un tercer procedimiento de capsulotomía, denominado capsulotomía de lata de cerveza o de abridor de latas, implica perforar la cápsula anterior de la lente natural en una multiplicidad de posiciones a lo largo de una línea circular sustancialmente coaxial con el eje del ojo y eliminar después la porción generalmente circular de la cápsula rodeada en su circunferencia por la línea. Este procedimiento produce una abertura en la cápsula anterior generalmente circular sustancialmente coaxial con el eje del ojo y rodeada en su circunferencia por un remanente o borde anular de la cápsula anterior. El margen interior de este borde tiene una multiplicidad de escotaduras formadas por los bordes de los agujeros perforados en la cápsula anterior que hacen al remanente o borde anular propenso a rasgarse radialmente cuando el borde se tensiona, como durante la fibrosis como se analiza a continuación.

Las lentes intraoculares difieren también con respecto a su capacidad de acomodación, y su colocación en el ojo. La acomodación es la capacidad de una lente intraocular de acomodarse, es decir, de enfocar el ojo para visión cercana y lejana. La patente de Estados Unidos N° 5.326.347 y ciertas patentes anteriores describen lentes intraoculares que se acomodan. Otras patentes de Estados Unidos anteriores describen lentes intraoculares que no se acomodan. La mayoría de las lentes que no se acomodan tienen ópticos de foco único que enfocan el ojo sólo en una cierta distancia fija y requieren llevar gafas para cambiar el foco. Otras lentes que no se acomodan tienen ópticos bifocales que forman la imagen tanto de objetos cercanos como lejanos sobre la retina del ojo. El cerebro selecciona la imagen apropiada y suprime la otra imagen, de forma que una lente intraocular bifocal proporciona tanto vista de visión cercana como visión lejana sin gafas. Las lentes intraoculares bifocales, sin embargo, padecen de la desventaja de que cada imagen bifocal representa sólo aproximadamente el 40% de la luz disponible y el restante 20% de la luz se pierde por dispersión.

Existen cuatro posibles emplazamientos de una lente intraocular dentro del ojo. Éstas son (a) en la cámara anterior, (b) en la cámara posterior, (c) en la bolsa capsular, y (d) en la cámara vítrea.

El documento WO 95/06446 describe una lente intraocular que se acomoda.

Descripción de la invención

De acuerdo con uno de sus aspectos, esta invención proporciona lentes intraoculares que se acomodan mejoradas de acuerdo con la reivindicación 1 para implantar dentro de la bolsa capsular de un ojo humano que se mantiene en el ojo después de la eliminación de la matriz natural de la cápsula de la lente humana a través de una abertura en la cápsula anterior creada por una capsulotomía anterior y preferiblemente por una capsulorhexis. Una lente intraocular que se acomoda mejorada de acuerdo con la invención tiene un óptico y hápticas centrales que se extienden hacia fuera desde lados diametralmente opuestos del óptico y se pueden mover de manera anterior y posterior en relación al óptico. En algunas realizaciones de lentes descritas, las hápticas se unen en sus extremos interiores al óptico por uniones similares a bisagras denominadas en este documento bisagras, y el movimiento anterior/posterior de las hápticas implica un movimiento fundamental de las hápticas en estas bisagras. En otras realizaciones descritas, las hápticas son elásticamente flexibles, y el movimiento anterior/posterior de las hápticas en relación con el óptico implica el flexionado o doblado elástico de las hápticas. En este aspecto, es importante indicar al comienzo que los términos "flexionar" "flexionado", "flexible" y similares se usan en este documento en un sentido amplio para abarcar tanto hápticas con bisagra como elásticamente doblables.

Ciertas de las realizaciones de lentes de la invención descritas en este documento se denominan lentes hápticas de placa sencilla. Estas lentes hápticas de placa sencilla se destinan para usar cuando el procedimiento de

capsulotomía utilizado en la cirugía ocular se realiza apropiadamente y proporciona un remanente o borde de la cápsula anterior que no sólo está completamente intacto y libre de grietas, desgarrones y similares en el momento del implante de la lente sino que también se mantiene probablemente intacto durante la fibrosis posterior. Otras realizaciones de lente descritas se denominan lente de resorte háptica de placa. Estas últimas lentes se destinan para usar en aquellas situaciones en las que la capsulotomía produce una remanente capsular anterior que no está intacto o que no es probable que se mantenga intacto durante la fibrosis. Ambos tipos de lentes se diseñan para implantar dentro de una bolsa capsular del ojo en una posición en la que el óptico de la lente se alinea sobre el eje del ojo con la abertura de la cápsula anterior en la bolsa, y las hápticas de la lente se sitúan dentro del surco de la bolsa capsular en contacto con la pared del surco. El lado normalmente posterior de la lente está enfrente entonces de la cápsula posterior elástica de la bolsa.

Las realizaciones de lentes actualmente preferidas de la invención de acuerdo con la reivindicación 1 tienen ópticos y hápticas redondos unidos en sus extremos interiores a los bordes opuestos del óptico por uniones relativamente estrechas. Estas uniones ocupan sólo porciones del borde diametralmente opuesto relativamente pequeñas de los ópticos y dejan sin obstruir las porciones del borde circular principal restante del óptico entre las uniones. En las lentes preferidas descritas en este documento, estas uniones son uniones de bisagra alrededor de las cuales las hápticas se pueden mover de manera anterior y posterior en relación con el óptico. Estas uniones flexibles o de bisagra forman un puente entre el óptico y la háptica de la placa que está fijo en posición dentro de las cápsulas anterior y posterior por fibrosis. Los puentes son ahusados, siendo adyacente al óptico el extremo más ancho. Esto permite al puente deslizarse dentro y fuera del bolsillo formado por el borde capsular anterior fibrosado y la cápsula posterior, y posibilita al óptico moverse de manera anterior cuando las hápticas de la placa se someten a compresión extremo a extremo.

Durante un periodo de curación post-operatorio del orden de tres semanas, las células endodérmicas activas del lado posterior del borde capsular anterior causan fusión del borde con la cápsula posterior elástica por fibrosis. La fibrosis ocurre alrededor de las hápticas de tal forma que las hápticas se “empaquetan” con la bolsa capsular y forman bolsillos radiales entre el borde anterior y la cápsula posterior. Estos bolsillos contienen las hápticas y actúan para colocar y centrar la lente en el ojo. El borde capsular anterior se encoge durante la fibrosis. Este encogimiento combinado con el empaquetado de las hápticas causa compresión en los extremos de la lente de una manera que tiene a desviar el centro de la lente a lo largo del eje del ojo en relación con los extremos hápticos exteriores fijos. El borde capsular fibrosado intacto impide la desviación hacia delante de la lente, de forma que la desviación de la lente inducida por la fibrosis ocurre hacia atrás en una posición en la que la lente presiona contra la cápsula posterior elástica y estira esta cápsula hacia atrás.

La relajación del músculo ciliar durante el uso normal del ojo después de la conclusión de la fibrosis estira la bolsa capsular y el borde capsular anterior fibrosado. El borde se estira hasta un estado de cama elástica tirante en el que el borde desvía la lente hacia atrás y mantiene la lente en una posición posterior. En esta posición de la lente, que es su posición de visión lejana, el óptico de la lente presiona hacia atrás contra la cápsula posterior elástica y la estira. La cápsula posterior estirada ejerce después una fuerza de presión hacia delante sobre la lente.

Las lentes que se acomodan de la invención de acuerdo con la reivindicación 1 se construyen y disponen únicamente para utilizar el borde capsular anterior fibrosado, la cápsula posterior elástica, la presión de la cavidad vítrea, y la acción del músculo ciliar del ojo controlada por el cerebro para proporcionar acomodación postoperatoria para visión cercana. Por tanto, cuando se mira a un objeto cercano, el cerebro estrangula el músculo ciliar. Esto relaja el borde anterior fibrosado, aumenta la presión de la cavidad vítrea y comprime los extremos de la lente de tal forma como para efectuar desviación hacia delante, es decir, movimiento de acomodación, del óptico de la lente a lo largo del eje del ojo hasta una posición de visión cercana. Dependiendo de la cantidad de acomodación, la desviación de acomodación de la lente se produce inicialmente por el aumento en la presión vítrea y la fuerza de presión hacia delante de la cápsula posterior estirada y finalmente por el pandeo hacia delante de la lente en respuesta a la compresión en los extremos de la lente. La posterior relajación del músculo ciliar activada por el cerebro estira la bolsa capsular y el borde capsular anterior fibrosado haciendo que la lente retorne hacia atrás hacia su posición de visión lejana.

Las realizaciones de lentes preferidas de la invención de acuerdo con la reivindicación 1 tienen ópticos redondos que se ajustan en tamaño a un diámetro que pasa a través de la abertura capsular anterior. Estas lentes preferidas se construyen y disponen para movimiento de acomodación anterior de sus ópticos hasta posiciones en las que los ópticos se proyectan a través de la abertura de la cápsula anterior para maximizar el intervalo de acomodación de las lentes.

De acuerdo con otro aspecto importante de la invención, el músculo ciliar se paraliza en su estado relajado al comienzo de la cirugía y se mantiene en este estado relajado durante tanto la cirugía como la fusión post-operatoria del remanente o borde capsular anterior con la cápsula posterior por fibrosis. El músculo ciliar se relaja por tanto introduciendo un relajante de músculo ciliar (es decir, un ciclopléjico) dentro del ojo. Mientras que pueden usarse diversos ciclopléjicos, el ciclopléjico preferido es atropina debido a su periodo efectivo relativamente largo comparado con otros ciclopléjicos. El ciclopléjico se introduce inicialmente en el ojo al comienzo de la cirugía para dilatar la pupila y paralizar el músculo ciliar en su estado relajado. Después de la cirugía, el paciente introduce

periódicamente gotas cicloplégicas en el ojo durante un periodo de curación postoperativo de duración suficiente (normalmente aproximadamente dos a tres semanas) para mantener el músculo ciliar en su estado relajado hasta que se complete la fibrosis. Esta relajación del músculo ciliar inducida por fármacos impide la contracción del músculo e inmoviliza la bolsa capsular durante la fibrosis. Por este medio, la lente se fija en posición dentro del ojo en relación con la retina para visión lejana. Cuando el efecto ciclopléjico se pasa y el músculo ciliar puede contraerse de nuevo, la contracción causa compresión extremo a extremo de las placas moviendo por tanto el óptico de manera anterior para visión cercana. Si el músculo ciliar no se mantiene en su estado relajado, el músculo experimentaría esencialmente contracción y relajación normales para acomodación de la visión inducidas por el cerebro durante la fibrosis. Esta acción del músculo ciliar durante la fibrosis no solo produciría formación impropia de las estacas hápticas en el tejido fibroso, sino que también la contracción del músculo ciliar durante la fibrosis comprimiría la bolsa capsular radialmente y los extremos de la lente de tal forma como para desplazar muy probablemente la lente de su posición apropiada en la bolsa.

Una lente que se acomoda de acuerdo con la invención de acuerdo con la reivindicación 1 puede tener una configuración no tensionada normal, de forma que cuando se desvía de su configuración no tensionada normal, la lente desarrolla fuerzas de energía de tensión elástica que desvían la lente hacia su configuración no tensionada normal de una manera que ayuda a la acomodación. La lente puede ser en general plana, arqueada de manera anterior, o arqueada de manera posterior en su configuración no tensionada normal. Una realización descrita de la lente incluye resortes auxiliares para ayudar en la acomodación de la lente. Algunas realizaciones de lente descritas tienen medios de fijación integrales en los extremos hápticos alrededor de los cuales ocurre la fibrosis del borde anterior de la bolsa capsular para fijar la lente contra el desplazamiento en el ojo. Otras realizaciones descritas tienen elementos de fijación de los cuales la propia lente se puede separar para permitir más tarde la eliminación de la lente para reparación o corrección y volver a colocar la lente en su posición original exacta dentro del ojo.

Como se ha indicado anteriormente, la lente háptica de placa sencilla de la invención se diseña para usar cuando la capsulotomía anterior realizada sobre el ojo proporciona un remanente o borde capsular anterior que se mantiene intacto y continuo en su circunferencia durante toda la fibrosis. La lente de resorte háptica de placa se diseña para usar cuando el remanente o borde capsular anterior de la bolsa capsular está roto, es decir, cortado o rasgado, o es propenso a ello durante la fibrosis. Un borde capsular roto puede producirse de diferentes formas. Por ejemplo, la realización inapropiada de una capsulotomía circular de desgarro continuo, o capsulorhexis puede producir corte o rasgado accidental del borde anterior. Una capsulotomía de lata de cerveza o abridor de lata, por el contrario, produce un borde capsular anterior que no está intacto y tiene un margen interior con escotaduras que tiene regiones que inducen tensión que hacen al borde muy propenso al rasgado durante la cirugía o fibrosis posterior. Una capsulotomía de envuelta produce inherentemente un remanente capsular anterior que está roto y no intacto.

Un remanente o borde capsular anterior roto puede impedir la utilización de una lente háptica de placa sencilla de la invención por las siguientes razones. Un borde roto no puede retener firmemente las hápticas de la lente en el surco de la bolsa capsular durante la fibrosis, haciendo por lo tanto a la lente sensible al descentrado y/o desplazamiento posterior o anterior. Un borde capsular roto puede ser incapaz de adoptar el estado similar a una cama elástica tirante de un borde no roto. Si es así, un borde capsular roto es incapaz de efectuar la desviación posterior completa de una lente háptica de placa hasta una posición de visión lejana contra la cápsula posterior durante y después de la fibrosis. De hecho, un borde capsular roto puede permitir la desviación anterior de la lente. En cualquier caso, ya que el poder de la lente se selecciona para cada paciente individual y depende de su poder de gafas, y ya que una buena visión sin gafas requiere que la lente óptica esté precisamente en la distancia correcta respecto de la retina, una lente háptica de placa sencilla de la invención puede no ser aceptable para usar con un remanente o borde capsular anterior.

Las lentes de resorte hápticas de placa de la invención se diseñan para usar cuando el remanente o borde capsular anterior de la bolsa capsular está roto. Estas lentes de resorte hápticas de placa son similares a las lentes hápticas de placa sencilla pero tienen resortes elásticos, tales como bucles de resortes, en los extremos de las hápticas de las placas. Cuando una lente de resorte háptica de placa se implanta en una bolsa capsular, los resortes hápticos presionan hacia fuera contra la pared del surco de la bolsa capsular para fijar la lente en la bolsa durante la fibrosis. La fibrosis ocurre alrededor de los resortes de tal forma como para efectuar la fusión del remanente anterior roto con la cápsula posterior, fijación firme de los resortes y por lo tanto de las hápticas en la bolsa, y posterior desviación de las lentes contra la cápsula posterior elástica durante la fibrosis. El estrangulamiento y relajación del músculo ciliar inducidos por el cerebro después de la fibrosis con un borde capsular roto efectúa la acomodación de la lente de resorte háptica de placa como mucho de la misma manera que ocurre con la lente háptica de placa sencilla y un borde capsular no roto intacto.

Mientras que la lente de resorte háptica de placa de la invención se diseña para usar con un remanente o borde capsular anterior roto, estas lentes pueden utilizarse también con un borde intacto. Una lente de resorte háptica de placa compensa también la colocación inapropiada de una lente en el ojo con un extremo de la lente situado en la bolsa capsular y el otro extremo de la lente situado en el surco ciliar del ojo. En este aspecto, una ventaja de la lente de resorte háptica de placa de la invención sobre las lentes hápticas de placa sencilla reside en el hecho de que las lentes de resorte eliminan la necesidad de tener a mano en la sala de operaciones tanto una lente háptica de placa sencilla para usar con un borde capsular intacto como una lente de resorte háptica de placa como un sustituto para

la lente háptica de placa en el caso de que el borde se rompa durante la cirugía.

Otra ventaja de las lentes de resorte hápticas de placa sobre las lentes hápticas de placa sencilla de la invención reside en el hecho de que las lentes de resorte hápticas permiten un óptico de diámetro más grande que los de lentes hápticas de placa sencilla cuyos diámetros ópticos estarán normalmente restringidos al intervalo de 4–7 mm. Por tanto, las lentes de resorte hápticas dependen de los resortes hápticos en lugar del remanente o borde capsular para mantener las lentes en posición durante la fibrosis. Como consecuencia, estas lentes pueden usarse con un remanente o borde capsular de anchura radial reducida o un borde capsular que está hendido o rasgado, proporcionando ambos tipos de borde una abertura de la cápsula anterior de tamaño efectivo más grande que los posibles con una lente háptica de placa sencilla. Una abertura en la cápsula anterior más grande, a su vez, permite un diámetro óptico más grande lo que ofrece ciertos beneficios oftalmológicos. De acuerdo con un aspecto de esta invención, tal abertura más grande se proporciona después de que la fibrosis se complete usando un láser para abrir el borde capsular anterior radialmente o cortar el borde en su circunferencia para ampliar la abertura.

Un aspecto adicional de la invención se refiere a una lente que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1 para proporcionar acomodación en un ojo humano cuya matriz de lente natural se ha eliminado de la cápsula de la lente por un procedimiento que implica capsulotomía anterior de la lente natural. La lente que se acomoda puede utilizarse para sustituir una lente natural de la cual se ha eliminado una catarata y corregir un error refractivo en el ojo de un paciente que previamente llevaba gafas para posibilitar al paciente ver bien sin gafas. Por ejemplo, la invención puede utilizarse para corregir errores refractivos y restaurar la acomodación en personas de 40 años y pico que requieren gafas para leer o bifocales para visión cercana sustituyendo la matriz de la lente cristalina sin cataratas transparente de sus ojos por una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la invención. De acuerdo con el método de utilización de una lente de resorte háptica de placa de la invención, el remanente o borde capsular anterior de la bolsa capsular se abre radialmente o se corta para ampliar la abertura de la cápsula anterior después de que la fibrosis se complete para permitir el uso de una lente con un óptico de diámetro relativamente más grande de 6 ó 7 mm.

Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 es una sección a través de un ojo humano del cual se ha eliminado la matriz de la lente natural por un procedimiento quirúrgico que implica capsulotomía anterior, tal como capsulorhexis, de la lente natural, y que ilustra una lente que se acomoda háptica de placa sencilla implantada dentro de la bolsa capsular del ojo;

La Figura 1A es una sección a través de un ojo humano normal;

La Figura 2 es una vista del lado anterior de la lente intraocular de la figura 1;

La Figura 3 es una sección tomada sobre la línea 3–3 en la figura 2;

La Figura 4 es una sección tomada sobre la línea 4–4 en la figura 1;

Las Figuras 5–8 ilustran la manera en la que se utiliza la lente intraocular de las figuras 1–4 en el ojo de la figura 1 para proporcionar acomodación;

Las Figuras 9–12 son secciones, similares a la figura 3, a través de lentes intraoculares que se acomodan modificadas que tienen formas ópticas alternativas;

La Figura 13 es una sección similar a la figura 3 a través de una lente intraocular que se acomoda modificada de acuerdo con la invención que ilustra la lente en su configuración no tensionada normal;

La Figura 14 es una sección similar a la figura 16, que ilustra la lente en su posición de visión lejana;

La Figura 15 es una sección a través de una lente intraocular que se acomoda modificada de acuerdo con la invención que tiene un óptico desplazado de manera anterior;

La Figura 16 es una vista del lado anterior de una lente intraocular que se acomoda modificada que tiene medios de fijación integral para fijar la lente en la bolsa capsular del ojo;

La Figura 17 es una sección tomada sobre la línea 17–17 en la figura 16;

Las Figuras 18–21 son vistas de los lados anteriores de lentes intraoculares que se acomodan modificadas que tienen medios de fijación integrales para fijar las lentes en la bolsa capsular del ojo;

La Figura 22 es una vista del lado anterior de una lente intraocular que se acomoda modificada que tiene resortes para ayudar en la acomodación;

La Figura 23 ilustra la lente de la figura 22 implantada dentro de la bolsa capsular de un ojo humano como el de la figura 1, y que muestra la lente en la posición que ocupa la lente inmediatamente después de la cirugía así como después de un cierto grado de acomodación;

5 La Figura 24 es una vista similar a la figura 23 que muestra la lente en su posición de visión lejana posterior;

10 Las Figuras 25–30 son vistas de los lados anteriores de lentes intraoculares que se acomodan modificadas que tienen medios de fijación separados para fijar las lentes en la bolsa capsular de un ojo humano como el de la figura 1;

Las Figuras 31–34 ilustran lentes intraoculares que se acomodan modificadas que tienen medios de fijación integrales;

15 Las Figuras 35–37 ilustran la capsulotomía producida por una capsulotomía circular de desgarro continuo (capsulorhexis), una capsulotomía de lata de cerveza, y una capsulotomía de envuelta, respectivamente;

La Figura 38 es una vista de la cara anterior de una lente de resorte háptica de placa;

20 La Figura 39 es una vista similar a la figura 4 que muestra la lente de resorte háptica de placa de la figura 38 implantada en el ojo;

La Figura 40 es una sección ampliada tomada sobre la línea 40–40 en la figura 39;

25 Las Figuras 41 y 42 ilustran dos formas de ampliar la capsulotomía de una bolsa capsular después de la conclusión de la fibrosis para permitir el movimiento anterior de un óptico de lente relativamente grande;

La Figura 43 es una vista del lado anterior de una lente háptica de placa modificada;

30 Las Figuras 44–46 ilustran lentes de resorte hápticas de placa modificadas;

La Figura 47 es una vista en planta del lado anterior de una lente que se acomoda actualmente preferida;

35 La Figura 48 es una sección tomada sobre la línea 48–48 en la figura 47;

La Figura 49 ilustra la lente de la figura 47 implantada dentro de la bolsa capsular de un ojo y muestra la lente en su posición de visión lejana posterior;

40 La Figura 50 es una vista similar a la figura 49 que muestra la lente en el límite delantero de su acomodación o cerca de él;

La Figura 51 es una sección similar a la figura 48 a través de una lente que se acomoda modificada;

45 La Figura 52 es una vista similar a la figura 47 de una lente que se acomoda modificada adicional;

La Figura 53 es una vista similar a la figura 47 de una lente que se acomoda modificada adicional más;

50 La Figura 54 es una vista que muestra una lente intraocular que se acomoda desviada de manera anterior en su posición de visión lejana posterior dentro del ojo después de la conclusión de la fibrosis posterior a la cirugía;

La Figura 55 es una ampliación del área rodeada por la flecha 55–55 en la figura 54;

55 La Figura 56 es una vista ampliada adicional de una lente intraocular y una bolsa capsular natural, que muestra rayos de luz entrantes enfocados sobre la retina del ojo;

60 Las Figuras 57 y 58 son vistas en corte que muestran una lente intraocular que se acomoda desviada de manera anterior preferida, que proporciona amplitud de acomodación aumentada y dioptrías de acomodación aumentadas, mostrando la figura 58 la lente intraocular preferida en líneas continuas en una posición de intervalo medio de acomodación, en líneas discontinuas en su posición de acomodación de visión lejana posterior, y en líneas de guiones en su posición de acomodación de visión cercana anterior;

La Figura 59 es una vista del borde de la lente de la figura 58;

65 La Figura 60 es una vista en perspectiva del despiece fragmentario de una lente intraocular que se acomoda modificada de acuerdo con la invención que tiene fundamentalmente hápticas de bisagra;

La Figura 61 es una vista similar a la figura 60 pero que muestra una disposición de bisagra háptica modificada que incluye insertos de bisagra de refuerzo, y una disposición de bisagra modificada;

5 Las Figuras 62 y 63 son vistas similares a la porción anterior de la figura 56 pero que ilustran dos lentes intraoculares que se acomodan desviadas de manera anterior modificadas de acuerdo con la invención en sus posiciones de visión lejana posteriores dentro de la bolsa capsular del ojo;

10 La Figura 64 es una vista en planta de una lente intraocular que se acomoda mejorada de acuerdo con la invención que tiene porciones hápticas extendidas en forma de dedos elásticamente doblables definidos por incrustaciones hápticas;

La Figura 65 ilustra una realización similar a la de la figura 64 e incluye un bolsillo hundido en una háptica para acomodar un fármaco;

15 La Figura 65A es una vista en sección tomada en la línea 65A–65A en la figura 65;

20 La Figura 66 es una vista en planta en la que pares de hápticos se extienden de manera opuesta desde un óptico, un bucle se extiende hacia fuera entre cada par de hápticas, y un brazo se extiende generalmente de manera transversal de cada bucle con una protuberancia final que define una abertura;

La Figura 66A es una vista en sección tomada en la línea 66A–66A en la figura 66; y

25 La Figura 67 muestra otra realización en la que las hápticas se extienden en relación separada radialmente desde un óptico, y dos bucles se extienden hacia fuera entre los pares respectivos de hápticas, extendiéndose un brazo generalmente de manera transversal respecto de los bucles y teniendo protuberancias con aberturas en sus extremos exteriores.

