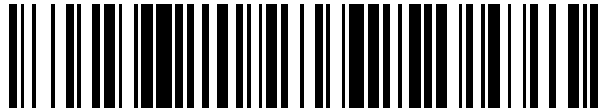


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 845 374**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16 (2006.01)
A61L 27/14 (2006.01)
A61L 27/18 (2006.01)
A61L 27/20 (2006.01)
A61L 27/24 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.08.2008 PCT/CA2008/001456**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **19.02.2009 WO09021327**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.08.2008 E 08783366 (1)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.10.2020 EP 2187842**

54 Título: **Lente intraocular inflable/dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente**

30 Prioridad:

13.08.2007 US 955591 P
05.11.2007 US 985376 P
07.05.2008 US 51075

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
26.07.2021

73 Titular/es:

WEBB, GARTH T. (100.0%)
23544 20 Avenue
Langley, BC V2Z 2Z7, CA

72 Inventor/es:

WEBB, GARTH T.

74 Agente/Representante:

ROEB DÍAZ-ÁLVAREZ, María

ES 2 845 374 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 inflable / dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente

5 Referencia a solicitudes relacionadas

La presente solicitud reivindica los beneficios, bajo 35 U.S.C.§119(e), de la solicitud provisional de Estados Unidos con n.º de serie 60/955.591, presentada el 13 de agosto de 2007 con el título "INFLATABLE LENS CAPSULE RETAINER" y la solicitud provisional de Estados Unidos n.º 61/051.075, presentada el 7 de mayo de 2008 con el título "INFLATABLE INTRA OCULAR LENS/LENS RETAINER".

Campo técnico

15 La invención se refiere al campo de los implantes intraoculares.

Antecedentes

20 El cristalino humano está encapsulado por una envoltura fibrosa transparente llamada cápsula del cristalino, la cual se encuentra suspendida detrás de la pupila por una red de ligamentos fibrosos llamados zónulas. Estas zónulas se extienden radialmente a lo largo de todo el ecuador de la cápsula del cristalino y la unen a las apófisis del cuerpo ciliar (véase la figura 1). Los músculos del cuerpo ciliar tiran sistemáticamente de las zónulas para comprimir el contenido de la cápsula del cristalino, cambiando la curvatura del cristalino, haciendo así que el ojo se enfoque en diferentes distancias dentro del espacio. A esto se le llama acomodación y para los jóvenes que tienen lentes cristalinos elásticos con poca resistencia interna, esto se produce de forma casi instantánea.

25 El ojo se enfoca en objetos distantes cuando el cuerpo ciliar se dilata. Las zónulas tiran del ecuador de la cápsula del cristalino haciendo que las paredes opuestas de la cápsula del cristalino aprieten el cristalino, comprimiéndolo y aplanándolo hasta que alcance su forma extendida. Por el contrario, cuando el cuerpo ciliar se contrae, la tensión dentro de las zónulas se relaja y las fuerzas elásticas dentro del cristalino lo devuelven a su forma habitual más pronunciada o distendida, lo que hace que el ojo se enfoque en objetos cercanos.

30 La eficiencia de la traslación de energía que convierte la tracción radial en compresión intracapsular se expresa mediante la siguiente ecuación, siempre que se conserve sustancialmente la forma geométrica natural de la cápsula del cristalino:

$$35 \quad \text{Compresión intracapsular} = \text{tensión zonular} (\cos x + \sin x - 1) - \text{resistencia interna}$$

40 donde el ángulo x está definido por el plano ecuatorial de la cápsula del cristalino y dos puntos, a y b (figura 2). El punto a puede ser cualquier punto de la superficie de la cápsula del cristalino anterior o posterior. El punto b es el punto en el ecuador de la cápsula del cristalino que está más cercano en términos de geometría al punto a (véase la figura 2). Para el ángulo $x' = 30$ grados y el ángulo $x'' = 45$ grados, la eficiencia de esta traslación de energía es: 0,360 y 0,414 respectivamente. Estos valores son consistentes dentro de un margen del 15 %. La compresión intracapsular más eficiente posible se produce cuando el ángulo x es de 45 grados, que está cerca de la forma geométrica natural de la cápsula posterior del cristalino. La cápsula anterior del cristalino es ligeramente más plana. Asimismo, se observa que esta traslación de energía se puede transportar incluso cuando se eliminan las zonas centrales de la cápsula del cristalino, a medida que la fuerza de tracción se dispersa de forma distal a las regiones intactas restantes de la cápsula del cristalino, con la condición de que se conserve sustancialmente la forma geométrica natural de las regiones restantes de la cápsula del cristalino.

50 La extracción del cristalino extracapsular es un procedimiento quirúrgico por el cual se extrae el cristalino del ojo humano sin afectar las regiones periféricas de la cápsula anterior del cristalino, la cápsula posterior del cristalino y las zónulas. La región central de la cápsula posterior del cristalino a menudo se extrae después de la operación, para quitar material fibroso opaco. Convencionalmente, el cristalino extraído se sustituye por un cristalino sintético que se suspende dentro de una cápsula del cristalino contraída y abierta mediante ganchos, alambres, resortes y similares. La forma geométrica de la cápsula del cristalino se ve comprometida y se pierde la relación funcional entre esta y el cuerpo ciliar, lo que da como resultado una pérdida total de la acomodación. El contenido del cuerpo vítreo se desplaza precipitadamente abandonando su posición normal, dejando el ojo vulnerable a una serie de complicaciones posteriores a la operación, tales como obstrucciones de la membrana vítrea, el desprendimiento de retina, un traumatismo de tipo maculado, etc.

60 Los intentos por restablecer la pérdida de acomodación después de una operación pueden dividirse en tres categorías. La primera simplemente implica la instalación convencional de un implante cristalino intraocular multifocal. Estos dispositivos crean un deslumbramiento nocturno no deseado, poca sensibilidad al contraste y proporcionan una visión de cerca muy limitada. La segunda variante, que es más difícil de instalar, cambia la vergencia de la luz con el uso de sistemas de suspensión mecánica que cambian la posición de una lente intraocular monofocal hacia el plano del iris en respuesta a la acción del músculo ciliar para enfocar el ojo en objetos cercanos. Esto se conoce como

"pseudoacomodación". En la patente de Estados Unidos n.º 6.027.531 a Tassignon y en la publicación de la solicitud de patente de Estados Unidos n.º 2007/0123981 a Tassignon se muestran aparatos del tipo para "pseudoacomodación". El desgaste dañino de las superficies de apoyo de la cápsula del cristalino sigue siendo una preocupación a largo plazo. La tercera categoría se conoce como lentes intraoculares "acomodativas". Estos cristalinicos realmente cambian de curvatura en respuesta a cambios en el tono del músculo ciliar. Recientemente, se ha introducido en el mercado un implante intraocular que consiste en un cristalino biconvexo elástico y un sistema de suspensión hecho a partir de resortes y materiales de alojamiento flexibles bajo la marca comercial CRYSTALENS (tm), de Sysonics, Inc. Todo este aparato se introduce en la cámara anterior del ojo y luego se coloca en la cápsula del cristalino afáquico. La fatiga material y, nuevamente, el desgaste dañino de las superficies de apoyo de la cápsula del cristalino son problemas a largo plazo que aún no se han evaluado.

Existen complicaciones con cada uno de estos dispositivos, pero en conjunto, la desventaja es una gran distorsión de la forma geométrica de la cápsula del cristalino, que provoca el desplazamiento del humor vítreo y la pérdida de la capacidad de acomodación eficiente. Por lo tanto, es necesaria una mejora.

El documento W02004/010904 A1 divulga un conjunto de lente intraocular (70) que incluye un conjunto de lente que comprende un elemento de interfaz adaptado para su fijación a una estructura ocular, comprendiendo el conjunto de lente un elemento de tensión (76) adaptado para expandirse y contraerse en relación con el conjunto de lente y aplicar una fuerza de tensión sobre la estructura ocular dirigida hacia un volumen interior del conjunto de lente.

El documento EP 0 356 050 A1 divulga un aparato de lente intraocular acomodativa que incluye preferentemente un miembro de lente (50) que tiene una porción relativamente flexible y una porción relativamente rígida, con una cámara llena de fluido (56) entre medias. La lente intraocular preferida también incluye una provisión de acomodación hidráulica u otro fluido para cambiar la forma o posición de la lente flexible cambiando la presión del fluido en la cámara llena de fluido en respuesta al movimiento muscular del ojo.

Los anteriores ejemplos de la técnica relacionada y sus limitaciones relacionadas pretenden ser ilustrativos y no excluyentes. Otras limitaciones de la técnica relacionada serán evidentes para los expertos en la técnica tras la lectura de la memoria descriptiva y el estudio de los dibujos.

Sumario

Las siguientes realizaciones y aspectos de la invención se describen e ilustran conjuntamente con los sistemas, herramientas y métodos que pretenden ser ilustrativos y servir a modo de ejemplo, y no limitativos del alcance. En diversas realizaciones, uno o más de los problemas descritos anteriormente se han reducido o eliminado, mientras que otras realizaciones están dirigidos a otras mejoras.