Mejor modo para realizar la invención

30 Volviendo ahora a estos dibujos y primero a las figuras 1 y 1A, se ilustra un ojo humano 10 del cual se eliminó previamente la matriz de la lente cristalina natural por un procedimiento quirúrgico que implica una capsulotomía anterior, en este caso una capsulotomía de rotura circular de desgarro continuo, o capsulorhexis. La lente natural comprende una cápsula de lente que tiene paredes anteriores y posteriores elásticas A y P, respectivamente, que se denominan por los oftalmólogos y en este documento cápsulas anterior y posterior, respectivamente. La cápsula de
35 la lente natural (figura 1A) contiene una matriz M de lente cristalina normalmente ópticamente transparente. En muchos individuos, esta matriz de la lente se nubla avanzando en edad y forma lo que se llama una catarata. Es ahora una práctica común restaurar la visión del paciente con cataratas retirando la catarata de la lente natural y sustituyendo la matriz de la lente por una lente intraocular artificial.

40 Como se ha mencionado anteriormente, la capsulotomía circular de desgarro continuo, o capsulorhexis, implica rasgar la cápsula anterior A a lo largo de una línea de desgarro generalmente circular de tal forma como para formar una abertura circular de borde relativamente liso en el centro de la cápsula anterior. La catarata se elimina de la cápsula de la lente natural a través de esta abertura. Después de la conclusión de este procedimiento quirúrgico, el ojo incluye una córnea 12 ópticamente transparente, una esclerótica 14 opaca en el lado interior de la cual
45 está la retina 16 del ojo, un iris 18, una bolsa capsular 20 detrás del iris, y una cavidad vítrea 21 detrás de la bolsa capsular llena con el humor vítreo similar a un gel. La bolsa capsular 20 es la estructura de la lente natural del ojo que se mantiene intacta dentro del ojo después de que se haya realizado la capsulorhexis de rotura circular de desgarro continuo y la matriz de la lente natural se haya eliminado de la lente natural.

50 La bolsa capsular 20 incluye un remanente o borde 22 capsular anterior anular y una cápsula 24 posterior elástica que está unida a lo largo del perímetro de la bolsa para formar un surco 25 de la bolsa capsular similar a una grite anular entre el borde y la cápsula posterior. El borde capsular 22 es el remanente de la cápsula anterior de la lente natural que se mantiene después de que se haya realizado la capsulorhexis sobre la lente natural. Este borde rodea en la circunferencia una abertura 26 anterior generalmente redonda, central (capsulotomía) en la bolsa capsular a
55 través de la cual la matriz de la lente natural se eliminó previamente de la lente natural. La bolsa capsular 20 se asegura alrededor de su perímetro al músculo ciliar del ojo por zónulas 30.

60 La acomodación natural en un ojo humano normal que tiene una lente cristalina humana normal implica contracción o estrangulamiento y relajación del músculo ciliar del ojo por el cerebro en respuesta a la observación de objetos a distancias diferentes. La relajación del músculo ciliar, que es el estado normal del músculo, conforma la lente cristalina humana para visión lejana. La contracción del músculo ciliar conforma la lente cristalina humana para visión cercana. El cambio inducido por el cerebro de visión lejana a visión cercana se denomina acomodación.

65 Implantada dentro de la bolsa capsular 20 del ojo 10 está una lente 32 intraocular que se acomoda que sustituye y realiza la función de acomodación de la lente cristalina humana eliminada. La Lente 32 se denomina en su lugar lente háptica de placa sencilla para distinguirla de la última lente de resorte háptica de placa descrita de la invención.

Como se ha mencionado anteriormente y se entenderá fácilmente a medida que la descripción prosiga, la lente intraocular que se acomoda puede utilizarse para sustituir una lente natural que es virtualmente totalmente defectuosa, tal como una lente natural con cataratas, o una lente natural que proporciona visión satisfactoria a una distancia sin llevar gafas pero proporciona visión satisfactoria a otra distancia sólo cuando se llevan gafas. Por ejemplo, la lente intraocular que se acomoda de la invención puede utilizarse para corregir errores refractivos y restaurar la acomodación para personas de 40 años y pico que requieren gafas para leer o bifocales para visión cercana.

La lente intraocular 32 comprende un cuerpo 33 que puede formarse de material relativamente duro, material semirrígido flexible relativamente blando, o una combinación tanto de materiales duros como blandos. Los ejemplos de materiales relativamente duros que son adecuados para el cuerpo de la lente son metil metacrilato, polisulfonas y otros materiales ópticos biológicamente inertes relativamente duros. Los ejemplos de materiales relativamente blandos adecuados para el cuerpo de la lente son silicona, hidrogeles, materiales termolábiles y otros materiales ópticos biológicamente inertes semirrígidos flexibles.

El cuerpo 33 de la lente tiene una forma generalmente rectangular e incluye una zona óptica central u óptico 34 y hápticas 36 de la placa que se extienden desde bordes diametralmente opuestos del óptico. Las hápticas tienen bordes interiores unidos al óptico y extremos libres exteriores opuestos. Las hápticas 36 se pueden mover de manera anterior y posterior en relación al óptico 34, es decir, los extremos exteriores de las hápticas se pueden mover de manera anterior y posterior en relación con el óptico. La realización de la lente particular ilustrada se construye de un material semirrígido elástico y tiene bisagras flexibles 38 que unen los extremos interiores de las hápticas al óptico. Las hápticas son relativamente rígidas y son flexibles alrededor de las bisagras de manera anterior y posterior en relación al óptico. Estas bisagras se forman por ranuras 40 que entran por el lado anterior del cuerpo de la lente y se extienden a lo largo de los extremos interiores de las hápticas. Las hápticas 36 son flexibles alrededor de las bisagras 38 en las direcciones anterior y posterior del óptico. La lente tiene una configuración no tensionada relativamente plana, ilustrada en las figuras 2 y 3, en la que las hápticas 36 y sus bisagras 38 se disponen en un plano común transversal al eje óptico del óptico 34. La deformación de la lente desde su configuración no tensionada por desviación anterior o posterior de las hápticas alrededor de sus bisagras 38 crea en las bisagras fuerzas de energía de tensión elástica que desvían la lente a su configuración no tensionada. Si la lente se construye de un material óptico relativamente duro, puede ser necesario sustituir las bisagras flexibles 38 por bisagras centrales de algún tipo. En una realización de lente de la invención descrita más tarde, las bisagras hápticas se eliminan, y las hápticas se fabrican flexibles en toda su longitud.

La lente 32 intraocular que se acomoda se implanta dentro de la bolsa capsular 20 del ojo 10 en la posición mostrada en las figuras 1 y 5. Cuando se implanta la lente en la bolsa, el músculo ciliar 28 del ojo se mantiene en su estado relajado en el cual el músculo estira la bolsa capsular 20 hasta su diámetro máximo. La lente se inserta en la bolsa a través de la abertura 26 de la cápsula anterior y se coloca en la posición mostrada en las figuras 1 y 4. En esta posición, el óptico 34 de la lente se alinea sobre el eje del ojo con la abertura 26, el lado posterior de la lente está en frente de la cápsula 24 posterior elástica de la bolsa, y los extremos exteriores de las hápticas 36 de la lente se sitúan dentro del surco 25 en el perímetro radialmente exterior de la bolsa. La longitud global de la lente iguala sustancialmente el diámetro interno (10–11 mm) de la bolsa capsular estirada de forma que la lente se ajusta bien dentro de la bolsa capsular estirada con los extremos exteriores de las hápticas en contacto con el perímetro interno de la bolsa, como se muestra. Esto impide el descentrado de la lente y permite por lo tanto que el óptico 34 sea más pequeño de forma que se pueda mover hacia delante dentro del borde capsular durante la última acomodación descrita.

Durante un periodo de curación post-operatorio del orden de dos a tres semanas posteriormente a la implantación quirúrgica de la lente 32 en la bolsa capsular 20, las células epiteliales debajo del borde 22 capsular anterior de la bolsa causan fusión del borde con la cápsula 24 posterior por fibrosis. Esta fibrosis ocurre alrededor de las hápticas 36 de la lente de tal forma que las hápticas se "empaqueta" por la bolsa capsular 20, y las hápticas forman bolsillos 42 en el material F fibrosado (figuras 4 y 6–8). Estos bolsillos cooperan con las hápticas de la lente para colocar y centrar la lente en el ojo. Para asegurar la formación apropiada de los bolsillos hápticos 42 e impedir el desplazamiento de la lente por contracción del músculo ciliar durante la fibrosis, debe dejarse suficiente tiempo para que ocurra la conclusión de la fibrosis sin contracción del músculo ciliar 28 desde su estado relajado. De acuerdo con un importante aspecto de esta invención, esto se logra introduciendo un relajante del músculo ciliar (ciclopléjico) en el ojo antes de la cirugía para dilatar la pupila y paralizar el músculo ciliar en su estado relajado y teniendo el paciente que administrarse periódicamente gotas ciclopléjicas en el ojo durante un periodo post-operatorio de duración suficiente (dos a tres semanas) para permitir que prosiga la fibrosis hasta la conclusión sin contracción del músculo ciliar. El ciclopléjico mantiene el músculo ciliar 28 en su estado relajado en el que la bolsa capsular 20 se estira hasta su diámetro máximo y se inmoviliza, y el borde 22 capsular anterior se estira hasta un estado o posición similar a una cama elástica tirante. El borde se fibrosa a partir de este estado tirante. El ciclopléjico pasa a través de la córnea del ojo hasta el fluido dentro del ojo y entre en el músculo ciliar desde este fluido. Mientras que pueden usarse otros ciclopléjicos, la atropina es el ciclopléjico preferido debido a su efecto paralizante prolongado comparada con otros ciclopléjicos. Una gota de atropina, por ejemplo, puede durar dos semanas. Sin embargo, para estar en el lado seguro, se les aconseja a los pacientes echarse una gota de atropina en el ojo cada día durante el periodo de fibrosis.

El borde capsular 22 se encoge durante la fibrosis y por lo tanto encoge la bolsa capsular 20 ligeramente en su dirección radial. Este encogimiento combinado con el empaquetado de las hápticas 36 de la lente produce algo de compresión en los extremos que se oponen de la lente que tiende a doblar o flexionar la lente en sus bisagras 38 y por lo tanto mueve el óptico 34 de la lente a lo largo del eje del ojo. A menos que se limite, esta flexión de la lente podría ocurrir hacia delante o hacia atrás. El borde 22 capsular anterior tirante empuja hacia atrás y por lo tanto impide la flexión hacia delante de la lente. Esta compresión de la lente inducida por fibrosis no es suficiente para interferir con la formación apropiada de los bolsillos hápticos en el tejido fibrosado o causar desplazamiento de la lente. Por consiguiente, la compresión en los extremos de la lente por fibrosis ayudada por el empuje hacia atrás del borde capsular tirante contra las hápticas 36 de la lente causa flexión hacia atrás de la lente desde su posición inicial de las figuras 1 y 5 hasta su posición de la figura 6. Las hápticas 36 de la lente se fabrican lo suficientemente rígidas de forma que no se arquearán por las fuerzas de la fibrosis. A la conclusión de la fibrosis, la lente ocupa su posición posterior de la figura 6 en la que la lente presiona hacia atrás contra la cápsula 24 posterior elástica y estira esta cápsula hacia atrás. La cápsula posterior ejerce después una fuerza de presión elástica hacia delante sobre la lente. Esta posición posterior de la lente es su posición de visión lejana.

La flexión de la lente 32 inducida por el músculo ciliar durante la fibrosis puede resistirse o impedirse colocando suturas dentro de las ranuras 40 de la bisagra. La eliminación de estas suturas después de la conclusión de la fibrosis puede lograrse usando suturas que sean absorbibles en el fluido dentro del ojo o usando suturas hechas de un material, tal como nylon, que puede eliminarse con un láser.

La acomodación natural en un ojo humano normal implica conformar la lente cristalina natural por contracción y relajación automáticas del músculo ciliar del ojo por el cerebro para enfocar el ojo a distancias diferentes. La relajación del músculo ciliar conforma la lente natural para visión lejana. La contracción del músculo ciliar conforma la lente natural para visión cercana.

La lente 32 intraocular que se acomoda se construye únicamente para utilizar esta misma acción del músculo ciliar, el borde 22 capsular fibrosado, la cápsula 24 posterior elástica, y la presión vítrea dentro de la cavidad vítrea 21 para efectuar el movimiento de acomodación del óptico 34 de la lente a lo largo del eje óptico del ojo entre su posición de visión lejana de la figura 6 hasta su posición de visión cercana de la figura 8. Por tanto, cuando se mira a una escena lejana, el cerebro relaja el músculo ciliar 28. La relajación del músculo ciliar estira la bolsa capsular 20 hasta su diámetro máximo y su borde 22 anterior fibrosado hasta el estado o posición similar a una cama elástica distante analizado anteriormente. El borde tirante desvía la lente hacia atrás hasta su posición de visión lejana posterior de la figura 6 en la que la cápsula 24 posterior elástica se estira hacia atrás por la lente y ejerce por lo tanto una fuerza de presión hacia delante sobre la lente. Cuando se mira a una escena cercana, tal como cuando se lee un libro, el cerebro estrangula o contrae el músculo ciliar. Esta contracción del músculo ciliar tiene el efecto de aumentar tres veces la presión de la cavidad vítrea, relajar la bolsa capsular 20 y particularmente su borde 22 capsular fibrosado, y ejercer fuerzas de compresión en los extremos que se oponen sobre los extremos de las hápticas 36 de la lente con compresión en los extremos resultante de la lente. La relajación del borde capsular permite al borde flexionarse hacia delante y por lo tanto posibilita a la fuerza de presión hacia delante combinada ejercida sobre la lente por la cápsula posterior estirada hacia delante y a la presión de la cavidad vítrea aumentada empujar la lente hacia delante en un movimiento de acomodación inicial desde la posición de la figura 6 hasta la posición de acomodación intermedia de la figura 7.

En esta posición de acomodación intermedia, la lente es sustancialmente plana, y los extremos de las hápticas de la lente y sus bisagras 38 se disponen sustancialmente en un plano común normal al eje del ojo. Durante la acomodación inicial, la lente se arquea hacia atrás de forma que la compresión en los extremos de la lente por la contracción del músculo ciliar produce una fuerza de pandeo hacia atrás sobre la lente que resiste la acomodación inicial. Sin embargo, la presión aumentada de la cavidad vítrea y la fuerza de presión hacia delante de la cápsula anterior estirada son suficientes para superar esta fuerza de pandeo hacia atrás que se opone y efectuar el movimiento de acomodación hacia delante de la lente hasta y al menos justo ligeramente más allá de la posición intermedia de la figura 7. En este punto, la compresión en los extremos de la lente por el músculo ciliar contraído produce una fuerza de pandeo hacia delante sobre la lente que efectúa la acomodación final de la lente más allá de la posición intermedia de la figura 7 hasta la posición de visión cercana de la figura 8. La relajación posterior inducida por el cerebro del músculo ciliar 28 en respuesta a la observación de una escena lejana reduce la presión de la cavidad vítrea, estira la bolsa capsular 20 hasta su diámetro máximo, y restaura el borde 22 capsular anterior hasta su estado similar a una cama elástica tirante para efectuar el retorno de la lente hasta su posición de visión lejana de la figura 6. Durante la acomodación, el óptico 34 de la lente se mueve a lo largo del eje del ojo hacia la retina 16 y lejos de ella. El poder del óptico se selecciona por el cerebro para enfocar claramente los rayos de luz entrantes sobre la retina durante todo el intervalo de este movimiento de acomodación.

Las hápticas 36 de la lente se flexionan en sus bisagras 38 con respecto al óptico 34 de la lente durante la acomodación. Cualquier fuerza de energía de tensión elástica desarrollada en las bisagras durante esta flexión produce fuerzas anteriores y/o posteriores adicionales sobre la lente. Por ejemplo, se asume que la lente es relativamente plana, es decir, que las hápticas 36 de la lente están situadas en un plano común como se muestra en la figura 1, en el estado no tensionado normal de la lente. En este caso, la desviación posterior de la lente desde su posición de la figura 1 hasta su posición de visión lejana de la figura 6 crea fuerzas de energía de tensión elástica en

las bisagras 38 que impulsan la lente hacia delante de regreso a su posición no tensionada de la figura 1 y por tanto ayuda a la acomodación inicial de la lente analizada anteriormente en respuesta a la contracción del músculo ciliar. La flexión de acomodación final de la lente desde su posición intermedia de la figura 7 hasta su posición de visión cercana de la figura 8 crea fuerzas de energía de tensión elástica en las bisagras 38 que impulsan a la lente hacia atrás hacia su posición no tensionada y por tanto ayuda en el retorno inicial de la lente desde su posición de visión cercana hasta su posición de visión lejana en respuesta a la relajación del músculo ciliar. La lente puede diseñarse para que adopte otra posición no tensionada normal, por supuesto, en cuyo caso cualquier fuerza de energía de tensión elástica creada en las lentes durante la flexión de las hápticas ayudará, resistirá, o tanto ayudará como resistirá la acomodación de la lente hasta su posición de visión cercana y el retorno de la lente hasta su posición de visión lejana dependiendo de la posición no tensionada de la lente.

Durante la acomodación, las hápticas 36 de la lente se deslizan por los extremos en sus bolsillos 42 de tejido fibrosado. Como se muestra mejor en las figuras 2 y 3, las hápticas tienen extremos ahusados en anchura y grosor para posibilitar que las hápticas se muevan libremente en los bolsillos. El óptico 34 de la lente se mueve hacia el borde 22 capsular anterior y lejos de él. El diámetro del óptico se hace tan grande como sea posible para maximizar su eficacia de representación óptica. El óptico se fabrica preferiblemente pero no necesariamente más pequeño que el diámetro de la abertura 26 de la cápsula anterior para permitir el movimiento de acomodación del óptico dentro y desde la abertura sin interferencia del borde 22 capsular para maximizar el intervalo de acomodación. Las dimensiones reales de la lente se determinan por las dimensiones oculares de cada paciente. Las dimensiones de una lente intraocular háptica de placa sencilla de acuerdo con la invención estarán generalmente dentro de los siguientes intervalos:

Diámetro óptico:	3,0 mm – 7,0 mm
Longitud global de la lente:	9,0 mm – 11,5 mm
Grosor háptica:	0,25 mm – 0,35 mm

Nos referimos ahora a las figuras 9–15 que ilustran varias formas alternativas posibles de la lente intraocular que se acomoda. La lente modificada 50 ilustrada en la figura 9 es idéntica a la lente 32 de las figura 1–8 excepto que las bisagras hápticas 38 de la lente 32 se eliminan en la lente 50, y las hápticas 52 de la lente 50 son flexibles en toda su longitud, como se ilustra por las líneas quebradas en la figura 9. La lente modificada 54 en la figura 10 tiene una forma no tensionada arqueada de manera anterior e incluye un óptico bi-convexo 56, bisagras flexibles 58 y hápticas 60 abovedadas de manera anterior con superficies 62 anteriores convexas. La cara 64 anterior convexa del óptico 56 y las superficies 62 hápticas anteriores convexas son redondeadas en un radio común. La lente 66 intraocular modificada en la figura 11 es relativamente plana e incluye un óptico 68 que tiene una cara 70 anterior Fresnel plana y una cara 72 posterior convexa, hápticas 73, y bisagras 74 hápticas flexibles. La lente modificada 76 en la figura 12 tiene una forma no tensionada arqueada de manera posterior e incluye un óptico 78 que tiene una cara 80 anterior plana y una cara 82 posterior convexa, hápticas 84 que tienen superficies 86 posteriores convexas y bisagras hápticas 88. La cara posterior 82 del óptico 78 y las superficies posteriores 86 de las hápticas 84 son redondeadas en un radio común. La lente modificada 90 ilustrada en las figuras 13 y 14 incluye un óptico 92 y hápticas flexibles 94 y tiene una configuración de visión cercana no tensionada mostrada en la figura 13. Las hápticas se flexionan para permitir la desviación posterior de la lente hasta su configuración de visión lejana de la figura 14. El óptico 92 se compensa de manera posterior en relación con los extremos interiores de las hápticas para permitir desplazamiento anterior mayor del óptico durante la acomodación sin ponerse en contacto con el borde 22 capsular anterior de la bolsa capsular 20. La lente 100 intraocular modificada de la figura 15 incluye hápticas 102 y un óptico 104 que se compensa de manera anterior en relación a los extremos interiores de las hápticas. Las hápticas se unen a lados diametralmente opuestos del óptico por bisagras flexibles 106.

Las lentes intraoculares modificadas de las figuras 9–15 se implantan dentro de la bolsa capsular 20 del ojo 10 y utilizan la desviación posterior del borde 22 capsular fibrosado, la cápsula posterior 24, cambios en la presión de la cavidad vítrea y la acción del músculo ciliar del paciente para efectuar la acomodación de la misma manera que se ha descrito en conexión con la lente intraocular 32 de las figuras 1–8. En el caso de la lente 100 en la figura 15, los extremos exteriores de sus hápticas 102 se implantan dentro de la bolsa capsular 20 esencialmente de la misma forma que las hápticas de la lente 32 de forma que la fibrosis del borde 22 ocurre alrededor de las hápticas de la misma manera que se ha descrito en conexión con las figuras 1–8. El óptico 104 de la lente 100 compensado de manera anterior, por el contrario, sobresale a través de la abertura anterior 26 en la bolsa capsular 20 y se sitúa de manera anterior respecto al borde y entre el borde y el iris 18 del ojo. Existe suficiente espacio entre el borde y el iris para acomodar el óptico de una lente apropiadamente ajustada en tamaño sin que el óptico se ponga en contacto con el iris.

Las figuras 16–20 ilustran lentes intraoculares que se acomodan modificadas que tienen medios para fijar o anclar las hápticas de la lente en la bolsa capsular 20 para impedir que la lente entre en la cavidad vítrea 21 del ojo en el caso de que la cápsula posterior 24 se rasgue o se deba realizar una capsulotomía posterior sobre la cápsula posterior debido a que se nubla. Excepto como se indica a continuación, las lentes intraoculares modificadas de las figuras 16–20 son idénticas a la lente 32 de las figuras 1–8 y se implantan en la bolsa capsular 20 del ojo 10 de la misma manera que se ha descrito en conexión con las figuras 1–8. La lente intraocular 110 de las figuras 16 y 17 es idéntica a la lente 32 excepto que los extremos exteriores de las hápticas 112 de la lente tienen hombros elevados

114. La fibrosis del borde capsular 22 alrededor de las hápticas 112 y sus hombros 114 ancla o fija la lente 110 en la bolsa capsular 20. La lente intraocular 116 de la figura 18 es idéntica a la lente 32 excepto que protuberancias 118 similares a troncos se extienden diagonalmente desde los extremos exteriores de las hápticas 120 de la placa de la lente. La distancia entre los extremos exteriores de las protuberancias 118 diametralmente opuestas es ligeramente más grande que la distancia entre los extremos exteriores de las hápticas de la lente y ligeramente más grande que el diámetro de la bolsa capsular 20. Las protuberancias se ajustan más anchas que la anchura del cuerpo de la lente. Estas dos características ayudan a centrar la lente intraocular dentro de la bolsa capsular de forma que el óptico de la lente se centra inmediatamente detrás de la capsulotomía circular 26 en la bolsa. La fibrosis del borde capsular 22 alrededor de las hápticas 120 y sus protuberancias 118 fija la lente 116 en la bolsa capsular 20. La lente intraocular 122 de la figura 19 es idéntica a la lente 32 excepto que los extremos exteriores de las hápticas 124 de la lente tienen aberturas 126. La fibrosis del borde capsular 22 ocurre alrededor de las hápticas 124 y a través de sus aberturas 126 para fijar la lente 122 en la bolsa capsular 20. La lente intraocular 128 de la figura 20 es similar a la lente 122 en que la lente 128 tiene aberturas 130 en los extremos exteriores de sus hápticas 132 a través de las cuales ocurre la fibrosis del borde capsular 22 para fijar la lente en la bolsa capsular 20. A diferencia de la lente 122, sin embargo, las aberturas hápticas 130 están rodeadas a lo largo de los extremos exteriores de las hápticas por bucles 134 de resortes. La longitud global de la lente 120, medida entre los centros de los bucles 134 de resortes se hace ligeramente más grande que el diámetro máximo de la bolsa capsular. Los bucles 134 de resortes presionan y se deforman hacia el interior ligeramente por la circunferencia exterior de la bolsa capsular para centrar la lente en el ojo durante la fibrosis.

La lente 140 intraocular modificada de la figura 21 es idéntica a la lente 32 de las figuras 1–8 excepto que la lente 140 tiene boquillas de centrado 142 que se proyectan en los extremos desde los extremos exteriores de las hápticas 144 de la lente para compensar ligeras diferencias, de un paciente a otro, en el diámetro de la bolsa 20 capsular humana. Por tanto, el diámetro de la bolsa capsular varía desde aproximadamente 11 mm en miopes agudos hasta aproximadamente 9,5 mm en hipermetropes agudos. Las boquillas de centrado 142 impiden diferencias en el grado de flexión de las hápticas 144 en bolsas capsulares de diámetros diferentes. Por ejemplo, en un ojo hipermetrope con una bolsa capsular pequeña, las hápticas de la lente se flexionarían más con abovedamiento posterior marcado de la lente por el borde capsular fibrosado comparadas con el mínimo abovedamiento de las hápticas que ocurriría en miopes agudos con bolsas capsulares relativamente grandes. Las boquillas dejan marcas por sí mismas en la circunferencia exterior de la bolsa capsular para compensar tales diámetro de bolsa que difieren y centrando por lo tanto la lente en la bolsa.

La lente 150 intraocular modificada ilustrada en las figuras 22–24 comprende un cuerpo 152 de la lente apropiado idéntico al de las figuras 1–8 y resortes 154 en forma de aros con forma de U construidos con material de resorte biológicamente inerte. Los extremos de estos resortes se fijan a los lados anteriores de las hápticas 156 de la lente adyacentes a las bisagras hápticas 158 de tal forma que los extremos arqueados de los resortes se extienden una distancia pequeña más allá de los extremos exteriores de las hápticas. Los resortes se tensionan para situarse normalmente relativamente cercanos a los lados anteriores de las hápticas. El cuerpo 152 de la lente se implanta dentro de la bolsa capsular 20 del ojo 10 de la misma forma que se ha descrito en conexión con la lente 32 de las figuras 1–8, y con los extremos arqueados exteriores de los resortes 154 de la lente alojados dentro del surco 19 del ojo entre el iris 18 y la córnea 12. Cuando la lente está en la posición de la figura 23 que ocupa inmediatamente después de la cirugía así como después de algún grado de acomodación, los resortes 154 están situados relativamente cercanos a los lados anteriores de las hápticas 156 de la lente. Durante el desplazamiento posterior de la lente hasta su posición de visión lejana de la figura 24 por la desviación posterior del borde 22 capsular fibrosado, los resortes se desvían de manera anterior respecto de las hápticas de la lente, como se muestra, creando por lo tanto en los resortes fuerzas de energía de tensión elástica que ayuda a la cápsula 24 posterior estirada y a la presión de la cavidad vítrea para desplazar la lente de manera anterior durante la acomodación en respuesta a la contracción del músculo ciliar 28.

Las figuras 25–32 ilustran lentes intraoculares modificadas que tienen un cuerpo de lente y elementos de fijación de la lente separados para colocar las lentes en la bolsa capsular 20. La fibrosis del borde capsular 22 ocurre alrededor de estos elementos de fijación de una manera que fija de forma segura los elementos dentro de la bolsa. En algunas figuras, el cuerpo de la lente se puede separar de los elementos de fijación para permitir la eliminación de la lente y volver a colocar la lente en su posición original en el ojo. En otras figuras, el cuerpo de la lente y los elementos de fijación se aseguran contra la separación para impedir la entrada del cuerpo de la lente en la cámara vítrea en el caso de que se desarrolle un desgarro en la cápsula posterior 24 de la bolsa o se realice en la cápsula una capsulotomía posterior.

La lente modificada 160 de la figura 25 incluye un cuerpo 162 de la lente que es idéntico, excepto como se indica a continuación, al de la lente 32 en las figuras 1–8 y elementos 164 de fijación separados en los extremos exteriores de las hápticas 166 de la lente. Los elementos de fijación y hápticas se interacoplan de tal forma que los elementos y hápticas son capaces de un movimiento relativo en longitud de las hápticas cuando las hápticas se flexionan durante la acomodación de la lente. Los elementos de fijación 164 en la figura 25 son generalmente bucles con forma de U de material biológicamente inerte que tienen patas 166 que se deslizan dentro de zócalos longitudinales 170 que entran por los extremos exteriores de las hápticas 166. Las hápticas 166 son algo más cortas en longitud que las de la lente 32, y la longitud global de la lente, medida entre los extremos arqueados exteriores de los bucles de fijación 164, cuando sus patas 168 se ensamblan con las partes inferiores de sus zócalos 170, es menor que el diámetro

máximo de la bolsa capsular 20 cuando el músculo ciliar 28 está relajado y mayor que el diámetro de la bolsa cuando el músculo ciliar está completamente contraído para la acomodación. La lente 160 se implanta dentro de la bolsa capsular 20 del ojo 10 con los bucles de fijación 164 y los extremos exteriores de las hápticas 166 dispuestos entre el borde anterior 22 y la cápsula posterior 24 de la bolsa capsular 20. Los extremos arqueados exteriores de los bucles se sitúan en la circunferencia exterior de la bolsa.

La fibrosis del borde capsular 22 ocurre alrededor de los extremos exteriores de las hápticas 166 de la lente y los extremos exteriores expuestos de los bucles de fijación 164 y a través de los espacios entre las hápticas y los bucles de tal forma que los bucles se fijan firmemente en la bolsa capsular, y las hápticas forman bolsillos 42 en el tejido F fibroso. La desviación posterior del borde 22 capsular fibrosado impulsa la lente de manera posterior hasta su posición de visión lejana cuando el músculo ciliar 28 está relajado, estirando por lo tanto la cápsula posterior 24 hacia atrás de la misma manera que se ha explicado en conexión con las figuras 1-8. Cuando el músculo ciliar se contrae durante la acomodación, la presión de la cavidad vítrea aumenta y el borde capsular 22 se relaja, permitiendo por lo tanto a la cápsula posterior estirada y a la presión de la cavidad vítrea empujar al cuerpo 162 de la lente hacia delante hacia su posición de visión cercana, de nuevo de la misma manera que se ha explicado en conexión con las figuras 1-8. La contracción de la bolsa capsular en respuesta a la contracción del músculo ciliar durante el desplazamiento de acomodación ejerce fuerzas hacia el interior sobre los bucles de fijación 164. Estas fuerzas hacia el interior impulsan los bucles hacia el interior y sus zócalos hápticos 170 hasta que los bucles se ensamblan con las partes inferiores de los zócalos. Las fuerzas hacia el interior ejercidas sobre los bucles producen después un momento de pandeo anterior sobre el cuerpo 162 de la lente que ayuda en la acomodación de la lente por la cápsula posterior. Durante esta acomodación, las hápticas 166 de la lente se flexionan de manera posterior en relación al óptico 172 de la lente y se deslizan hacia el interior en sus bolsillos fibrosos 42 y a lo largo de las patas 168 de los bucles de fijación 164, siendo ayudado el movimiento por las bisagras 38.

Los bucles de fijación tienen agujeros 174 en sus extremos arqueados exteriores a través de los cuales puede pasarse una sutura 176 y atarse para mantener los bucles y el cuerpo de la lente en relación ensamblada durante la implantación de la lente en la bolsa capsular. Esta sutura se retira al final de la cirugía. Pueden utilizarse también agujeros 174 para colocar la lente en la bolsa capsular durante la cirugía. Las hápticas 166 de la lente se pueden separar y reacoplar con los bucles de fijación 164. Esto permite al cuerpo 162 de la lente retirarse del ojo en cualquier momento después de la cirugía para corregir o sustituir el óptico 172 de la lente y volverlo a colocar en su posición original en el ojo.

La lente 180 intraocular modificada de la figura 26 es similar a la de la figura 25 excepto por las siguientes diferencias. Primero, las hápticas 182 de la lente 180 son sustancialmente de la misma longitud que las hápticas de la lente 32 y tienen recortes 184 en sus extremos exteriores. Las patas 188 de los bucles de fijación 188 se deslizan en zócalos 190 que entran por los bordes inferiores de los recortes 184. Cuando la lente se implanta dentro de la bolsa capsular 20, las porciones hápticas similares a una lengua en lados opuestos de los recortes hápticos 184 y los extremos arqueados exteriores de los bucles de fijación 186 se sitúan dentro de la circunferencia exterior de la bolsa. Como con la lente de la figura 25, la fibrosis del borde capsular 22 ocurre alrededor de las hápticas 182 y los bucles de fijación 186 y a través de los espacios entre las hápticas y bucles para fijar firmemente los bucles en la bolsa capsular y formar bolsillos dentro de los cuales las hápticas se deslizan cuando se flexionan durante la acomodación de la lente. Segundo, las patas 188 de los bucles de fijación 186 y sus zócalos 190 en las hápticas 182 de la lente son ahusadas para facilitar el movimiento relativo libre de los bucles y hápticas cuando las hápticas se flexionan durante la acomodación. Tercero, los bucles de fijación tiene boquillas de fijación 192 en sus extremos arqueados exteriores que dejan marcas en la circunferencia exterior de la bolsa capsular 20 para retener la lente frente al movimiento en relación con la bolsa durante la fibrosis.

La figura 27 ilustra una lente 196 intraocular modificada similar a la lente 180 ilustrada en la figura 26 excepto que las patas 198 de los bucles de fijación 200 y los zócalos hápticos 202 que reciben estas patas tienen hombros 204, 206 que coactúan. Estos hombros permiten movimiento relativo limitado del cuerpo 208 de la lente y los bucles cuando las hápticas 210 se flexionan durante la acomodación de la lente, pero aseguran el cuerpo de la lente y los bucles contra la separación completa para impedir que el cuerpo de la lente entre en la cámara vítrea 21 si ocurre un desgarro o se realiza una capsulotomía en la cápsula posterior 24. Otra diferencia entre la lente 196 y la lente 180 reside en el hecho de que las bisagras 212 que conectan los extremos interiores de las hápticas 210 con el óptico 214 de la lente se extienden a través de sólo una porción intermedia de la anchura háptica. Las porciones laterales restantes de los extremos hápticos interiores más allá de los extremos de las bisagras están separados del óptico por muescas arqueadas 216 centradas sobre el eje del óptico. Estas separaciones de las hápticas respecto al óptico permiten al óptico moverse libremente dentro y desde la abertura anterior 26 en la bolsa capsular 20 sin interferencia con el borde capsular 22 durante la acomodación de la lente. Las porciones hápticas generalmente triangulares adyacentes a las muescas 216 impiden que el borde 22 de la bolsa capsular 20 se fibrose entre el óptico 214 de la lente y los extremos interiores de las hápticas 210 de la lente limitando por lo tanto el movimiento en los extremos de las hápticas en sus bolsillos fibrosados 42.

La lente modificada 220 de la figura 28 incluye un cuerpo 222 de lente y elementos 224 de fijación separados en los extremos exteriores de las hápticas 226 de la lente. Los extremos interiores de las hápticas están curvados de manera convexa y se disponen en relación generalmente tangencial con lados diametralmente opuestos del óptico

228 de la lente para proporcionar espacios 230 de eliminación relativamente grandes entre el óptico y los extremos hápticos interiores. Las hápticas y óptico se unen a lo largo de sus porciones tangenciales por bisagras flexibles 232. Los elementos de fijación 224 son generalmente tornillos de forma cruciforme que tienen articulaciones interiores 234 que se deslizan dentro de perforaciones de soporte 236 que entran por los bordes inferiores de los recortes 238 en los extremos exteriores de las hápticas 226. Estos tornillos de fijación tienen agujeros 240 entre sus extremos, brazos 242 en cruz exteriores, y boquillas 244 en sus extremos exteriores. La longitud de la lente 220 medida entre los extremos exteriores de sus hápticas 226 y tornillos de fijación 224 se aproxima al diámetro interior máximo de la bolsa capsular 20 cuando el músculo ciliar está relajado. Las articulaciones 234 de los tornillos de fijación y sus perforaciones 236 tienen hombros 246, 248 que coactúan que permiten movimiento relativo limitado del cuerpo de la lente y los tornillos de fijación cuando las hápticas se flexionan durante la acomodación pero aseguran el cuerpo y los tornillos de fijación contra la separación completa, por las mismas razones que se han explicado anteriormente en conexión con la figura 27. Si se desea, los hombros 246, 248 pueden eliminarse para permitir la separación de los tornillos de fijación y el cuerpo de la lente por las mismas razones que se han explicado en conexión con la figura 26. Si los hombros se eliminan, puede enhebrarse una sutura de quita y pon a través de los agujeros 240 de los tornillos de fijación y atarse para sujetar los tornillos de fijación y el cuerpo de la lente en relación ensamblada durante el implante de la lente, como se ha explicado en conexión con la figura 25. Los agujeros pueden usarse también para colocar la lente en la bolsa capsular durante el implante de la lente.

Cuando la lente 220 se implanta dentro de la bolsa capsular 20 del ojo 10, los extremos exteriores de las hápticas 226 de la lente y los tornillos de fijación 224 se disponen entre el borde capsular 22 y la cápsula posterior 24 de la bolsa como mucho de la misma forma que se ha descrito en conexión con las figuras 25–27. Las boquillas 244 dejan marcas en la circunferencia exterior de la bolsa para fijar la lente contra la rotación circunferencial alrededor de la bolsa y centrar la lente en el ojo durante la fibrosis del borde 22. La fibrosis del borde capsular ocurre alrededor de los extremos exteriores de las hápticas y los tornillos de fijación para fijar firmemente los tornillos en la bolsa y formar bolsillos en el tejido fibrosado que recibe las hápticas. El cuerpo 222 de la lente se impulsa de manera posterior hasta su posición de visión lejana por la desviación posterior del borde capsular 22 cuando el músculo ciliar 28 se relaja y de manera anterior hacia su posición de visión cercana durante la acomodación por la cápsula 24 posterior estirada y aumenta la presión de la cavidad vítrea cuando el músculo ciliar se contrae, todo esencialmente de la misma manera que se ha explicado anteriormente en conexión con las figuras 25–27. Durante la acomodación anterior de la lente, la contracción de la bolsa capsular 20 en respuesta a la contracción del músculo ciliar ejerce fuerzas hacia el interior sobre los extremos exteriores de las hápticas 226 que producen un momento de pando anterior sobre el cuerpo 222 de la lente que ayuda a la acomodación de la lente por la cápsula posterior. Los brazos en cruz 242 de los tornillos de fijación 224 se envuelven con el tejido F fibrosado durante la fibrosis del borde 22 para proporcionar pivotes alrededor de los cuales los tornillos puedan rotar durante el pando del cuerpo de la lente en el curso de la acomodación de la lente. Los espacios 230 entre los extremos interiores de las hápticas 226 y el óptico 228 acomodan el movimiento del óptico dentro y desde la abertura 26 en la bolsa capsular sin interferencia con el borde capsular 22 circundante.

Las lentes 260, 262 intraoculares modificadas en las figuras 29 y 30 son idénticas a las lentes 180, 196, respectivamente, en las figuras 26 y 27 excepto que los bucles de fijación de las últimas lentes se sustituyen, en las figuras 29 y 30, por tornillos de fijación 264, 266 similares a los de la figura 28.

Las lentes 270, 272 intraoculares modificadas en las figuras 31 y 32 son idénticas a las lente 32 de las figuras 1–8 excepto que la lente 270 tiene brazos 274 de resorte laterales que se extienden desde las bisagras hápticas 276 y la lente 272 tiene brazos 278 de resorte laterales que se extienden desde los bordes de las hápticas 280 de la lente. Los brazos 274, 278 se extienden lateralmente desde y longitudinalmente hacia los extremos exteriores de las hápticas de la lente de tal forma que en su posición no tensionada normal, los brazos se disponen en ángulos agudos en relación con los ejes longitudinales de las lentes. Los brazos se ajustan en tamaño en longitud de forma que cuando las lentes se implantan dentro de la bolsa capsular 20 del ojo, los extremos exteriores de los brazos presionan contra la circunferencia exterior de la bolsa y de ese modo se arrollan o comprimen hasta las posiciones ilustradas por líneas quebradas. El arrollamiento o compresión en los brazos disminuye cuando la bolsa capsular se expande en respuesta a la relajación del músculo ciliar durante la acomodación de visión lejana de la lente y aumenta cuando la bolsa se contrae en respuesta a la contracción del músculo ciliar durante la acomodación de visión cercana de la lente. El acoplamiento de los brazos con la circunferencia de la bolsa capsular actúa para centrar la lente en la bolsa en una posición en la que los ópticos 282, 284 de la lente se alinean coaxialmente con la abertura 26 de la bolsa anterior. La fibrosis del borde capsular 22 ocurre alrededor de los brazos de resorte para fijar las lentes dentro de la bolsa capsular y alrededor de las hápticas de la lente para formar bolsillos en los que las hápticas se deslizan cuando se flexionan durante la acomodación de las lentes.

Refiriéndose a la figura 32 y a las figuras 4 a 8, pueden proporcionarse preferiblemente proyecciones tales como las indicadas en 286 en la figura 32, en diversas realizaciones de la invención para separar la capsulorhexis respecto al óptico cuando la capsulorhexis se estrangula desde su configuración mostrada en las figuras 5 a 8. Esta separación impide que el borde 22 capsular anterior, con un abertura 26 capsular relativamente pequeña, invada el óptico durante la fibrosis del borde capsular 22. Como se muestra en la figura 32, tales proyecciones 286 se extienden hacia el exterior de manera anterior desde la superficie háptica de la placa, y se disponen alrededor y separadas respecto al óptico. Las proyecciones se extienden hacia el exterior no más allá del límite exterior del óptico,

típicamente a una altura de aproximadamente 1 – 1,5 mm. Las proyecciones pueden estar en forma de arcos continuos (no mostrado) y pueden inclinarse hacia el exterior en relación con el óptico.

5 La lente 290 intraocular que se acomoda modificada de la figura 33 comprende un óptico circular 292 y dos pares
 10 294, 296 de hápticas 298, 300 curvadas y flexibles que se extienden desde bordes opuestos del óptico. Estas
 hápticas tienen la forma de brazos relativamente finos. En los extremos exteriores de las hápticas hay
 protuberancias ampliadas 302. Las dos hápticas 298 de cada par de hápticas 294, 296 se extienden hacia fuera
 desde el óptico 292 en relación mutuamente divergente y se curvan lejos una de otra hacia sus extremos exteriores,
 como se muestra. Las cuatro hápticas se disponen en relación simétrica en relación con un plano de simetría que
 contiene el eje del óptico y que pasa a medio camino entre las dos hápticas de cada par háptico. Las dos hápticas
 298 se sitúan diametralmente opuestas una de otra, y las dos hápticas 300 se sitúan diametralmente opuestas una
 de otra. La distancia diametral medida entre los extremos exteriores de las hápticas 298, 300 diametralmente
 opuestas se hace ligeramente mayor que el diámetro máximo de la bolsa capsular 20. La lente 290 se implanta
 15 dentro de la bolsa como mucho de la misma manera que las realizaciones anteriores y con los extremos exteriores
 de las hápticas 298, 300 de la lente dispuestos entre el borde 22 capsular anterior y la cápsula posterior 24 de la
 bolsa. Los extremos exteriores de las hápticas presionan de manera elástica contra la circunferencia exterior de la
 bolsa y se flexionan o doblan de tal forma para tanto acomodar bolsas de diámetro diferente como para centrar el
 óptico 292 detrás de la capsulotomía anterior en la bolsa. El borde 22 capsular anterior de la bolsa se fibrosa
 20 alrededor de las hápticas para fijar la lente en la bolsa. Después de que se complete la fibrosis, la relajación y
 estrangulamiento del músculo ciliar 28 del ojo iniciados por el cerebro es eficaz para causar la acomodación de la
 lente entre las posiciones de visión cercana y lejana esencialmente de la misma manera que se ha descrito
 anteriormente. Durante esta acomodación, la lente se pandea y las hápticas se flexionan de manera anterior y
 posterior en relación con el óptico 292 como mucho de la misma forma que se ha descrito anteriormente. La fibrosis
 del borde capsular alrededor de las protuberancias hápticas 302 fija la lente en la bolsa capsular y contra el
 25 desplazamiento en el caso de que se forme un desgarró o una capsulotomía en la cápsula posterior 24 de la bolsa.