Lente intraocular inflable / dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente para su implantación en el espacio intracapsular de la cápsula del cristalino de un ojo afáquico que tiene un compartimento de lente intraocular y un soporte de lente instalados dentro del espacio intracapsular, comprendiendo dicho dispositivo de sujeción intraocular inflable: i) un cuerpo de dispositivo de sujeción intraocular expandible hecho de material deformable, el cual tiene una superficie anterior y una superficie posterior y proporciona una zona óptica transparente central
ii) medios para expandir dicho cuerpo de dispositivo de sujeción con fluido intraocular ambiental.

El cuerpo del dispositivo de sujeción intraocular expandible está dimensionado para que, cuando se expanda, se apoye directa o indirectamente en la superficie interior de dicha cápsula del cristalino; formando zonas de contacto de presión para transferir tensión zonular para accionar el soporte de la lente para reducir la profundidad (A, B) del compartimento de la lente.

En una realización, la invención proporciona una lente intraocular inflable y un dispositivo de sujeción inflable para lente en forma de un compartimento estancado de forma selectiva lleno de fluido (es decir, semipermeable) que se instala dentro del ojo después de la extracción del cristalino.

De acuerdo con un aspecto, la invención proporciona un dispositivo de sujeción intraocular inflable o un sistema de dispositivos de sujeción intraoculares inflables que se colocan en la cápsula del cristalino o en la cámara posterior de un ojo después de la extracción del cristalino, para ocupar sustancialmente el espacio previamente sostenido por el cristalino para sujetar y asegurar la posición de las delicadas estructuras intraoculares.

De acuerdo con un aspecto adicional, la invención proporciona un dispositivo de sujeción intraocular inflable o un sistema de dispositivos de sujeción intraoculares inflables, que se colocan en la cápsula del cristalino o en la cámara posterior del ojo después de la extracción del cristalino, para suspender una lente intraocular integrada o adjunta sobre el eje visual del ojo.

De acuerdo con un aspecto adicional, la invención proporciona un dispositivo de sujeción intraocular inflable o un sistema de dispositivos de sujeción intraoculares inflables, que se colocan en la cápsula del cristalino o en la cámara posterior del ojo después de la extracción del cristalino, para presionar directa o indirectamente contra elementos

residuales de la cápsula del cristalino, restableciendo sustancialmente su forma geométrica natural, y presionando simultáneamente contra un sistema de lente intraocular acomodativa integrado o adjunto para alterar su estado refractivo en respuesta a cambios de tono del músculo ciliar.

5 De acuerdo con un aspecto adicional, la invención proporciona un dispositivo de sujeción intraocular inflable o un sistema de dispositivos de sujeción intraoculares inflables, que se colocan en la cámara posterior de un ojo después de la extracción del cristalino y la extracción de la cápsula del cristalino, para presionar directamente contra el cuerpo ciliar para cambiar el estado refractivo de un sistema de lente acomodativa integrado en respuesta a los cambios del tono del músculo ciliar.

10 De acuerdo con un aspecto adicional, la invención proporciona un dispositivo de sujeción intraocular inflable o un sistema de dispositivos de sujeción intraoculares inflables, que se colocan en una cápsula del cristalino afáquico o cámara posterior después de la extracción del cristalino extracapsular, para presionar directa o indirectamente contra la superficie interior de al menos una de las paredes de la cápsula del cristalino, restableciendo sustancialmente su forma geométrica natural y, al mismo tiempo, presionando contra un implante cristalino intraocular compatible, o su sistema de suspensión, para alterar de ese modo el estado refractivo del implante intraocular.

15 De acuerdo con un aspecto adicional, la invención proporciona un dispositivo de sujeción intraocular inflable con un sistema de suspensión integrado, que se coloca en una cápsula del cristalino afáquico o en la cámara posterior después de la extracción del cristalino extracapsular, para presionar directa o indirectamente contra la superficie interior de al menos una de las paredes de la cápsula del cristalino, restableciendo sustancialmente su forma geométrica natural y, al mismo tiempo, presionando contra un implante cristalino intraocular compatible, o su sistema de suspensión, para alterar de ese modo el estado refractivo del implante intraocular.

20 Además de los aspectos y las realizaciones ilustrativos/as anteriormente descritos/as, otros aspectos y otras realizaciones serán evidentes por referencia a los dibujos y por el estudio de las siguientes descripciones detalladas.

Breve descripción de los dibujos

30 Las realizaciones ilustrativas se ilustran en las figuras de referencia de los dibujos. Se pretende que las realizaciones y las figuras descritas en el presente documento se consideren ilustrativas en lugar de restrictivas.

En los dibujos que ilustran una realización preferida de la invención:

35 La figura 1 es un diagrama que ilustra los componentes de la estructura anatómica ocular relacionada.
 La figura 2 es un diagrama que ilustra las componentes del ángulo x.
 La figura 3 es una sección transversal vertical de una primera realización de la invención.
 La figura 4 es una sección transversal vertical de una segunda realización de la invención.
 La figura 5-a es una sección transversal vertical de una tercera realización de la invención en estado distendido.
 40 La figura 5-b es una sección transversal vertical de la realización de la invención mostrada en la figura 5-a en estado extendido.
 La figura 6 es una vista frontal de la invención con monturas de suspensión integradas.
 La figura 7 es una vista frontal del protector anterior.
 La figura 8 es una sección transversal vertical de una cuarta realización de la invención en la que el dispositivo de sujeción puede actuar como su propia lente.
 45 La figura 9 es una sección transversal vertical de una combinación de un dispositivo de sujeción intraocular inflable y una lente neumática.
 La figura 10 es una sección transversal vertical de la combinación de un dispositivo de sujeción intraocular inflable y una lente neumática mostrada en la figura 9 implantada en su sitio en un ojo humano.
 50 La figura 11A es una sección transversal vertical de una quinta realización de la invención en la que el dispositivo de sujeción actúa como su propia lente en su estado "distendido".
 La figura 11B es una sección transversal vertical, de la realización de la invención mostrada en la figura 11a en su estado "extendido".
 La figura 11C es una vista frontal del hemisferio anterior de la realización mostrada en la figura 11A.
 55 La figura 11D es una sección transversal vertical de una interfaz óptica elástica mostrada en la figura 11A.
 La figura 11E es una vista frontal del resorte óptico para la interfaz óptica elástica mostrada en la figura 11D.
 La figura 12A es una sección transversal vertical de una realización de una lente inflable / un dispositivo de sujeción inflable para lente en la que se ilustra una ondulación a medida que involuciona hacia el centro del dispositivo de sujeción inflable.
 60 La figura 12B es una vista frontal de una realización adicional de la invención.

Descripción

65 A lo largo de la siguiente descripción, se exponen detalles específicos con el fin de proporcionar una comprensión más completa a los expertos en la técnica. Sin embargo, es posible que los elementos sobradamente conocidos no se hayan mostrado o descrito en detalle para evitar oscurecer innecesariamente la divulgación. En consecuencia, la

descripción y los dibujos deben interpretarse en un sentido ilustrativo, en lugar de restrictivo.

Las características anatómicas relevantes del ojo humano aparecen ilustradas en la figura 1, tal y como se ha descrito anteriormente.

5 La figura 2 es una ilustración esquemática de la cápsula del cristalino humano. El espacio intracapsular 10 está definido por la región entre la cápsula anterior del cristalino 12 y la cápsula posterior del cristalino 14, las cuales se unen en el ecuador de la cápsula del cristalino 16. El ecuador de la cápsula del cristalino 16 define el plano ecuatorial 18 de la cápsula del cristalino. El eje óptico 20 es la línea recta que conecta dos puntos, un polo anterior 22 y un polo posterior 24.

15 La figura 3 ilustra una realización de la invención en la que un dispositivo¹ de sujeción intraocular inflable anular 26 se coloca dentro del espacio intracapsular 10, directamente delante de la cápsula posterior del cristalino 14 y del dispositivo² de sujeción intraocular inflable anular 28 se coloca detrás de la cápsula posterior del cristalino 12. El líquido se introduce en el dispositivo¹ de sujeción intraocular inflable 26 a través del orificio¹ de llenado 30. En el presente documento, el término "líquido" hace referencia tanto a líquidos como a gases, es decir, a materiales en estado líquido o gaseoso. El líquido se introduce en el dispositivo² de sujeción intraocular inflable 28 a través del orificio² de llenado 32. El compartimento de la lente 34 se define como el espacio entre el soporte posterior de la lente 36 y el soporte anterior de la lente 38. El soporte posterior de la lente 36 es un diafragma que se extiende a lo largo de la superficie frontal del dispositivo¹ de sujeción intraocular inflable 26 y el soporte anterior de la lente 38 es un diafragma anular que se extiende a través de la superficie frontal del dispositivo² de sujeción intraocular inflable 28. Estos dispositivos de sujeción intraoculares inflables 26, 28 en forma de "rosquilla" se presionan directamente contra las zonas periféricas medias de las paredes de la cápsula del cristalino una vez que se instala un implante intraocular acomodativo compatible o pseudoacomodativo. La tensión zonular comprime el espacio intracapsular y empuja los dispositivos de sujeción de la cápsula del cristalino 26, 28 el uno hacia el otro. La profundidad A del compartimento de la lente 34 varía a medida que cambia la tensión zonular, accionando de ese modo los implantes cristalinos intraoculares compatibles. Esta realización demuestra la capacidad de los dispositivos de sujeción intraoculares inflables para restablecer los mecanismos necesarios para activar las lentes intraoculares acomodativas mientras se retiene la forma geométrica solo de las regiones periféricas medias de la cápsula del cristalino.

30 La figura 4 ilustra una realización de la invención en la que un dispositivo de sujeción intraocular inflable 41 se coloca dentro del espacio intracapsular, directamente delante de la cápsula posterior del cristalino, restableciendo su forma geométrica natural. La pared de retención anterior 40 se fija circunferencialmente a la pared de retención posterior 42, en el ecuador 44 del dispositivo de sujeción 41. El ecuador 44 del dispositivo de sujeción 41 define el plano ecuatorial 46 del dispositivo de sujeción 41. El espacio definido entre la pared 40 de retención anterior y la pared de retención posterior 42 es la almohadilla 48. Un sistema de suspensión integrado, que consiste en una serie de monturas 50, está articulado circunferencialmente alrededor del ecuador 44 del dispositivo de sujeción intraocular inflable 41. Los puntos distales 52 de las monturas 50 se colocan en la superficie interior del ecuador 54 de la cápsula del cristalino, suspendiendo el dispositivo de sujeción intraocular inflable 41 centralmente a lo largo del eje óptico. Pueden instalarse implantes cristalinos intraoculares en el compartimento de la lente 56, que es el espacio entre la cápsula anterior del cristalino 12 y la pared de retención anterior 40. Las fuerzas elásticas dentro de los implantes cristalinos oculares compatibles presionan el dispositivo de sujeción intraocular inflable contra la cápsula posterior del cristalino 14, aumentando de ese modo la profundidad B del compartimento de la lente 56. Por el contrario, la tensión zonular de las zónulas 55 comprime el espacio intracapsular y empuja la cápsula del cristalino inflable hacia delante hacia la cápsula anterior del cristalino 12, reduciendo la profundidad B del compartimento de la lente 56 para comprimir un implante cristalino ocular compatible. De este modo, se establece la dinámica eficaz entre el cuerpo ciliar y el compartimento de la lente 56.

50 El protector posterior 58 existe como un componente independiente, tal y como se muestra en la figura 4, o puede estar integrado dentro de la pared de retención posterior 42, tal y como se muestra en la figura 5-a. El protector posterior 58 es una interfaz protectora que evita daños en la superficie interior de la pared de retención posterior 42 del dispositivo de sujeción en el caso de ablación capsular posterior con láser. También proporciona un soporte rígido para minimizar la hernia del dispositivo de sujeción intraocular inflable a través de un agujero en la región central de la cápsula posterior del cristalino 14.

55 La figura 5-a y la figura 5-b ilustran una realización de la invención en la que un dispositivo de sujeción intraocular inflable 53 se coloca dentro del espacio intracapsular, directamente delante de la cápsula posterior del cristalino 14, restableciendo su forma geométrica natural. Un sistema de suspensión integrado, que consiste en una serie de monturas 50 separadas por aberturas o respiraderos 51 (figura 6), está articulado circunferencialmente alrededor del ecuador 44 del dispositivo de sujeción 53. Los puntos distales 52 de la montura 50 se colocan en la superficie interior del ecuador 44 de la cápsula del cristalino, suspendiendo el dispositivo de sujeción intraocular inflable centralmente a lo largo del eje óptico. Las puntas de los puntos distales 52 de las monturas 50 pueden tener forma de proyecciones en "garra" o "púas" que se enganchan en la cápsula anterior del cristalino 12 cuando se estira desde la orientación "distendida" a la orientación "extendida". La figura 6 muestra una vista frontal del sistema de suspensión integrado. 65 También se puede usar una almohadilla inflable 45 en forma de rosquilla para colocar y soportar el dispositivo de sujeción 53 dentro de la cápsula del cristalino 12. La almohadilla 45 con forma de rosquilla puede inflarse mediante

agentes de liberación de gas activados por láser (tales como colágenos o carbamidas suspendidos en la almohadilla) para colocar y apretar el dispositivo de sujeción 53 contra la estructura resistente.

5 La realización de la invención de las figuras 5-a y 5-b presenta una membrana flexible llamada protector anterior 60, mostrado en la vista frontal en la figura 7. El protector anterior 60 sirve para proteger la cápsula anterior del cristalino 12 del riesgo de traumatismos asociados con la instalación de la lente intraocular; sin embargo, se pueden usar elementos del protector anterior 60 para ayudar con el accionamiento de lentes intraoculares acomodativas compatibles.

10 La figura 7 es una vista frontal del protector anterior 60. La abertura circular 70 puede tener una o más muescas 76 en su perímetro para facilitar la extracción de implantes cristalinianos intraoculares no deseados o para proporcionar acceso al compartimento de la lente 56. La abertura circular 70 está circunscrita por una serie de proyecciones en forma de garra llamadas collares 72. El collar 72 se extiende al compartimento de la lente 56, que es el espacio entre el collar 72 y la pared anterior del dispositivo de sujeción 40, para retener o agarrar lentes intraoculares acomodativas compatibles. Las radiaciones anteriores 74 son una serie de proyecciones del protector anterior 60 que irradian de forma distal desde el collar 72 y se unen a los puntos distales 52 correspondientes de las monturas 50.

20 La figura 5-a es una sección transversal de la invención en su estado "distendido". La montura 50 está inclinada hacia delante, desplazando el plano ecuatorial 46 de la almohadilla 48 alejándolo del plano ecuatorial 18 de la cápsula del cristalino para aumentar la separación ecuatorial C. Simultáneamente, la flexión hacia delante de la montura 50 reduce la tensión aplicada sobre las radiaciones anteriores 74 (figura 7), lo que permite que el compartimento de la lente 56 se expanda, aumentando de ese modo la profundidad del compartimento de la lente 56. Estos movimientos mecánicos están sincronizados para aumentar conjuntamente la profundidad del compartimento de la lente 56, para reducir la compresión aplicada sobre lentes intraoculares acomodativas compatibles.

25 Por el contrario, la figura 5-b es una sección transversal de la invención en su estado "extendido". La montura 50 está doblada hacia atrás, desplazando el plano ecuatorial 46 de la almohadilla 48 hacia el plano ecuatorial de la cápsula del cristalino 18 para disminuir la separación ecuatorial C. Simultáneamente, la extensión hacia atrás de la montura 50 aumenta la tensión colocada sobre las radiaciones anteriores 74, lo que hace que el compartimento de la lente 56 se comprima, disminuyendo de ese modo la profundidad del compartimento de la lente 56. Estos movimientos mecánicos se sincronizan conjuntamente para disminuir la profundidad del compartimento de la lente 56. De ese modo, la dinámica eficaz entre el cuerpo ciliar y el compartimento de la lente 56 se establece para el accionamiento de implantes cristalinianos intraoculares compatibles.

30 La almohadilla 48 puede llenarse y presurizarse con una variedad de líquidos o gases transparentes una vez que el dispositivo de sujeción inflable de la cápsula posterior del cristalino se coloca dentro de la cápsula del cristalino. El fluido es impulsado al interior de la almohadilla 48 a través del orificio de llenado 49 que está unido a la superficie interior de la pared anterior de la almohadilla 49. El orificio de llenado 49 está situado en una región periférica de la almohadilla 48 para no obstruir la entrada de luz al ojo a través de la pupila. Hay muchas variedades de válvulas de una vía que se pueden usar dentro de los orificios de llenado 30, 32, 49, 114 (figura 9) y 142 (figura 11A) para retener las almohadillas de líquido de las cinco realizaciones de la invención mostradas. Se puede utilizar energía láser para soldar y estancar estos orificios de llenado.

35 Pueden seleccionarse líquidos de diversas viscosidades para llenar el dispositivo de sujeción 26, 28, 41, 53. Pueden usarse polímeros altamente hidrófilos, glicerina o soluciones concentradas de viscoelásticos, polisacáridos y celulosa para eliminar la necesidad de la válvula de una vía o para mejorar su eficacia. Se pueden colocar agentes osmóticos tales como la glicerina, proteínas disueltas y electrolitos dentro del dispositivo de sujeción inflable para inducir la presión osmótica que se puede usar para llenar el dispositivo de sujeción inflable con agua del humor acuoso ambiental, eliminando por completo la necesidad de un aparato de llenado hidráulico y un orificio de llenado adjunto.

40 Los elementos estructurales del dispositivo de sujeción inflable en ese caso están hechos a partir de un material semipermeable para facilitar el flujo de agua al interior del dispositivo de sujeción inflable. La presión hidráulica, inducida sobre un dispositivo de sujeción intraocular inflable por la compresión de los músculos ciliares, puede usarse para crear suficiente presión interna (turgencia) para invertir el flujo de moléculas de agua fuera del dispositivo de sujeción y de vuelta al humor acuoso (ósmosis inversa), según sea necesario. Esta característica se puede utilizar para mantener un equilibrio dinámico de presión dentro del dispositivo de sujeción intraocular inflable durante el acto de acomodación. Un estado "distendido" permitiría que el agua entre en el dispositivo de sujeción y un estado "extendido" exprimiría el agua fuera del dispositivo de sujeción y la devolvería al ojo. Los agentes osmóticos como estos pueden usarse con o sin el uso de un aparato de llenado hidráulico y un orificio de llenado adjunto, ya que pueden introducirse y estancarse dentro de la lente intraocular inflable / del dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente durante el proceso de fabricación. En su forma más simple, la lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente es un compartimento relleno de líquido estancado o estancado de forma selectiva (es decir, semipermeable), que incorpora(n) preferentemente las características de acomodación mostradas en las figuras 8 y 11, y que se instala(n) dentro del ojo después de la extracción del cristalino.