La lente 310 intraocular que se acomoda modificada de la figura 34 es similar a la lente 290 de la figura 33 y difiere
 de la lente 290 sólo en los siguientes aspectos. Las cuatro hápticas 312, 314 de la lente 310, en lugar de ser brazos
 30 curvados finos similares a los de la lente 290, son simétricamente ahusados desde extremos interiores relativamente
 anchos que se unen al óptico 316 de la lente hasta extremos exteriores relativamente estrechos. En los extremos
 exteriores de las hápticas 312, 314 hay protuberancias alargadas 318. En los extremos interiores de las hápticas hay
 ranuras 320 que forman bisagras flexibles 322 alrededor de las cuales las hápticas son flexibles de manera anterior
 y posterior respecto al óptico. Las distancia diametral entre los extremos exteriores de las hápticas 312, 314
 diametralmente opuestas se aproxima o excede ligeramente el diámetro máximo de la bolsa capsular 20. La lente
 35 310 se implanta dentro de la bolsa y la fibrosis del borde 22 capsular anterior de la bolsa ocurre alrededor de las
 hápticas de la lente de la misma forma que se ha descrito en conexión con la lente 290. Después de que se
 complete la fibrosis, la relajación y estrangulamiento del músculo ciliar 28 del ojo iniciados por el cerebro causa
 acomodación de la lente de la misma manera que se ha descrito en conexión con la lente 290. La fibrosis del borde
 capsular alrededor de las protuberancias hápticas 318 fija la lente en la bolsa capsular y contra el desplazamiento en
 40 el caso de que se forme un desgarró o una capsulotomía en la capsula posterior 24 de la bolsa.

La lente háptica de placa que se acomoda descrita en este punto se denomina en este documento lente háptica de
 placa sencilla. Estas lentes se destinan para usar cuando el procedimiento de capsulotomía anterior realizado en el
 45 ojo proporciona un remanente o borde capsular anular anterior que se mantiene intacto y continuo en su
 circunferencia durante toda la fibrosis y tiene una anchura radial suficiente para retener la lente en la posición
 apropiada dentro de la bolsa capsular durante y/o después de la fibrosis. De acuerdo con otro de sus aspectos, se
 proporcionan unas lentes intraoculares que se acomodan modificadas que se ilustran en las figuras 38–40 y 43–46 y
 se denominan lentes de resorte hápticas de placa, para usar cuando el remanente o borde capsular anterior de la
 50 bolsa capsular está roto, es decir, cortado o rasgado, o tiene una anchura radial demasiado pequeña para retener
 firmemente la lente en posición apropiada durante y/o después de la fibrosis.

Como se ha indicado anteriormente, puede ocurrir una rotura del remanente o borde capsular de diferentes formas.
 Por ejemplo, una capsulotomía circular de desgarró continuo, o capsulorhexis, (figura 35) implica rasgar la cápsula
 anterior de la lente natural a lo largo de una línea de desgarró circular para formar en la cápsula anterior una
 55 abertura circular o capsulotomía 400 rodeada en su circunferencia por un remanente o borde 22 anular de la cápsula
 anterior. La realización inapropiada de esta capsulorhexis puede crear fácilmente hendiduras o rasgones 404 en el
 borde capsular. Una capsulotomía de lata de cerveza o abridor de lata (figura 36) implica perforar la cápsula anterior
 de la lente natural en una multiplicidad de posiciones cercanas 404 a lo largo de una línea circular y eliminar la
 porción circular del borde capsular anterior dentro de la línea perforada para formar una abertura 406 de la cápsula
 anterior rodeada en su circunferencia por un borde anular 408. Mientras que este borde puede estar inicialmente
 60 intacto y continuo en su circunferencia, tiene un margen 410 con escotaduras interior que tiene regiones inductoras
 de tensión que hacen al borde muy propenso a rasgarse radialmente, como se muestra en 411, durante la cirugía o
 fibrosis posterior. Una capsulotomía de envuelta (figura 37) implica abrir la cápsula anterior de la lente natural a lo
 largo de una línea horizontal 412, después a lo largo de líneas verticales 414 que se extienden hacia arriba y cruzan
 65 la hendidura horizontal, y después rasgar la cápsula anterior a lo largo de una línea de desgarró 416 que se arquea
 hacia arriba desde el extremo superior de la hendidura vertical y después se extiende verticalmente hacia abajo para

unirse con el segundo corte vertical. Esta capsulorhexis produce una abertura 418 de la cápsula anterior rodeada por un remanente capsular 420 que se abre en 412 y por lo tanto está inherentemente roto.

Un remanente o borde capsular anterior roto puede impedir la utilización de una lente háptica de placa sencilla de la invención por las siguientes razones. Un borde roto no puede retener firmemente las hápticas de la lente en el surco de la bolsa capsular durante la fibrosis. Esto hace a la lente propensa al descentrado y/o desplazamiento, tal como desplazamiento en la cavidad vítrea si la cápsula posterior se rasga o se nubla durante un periodo de tiempo y se corta con un láser para proporcionar una capsulotomía en la cápsula posterior. Un borde capsular roto puede ser incapaz de adoptar el estado similar a una cama elástica tirante de un borde capsular intacto. Como consecuencia, un borde capsular roto puede ser incapaz de efectuar la desviación posterior completa de una lente háptica de placa hasta una posición de visión lejana contra la cápsula posterior durante y después de la fibrosis. Un borde capsular roto puede permitir también la desviación anterior de la lente durante la fibrosis. En cualquier caso, ya que el poder de una lente intraocular se selecciona para cada paciente individual y puede depender de su poder de gafas, y ya que la visión buena sin gafas requiere que el óptico de la lente se sitúa precisamente en la distancia correcta respecto de la retina durante todo el intervalo de acomodación, una lente háptica de placa sencilla de la invención puede no ser aceptable para usar con un remanente o borde capsular anterior roto.

Las figuras 38–40 ilustran una lente 420 intraocular de resorte háptica de placa que se acomoda para usar con un remanente o borde capsular anterior roto, tal como cualquiera de los ilustrados en las figuras 35–37. Esta lente de resorte háptica de placa tiene un cuerpo 422 de lente apropiado similar al de la lente 32 háptica de placa en las figuras 1–8 y resortes 424 en los extremos del cuerpo. El cuerpo 422 de la lente incluye un óptico central 426 y hápticas 428 de placa flexibles que se extienden hacia fuera desde lados diametralmente opuestos del óptico. Estas hápticas se unen al óptico por bisagras 429 formadas por ranuras en el lado anterior de la lente. Los resortes 424 son bucles elásticos apostados en un extremo hasta los extremos de las hápticas 428 en lados opuestos de la línea central longitudinal del cuerpo. Estos bucles de resortes se doblan hacia fuera en la longitud del cuerpo de la lente desde sus extremos apostados hasta sus centros y después giran hacia atrás hacia el cuerpo de la lente desde sus centros hasta sus extremos libres. Los extremos de las hápticas 428 tienen huecos 430 sobre los cuales se extienden los bucles de resortes de tal forma que los bucles y los bordes de los huecos forman aberturas 432 entre ellos. Los extremos de los bucles de resortes tienen agujeros 433 para recibir instrumentos para posicionar la lente en el ojo.

La lente 420 háptica de placa se implanta dentro de la bolsa capsular 20 del ojo de la misma manera que se ha descrito anteriormente en conexión con las lentes hápticas de placa sencilla de la invención. Es decir, la lente 420 se implanta dentro del ojo mientras que su músculo ciliar 28 está paralizado en su estado relajado, y la bolsa capsular se estira por lo tanto hasta su diámetro máximo (9–11 mm). La longitud global del cuerpo 422 de la lente medida entre los extremos de las hápticas 428 de la lente en cualquier lado de los huecos hápticos 439 iguala sustancialmente el diámetro interior de la bolsa capsular estirada. La longitud global de la lente medida entre los bordes exteriores de los bucles 424 de resortes en sus centros cuando los bucles están en su estado no tensionado normal es ligeramente mayor que este diámetro interior de la bolsa capsular estirada. Por ejemplo, si el diámetro interior de la bolsa capsular estirada está en el intervalo de 10–10,6 mm, el cuerpo 422 de la lente tendrá una longitud global de 10–10,6 mm medida entre los extremos exteriores de las hápticas de la lente, y la longitud global de la lente medida entre los centros de los bucles de resortes no tensionados estará en el intervalo de 11–12,5 mm.

Las figuras 39 y 40 ilustran la lente 420 de resorte háptica de placa implantada en una bolsa capsular 20 que se estira por relajación del músculo ciliar 28 y tiene un borde 22 capsular anterior rasgado tal como podría resultar de una capsulorhexis circular de desgarro continuo realizada de manera inapropiada. Debido a que el borde está rasgado, el cuerpo 422 de la lente no se ajustará tan bien en la bolsa estirada como lo haría si el borde capsular fuera un borde intacto sin rasgones. Los bucles 424 de resortes hápticos, sin embargo, presionan hacia fuera contra la pared del surco de la bolsa capsular alrededor del borde de la bolsa para fijar la lente en la bolsa durante la fibrosis posterior a la cirugía. La fibrosis del borde 22 capsular rasgado ocurre alrededor de los extremos exteriores de las hápticas 428 de la placa, alrededor de los bucles 424 de resortes, y a través de las aberturas 432 entre los bucles y los extremos de las hápticas de tal forma para efectuar la fusión del borde rasgado, o más precisamente los remanentes del borde rasgado, con la cápsula posterior 24 de la bolsa capsular. Los extremos exteriores de las hápticas y los bucles de resortes se empaquetan por lo tanto por fibrosis un tanto de la misma manera que se ha explicado anteriormente en conexión con las lentes hápticas de placa sencilla de la invención. Incluso aunque el borde 22 capsular rasgado puede ser incapaz de estirarse hasta el estado de cama elástica tirante analizado anteriormente cuando el músculo ciliar está relajado, este empaquetamiento de la lente durante la fibrosis del borde rasgado fijará firmemente la lente en la bolsa capsular y debe causar alguna desviación posterior de la lente contra la cápsula 24 posterior elástica. Por consiguiente, el estrangulamiento y relajación del músculo ciliar 28 inducidos por el cerebro después de que la fibrosis del borde capsular rasgado se complete debe efectuar la acomodación de la lente de resorte háptica de placa como mucho de la misma forma, pero posiblemente no con la misma cantidad de acomodación, que la lente háptica de placa sencilla con un borde capsular no roto intacto.

Mientras que la lente 420 de resorte háptica de placa se diseña para usar con un remanente o borde capsular anterior roto, puede usarse también con un borde intacto. Una lente de resorte háptica de placa compensa también la colocación inapropiada de la lente en el ojo con un extremo de la lente situado en la bolsa capsular y el otro

extremo de la lente situado en el surco ciliar del ojo ya que los bucles de los resortes se expandirán hacia fuera para acoplarse tanto al borde interior de la bolsa como a la pared del surco ciliar. En este aspecto, una ventaja de las lentes de resorte hápticas de placa de la invención sobre las lentes hápticas de placa sencilla reside en el hecho de que las lentes de resorte eliminan la necesidad de tener a mano en la sala de operaciones tanto una lente háptica de placa sencilla para usar con un borde capsular intacto como una lente de resorte háptica de placa como un apoyo para la lente háptica de placa en el caso de que el borde se rompa durante la cirugía.

Otra ventaja de la lente 420 de resorte háptica reside en el hecho de que permite a la lente tener un óptico más grande que una lente háptica de placa sencilla cuyos diámetros ópticos estarán normalmente dentro del intervalo de 4–7 mm. Por tanto, ya que la lente de resorte háptica depende de los bucles 424 de resortes en lugar de en el remanente o borde 22 capsular para retener la lente en posición durante la fibrosis, la lente puede usarse con un remanente o borde capsular de anchura radial más pequeña y por lo tanto una abertura de la cápsula anterior de diámetro más grande que las requeridas para el uso de las lentes que se acomodan hápticas de placa sencilla. La abertura de la cápsula anterior de tamaño más grande, por supuesto, permite un diámetro óptico más grande en el intervalo de 7–9 mm que ofrece ciertos beneficios oftalmológicos.

La abertura de la cápsula anterior de diámetro grande necesaria para acomodar una lente que se acomoda de resorte óptica grande puede formarse durante la cirugía original por una capsulorhexis circular de desgarro continuo grande planeada, una capsulotomía de lata de cerveza del diámetro grande deseado, una capsulotomía de envuelta planeada o cortando hendiduras radiales en el borde capsular anterior durante la cirugía después de implantar la lente que se acomoda de resorte en la bolsa capsular. De acuerdo con otro de sus aspectos, la invención proporciona un método por el cual puede formarse la abertura de la cápsula anterior grande deseada después de la cirugía original posteriormente a la conclusión de la fibrosis. Este método implica abrir un borde capsular anular radialmente con un láser después de que se complete la fibrosis en varios remanentes 434 similares a solapas (figura 41) que se desplazan fácilmente con la lente durante la acomodación para permitir al óptico de la lente pasar a través de la abertura de la cápsula anterior. Como alternativa, la abertura de la cápsula anterior puede ampliarse cortando el borde capsular con un láser en su circunferencia a lo largo de una línea circular 406 (figura 42) concéntrica con y radialmente hacia afuera del borde original de la abertura para ampliar esta última.

La lente 500 de resorte háptica de placa modificada de la figura 43 es idéntica a la lente 420 recién descrita excepto que las hápticas 502 de la lente modificada, en lugar de estar engarzadas con el óptico 504 de la lente, son elásticamente flexibles en toda su longitud como las de la lente háptica de placa en la figura 9. La figura 44 ilustra una lente 600 de resorte háptica de placa modificada adicional de acuerdo con la invención que es idéntica a la lente 420 excepto que los bucles 602 de resortes de la lente modificada se forman integralmente con las hápticas 604 de la lente. La lente 700 y 800 modificada de las figuras 45 y 46 son idénticas a la lente 600 excepto que la lente modificada tiene un par de bucles de resortes en cada extremo. Los bucles 702 de resortes de la lente 700 tienen porciones 704 de base común integralmente unidas a los extremos de las hápticas 706 de la lente a lo largo de la línea central longitudinal de la lente y extremos libres que se curvan hacia fuera desde las porciones de base tanto en los extremos como de manera lateral respecto de la lente. Los bucles 802 de resortes de la lente 800 tienen porciones 804 de base integralmente unidas a los extremos de las hápticas 806 de la lente a lo largo de los bordes longitudinales de las hápticas y extremos libres opuestos que se curvan hacia dentro hacia otro lateral de la lente.

Las Figuras 47–50 ilustran una lente intraocular que se acomoda. La lente 900 ilustrada es una lente de resorte háptica de placa que tiene un cuerpo 902 que incluye un óptico 904 bi-convexo redondo y hápticas 906 de placa unidas a lados diametralmente opuestos del óptico por uniones 908 de bisagra.

Las hápticas 906 tienen porciones 910 finales exteriores relativamente anchas, porciones 912 centrales ahusadas hacia dentro, y porciones 914 finales interiores ahusadas relativamente estrechas. Las porciones 914 finales interiores se unen a porciones de borde diametralmente opuestas del óptico redondo 904. La anchura de las porciones 910 finales exteriores de las hápticas medida transversal a la longitud de la lente se aproxima al diámetro del óptico. La anchura de las porciones 914 finales hápticas interiores medida transversal a la longitud de la lente es sustancialmente menor que el diámetro del óptico. Las porciones 910 finales exteriores y las porciones 912 centrales ahusadas de las hápticas ocupan la longitud principal de las hápticas medida en la dirección de la longitud de la lente. Las porciones 914 finales interiores ahusadas de las hápticas se estrechan hacia dentro hasta una anchura progresivamente más estrecha hacia los extremos exteriores de las hápticas. Estas porciones finales interiores forman eficazmente puentes entre el óptico y las porciones 910 principales exteriores anchas de las hápticas. Las porciones finales hápticas interiores contienen ranuras en V 916 que se extienden a través de los lados anteriores de estas porciones finales transversales a la longitud de la lente cercana y preferiblemente en relación virtualmente tangencial con el borde del óptico 904.

Las porciones 910 finales exteriores de las hápticas 906 contienen aberturas 918 relativamente grandes en forma de recortes que se abren a través de los extremos exteriores de las hápticas. Unidos en un extremo de los extremos exteriores de las hápticas, en un lado de los extremos abiertos de los recortes hápticos 918, hay brazos 920 de resortes. Estos brazos se extienden lateralmente a través de los extremos hápticos exteriores y son elásticamente flexibles en los extremos de la lente.

Como se muestra en la figura 48, el óptico 904 se compensa de manera anterior en relación con las hápticas 906 de la placa. Es decir, un plano (plano medio) que contiene el borde de la circunferencia de la lente se compensa de manera anterior a lo largo del eje de la lente en relación con un plano (plano medio) que pasa a través de los paralelos de las hápticas y a medio camino entre sus lados anterior y posterior. Esta compensación anterior del óptico proporciona huecos 924 similares a ranuras en el lado posterior de la lente a lo largo de las uniones del óptico y los extremos interiores 914 de las hápticas. Las porciones similares a bandas relativamente delgadas del cuerpo de la lente entre las ranuras anteriores 916 y los huecos posteriores 924 son elásticamente flexibles y forman las uniones 908 de bisagra alrededor de las cuales las hápticas de la lente son flexibles de manera anterior y posterior en relación con el óptico de la lente.

Refiriéndose a la figura 49, la lente 900 se implanta en la bolsa capsular 20 del ojo de un paciente, y posteriormente a la conclusión de la fibrosis, experimenta acomodación en respuesta a la contracción y relajación del músculo ciliar 28 como mucho de la misma manera que se ha descrito en conexión con realizaciones de lentes de la invención descritas anteriormente. Los brazos 920 de resortes de la lente presionan hacia fuera contra el perímetro exterior de la bolsa para colocar la lente en la bolsa incluso aunque el remanente 22 anterior de la bolsa pueda estar hendido, rasgado o no intacto de otra forma, de la misma manera que se ha descrito en conexión con las figuras 38–40. Durante la fibrosis del borde 22 capsular anterior de la bolsa 20 con la cápsula 24 posterior elástica posteriormente a la cirugía, ocurre la fibrosis alrededor de las hápticas 906 de la lente y a través de las aberturas hápticas 918 para fijar la lente en la bolsa capsular. El músculo ciliar 28 se mantiene en su estado relajado hasta que se completa la fibrosis introduciendo un ciclopléjico en el ojo, como se ha explicado anteriormente.

La compensación anterior del óptico 904 en la lente preferida 900 proporciona dos ventajas. Una de estas ventajas reside en el hecho de que la disposición de las uniones 908 de bisagra resultantes de la compensación anterior del óptico 904 ayuda al pandeo anterior de la lente y de ese modo al movimiento de acomodación del óptico en relación a los extremos exteriores de las hápticas 906 en respuesta a la compresión en los extremos de la lente por contracción del músculo ciliar 28. La otra ventaja reside en el hecho de que las uniones 908 de bisagra que unen las hápticas 906 a las porciones de borde diametralmente opuestas del óptico 904 son relativamente estrechas comparadas con el diámetro del óptico y son preferiblemente más estrechas que el radio de la bolsa, como se muestra. Las uniones de bisagra ocupan por tanto sólo porciones del borde de la circunferencia del óptico relativamente pequeñas. Las porciones del borde de la circunferencia del óptico restantes entre las uniones son porciones de borde libres que están totalmente sin obstruir por las hápticas y se tomadas juntas constituyen una porción principal de la circunferencia del óptico. El diámetro del óptico se hace para que se aproxime o sea ligeramente más pequeño que la abertura 26 de la cápsula anterior en la bolsa capsular en la que se implanta la lente. Estas características de la lente posibilitan a la lente experimentar movimiento de acomodación anterior aumentado desde su posición de visión lejana posterior de la figura 49 hasta su límite de acomodación delantero de la figura 50, en el que el óptico se proyecta a través de la abertura 26 de la cápsula anterior, en respuesta a la contracción del músculo ciliar 28. El estrechamiento hacia dentro de las porciones de puente interiores o extremos 914 de las hápticas permite a estas porciones hápticas deslizarse dentro y fuera de los bolsillos hápticos de la bolsa capsular durante la acomodación de la lente.

Las dimensiones reales de las lentes preferidas pueden variar dependiendo de las dimensiones oculares del paciente. Las siguientes son dimensiones de lente típicas:

Longitud global de la lente: 10,5 mm
 Longitud global de la lente incluyendo resortes: 11,5 mm
 Diámetro óptico: 4,50 mm
 Anchura del extremo exterior háptico: 4,50 mm
 Ángulo de estrechamiento del borde háptico: 30 grados
 Longitud de la porción final háptica interior: 0,75 mm
 Grosor háptico: 0,25–0,4 mm
 Anchura de la unión de bisagra: 1,50 mm
 Material de la lente: silicona

En la lente 900 de las figuras 48–50, el óptico 904 se compensa de manera anterior en relación con las hápticas 906 dentro del grosor de las hápticas de tal forma que tanto el borde de la circunferencia del óptico como las uniones 908 de bisagra se sitúan dentro del grosor de las hápticas y entre sus superficies anterior y posterior. La figura 51 es una sección cruzada longitudinal similar a la figura 48 a través de una lente 900a intraocular modificada de la invención que es idéntica a la lente 900 excepto que el óptico 904a de la lente 900a se compensa de manera anterior en relación con las hápticas 906a fuera del grosor de las hápticas. Es decir, en la lente 900a, tanto el borde de la circunferencia del óptico 904a como las uniones 908 de bisagra entre el óptico y las hápticas se sitúan hacia delante de las superficies anteriores de las hápticas 906a. Esta configuración de lente modificada proporciona las mismas ventajas que la de las figuras 48–50.

La lente 900b intraocular que se acomoda modificada de la figura 52 es esencialmente idéntica a la lente 900 excepto por las siguientes diferencias. Integralmente unida en sus extremos y extendiéndose a través de los extremos exteriores de las hápticas 906b de la lente hay puentes o arcos 922b relativamente finos que rodean y

5 cierran los lados o extremos adyacentes de las aberturas hápticas 918b. Estos arcos tienen típicamente 0,20 mm de anchura y se curvan en un radio de 5,25 mm alrededor del eje óptico del óptico 904b de la lente. Los arcos pueden ser elásticamente flexibles o relativamente flexibles o relativamente rígidos. Los brazos 922b de resortes de la lente 900b se extienden lateralmente a través de los extremos exteriores de las hápticas opuestos a los extremos o lados abiertos de las aberturas hápticas 918b y son flexibles en los extremos de la lente.

10 La lente 900c que se acomoda modificada de la figura 53 es similar en muchos aspectos a la lente 900b de la figura 52 y difiere de la última lente en lo siguiente. Los brazos 920b de resortes de la lente 900b se omiten en la lente 900c. Las porciones 914c finales o de puente interiores de las hápticas 906c de la lente son bastantes cortas en la dirección de los extremos de la lente. De hecho, la longitud de las porciones 914c finales hápticas interiores se aproxima o es justo ligeramente mayor que la anchura de los lados abiertos de las ranuras hápticas 916c que forman las uniones 908c de bisagras hápticas con el óptico 904c de la lente alrededor de las cuales las hápticas son flexibles de manera anterior y posterior en relación con el óptico. Como consecuencia estas uniones de bisagra ocupan o constituyen casi la longitud completa de las porciones 914c finales hápticas interiores. Los arcos 922c finales hápticos pueden ser elásticamente flexibles o relativamente rígidos.

20 Las lentes 900a, 900b, 900c de las figuras 51–53 se implantan en la bolsa capsular del ojo de un paciente y proporcionan acomodación de la visión en respuesta a la contracción y relajación del músculo ciliar esencialmente de la misma manera que la lente 900 de las figuras 47–50. En el caso de las lentes 900b, 900c, sin embargo, ocurre fibrosis a través de las aberturas cerradas 918b, 918c en las hápticas de la lente y alrededor de los arcos 922b, 922c finales hápticos para fijar la lente en el ojo del paciente. La lente 900c puede ajustarse en tamaño en longitud entre los lados exteriores de sus arcos 922c para fijarse estrechamente en la bolsa capsular cuando el músculo ciliar esta relajado, y estos arcos pueden hacerse elásticamente flexibles para posibilitar que los arcos sirvan como resortes que presionen contra el perímetro de la bolsa para colocar la lente en la bolsa de la misma manera que los resortes hápticos de las lentes de resortes hápticas de placa descritas anteriormente incluso aunque el remanente anterior de la bolsa pueda estar escindido, rasgado o no sea un remanente intacto de otra manera.