65 Las propiedades de las barreras semipermeables pueden seleccionarse para regular la presión interna de un dispositivo de sujeción inflable y permitir que se expanda y compense el crecimiento, los traumatismos u otros eventos

que podrían alterar el volumen del ojo con el tiempo. Puede usarse energía láser para irradiar la barrera semipermeable u otras membranas adyacentes para modificar el equilibrio osmótico de acuerdo con las necesidades de cada ojo en concreto. Los láseres se pueden usar para apretar los entrecruzamientos de la estructura molecular de las barreras permeables o para crear agujeros dentro de membranas impermeables o para soldar materiales absorbentes de láser a materiales transparentes de láser. Todos estos mecanismos pueden usarse para alterar el equilibrio osmótico dentro del ojo. Una almohadilla absorbente de agua expandible hecha a partir de celulosa u otros materiales ópticamente transparentes podría usarse como una alternativa a los líquidos hiperosmóticos para inflar el dispositivo de sujeción. En este evento, un simple paso abierto, a través de cualquier pared de la lente inflable / del dispositivo de sujeción inflable para lente, permite que el flujo de fluido intraocular ambiental en el dispositivo de sujeción expanda la almohadilla absorbente de agua. O el dispositivo de sujeción puede tener múltiples orificios, como una estructura porosa en forma de red, para permitir que el flujo de fluido pase a la almohadilla absorbente que llena e infla el dispositivo de sujeción por presión de imbibición. La presión de imbibición creada expande de este modo la lente inflable / el dispositivo de sujeción inflable para lente. Preferentemente, la almohadilla absorbente de agua expandible debe tener una forma que coincida con la forma de la cápsula del cristalino natural.

Una característica opcional de la invención es la interfaz óptica 57. La interfaz óptica 57 es el área central de la pared de retención anterior 40. La interfaz óptica 57 puede llenarse con líquido del interior de la almohadilla 48 o con material plástico transparente. Su función es proporcionar propiedades refractivas auxiliares, como correcciones para la miopía, la hipermetropía y el astigmatismo, con tipos de lentes intraoculares compatibles.

Otra característica opcional de la invención es la provisión de una serie de proyecciones en forma de garra llamadas perímetro óptico 59. Estas proyecciones surgen de la superficie exterior de la pared anterior del dispositivo de sujeción y se extienden circunferencialmente alrededor de la interfaz óptica 57 para asegurar el posicionamiento de los tipos de lentes intraoculares compatibles.

El flujo de humor acuoso fresco desde la cámara anterior del ojo al compartimento de la lente 56, al compartimento anterior 61 y al compartimento posterior 63, es proporcionado por canales (no mostrados) que se extienden entre las proyecciones de los collarines 72 y las monturas 50. El humor acuoso se mueve libremente hacia delante y hacia atrás a lo largo de estos compartimentos interconectados a medida que la cápsula del cristalino responde a los cambios de tono del músculo ciliar. La ventilación del humor acuoso dentro de la cápsula del cristalino es necesaria por varias razones, pero es especialmente importante permitir el movimiento sin restricciones de las delicadas estructuras necesarias para optimizar la facilidad de acomodación dentro de ciertos tipos de implantes intraoculares de acomodación. Adicionalmente, la ventilación del humor acuoso proporciona un suministro continuo de agentes protectores como los macrófagos para abordar la posible contaminación microbiana.

Los componentes del dispositivo de sujeción intraocular inflable se construyen preferentemente a partir de materiales ópticamente transparentes; sin embargo, se pueden utilizar interfaces opacas para reducir las distorsiones, el deslumbramiento no deseado y para limitar el tamaño de la pupila. Las superficies ópticas pueden incluir revestimientos antirreflectantes para reducir las fuentes de deslumbramiento y sustancias absorbentes ultravioleta, violetas y azules para proteger las delicadas estructuras internas del ojo. El dispositivo de sujeción 26, 28, 41, 53 para el cristalino puede fabricarse a partir de polietileno de muy baja densidad y copolímeros de polietileno, poliuretano y copolímeros de poliuretano, complejos de colágeno y copolímero de colágeno, como Collamertm, acrílicos o elastómeros hidrófilos. Estos materiales se pueden fundir o revestir con agentes fosfo-lipídicos para mejorar la biocompatibilidad. La presión dentro del dispositivo de sujeción de la cápsula del cristalino puede ser desde ambiente/atmosférica hasta 689476 Pa (100 psi). En lugar de líquido, pueden utilizarse gases para el inflado, tales como gases relativamente inertes, fisiológicamente compatibles y, preferentemente, de gran peso molecular, como los que se utilizan para la cirugía reparadora de la retina, disponibles por parte de Alcon Laboratories Inc bajo la marca comercial Ispan C3F8 para gas perfluorocarbonado de grado médico e Ispan SG6 para gas hexafluoro de azufre de grado médico. El dispositivo de sujeción de la cápsula del cristalino se puede fabricar mediante un proceso de moldeo por inyección de plástico, un proceso de molde dividido, soldadura por calor o soldadura por láser.

Los dispositivos de sujeción intraoculares inflables pueden introducirse en el ojo a través de un túbulo colocado a través de una pequeña incisión, ya que pueden enrollarse sobre sí mismos en pequeños compartimentos y luego inflarse una vez colocados dentro del espacio intracapsular. Los implantes intraoculares se pueden instalar de forma segura dentro del ojo y luego quitarse fácilmente si es necesario. Los dispositivos de sujeción intraoculares inflables restablecen sustancialmente la forma geométrica natural de la cápsula del cristalino proporcionando la tracción eficaz de la tracción radial a la compresión intracapsular para restablecer la acomodación mientras se mantiene el cuerpo vítreo en su estado normal.

La figura 8 ilustra, a modo de sección transversal vertical, una cuarta realización de la invención en la que el dispositivo de sujeción 80 puede actuar como su propia lente. El dispositivo de sujeción 80 está construido con un material elástico, cuyo interior 82 se llena a través del orificio 88 con un líquido de mayor índice de refracción que el agua, tal como glicerina o aceite de silicona (por parte de Adatomed Corp. de Alemania) o gel de silicona. La curvatura de la superficie posterior, la interfaz óptica posterior 84 cambia en respuesta a la acción del músculo ciliar. En este caso, cuando los músculos ciliares se relajan, la cápsula del cristalino 86 se distiende y permite que el dispositivo de sujeción elástico 80 también se distienda, lo que da como resultado un aumento de la curvatura de las paredes del dispositivo

de sujeción, particularmente la pared posterior 48 y también posiblemente la interfaz óptica anterior 90. El medio líquido, como el aceite de silicona, fluye inmediatamente para llenar el espacio vacío dentro de la almohadilla, creando un aumento del poder dióptrico. El ojo se enfoca así para los objetos cercanos. Por el contrario, cuando el músculo ciliar se contrae, la cápsula del cristalino 86 se extiende. Las paredes del dispositivo de sujeción inflable 80 se comprimen y la curvatura de sus paredes se reduce, particularmente la pared posterior 84. El poder dióptrico de esta interfaz óptica se reduce y el ojo se enfoca en objetos distantes. De este modo, para esta realización, el propio dispositivo de sujeción 80 se utiliza para crear el cambio de refracción en respuesta a la acción del músculo ciliar. Puede usarse junto con cualquier otra lente intraocular o sistema de lentes intraoculares para enfocar la luz sobre la retina según sea necesario.

Es posible integrar ciertos tipos de lentes intraoculares acomodativas directamente en los elementos de un dispositivo de sujeción intraocular inflable y luego inflar la almohadilla como última etapa del proceso de instalación. Sin embargo, los principios fundamentales de la invención se mantendrían sin cambios. Un tipo particularmente útil de lente intraocular acomodativa es la lente neumática objeto de la solicitud de patente provisional de los Estados Unidos pendiente de aprobación de este mismo solicitante con el título INTRA-OCULAR LENS y n.º de serie 60/955.619, presentada el 13 de agosto de 2007

De este modo, la presente invención puede combinar un dispositivo de sujeción inflable para la cápsula del cristalino, tal y como se describe en el presente documento, con una lente neumática como la que se describe en la solicitud de patente provisional de los Estados Unidos con n.º 60/955.619. La figura 9 es una sección transversal vertical de la combinación del dispositivo de sujeción intraocular inflable y la lente neumática 100. La figura 10 es una sección transversal vertical de la combinación de un dispositivo de sujeción intraocular inflable y una lente neumática mostrada en la figura 9 implantada en su sitio en un ojo humano. La combinación de dispositivo de sujeción intraocular inflable y lente neumática 100 tiene una lente neumática flexible 102, tal y como se ha descrito anteriormente, situada dentro del dispositivo de sujeción intraocular inflable 104, entre una pared de retención anterior interior 106 y una pared de retención anterior exterior 108. El espacio definido entre la pared de retención anterior interior 106 y la pared de retención posterior 110 es la almohadilla 112 que está llena de un líquido, como glicerina o un relleno acuoso a base de agua, introducido en la almohadilla 112 a través del orificio de llenado 114. La lente neumática 102 está soportada por el protector posterior 116 y por una almohadilla inflable 118 en forma de rosquilla que se extiende sobre los bordes 120 de la lente 102. La almohadilla 118 en forma de rosquilla puede inflarse mediante agentes de liberación de gas activados por láser para colocar y apretar la lente 102 y el dispositivo de sujeción 104 contra la estructura resistente. El protector posterior 116 es una interfaz protectora que evita daños en la superficie interior de la pared de retención posterior 104 y en la lente 102.

Con referencia a la figura 10, el ojo humano tiene iris 120, pupila 122, zónulas 124, apófisis ciliar 126 y músculos ciliares 128. El cirujano puede retirar la pared anterior de la cápsula del cristalino y la combinación 100 del dispositivo de sujeción intraocular inflable puede colocarse dentro del espacio intracapsular, directamente delante de la cápsula posterior del cristalino. O el cirujano puede dejar la pared anterior de la cápsula del cristalino en su lugar y la combinación 100 del dispositivo de sujeción intraocular inflable puede colocarse entre la pared anterior contraída de la cápsula del cristalino y el iris. O el cirujano puede retirar toda la cápsula del cristalino y colocar el dispositivo de sujeción intraocular inflable detrás del iris para permitir que la constricción del músculo ciliar comprima los elementos ópticos del dispositivo de sujeción intraocular inflable para enfocar el ojo en objetos cercanos y, a la inversa, liberar la presión sobre los elementos ópticos para enfocar el ojo en objetos distantes.

Tanto la lente neumática descrita anteriormente como el dispositivo de sujeción intracapsular inflable pueden inflarse mediante agentes liberadores de gas activados por láser que liberan gas en el interior de la lente neumática o el dispositivo de sujeción intracapsular inflable o en un compartimento expandible separado contenido dentro de la lente neumática descrita o el dispositivo de sujeción intracapsular inflable descrito. La inclusión de los materiales absorbentes de láser y de liberación de gas dentro del interior hueco de la lente neumática o el dispositivo de sujeción puede usarse para alterar el poder dióptrico de las lentes. Al irradiar los materiales dentro de la lente, tal y como se ha descrito anteriormente, con energía láser para liberar dióxido de carbono, nitrógeno y otros gases más pesados dentro de la lente neumática o el dispositivo de sujeción, su curvatura puede modificarse o corregirse. Por ejemplo, si el cirujano ocular determina que se requiere una corrección de la curvatura de la lente después de la inserción, la radiación láser pulsada podría dirigirse para liberar volúmenes discretos de gas para alterar la curvatura de al menos una superficie de la lente intraocular neumática, permitiendo que el cirujano o el optómetra clínico altere la curvatura de las superficies de la lente, corrija el "punto final de refracción" del ojo o remodela la superficie óptica de la interfaz de colágeno al mismo tiempo que libera gases. Estos ajustes se pueden realizar en el momento de la cirugía o en cualquier fecha futura, según sea necesario, después de que se implante la lente o el dispositivo de sujeción.

La figura 11A ilustra, a modo de sección transversal vertical, una quinta realización de la invención en la que el dispositivo de sujeción 130 actúa como su propia lente y se muestra en su estado "extendido".

La figura 11B es una sección transversal del dispositivo de sujeción 130 mostrado en su estado "distendido". El dispositivo de sujeción 130 es una estructura en forma de "concha de almeja" que consiste en dos hemisferios que se unen o sueldan conjuntamente en su ecuador para crear una ondulación expandible 132 que permite que el dispositivo de sujeción se expanda para adaptarse al tamaño de la cápsula del cristalino. La ondulación expandible 132 encaja

en el ecuador de la cápsula del cristalino.

Las regiones periféricas de las superficies externas de los dos hemisferios 136, 138 pueden estar onduladas o ser rugosas para proporcionar una unión por fricción a la cápsula del cristalino. Estas ondulaciones se extienden circunferencialmente alrededor de la zona óptica central del dispositivo de sujeción inflable y presionan contra la cápsula posterior del cristalino para evitar la migración de células epiteliales y detritos inflamatorios que pueden volver opaca la región central de la cápsula posterior del cristalino. El dispositivo de sujeción inflable se puede infundir con agentes biocidas para reducir aún más la posibilidad de migración de células epiteliales. Como alternativa, la superficie posterior de la almohadilla 134 en forma de rosquilla puede estar ondulada, tal y como se muestra en las figuras 11A y 11B. El hemisferio posterior 136 puede incluir un protector posterior 140 tal y como se muestra. El hemisferio anterior 138 aloja la válvula de llenado 142 que se usa para llenar el interior del dispositivo de sujeción 130 con un líquido de un índice de refracción más alto que el humor acuoso, tal como glicerina o aceite de silicona. La superficie anterior del hemisferio anterior tiene varios respiraderos 144 que se extienden a lo largo del perímetro del protector óptico 146. El protector óptico 146 se puede conformar para proporcionar un soporte rígido y una resolución óptica según se requiera. La superficie posterior del hemisferio anterior está unida circunferencialmente al diafragma de suspensión 148. El diafragma de suspensión 148 está unido circunferencialmente a la interfaz óptica elástica 150. Los respiraderos 144 permiten que el humor acuoso fluya dentro del espacio entre la interfaz óptica elástica 150 y el protector óptico 146. Una protuberancia que se extiende desde la superficie posterior del hemisferio anterior denominada espolón 152 evita que el diafragma de suspensión 148 salga extrudido a través de los respiraderos 144 cuando sale el humor acuoso.

La interfaz óptica elástica 150 es preferentemente una forma de lente convexa que puede tener forma esférica, superficies elípticas o esféricas para optimizar la calidad óptica de sus propiedades refractivas a medida que varía su curvatura. Su superficie frontal está formada con una curvatura predeterminada que es más pronunciada que la curvatura de la superficie posterior del protector óptico 146. El vértice de la interfaz óptica elástica 150 puede soldarse o unirse de otro modo a la superficie posterior del protector óptico 146 para asegurar la posición del sistema óptico a lo largo del eje visual del ojo.

El índice de refracción de la interfaz óptica elástica 150 coincidiría mejor con el índice de refracción del líquido que se usa para llenar el dispositivo de sujeción, como la glicerina, para minimizar los reflejos, distorsiones ópticas y la aparición de ranuras cortadas dentro de su superficie interior. Estas ranuradas se pueden utilizar para trasladar una transición suave de una curvatura pronunciada a una curvatura más plana y viceversa durante el proceso de acomodación.

En funcionamiento, la interfaz óptica elástica 150 se presiona contra la pantalla óptica 146 por la compresión inducida por la extensión de los músculos ciliares a través de las zónulas, aplanando así su curvatura. De este modo, el ojo se centra en objetos distantes. Cuando el cuerpo ciliar se contrae y la tensión en las zónulas se relaja, las propiedades elásticas de la interfaz óptica elástica hacen que vuelva a su forma original más empinada, lo que hace que el ojo se enfoque en objetos cercanos.

El poder dióptrico del dispositivo de sujeción 130 puede determinarse fácilmente, al igual que su capacidad de acomodación, debido a la interacción entre la interfaz óptica elástica 150 y el protector óptico 146.

La almohadilla 134 en forma de rosquilla puede llenarse con agentes osmóticos usados para crear un gradiente osmótico para presionar el dispositivo de sujeción inflable contra la cápsula posterior del cristalino sin inducir ningún cambio del índice de refracción de los elementos ópticos del sistema. Para esta realización de la invención, la presión osmótica debe ser lo suficientemente grande como para presionar la interfaz óptica elástica 150 contra el protector óptico 146 para un rendimiento óptimo.

La figura 11D es una sección transversal de una realización de la interfaz óptica elástica 150. En esta realización, la interfaz óptica elástica 150 es en realidad un dispositivo de sujeción para lente / una lente inflable lleno/a de fluido. Consiste en la membrana anterior 154, la membrana posterior 156 y el resorte óptico 158. En esta realización preferida, la membrana anterior 154 está circunscrita por la ondulación anterior 160 y la membrana posterior 156 está circunscrita por la ondulación posterior 162. Estas ondulaciones están unidas circunferencialmente para crear un diafragma de suspensión 148 que está unido a la pared interior de la lente inflable / del dispositivo de sujeción inflable para lente. El espacio entre la membrana anterior 154 y la membrana posterior 156 puede llenarse con gas o cualquier líquido transparente según se requiera y luego estancarse.

El resorte óptico 158 se puede construir a partir de una amplia variedad de materiales elásticos o rígidos ópticamente transparentes, como caucho de silicona, elastómeros y acrílicos. Preferentemente, su superficie anterior tiene una curvatura más pronunciada que la superficie posterior del protector óptico 146, de modo que puede aplanarse cuando el ojo está en su estado "extendido", enfocando el ojo en objetos distantes. Las fuerzas elásticas dentro del resorte óptico 158 le permiten volver a su forma más empinada, enfocando el ojo en objetos cercanos cuando el ojo está en su estado "distendido".