30 Los materiales menos inertes utilizados para componentes de lentes intraoculares se seleccionan preferiblemente para proporcionar fijación óptima de las porciones de lentes en las porciones periféricas de las bolsas capsulares, y para proporcionar centrado óptimo de la lente. Se forma menos fibrosis alrededor de componentes formados por materiales inertes que alrededor de materiales menos inertes. Los materiales menos inertes producen mayor fibrosis, produciéndose alrededor de los componentes. Tales materiales incluyen PMMA, acrílico, proleno (un nilon) y poliimida.

35 La fibrosis se forma mas firmemente alrededor de aquellos materiales que sean menos inertes, por la razón de que el cuerpo trata tales materiales como objetos extraños. Los elementos de la lente tales como protuberancias, brazos y bucles, están formados preferiblemente por material menos inerte, y los elementos destinados para un movimiento de deslizamiento relativo en un bolsillo de la bolsa capsular formado por fibrosis, están formados por materiales más inertes, tales como silicona, polihema (hidroximetil metacrilato) o HEMA.

40 Refiriéndose ahora a las figuras 54–56, así como también a las figuras 62 y 63, se ilustra una lente 1000 intraocular que se acomoda desviada de manera anterior de acuerdo con la invención en su posición de visión lejana posterior dentro de la bolsa capsular 20 del ojo de un paciente. La lente 1000 es como la lente descrita anteriormente excepto en los siguientes aspectos. Las superficies anteriores 1002 de las porciones extendidas engrosadas o hápticas 1004 de placa de la lente 1000 están al mismo nivel que la superficie anterior del óptico 1006 de la lente. Las superficies 1008 hápticas posteriores se inclinan hacia atrás lejos de las superficies 1002 hápticas anteriores desde las puntas hápticas exteriores hacia sus uniones interiores con el óptico 1006 y después hacia delante hacia las superficies hápticas anteriores para definir, con el borde periférico del óptico, muescas con forma de V posteriores que forman bisagras 1010 flexibles adelgazadas en los extremos hápticos interiores. El óptico 1006 tiene una superficie 1012 posterior redondeada de manera convexa.

55 La lente 1000 se implanta en la bolsa capsular 20 de la misma manera que las lentes descritas anteriormente y se somete a la misma contracción y relajación del músculo ciliar que las lentes descritas anteriormente durante la acomodación de visión normal posteriormente a la conclusión de la fibrosis. La lente 1000 se ajusta en tamaño y conforma de tal forma que las superficies posteriores 1008 de sus hápticas 1004 y la superficie posterior 1012 de su óptico 1006 se ponen en contacto con la cápsula posterior 24 de la bolsa 20. Cuando la lente 1000 ocupa su configuración de visión lejana posterior de las figuras 54–56 que adopta en su posición de visión lejana posterior mostrada en las últimas figuras, sus bisagras 1010 se sitúan a pequeña distancia hacia delante del plano P de la punta háptica de la lente, es decir, un plano que pasa a través de las puntas exteriores de las hápticas 1004 y el surco que recibe la punta háptica anular de la bolsa capsular 20 normal al eje de la lente y el ojo. Por consiguiente, durante la contracción del músculo ciliar en el curso de la acomodación normal, la compresión extremo a extremo o radial de la lente 1000 y la presión vítrea ejercen ambas fuerzas de acomodación anteriores sobre el óptico 1006 de la lente durante todo su intervalo de acomodación completo. Esta acción combinada de las dos fuerzas aumenta la amplitud de acomodación y por lo tanto la dioptrías de acomodación de la lente.

65 Las figuras 62 y 63 ilustran dos lentes 1000a y 1000b intraoculares que se acomodan desviadas anteriores

modificadas de acuerdo con la invención implantadas dentro de una bolsa capsular 20 del ojo de un paciente. Estas lentes desviadas anteriores modificadas son idénticas y experimentan acomodación como mucho de la misma manera que la lente desviada anterior de las figuras 54–56 con las siguientes excepciones. En la lente 1000a, sólo las superficies posteriores 1004a de las porciones extendidas o hápticas 1002a de placa de la lente se ponen en contacto con la cápsula posterior 24 de la bolsa capsular. Por consiguiente, la presión vítrea actúa sólo sobre estas hápticas durante la acomodación, y el óptico de la lente es inmune al daño por láser durante la capsulotomía de láser de la cápsula posterior. La superficie posterior 1012a del óptico 1006 de la lente se separa de la cápsula posterior. En la lente 1000b, sólo la superficie posterior 1012b del óptico de la lente 1006b se pone en contacto con la cápsula posterior 24 de la bolsa capsular. Las superficies posteriores 1004b de las hápticas 1002b de placa de la lente se separan de la cápsula posterior. Por consiguiente, durante la acomodación, la presión vítrea actúa sólo sobre la superficie posterior del óptico.

La mayoría de las lentes intraoculares que se acomodan de las realizaciones descritas hasta ahora tienen porciones extendidas de bisagra en forma de hápticas con bisagras hápticas elásticamente flexibles. Las figuras 60–61 ilustran lentes modificadas que tienen porciones extendidas en forma de hápticas fundamentalmente de bisagra. La lente 1100a de la figura 60 incluye un óptico central 1102a y hápticas 1104a de placa (sólo una mostrada) que se extienden opuestamente desde el óptico y se unen por bisagras centrales 1106a al borde del óptico. Cada bisagra háptica comprende porciones 1108a, 1110a de bisagras de unión sobre la háptica y ópticos respectivos, que interacoplan y conectan fundamentalmente las hápticas con el óptico para el movimiento anterior y posterior de las hápticas en relación con el óptico.

Las lentes 1100a y 1100c intraoculares que se acomodan de las figuras 60 y 61 se fabrican con materiales no lo suficientemente firmes o duros para la formación de porciones de bisagra, y sus porciones de bisagra se fabrican por separado con materiales adecuadamente duros o firmes para reforzar insertos o incrustaciones de bisagra, que se moldean dentro de los ópticos y de las placas hápticas de las lentes. Las partes de las lentes 1100a y 1100b se designan por los mismos números de referencia que las partes correspondientes, con los subíndices a y b para las lentes respectivas.

El óptico y cada placa háptica pueden moldearse o fabricarse de otra manera a partir de cualquier material de lente intraocular adecuado incluyendo los materiales mencionados anteriormente. Estos materiales tienen ópticas y otras cualidades adecuadas para una lente intraocular. Algunos de los materiales son lo suficientemente duros o firmes para posibilitar que los componentes de la bisagra háptica se moldeen o se formen de otra manera integralmente con las placas hápticas, y cada ranura de bisagra háptica se moldee o se forme de otra manera en el material del óptico de la lente, como se muestra. Cada porción de bisagra de tal realización tendría una ranura o canal de bisagra a lo largo del borde del óptico que se abre lateralmente hacia fuera hacia el óptico, estando cada ranura de bisagra curvada de manera cilíndrica, cortada de manera sesgada o ajustada en tamaño en sección cruzada transversal para recibir fundamentalmente la perla de la lengua háptica adyacente, por lo cual la perla se cautiva en la ranura y la háptica respectiva se mueve fundamentalmente dentro de ciertos ángulos de manera anterior y posterior en relación con el óptico.

La lente 1100a de la figura 60 comprende una placa 1120a de bisagra alargada que está encapsulada y se extiende por el borde a través, formando un inserto o incrustación de refuerzo, dentro de una placa 1114a háptica respectiva. En el extremo interior de esta placa de bisagra hay una barra en cruz 1122a que se extiende por el borde más allá del extremo interior de la placa háptica 1114a para formar la lengua 1112a sobre la porción 1108a de bisagra. En el extremo exterior de cada placa 1120a de bisagra hay dedos flexibles 1124a. Cada porción 1110a de bisagra háptica comprende una barra que está encapsulada dentro y forma un inserto o incrustación de refuerzo en el borde del óptico 1102a de la lente. A lo largo del borde exterior de la barra está la ranura o canal 1118a de bisagra que recibe fundamentalmente la perla cilíndrica 116a a lo largo de la lengua 1112a de bisagra adyacente.

La lente modificada 1100b de la figura 61 es como la lente 1100a excepto que el extremo interior de cada placa háptica 1114b se extiende por el borde más allá de la barra en cruz 1122b interior de la placa de bisagra de refuerzo que forma la porción 1108b de bisagra háptica respectiva de la lente 1100b. Este extremo interior que se extiende de cada placa háptica 1114b tiene una superficie redondeada cilíndrica y una muesca central 1126b. Cada porción de bisagra háptica comprende una barra 1128b de bisagra encapsulada en el borde del óptico 1102b de la lente y que tiene una proyección 1130b de bisagra redondeada central. Esta proyección de bisagra se ajusta de manera rotatoria dentro de la muesca 1126b de la porción 1108b de bisagra, para formar por tanto la bisagra háptica respectiva 1106b con el tornillo 1132b de bisagra, que se extiende a través de perforaciones alineadas en la porción de bisagra háptica en la proyección de bisagra óptica.

Las figuras 57–59 ilustran una lente 1050 intraocular que se acomoda implantada dentro de una bolsa capsular 20 del ojo de un paciente. Esta lente es una lente desviada de manera anterior con porciones hápticas extendidas flexiblemente de bisagra, que logra una amplitud de acomodación aumentada y dioptrías de acomodación aumentadas por la acción combinada de (a) su configuración desviada de manera anterior que aumenta la amplitud de acomodación y dioptrías de acomodación aumentadas, y (b) poder aumentado de su óptico que aumenta la cantidad de acomodación producida por cualquier cantidad dada de movimiento de acomodación del óptico de la lente o, a la inversa, reduce el movimiento de acomodación del óptico requerido para producir cualquier cantidad de

acomodación dada.

La lente 1050 comprende una estructura de lente de una pieza que tiene un óptico central 1052 y porciones 1054 extendidas flexiblemente de bisagra en forma de hápticas de placa que se extienden generalmente de manera radial desde el óptico. Cada háptica 1054 de placa se estrecha longitudinalmente en anchura y grosor para ensancharse en anchura y aumentar en grosor hacia su extremo interior. Cada háptica de placa incluye una porción 1056 de placa interior que está integralmente unida a un borde del óptico 1052 y se inclina de manera anterior en relación con el óptico hacia su extremo exterior, una porción 1058 de placa exterior unida al extremo exterior de la porción de placa interior, y una ranura en V 1060 que entra por la unión de estas porciones de placa para formar en esta unión una bisagra flexible 1062. La porción 1058 de placa exterior se mueve fundamentalmente en su bisagra de manera anterior y posterior en relación con la porción 1056 de placa interior y el óptico 1052. La estructura de la lente incluyendo su óptico y porciones 1056, 1058 de placa háptica se moldea o se forma de otra manera como una estructura de lente unitaria a partir de un material de lente mencionado anteriormente y tiene insertos 1054 fijados en los extremos exteriores de las porciones 1058 de placa háptica exterior. Estos insertos proporcionan a la lente porciones o hápticas 1054 extendidas y pueden utilizarse para reforzar las porciones 1058 de placa háptica exterior si es necesario.

La lente 1050 se implanta en la bolsa capsular 20 del ojo con el músculo ciliar del ojo paralizado en su estado relajado y mantenido en este estado paralizado hasta la conclusión de la fibrosis, todo de la misma manera que se ha explicado anteriormente. Durante esta fibrosis, el óptico 1052 de la lente se impulsa de manera posterior hasta su posición de visión lejana mostrada en líneas continuas en la figura 57 y en líneas de guiones en la figura 58 en la que la superficie posterior del óptico presiona hacia atrás contra la cápsula posterior 24 de la bolsa bascular y estira esta cápsula posterior hacia atrás. La configuración que adopta u ocupa la lente 1050 en esta posición de visión lejana posterior es su configuración de visión lejana posterior. La contracción del músculo ciliar durante la acomodación de visión normal posteriormente a la conclusión de la fibrosis aumenta la presión vítrea y comprime la lente radialmente o en los extremos para efectuar el movimiento de acomodación anterior del óptico 1052 de la lente de la misma manera que se ha explicado anteriormente.

Como se ha mencionado anteriormente, la lente 1050 es una lente desviada de manera anterior. En este aspecto, se observará en las figuras 57 y 58 que cuando la lente ocupa su posición de visión lejana posterior, sus bisagras hápticas 1062 se sitúan hacia delante de un plano P_T de punta que pasa a través de las puntas exteriores de las hápticas 1054 de la lente normal al eje del óptico 1052 de la lente y el ojo. Por consiguiente, la compresión de la lente por la contracción del músculo ciliar durante la acomodación de visión normal es eficaz para producir una fuerza de acomodación anterior sobre el óptico durante todo su intervalo de acomodación completo desde su visión lejana posterior a través de su posición de intervalo medio (líneas continuas en la figura 58) hasta su posición de visión cercana anterior (líneas discontinuas en la figura 58). La compresión de la lente por la contracción del músculo ciliar ayuda por lo tanto a la fuerza de presión vítrea anterior sobre el óptico durante todo su intervalo de acomodación completo y por lo tanto aumenta la amplitud de acomodación y la dioptría de acomodación de la lente, como se ha explicado anteriormente.

Una característica importante de la lente 1050 es que su óptico 1052 tiene poder óptico o dióptico aumentado que ayuda a la configuración desviada anterior de la lente para aumentar adicionalmente la amplitud de acomodación y las dioptrías de acomodación. Con este propósito, la cara anterior 1066 del óptico es relativamente plana o justo ligeramente convexa mientras que la cara posterior 1068 del óptico tiene una curvatura convexa relativamente pronunciada de forma que el óptico tiene una forma generalmente planoconvexa. Esta forma óptica sitúa la mayoría o todo el poder óptico del óptico en el lado posterior del óptico. Aumentar el poder del óptico de la lente de esta forma disminuye la distancia a través de la cual el óptico debe moverse para producir cualquier cantidad dada de acomodación de la visión y, a la inversa, aumenta la cantidad de acomodación de la visión producida por cualquier movimiento de acomodación dado del óptico y aumenta de ese modo la amplitud de acomodación máxima y las dioptrías de acomodación de la lente.

Aumentar el poder de un óptico de una lente intraocular en el lado posterior del óptico, como en las figuras 57-58, cambia el plano óptico del óptico (es decir, el plano a partir del cual se origina el punto focal del óptico) hacia atrás hacia la retina 16 del ojo. Por ejemplo, el plano óptico P_O del óptico 1052 de la lente se sitúa en la posición aproximada mostrada en la figura 58 que está hacia atrás de la posición del plano óptico (no mostrado) de un óptico biconvexo simétrico del mismo grosor en el centro medido a lo largo del eje del óptico pero que tiene superficies anteriores y posteriores de igual curvatura. Este cambio hacia atrás del plano óptico del óptico hacia la retina debe compensarse aumentando el poder dióptico del óptico para enfocar claramente los rayos de luz entrantes sobre la retina. El aumento requerido en el poder del óptico 1052 se logra conformando de manera apropiada la curvatura convexa pronunciada de la superficie posterior 1068 del óptico.

La figura 64 ilustra una realización de la invención que comprende un óptico central 1202 y porciones extendidas o hápticas 1204 que se extienden desde porciones de bordes opuestos del óptico. El óptico, en vista lateral, (no mostrado) es preferiblemente de la configuración mostrada en las figuras 58 y 59 para proporcionar la operación y las ventajas descritas anteriormente en relación con la realización de esas figuras.

Las hápticas o porciones extendidas incluyen placas 1206 que tienen extremos interiores unidos al óptico y con extremos exteriores libres, y dedos 1208 de fijación flexibles que se extienden lateralmente en los extremos exteriores. Las aberturas 1209 se definen en los extremos exteriores de cada dedo de fijación para fijación por fibrosis mejorada.

5 Las placas hápticas 1206 se estrechan longitudinalmente para reducirse en anchura en dirección hacia el exterior, y tienen una anchura en toda su longitud menor que el diámetro del óptico. Las hápticas y sus extremos exteriores se pueden mover de manera anterior y posterior en relación con el óptico. Las bisagras 1210 se definen por ranuras en las hápticas que entran por los lados anterior o posterior y se extienden a través de las porciones finales interiores de las placas hápticas 1206.

15 La lente tiene una configuración no tensionada relativamente plana en la que las hápticas 1204 y sus bisagras se disponen en un plano generalmente común. Los bordes exteriores de las placas hápticas y los dedos 1208 pueden estar preferiblemente curvados de manera circular generalmente alrededor del eje del óptico 1202. En su estado no tensionado normal, los dedos se extienden lateralmente hacia el exterior desde bordes longitudinales opuestos de las placas hápticas respectivas. Cuando no están tensionados, los dedos 1208 se arquean preferiblemente con una ligera curvatura hacia el interior.

20 La deformación de la lente desde la configuración no tensionada normal por la desviación anterior o posterior de las hápticas produce fuerzas de energía de tensión elásticas en las bisagras que impulsan la lente hasta su configuración no tensionada normal.

25 La figura 65A muestra una modificación de la realización de la figura 65 en la que un bolsillo 1214 con huecos se define en una porción háptica para acomodar un fármaco, tal como atropina o un fármaco relacionado, para paralizar el músculo ciliar durante un periodo de tiempo, u otro fármaco para algún otro propósito. Tal bolsillo puede proporcionarse en ambas hápticas, aunque la figura 65 muestra sólo una vista parcial con sólo una háptica.

30 Las realizaciones de las figuras 64 y 65 tienen los dedos flexibles 1208 y 1206 sobre insertos formados de un material diferente del de las placas hápticas, y preferiblemente de un material que no es particularmente inerte, para efectuar por tanto una formación de fibrosis mejor alrededor de los dedos y protuberancias 1209. Se han analizado anteriormente en este documento materiales inertes y relativamente menos inertes. Las placas hápticas 1206 se construyen preferiblemente con material semirrígido elástico.

35 Las figuras 66 y 67 ilustran realizaciones un tanto relacionadas.

40 La lente intraocular 1300 de la figura 66 tiene un óptico 1302, preferiblemente configurado, en vista lateral, como se muestra en las figuras 58 y 59 para proporcionar las ventajas y operación descritas anteriormente de la realización de la figura 59 de la invención. Una pluralidad de porciones de extensiones relativamente pequeñas o placas hápticas 1304 que tienen bisagras 1306 para facilitar el movimiento posterior y anterior del óptico en respuesta a la acción del músculo ciliar. Las bisagras 1306 se definen por ranuras en las placas hápticas y/o por ranuras 1306a en los bucles. La acción de bisagra de las placas puede proporcionarse como alternativa formando hápticas de un material flexible.

45 Dos pares de las hápticas se extienden de manera opuesta desde el óptico, y un bucle 1310 se extiende entre cada par de hápticas, y se asegura a las hápticas. Un brazo 1312 se extiende desde una porción transversal arqueada de cada bucle 1310 en un ángulo agudo desde la porción transversal. Cada brazo 1312 tiene una protuberancia final que define una abertura 1314 para fijación y centrado mejorados.

50 La figura 67 ilustra una realización 1350 relacionada que tiene un óptico 1352, y bucles 1354 que se extienden hacia fuera entre pares de hápticas o porciones 1356 de extensiones pequeñas que se extienden radialmente, separadas. Como con la realización de la figura 66, la acción de bisagra puede proporcionarse con ranuras 1357 en las hápticas o con ranuras 1357a en los bucles. Un brazo 1358 se extiende desde cada bucle en un ángulo agudo con él, y tiene una protuberancia 1360 que define una abertura bastante grande en su extremo, como se muestra. El aseguramiento y centrado por fibrosis mejorados se proporcionan con o sin la abertura allí dentro, por la protuberancia. Las protuberancias 1314 de la figura 66 y 1360 de la figura 67, preferiblemente con las aberturas allí dentro son características importantes en que proporcionan retención y centrado sustancialmente mejorados por fibrosis. Los brazos 1358 y sus protuberancias 1360, así como los bucles 1354, se forman preferiblemente de un material relativamente no inerte para fibrosis mejorada sobre él.

60 Por tanto se ha mostrado y descrito una nueva lente intraocular que se acomoda que satisface todos los objetivos y ventajas buscadas por lo tanto. Muchos cambios, modificaciones, variaciones y otros usos y aplicaciones del tema de la invención se harán sin embargo evidentes para los especialistas en la técnica después de considerar esta memoria descriptiva junto con los dibujos y reivindicaciones acompañantes. Todos tales cambios, modificaciones, variaciones y otros usos y aplicaciones que no se aparten del alcance de la invención se consideran cubiertos por la invención que está limitada sólo por las reivindicaciones que siguen.