La figura 11E es una vista frontal del resorte óptico 158. El patrón radial mostrado dentro del resorte óptico circular 158 es en realidad una serie de ranuras 164 que penetran a través de todo el grosor del resorte óptico 158

- 5 permitiéndole cambiar la curvatura de manera uniforme sin la resistencia y distorsiones que se encuentran normalmente cuando se intenta aplanar una concha hemisférica. El líquido, preferentemente glicerina o aceite de silicona, permite que las superficies del resorte óptico 158 se deslicen casi sin fricción a través de las superficies internas de la interfaz óptica elástica 150 a medida que se aplanan y se empujan en respuesta al músculo ciliar. Funciona de manera muy similar a una sombrilla, ya que sobresale hacia delante y hacia atrás en el espacio entre las dos ondulaciones. El índice de refracción del resorte óptico puede seleccionarse de modo que sea similar al del medio líquido para reducir la dispersión de la luz. La forma del resorte óptico 158 puede ser de plano, convexa, cóncava o esférica según sea necesario para crear la mejor imagen óptica sobre la superficie de la retina.
- 10 Simultáneamente, la forma de la membrana anterior 154 y la membrana posterior 156 puede ser de plano, convexa, cóncava o esférica según sea necesario; sin embargo, para la realización preferida mostrada, la curvatura de la superficie posterior de la membrana anterior 154 debería ser aproximadamente igual a la de la superficie anterior del resorte óptico 158 cuando esté en su estado habitual o "distendido". La curvatura de la superficie anterior de la membrana posterior 156 debe ser aproximadamente igual a la de la superficie posterior del resorte óptico 158 cuando está en su estado más plano o "extendido". Esta configuración de formas permite que todas las superficies ópticas de la interfaz óptica flexible 150 cambien al unísono con una distorsión óptica mínima.

- 20 La membrana anterior 154 debe estar hecha de materiales resistentes a la adhesión de biopelículas (el caucho, por ejemplo, se vuelve turbio). Varios elastómeros hidrófilos, polímeros a base de polietileno y poliuretano son ejemplos de tipos de materiales adecuados para la tarea. Como alternativa, el resorte óptico 158 puede tener una forma tal para que su curvatura anterior coincida con la de la superficie posterior del protector óptico 146. Si el índice de refracción del fluido dentro de la interfaz óptica elástica 150 es mayor que el del fluido que presiona la membrana posterior 156 hacia delante, entonces es posible diseñar sistemas ópticos líquidos que operen con los mismos principios ilustrados por la lente neumática, tal y como se describe en la solicitud de patente provisional de Estados Unidos n.º 60/955.619.
- 25 El fluido dentro de la interfaz óptica elástica 150 puede ocupar suficiente espacio para aplanar la curvatura de la membrana posterior 156 cuando el ojo está en su estado distendido. Luego, la membrana posterior 156 sobresale hacia delante para crear un poder de lente negativo cuando el ojo está en su estado extendido.

- 30 La figura 12A es una vista en sección transversal de una lente inflable / de un dispositivo de sujeción inflable para lente que ilustra la ondulación 232 cuando involuciona hacia el centro del dispositivo de sujeción inflable 241. Como consecuencia de esta característica, el dispositivo de sujeción inflable puede estar truncado como se muestra en la figura 12B, que es una vista frontal del dispositivo de sujeción inflable 241. El truncamiento del dispositivo de sujeción inflable 241 a lo largo de los bordes 243 permite que se enrolle en una longitud más pequeña, con su eje perpendicular al truncamiento, para una inserción simplificada en el ojo. Las regiones restantes 245 del perímetro exterior del dispositivo de sujeción inflable 241 pueden estar "festoneadas" con muescas o extensiones regulares para proporcionar estabilidad de rotación en caso de que se incorporen correcciones astigmáticas dentro de las interfaces ópticas del dispositivo.
- 35

REIVINDICACIONES

1. Una lente intraocular inflable / un dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente (26, 28, 48) para su implantación en el espacio intracapsular (10) de una cápsula del cristalino (12, 14) de un ojo afáquico que tiene una lente intraocular dentro de un compartimento de lente (34, 56) y un soporte de lente (36, 38, 50, 60) instalado dentro del espacio intracapsular (10), comprendiendo dicho dispositivo de sujeción intraocular inflable (26):
- i) un cuerpo de dispositivo de sujeción intraocular expandible (26, 28, 48) de material deformable, que tiene una superficie anterior (41) y una superficie posterior (42) y que proporciona una zona óptica transparente central,
 - ii) un medio (30, 32, 49) para expandir dicho cuerpo de dispositivo de sujeción (26, 28, 48) con fluido intraocular ambiental;
 - iii) caracterizado por que dicho cuerpo del dispositivo de sujeción intraocular expandible (26, 28, 48) está dimensionado para que, cuando se expanda, se apoye directa o indirectamente contra la superficie interior de dicha cápsula del cristalino (12, 14); formando zonas de contacto de presión para transferir tensión zonular para accionar el soporte de la lente (36, 38, 50, 60) para reducir la profundidad (A, B) del compartimento de la lente (34, 56).
2. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 1, en donde dicho medio para expandir dicho cuerpo del dispositivo de sujeción con fluido intraocular ambiental comprende un material absorbente de líquido que absorbe el líquido ambiental para expandir de ese modo dicho cuerpo del dispositivo de sujeción intraocular expandible.
3. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 1, en donde dicho medio para expandir dicho cuerpo del dispositivo de sujeción con fluido intraocular comprende una barrera semipermeable.
4. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 3, que comprende además agentes osmóticos dentro de dicho cuerpo del dispositivo de sujeción expandible para inducir presión osmótica.
5. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 1 en combinación con una interfaz óptica adaptada para su instalación en el compartimento de la lente de dicho ojo afáquico, por lo que dicha lente intraocular inflable / dicho dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente acciona el cambio de curvatura de dicha interfaz óptica para enfocar dicho ojo sobre objetos distantes.
6. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además un elemento óptico elástico integral dispuesto y configurado a lo largo del eje visual del ojo para proporcionar acomodación en combinación con dicho dispositivo de sujeción intraocular en respuesta a cambios de tono del músculo ciliar, y en donde dicho elemento óptico elástico integral comprende preferentemente un cuerpo inflable de material elásticamente deformable, no permeable o semipermeable que forma una cámara interior hueca, y que tiene una superficie anterior y una superficie posterior y una zona óptica transparente central, y un medio para inflar dicho cuerpo inflable con un fluido transparente.
7. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 1, en donde dicho cuerpo del dispositivo de sujeción intraocular expandible comprende un cuerpo anular dimensionado y configurado para colocarse dentro del espacio intracapsular delante de la cápsula posterior del cristalino, que comprende además un diafragma que se extiende a través del espacio central formado por dicho cuerpo anular.
8. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además un sistema de suspensión, en donde dicho sistema de suspensión comprende preferentemente una pluralidad de pestañas que se extienden radialmente adaptadas para encajar en la superficie interior del ecuador de la cápsula del cristalino conectada circunferencialmente alrededor del ecuador de dicha lente intraocular inflable / dicho dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente para suspender de ese modo dicha lente intraocular inflable transversalmente con respecto al eje óptico de dicha cápsula del cristalino.
9. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además un elemento de soporte de lente transparente que se extiende a través del espacio central formado por dicho cuerpo anular para acoplar la superficie posterior de una lente.
10. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 1 en combinación con una lente intraocular neumática para su implantación en el espacio intracapsular de un ojo afáquico para restablecer la acomodación cambiando la curvatura de al menos una superficie de dicha lente neumática en respuesta a cambios de tono del músculo ciliar, comprendiendo dicha lente neumática:

- i) un cuerpo de lente óptica de material elásticamente deformable, no permeable al gas que forma una cámara interior llena de gas, y que tiene una superficie anterior y una superficie posterior y una zona óptica transparente central.
- 5 11. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además un material absorbente de láser de liberación de gas dentro de un interior hueco de dicho cuerpo del dispositivo de sujeción intraocular expandible, para expandir dicho cuerpo después de implantar dicha lente intraocular / dicho dispositivo de sujeción intraocular para lente dentro del ojo.
- 10 12. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 1, en donde dicha lente intraocular / dicho dispositivo de sujeción intraocular para lente comprende uno o más compartimentos estancos situados periféricamente a dicha zona óptica de dicha lente intraocular, en donde dicho compartimento o dichos compartimentos estanco(s) está(n) preferentemente configurado(s) para formar una forma de rosquilla y preferentemente contiene(n) materiales reflectantes de láser y/o agua y/o contienen agentes osmóticos y/o son expandibles y/o contienen preferentemente agentes de liberación de gas activados por láser.
- 15 13. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además un elemento óptico elástico en donde al menos una pared de dicho elemento óptico elástico está ranurada en donde dichas ranuras modulan el cambio de curvatura de dicho elemento óptico elástico.
- 20 14. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además un elemento elástico y ópticamente transparente que modula el cambio de curvatura de una interfaz óptica deformable/elástica presionando directa o indirectamente contra al menos una superficie de dicha interfaz óptica deformable/elástica.
- 25 15. La lente intraocular inflable / el dispositivo de sujeción intraocular inflable para lente de acuerdo con la reivindicación 13, en donde dicho elemento elástico y ópticamente transparente está caracterizado por una forma de disco, una forma convexa, una forma cóncava o combinaciones de las mismas.

Fig. 1

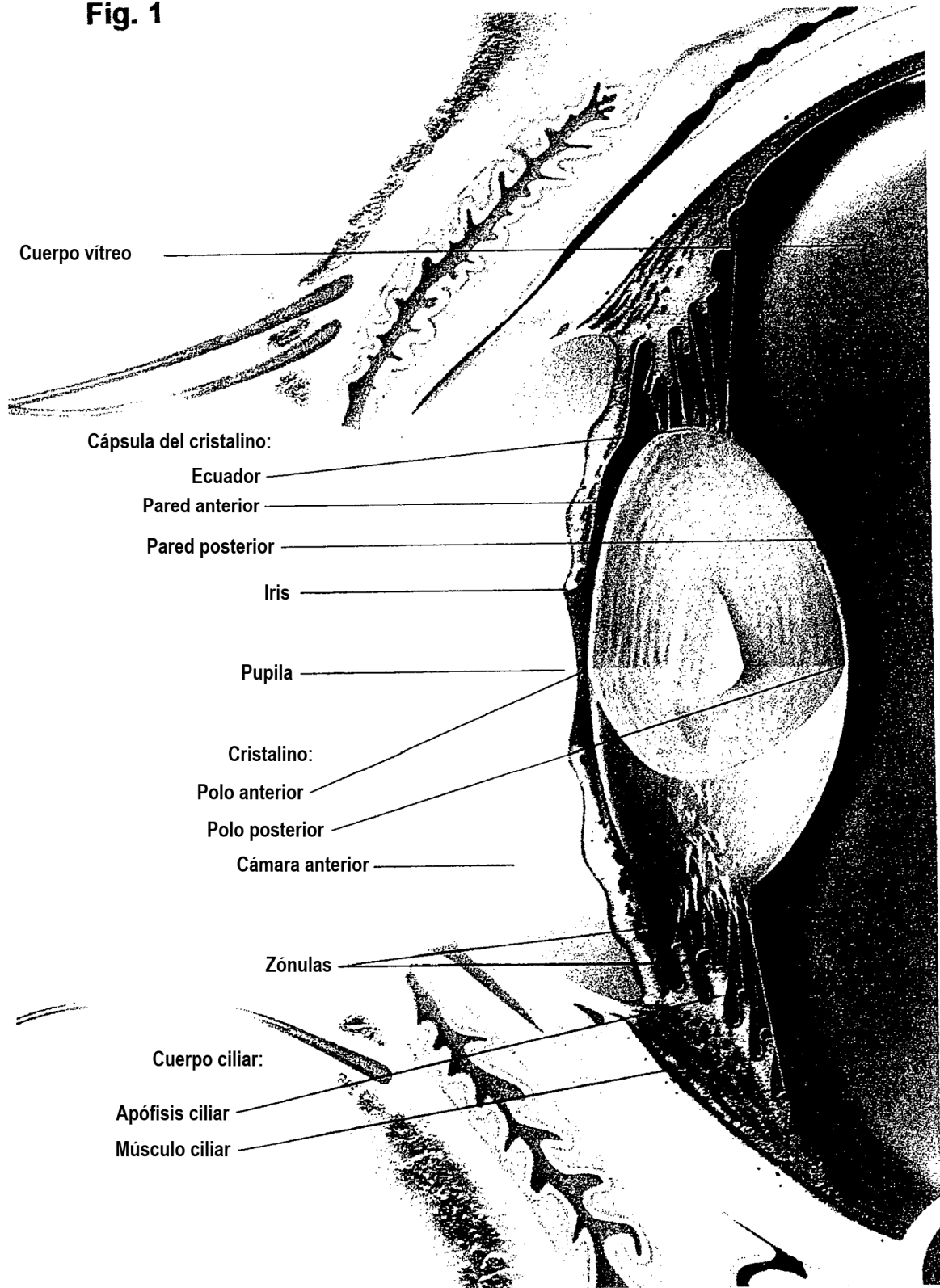


Fig. 2

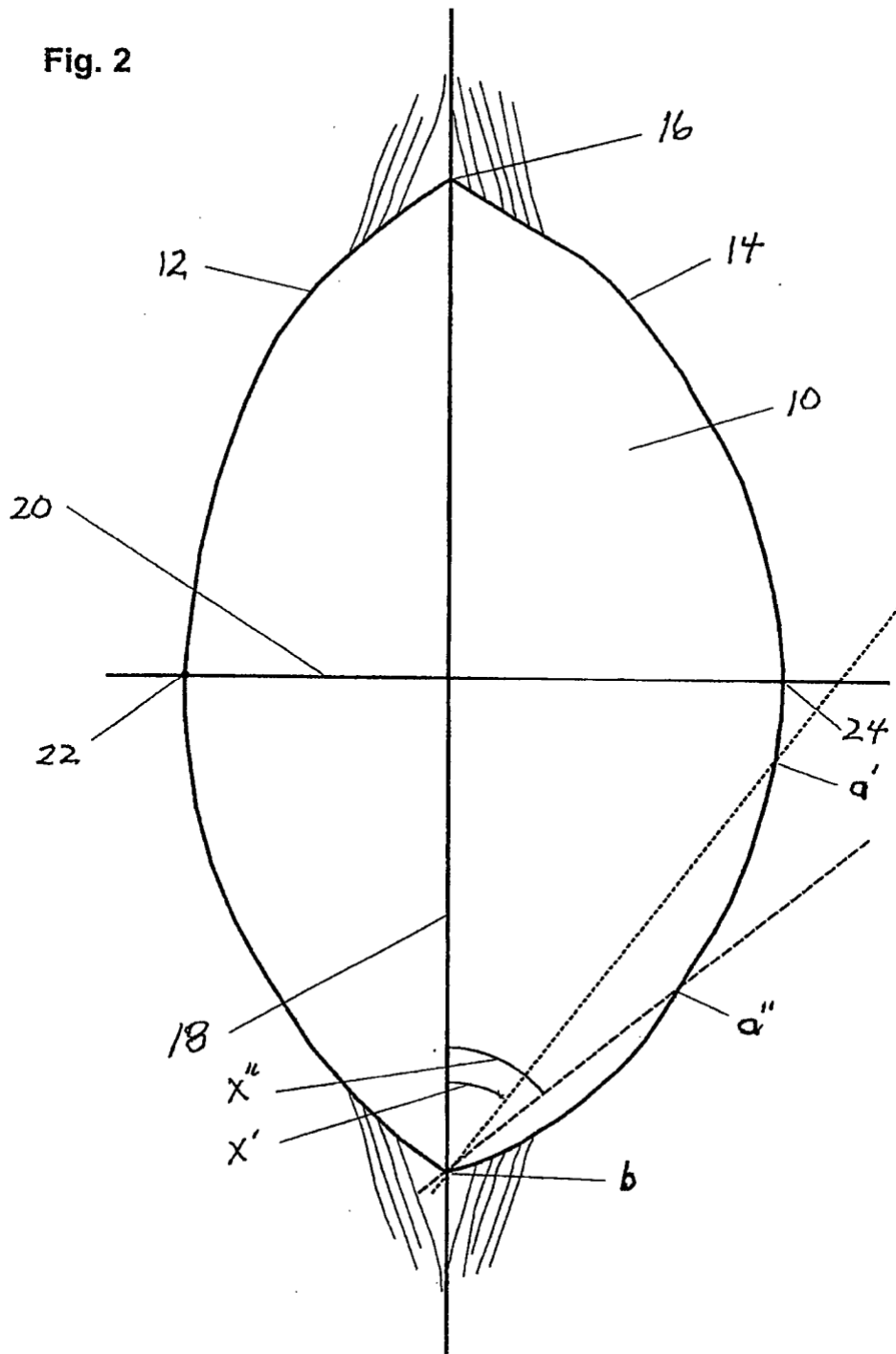


Fig. 3

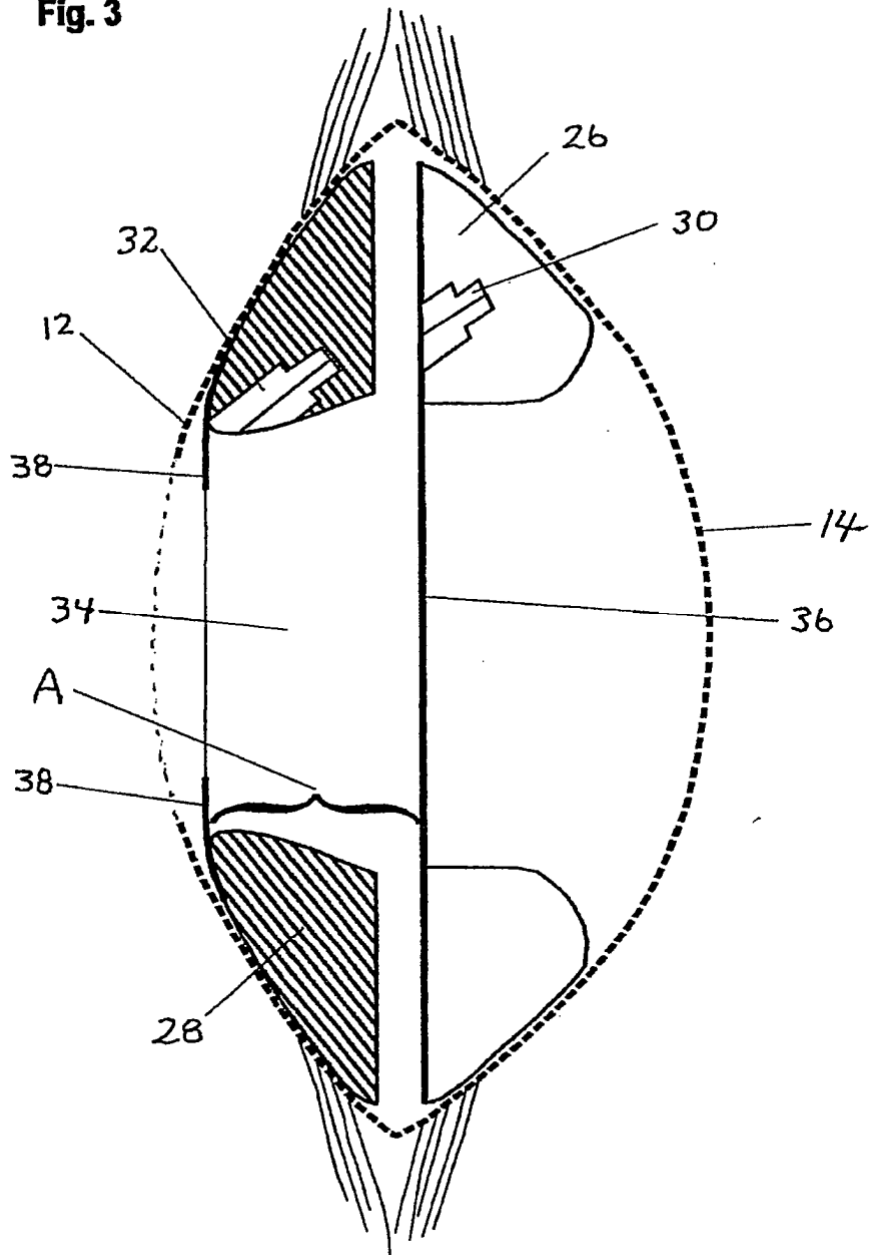