65

REIVINDICACIONES

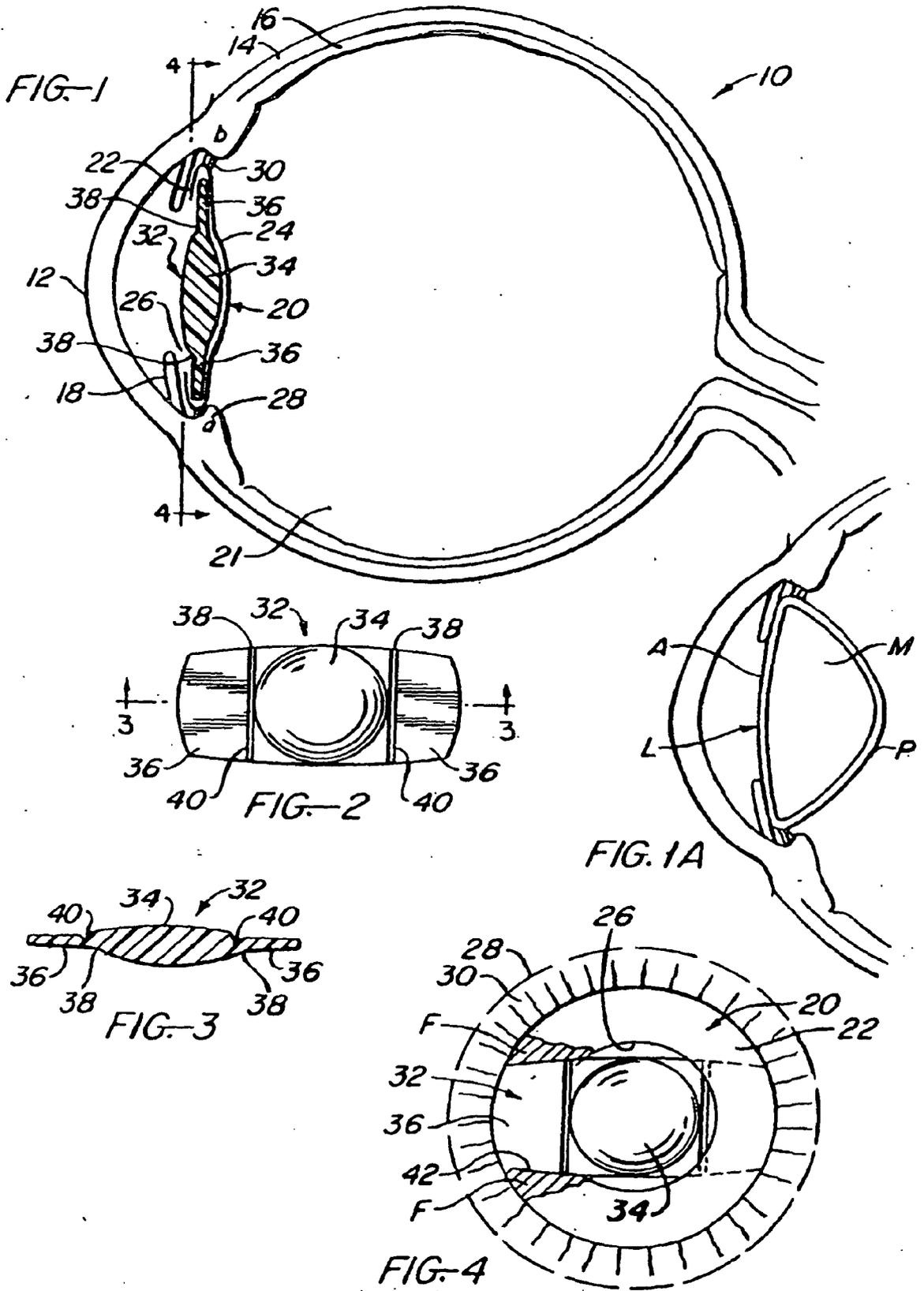
1. Una lente intraocular que se acomoda para su implantación en un ojo humano en el interior de una bolsa capsular en el ojo que tiene una cápsula posterior y un remanente de cápsula anterior, comprendiendo la lente un cuerpo de lente flexible que tiene unos lados normalmente anterior y posterior y que incluye un óptico (1202) y hápticas (1206) que tienen unos extremos interiores unidos a extremos diametralmente opuestos del óptico y que tienen unos extremos exteriores opuestos en la que las hápticas comprenden unos dedos de fijación flexibles (1208) que se extienden en sentido lateral por el borde a partir de los extremos exteriores
 5 siendo el cuerpo de lente móvil de forma anterior por constricción del músculo ciliar a lo largo del eje del ojo
 10 **caracterizada por que** unas aberturas (1209) se definen en los extremos exteriores de cada dedo de fijación (1208) y **por que** las hápticas (1206) son unas placas hápticas que están ahusadas en sentido longitudinal para estrecharse en anchura en la dirección hacia fuera y tener una anchura a través de la totalidad de su longitud menor que el diámetro del óptico (1202)
- 15 2. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, que puede moverse tanto de forma anterior como posterior con la contracción y relajación del músculo ciliar.
3. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, en la que: las hápticas son móviles de forma anterior y posterior en relación con el óptico (1202).
 20
4. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, en la que: las hápticas tienen unos medios de fijación para colocar la lente en la bolsa capsular.
5. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, en la que:
 25 las hápticas de lente (1206) tienen unos extremos de háptica exteriores para fijar la lente en el interior de la bolsa capsular por fibrosis.
6. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, en la que: los extremos interiores hápticos están unidos de forma pivotante al óptico para el movimiento pivotante de las hápticas alrededor de bisagras de forma anterior y posterior en relación con el óptico.
 30
7. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, en la que: las bisagras comprenden unas porciones de bisagra flexibles del cuerpo de lente.
 35
8. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, en la que: las porciones de bisagra comprenden unas porciones reducidas flexibles del cuerpo de lente.
9. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, en la que: las hápticas incluyen unas ranuras en uno de los lados del cuerpo que se extienden a lo largo de los extremos de háptica interiores de forma transversal a la longitud de la lente y que forman unas bisagras (1210) alrededor de las cuales las hápticas son flexibles de forma anterior y posterior en relación con el óptico.
 40
10. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, en la que:
 45 las ranuras se encuentran en el lado anterior del cuerpo de lente, formando de ese modo unas bisagras (1210).
11. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, en la que: las hápticas (1206) tienen unas porciones de extremo exterior que son relativamente anchas en comparación con la anchura de los puntos de unión y contienen unas aberturas adyacentes a los extremos exteriores de las hápticas (1206).
 50
12. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, en la que: las hápticas (1206) comprenden unas porciones extendidas y cada porción extendida comprende una háptica de placa en forma de T que incluye una porción de placa que tiene un extremo interior conectado con el óptico, y un extremo exterior opuesto, y unos bordes longitudinales, y unos dedos de fijación flexibles (1208) en el extremo exterior de la porción de placa que se extiende en sentido lateral fuera de los bordes de la porción de placa.
 55
13. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, en la que: los dedos de fijación (1208) tienen forma de T.
 60
14. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, en la que: una protuberancia ampliada que define una abertura está dispuesta en el extremo exterior de cada uno de los dedos de fijación (1208).
15. Una lente intraocular que se acomoda de acuerdo con la reivindicación 1, en la que: las hápticas comprenden unos dedos (1208) que se extienden hacia fuera a partir del óptico.
 65

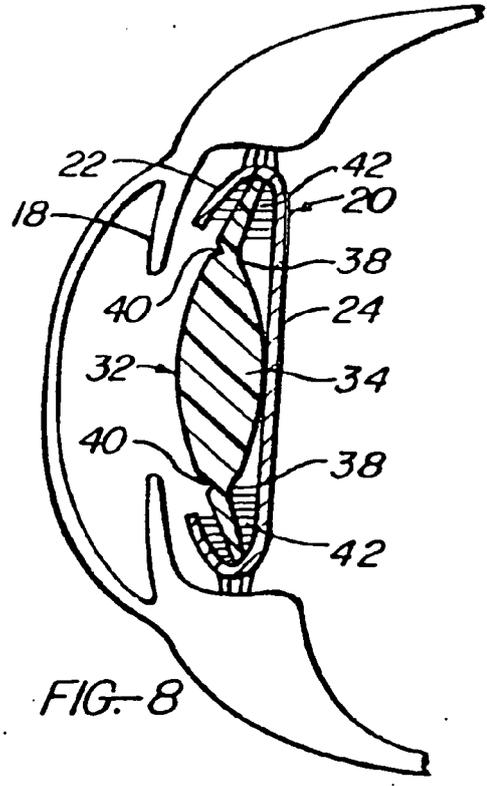
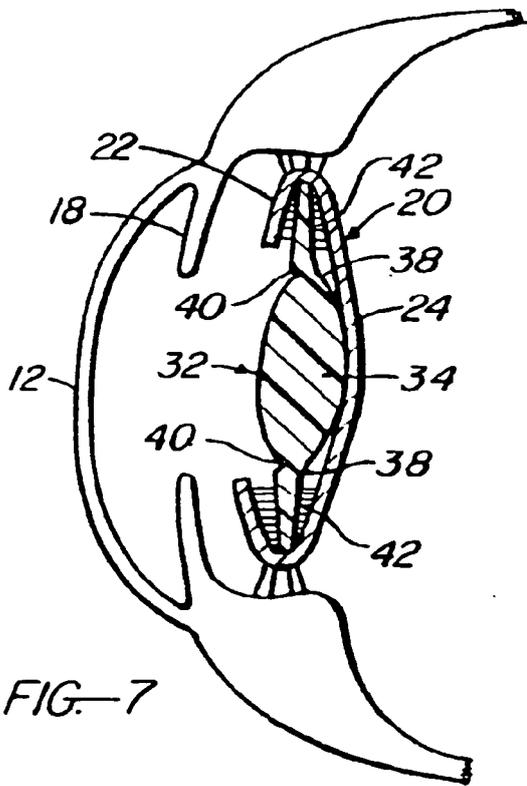
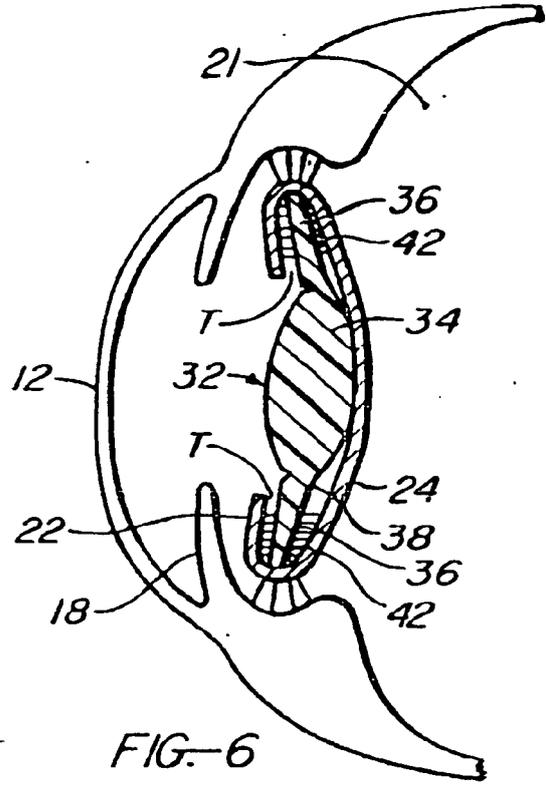
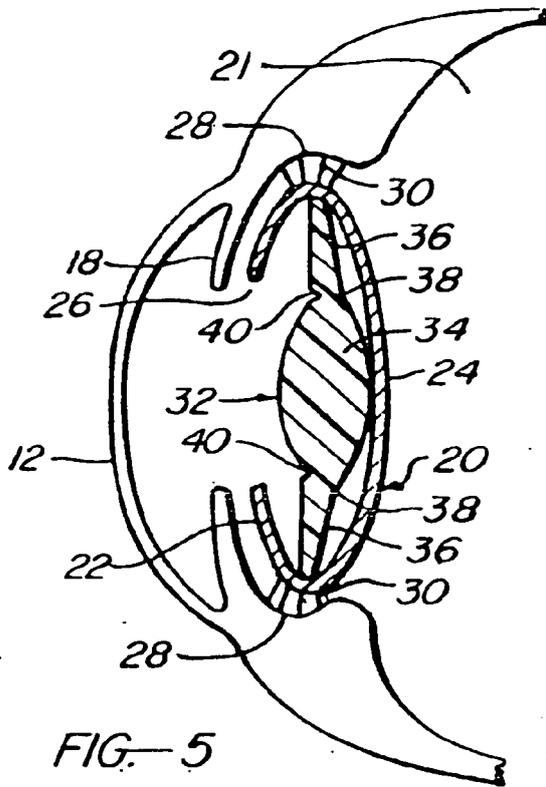
16. Una lente de acuerdo con la reivindicación 1, en la que las hápticas (1206) comprenden unas hápticas con unos puentes o arcos finos flexibles que se extienden a lo largo de los extremos exteriores.

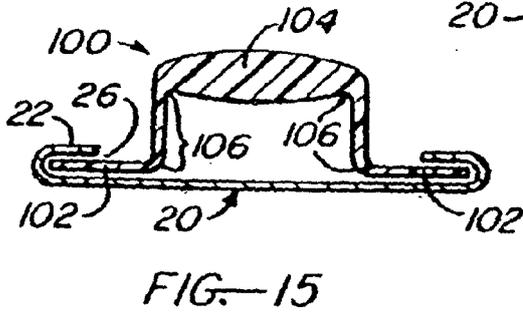
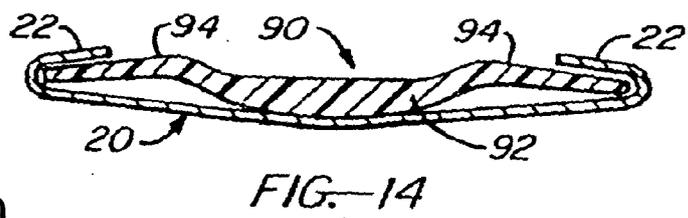
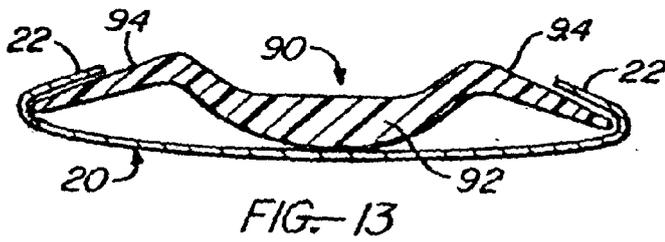
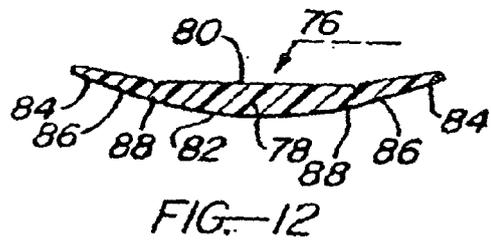
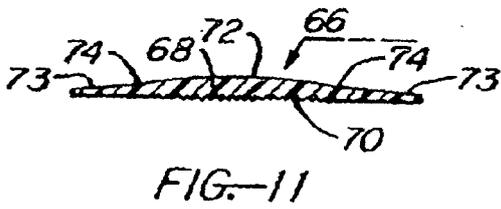
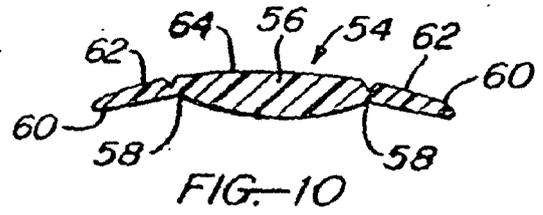
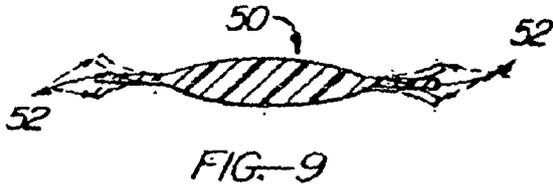
5 17. Una lente de acuerdo con la reivindicación 16, en la que los puentes o arcos se extienden en sentido lateral a lo largo de los extremos exteriores de las hápticas (1206) y son unos brazos de resorte flexibles elásticos.

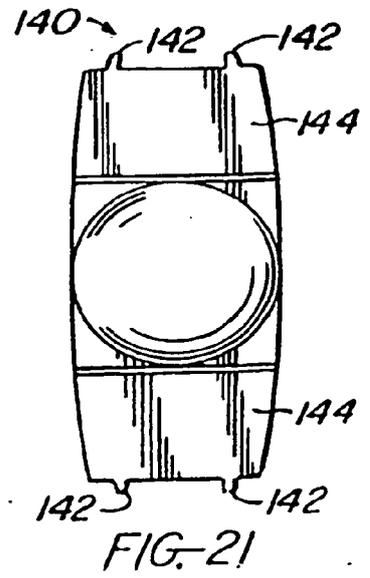
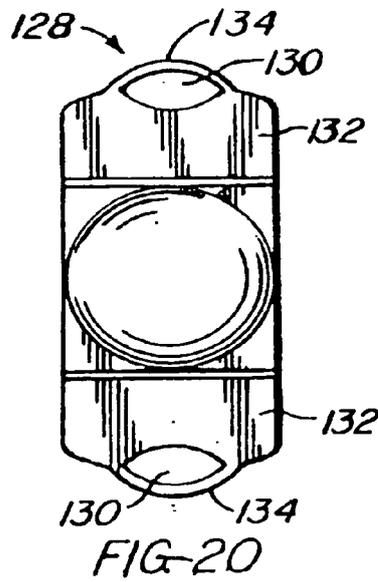
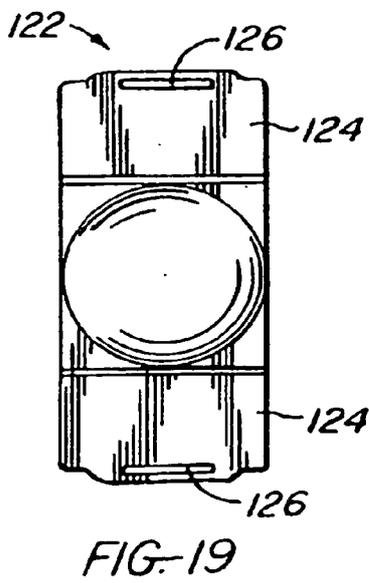
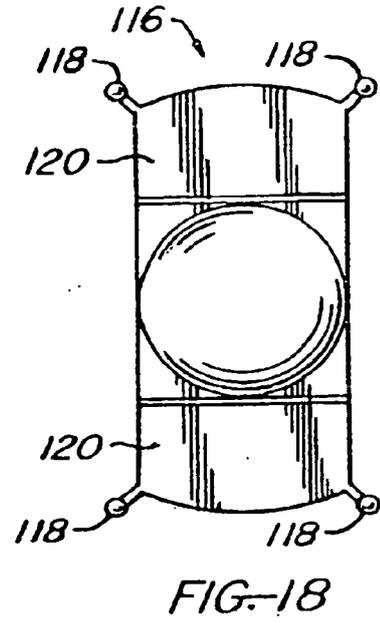
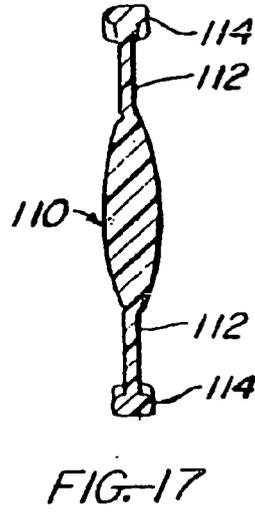
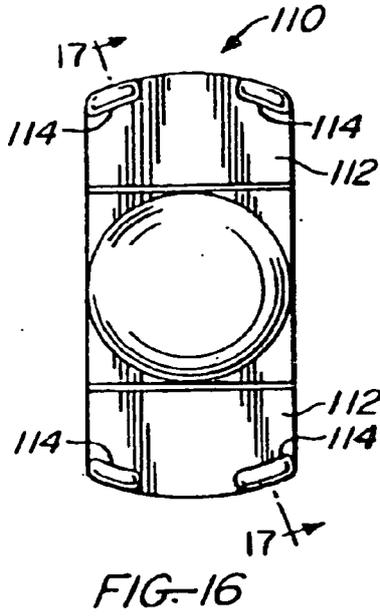
18. Una lente de acuerdo con la reivindicación 1, en la que las hápticas comprenden dos pares de hápticas (1206) que se extienden en sentido opuesto con respecto al óptico formando un lazo sobre el cual se encuentran unas protuberancias para una fijación y un centrado mejorados.

10









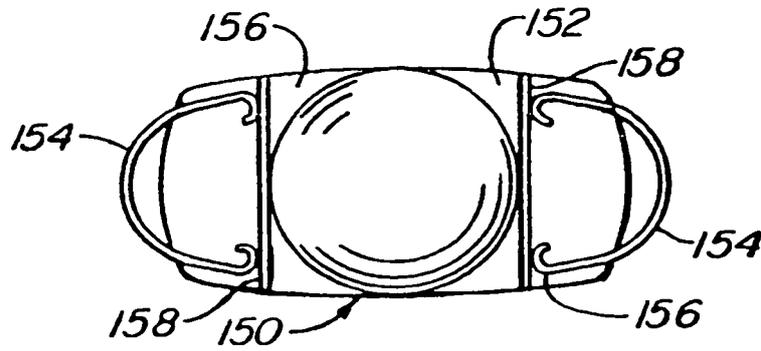


FIG. 22

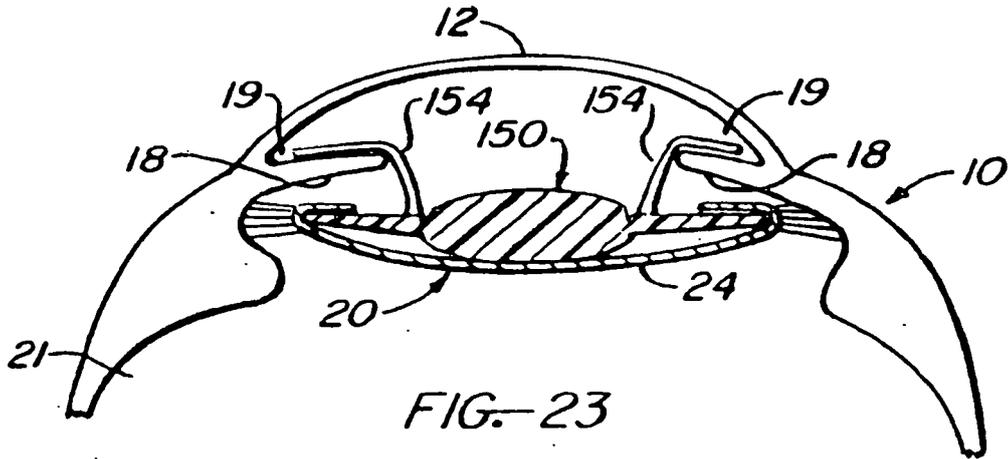


FIG. 23

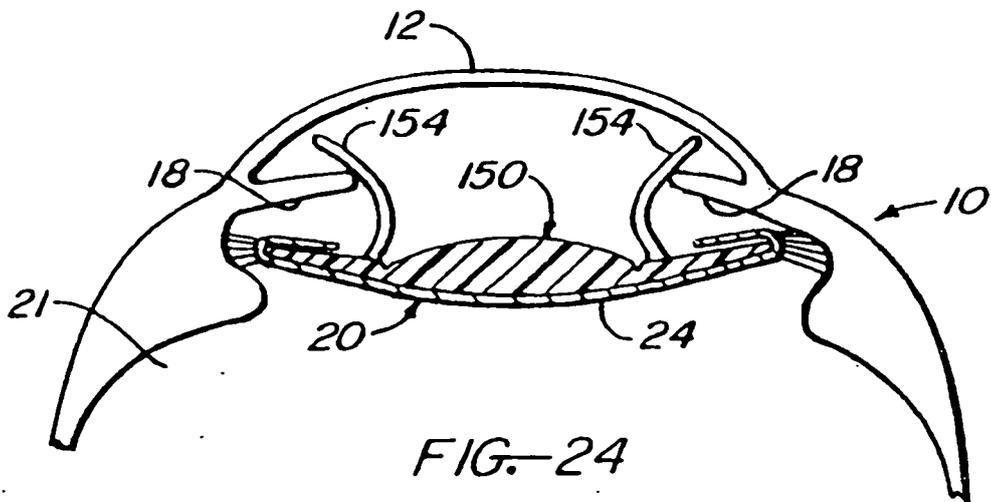


FIG. 24

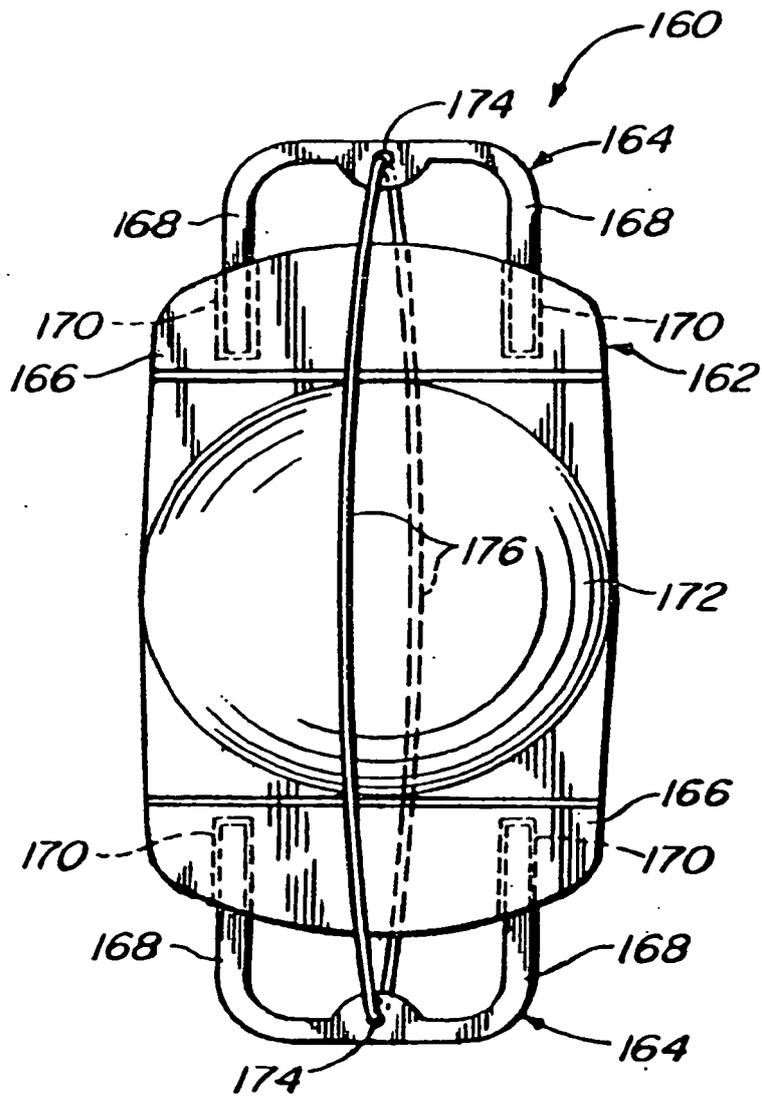


FIG. 25

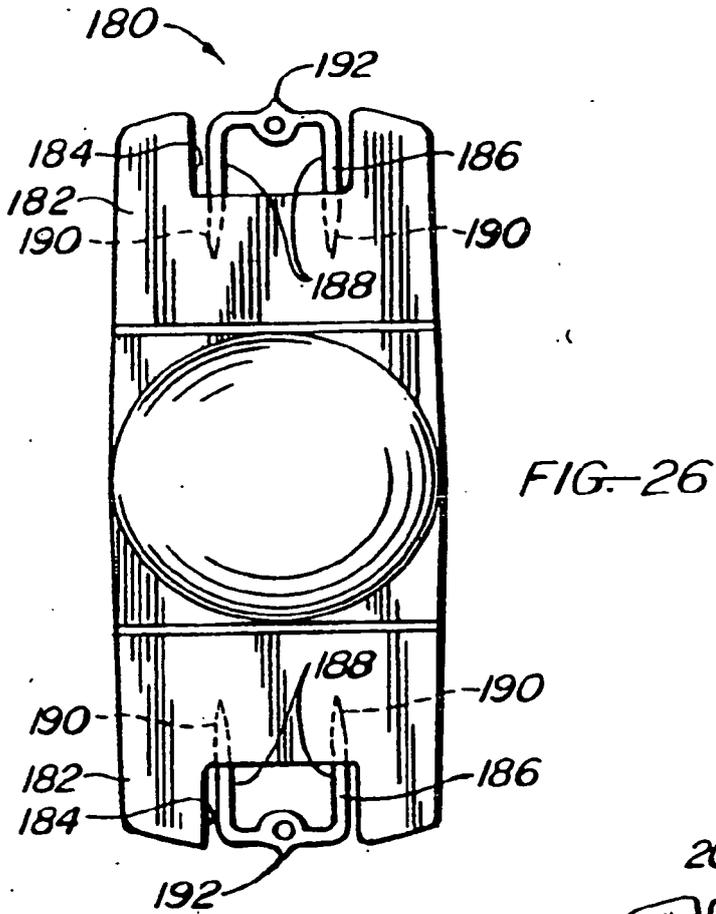


FIG. 26

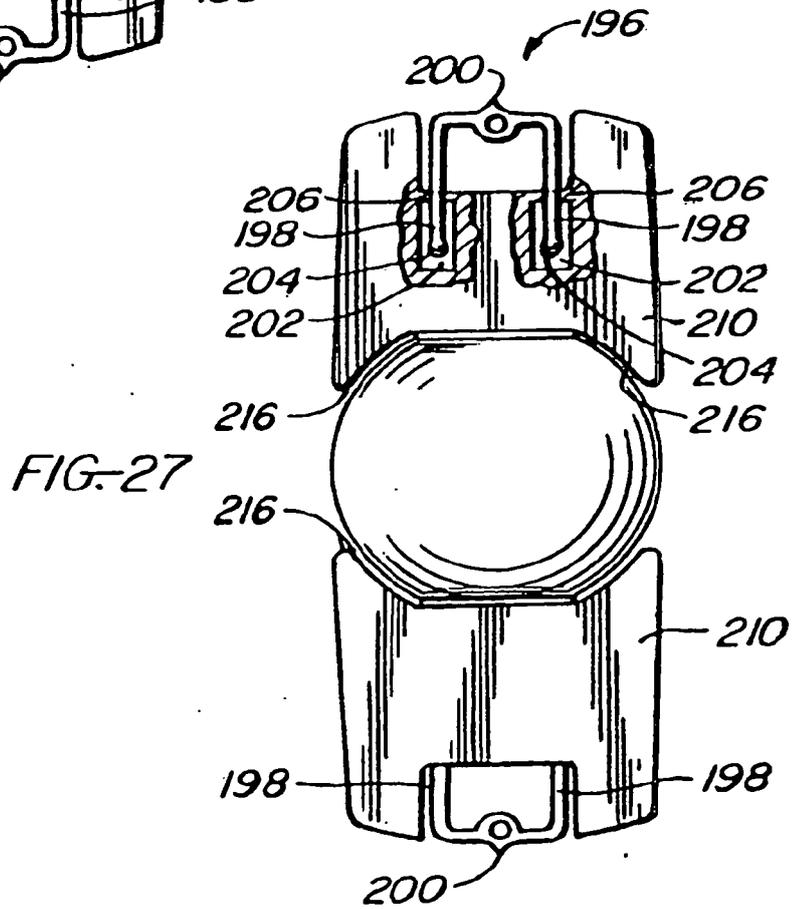


FIG. 27

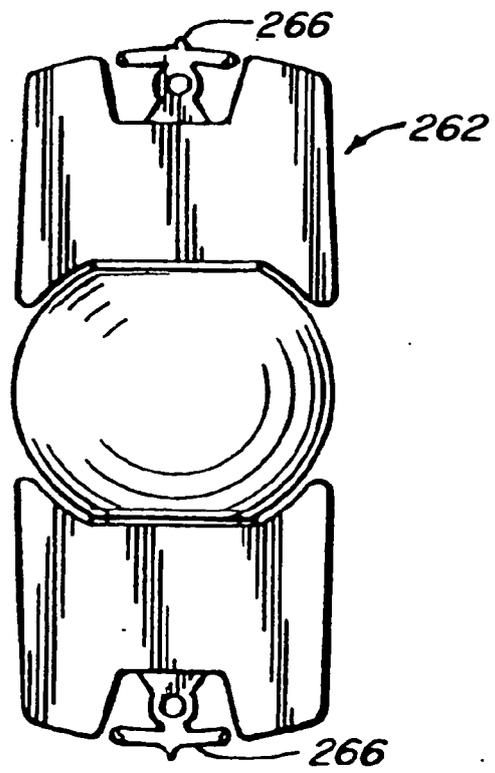
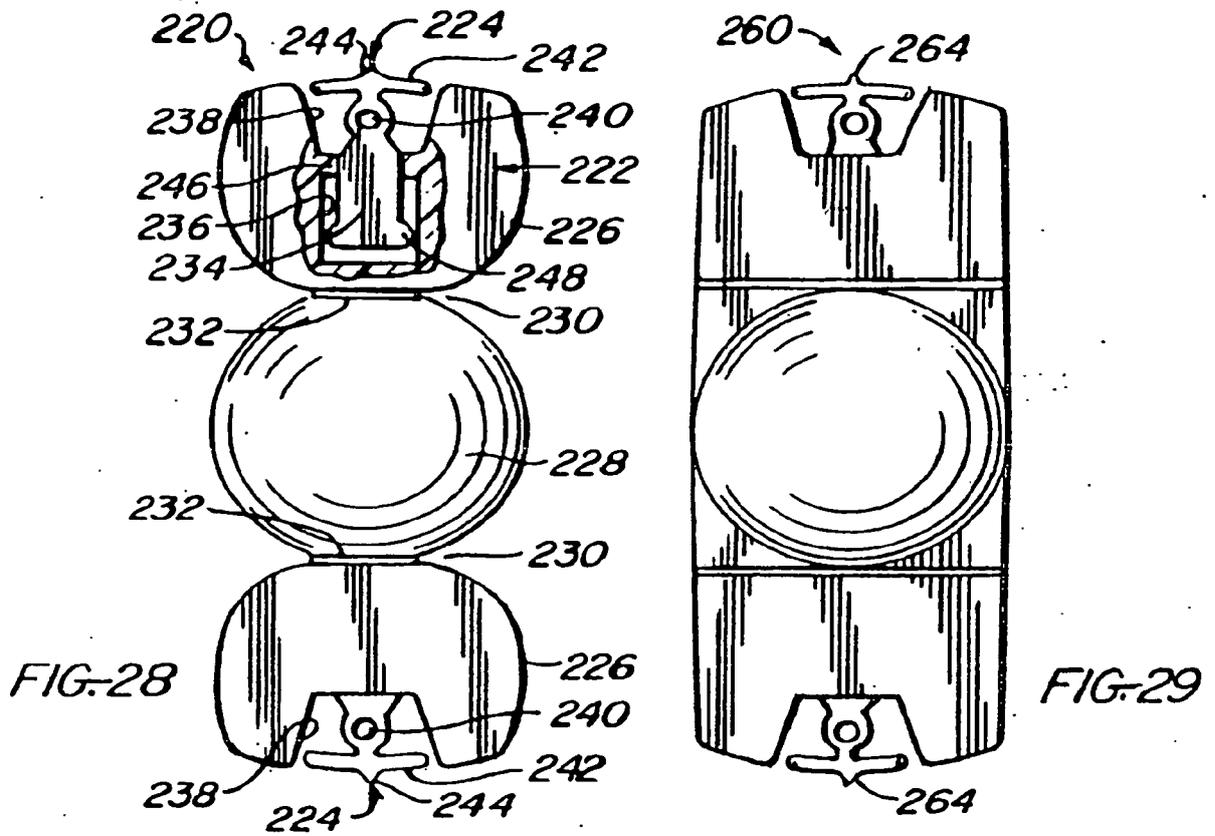


FIG. 30

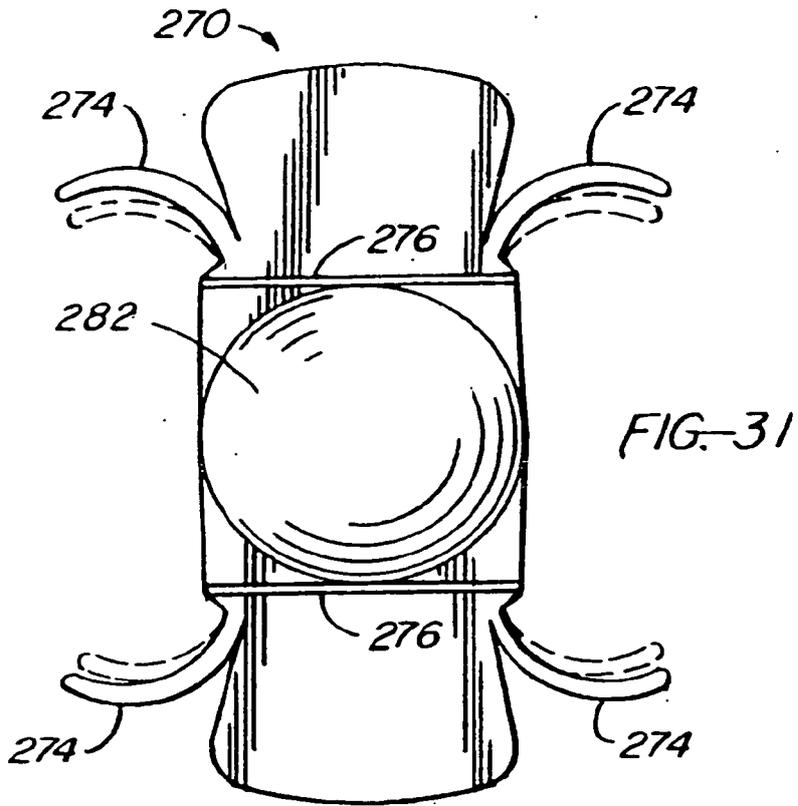
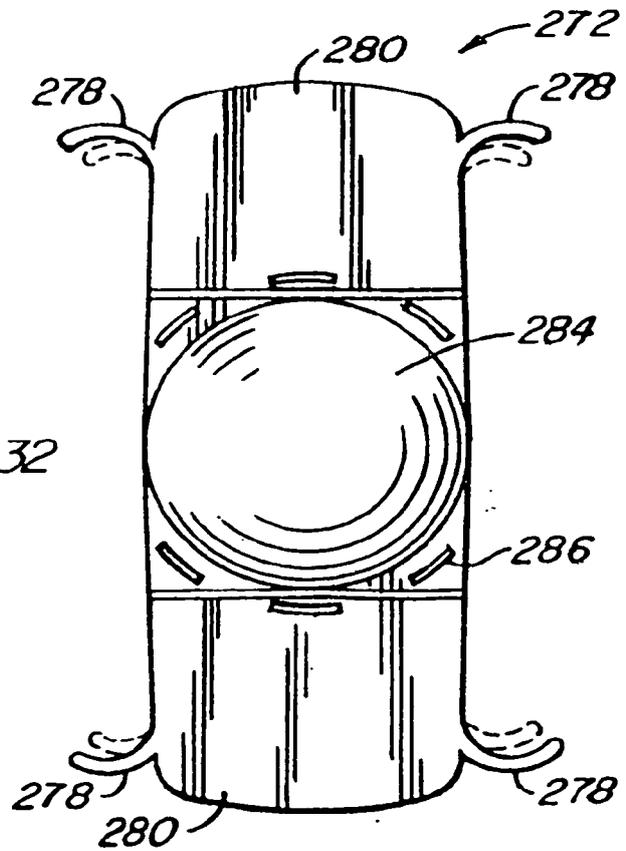


FIG. 32



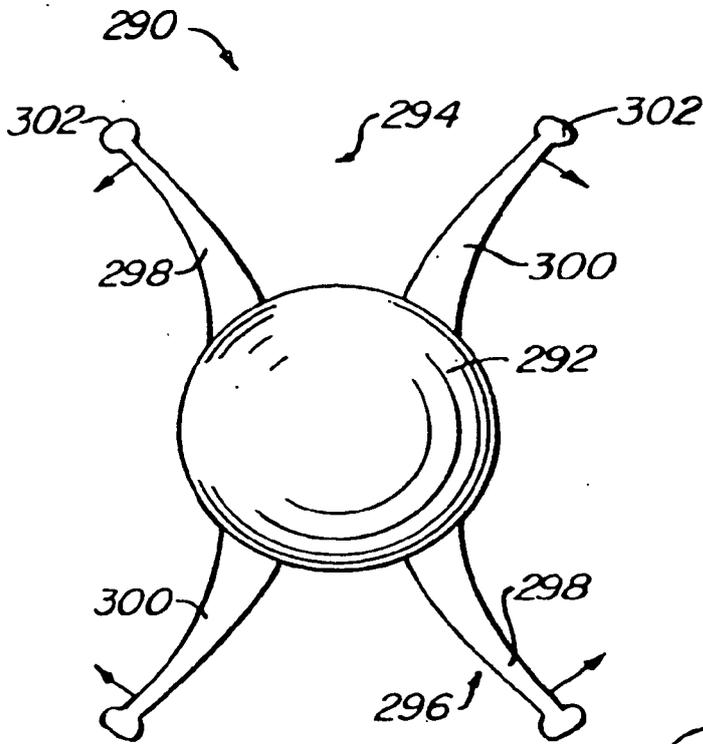


FIG. 33

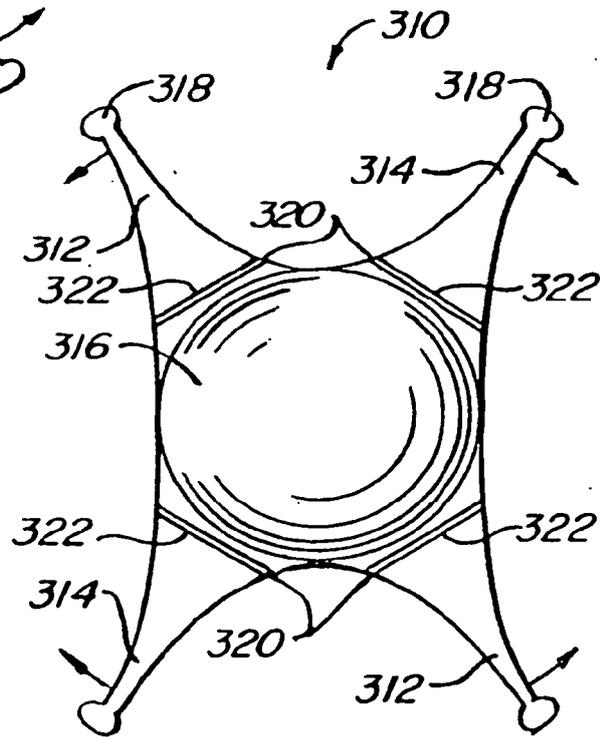


FIG. 34

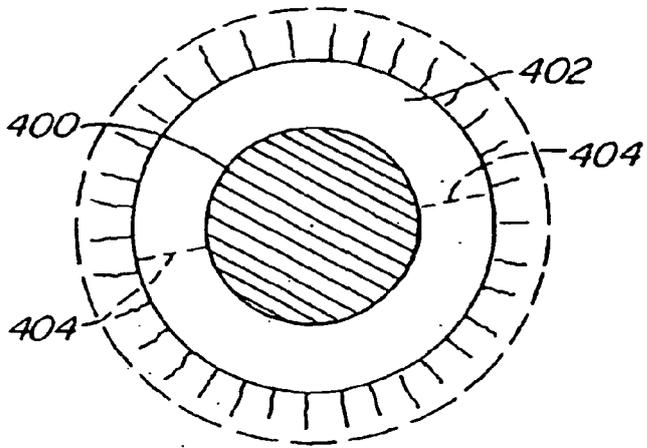


FIG. 35

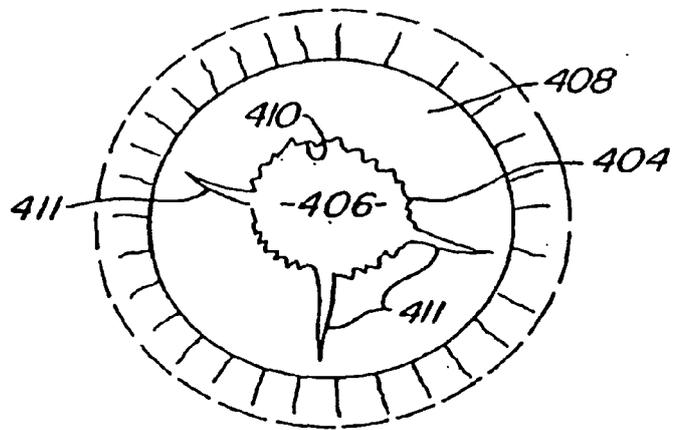


FIG. 36

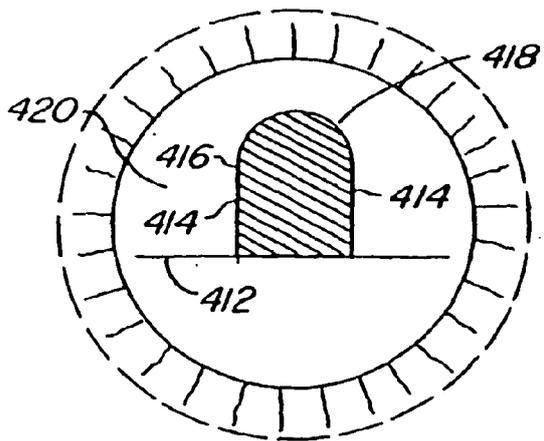


FIG. 37

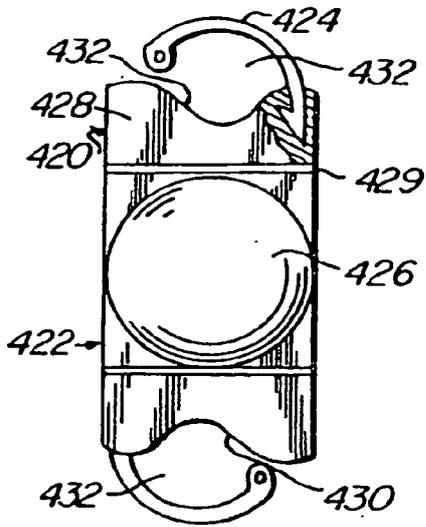


FIG. 38

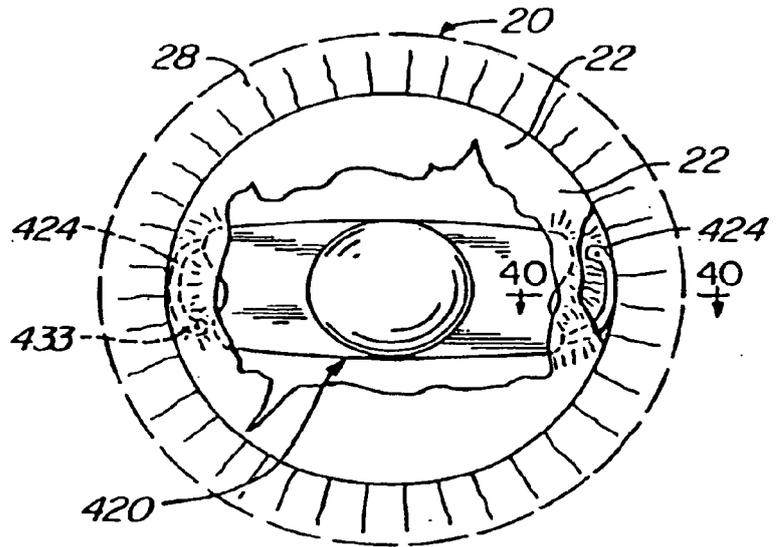


FIG. 39

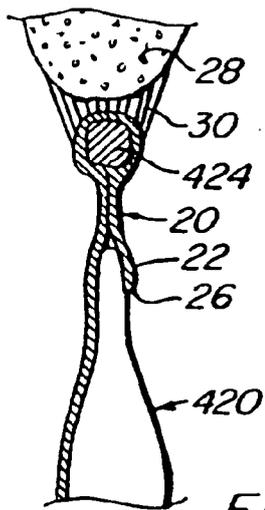


FIG. 40

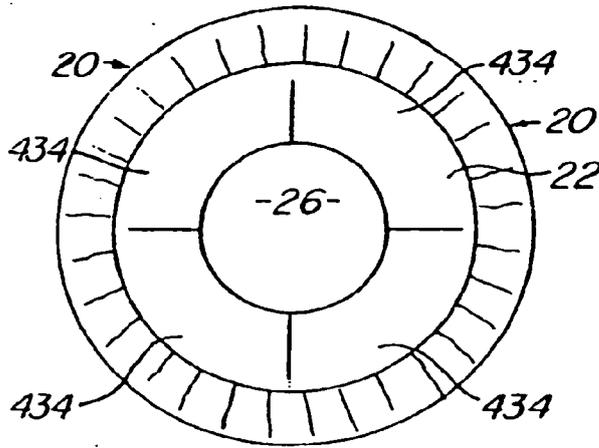


FIG. 41

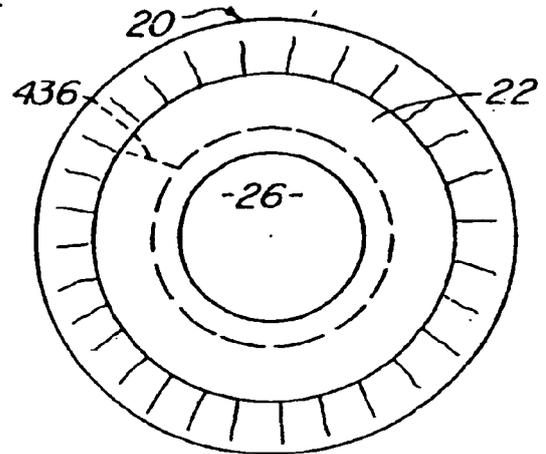


FIG. 42

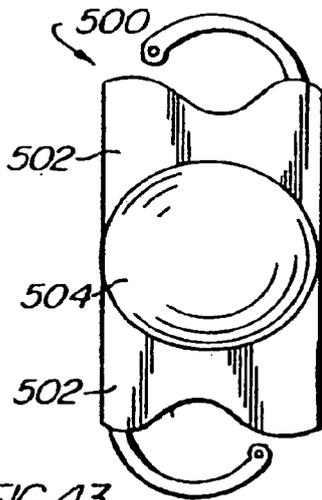


FIG. 43

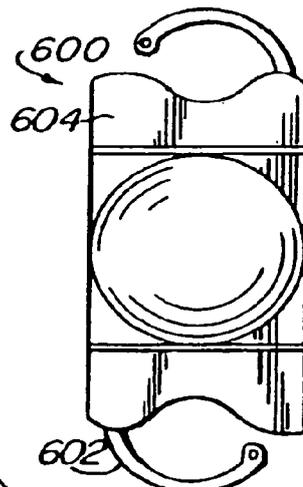


FIG. 44

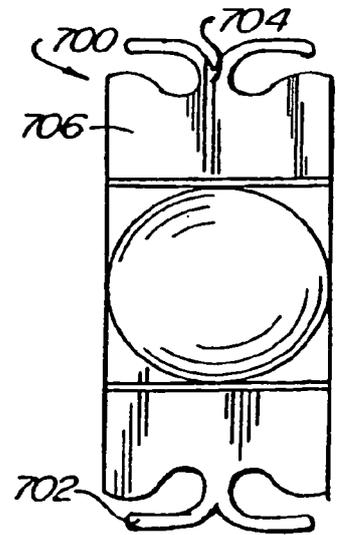


FIG. 45

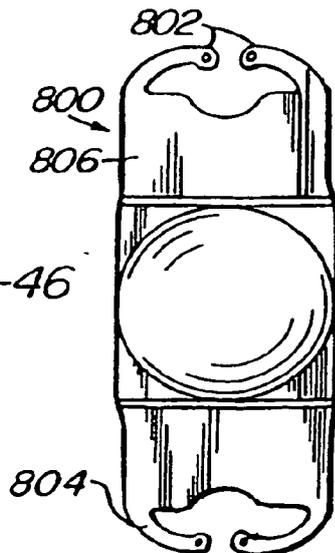
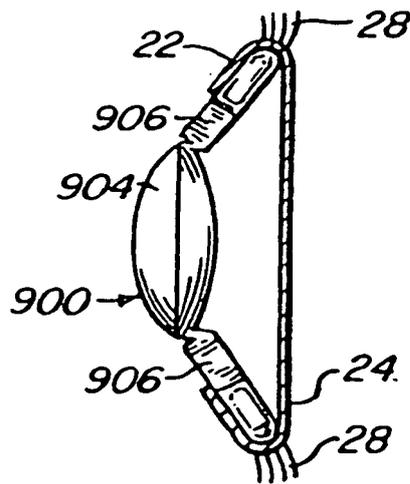
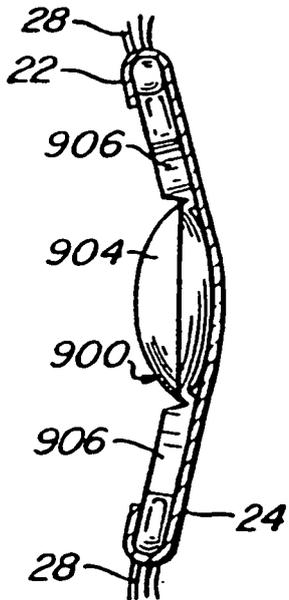
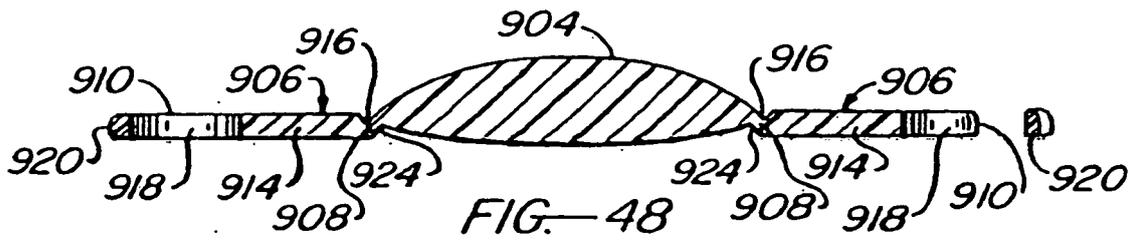
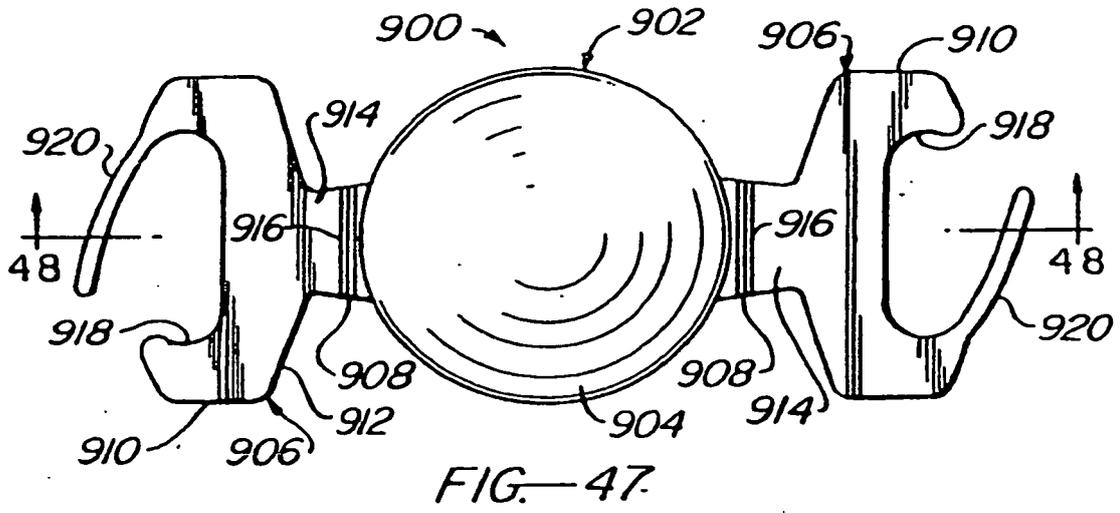


FIG. 46



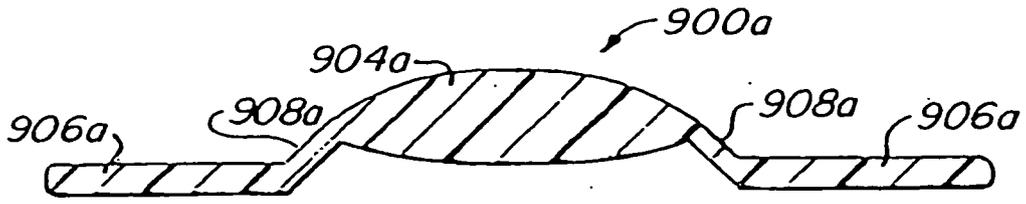


FIG.—51

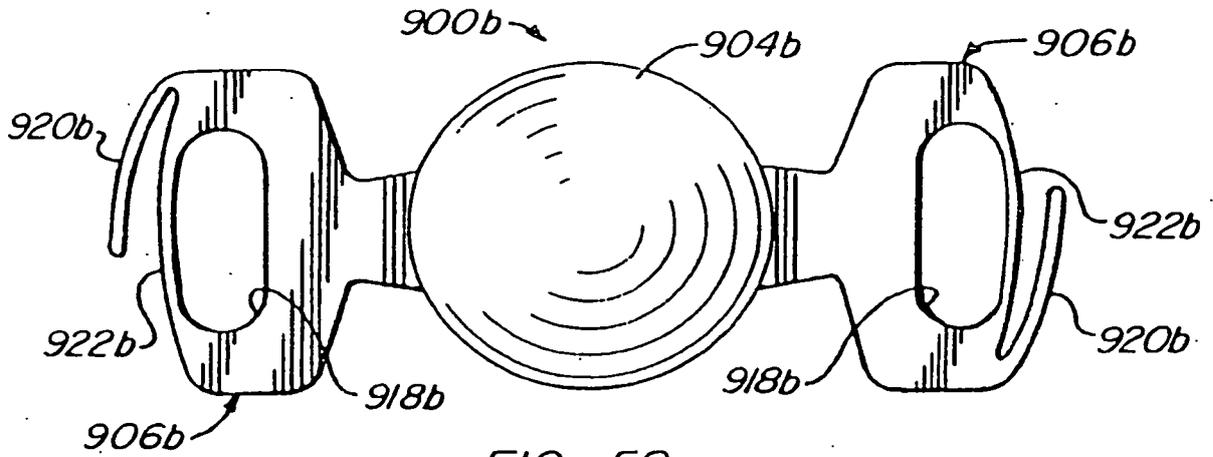


FIG.—52

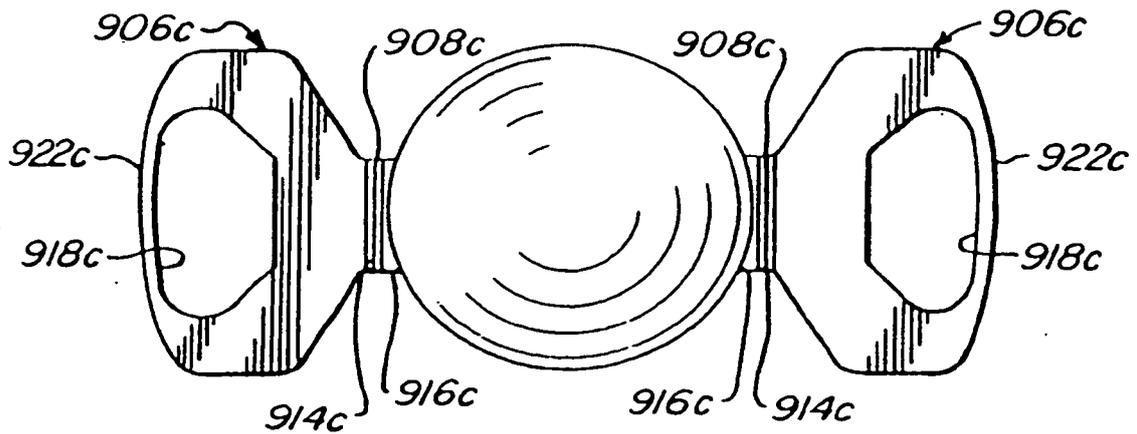


FIG.—53

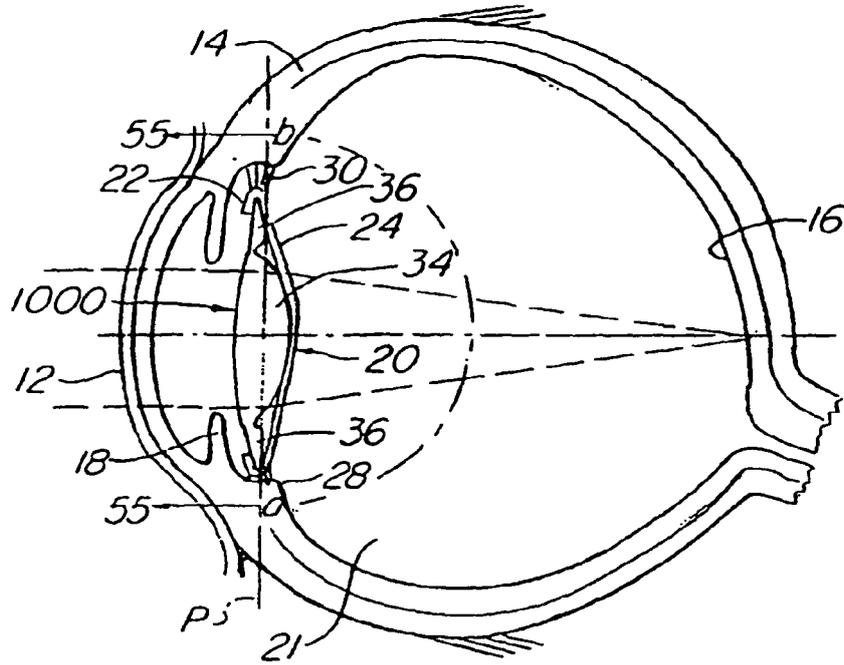


FIG. 54

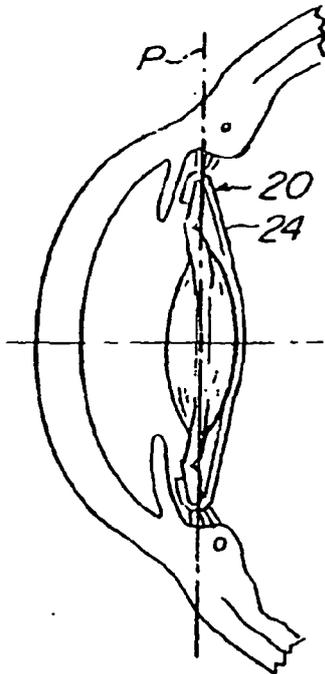


FIG. 55

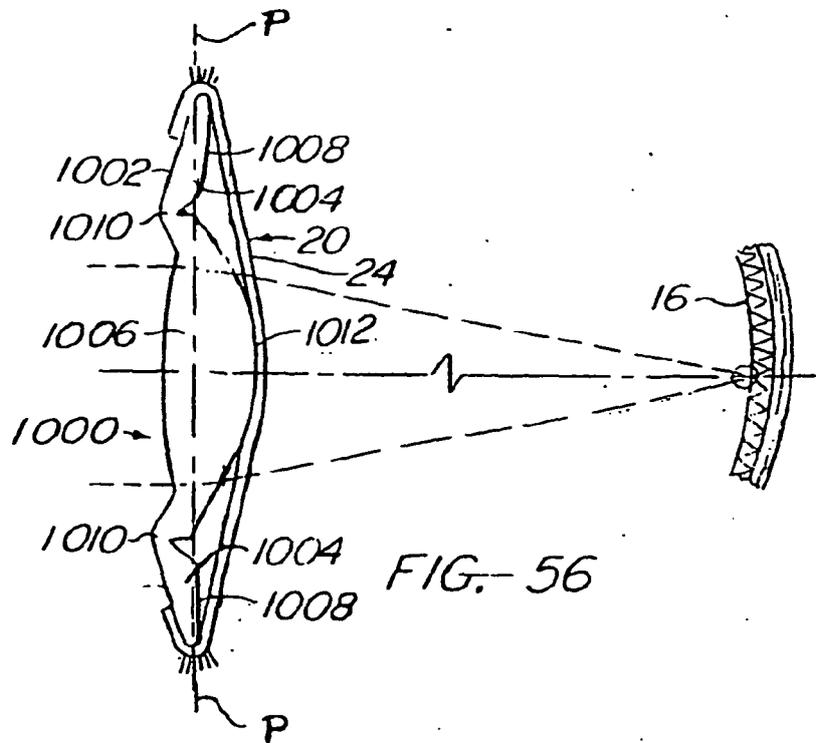


FIG. 56

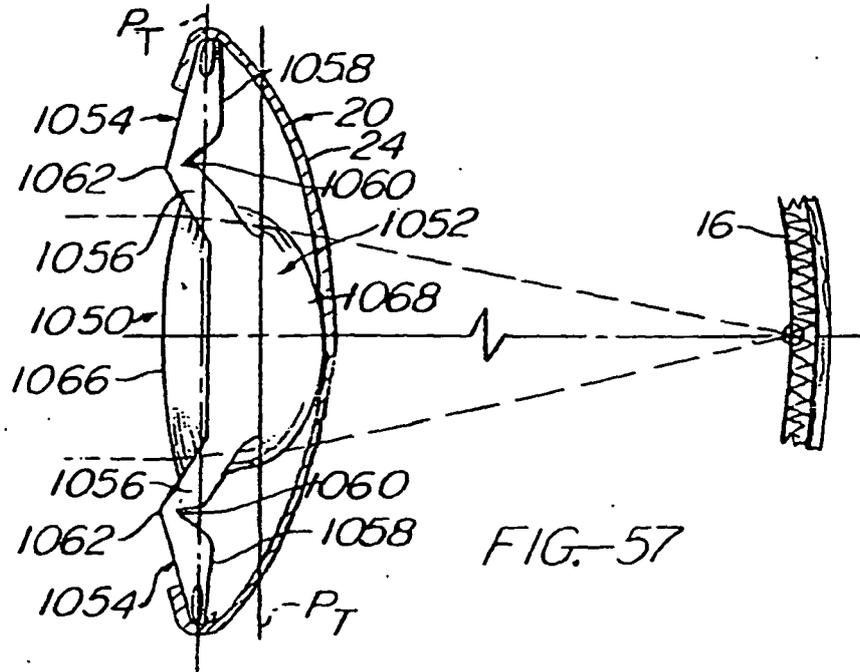


FIG. 57

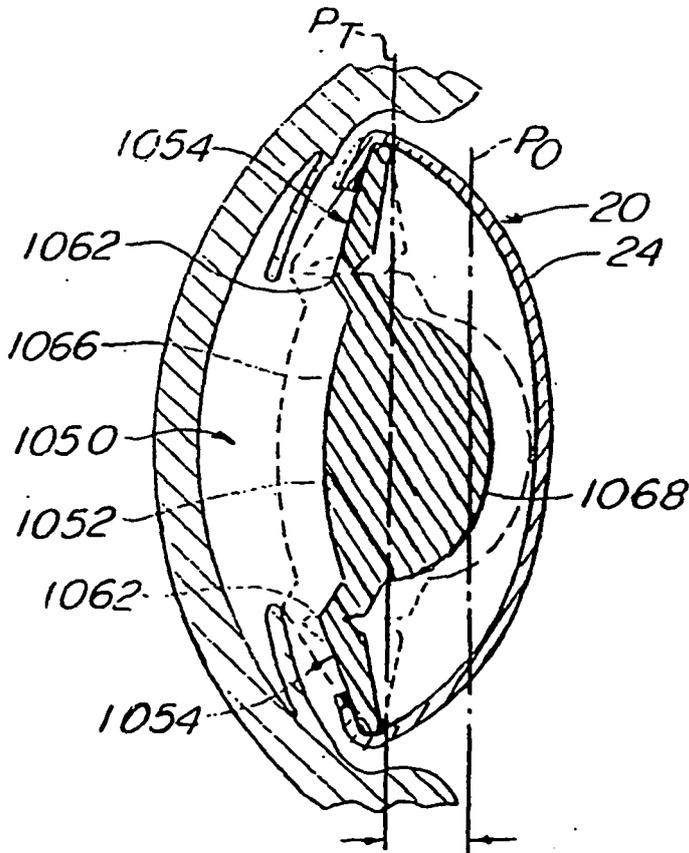


FIG. 58

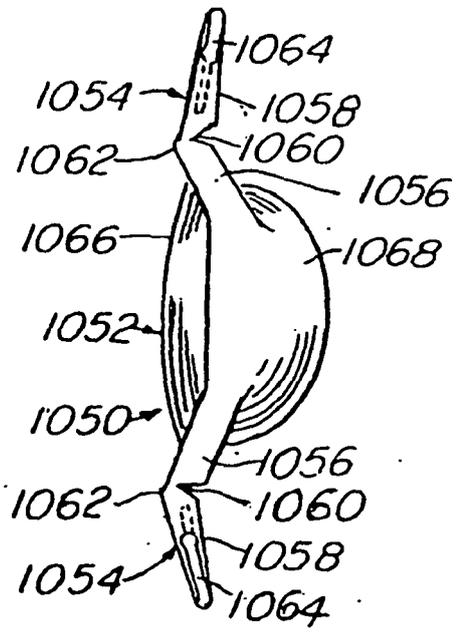


FIG. 59

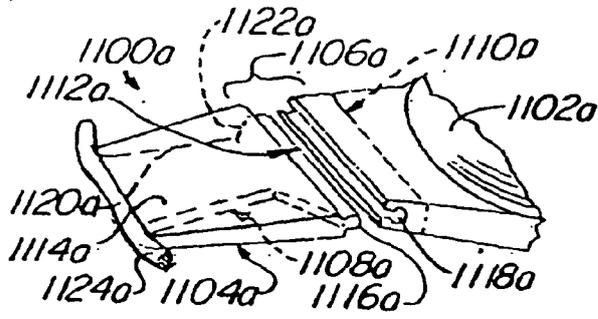


FIG. 60

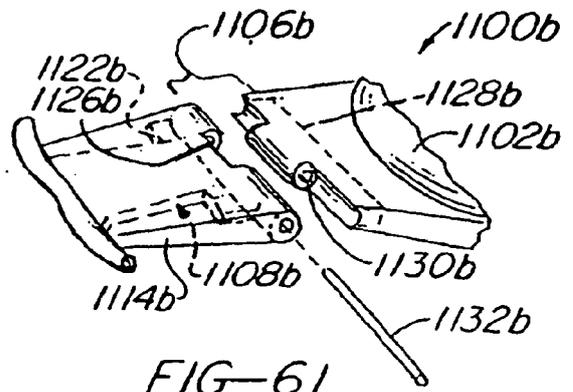


FIG. 61

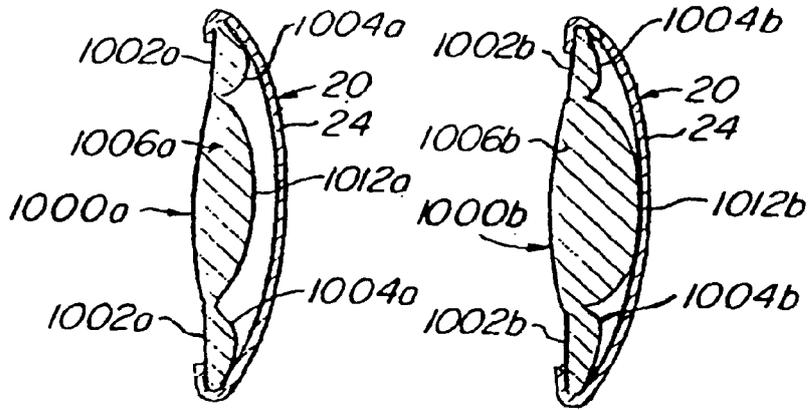


FIG. 62

FIG. 63