Fig. 5-a

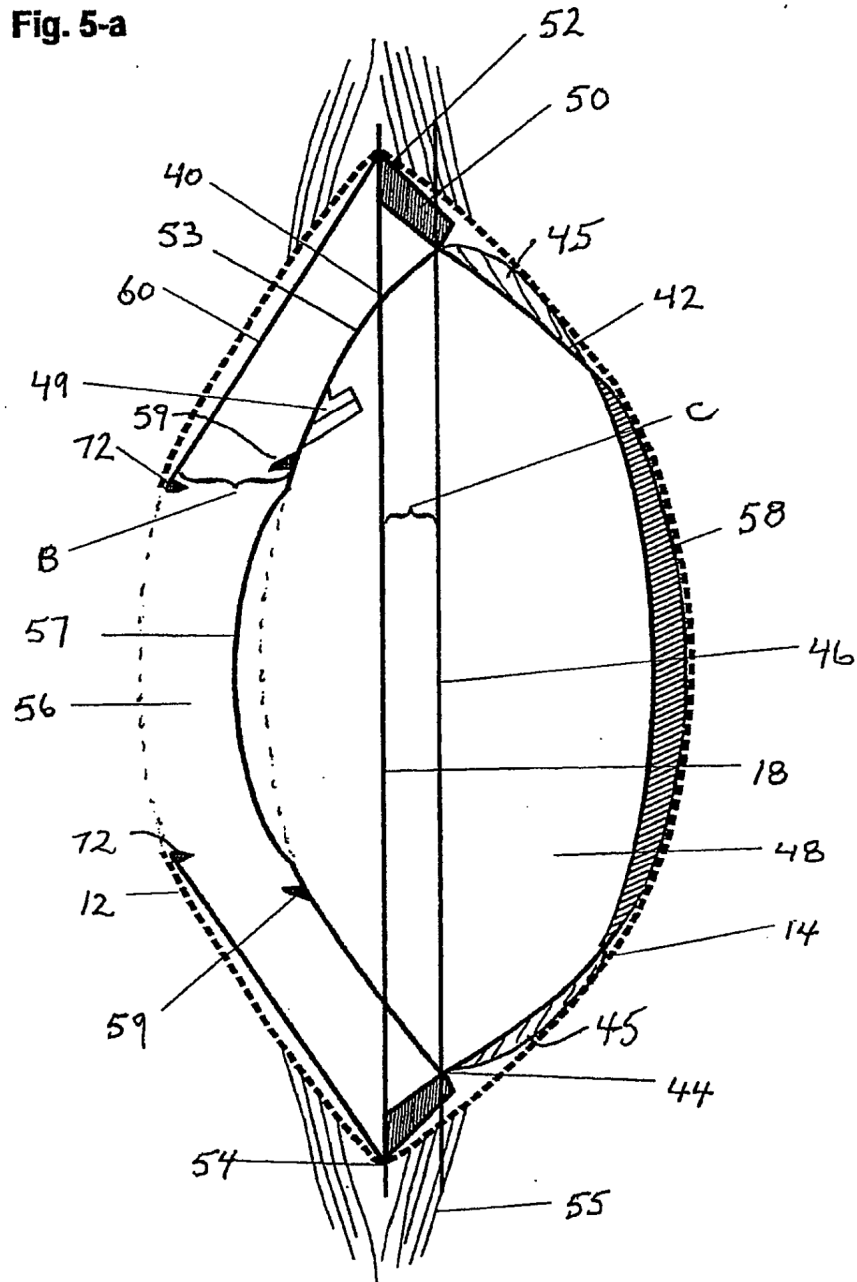


Fig. 6

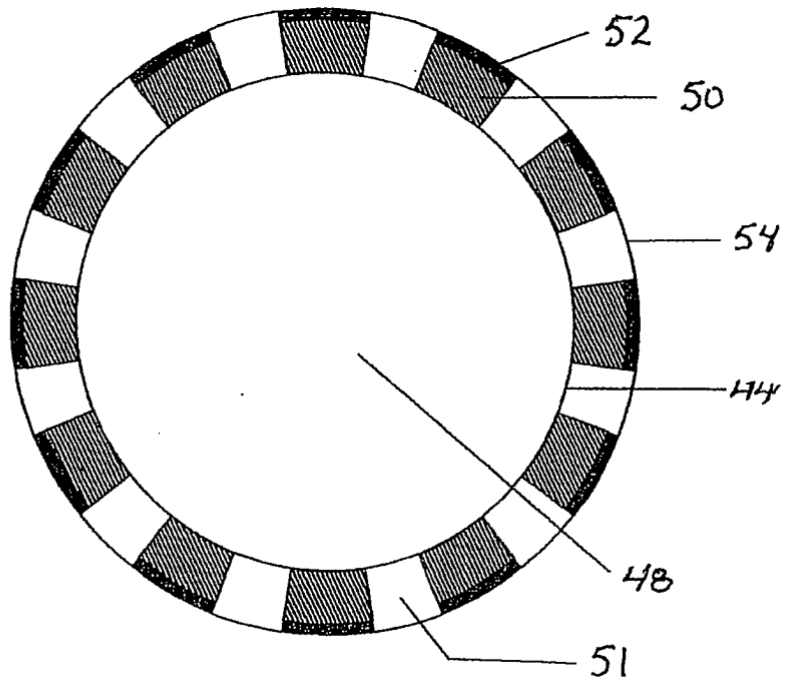
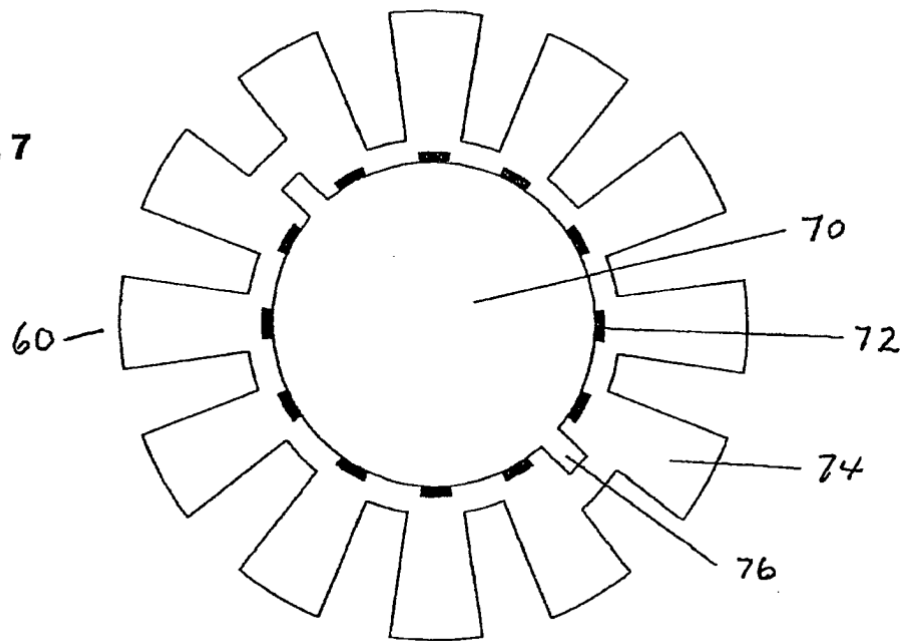


Fig. 7



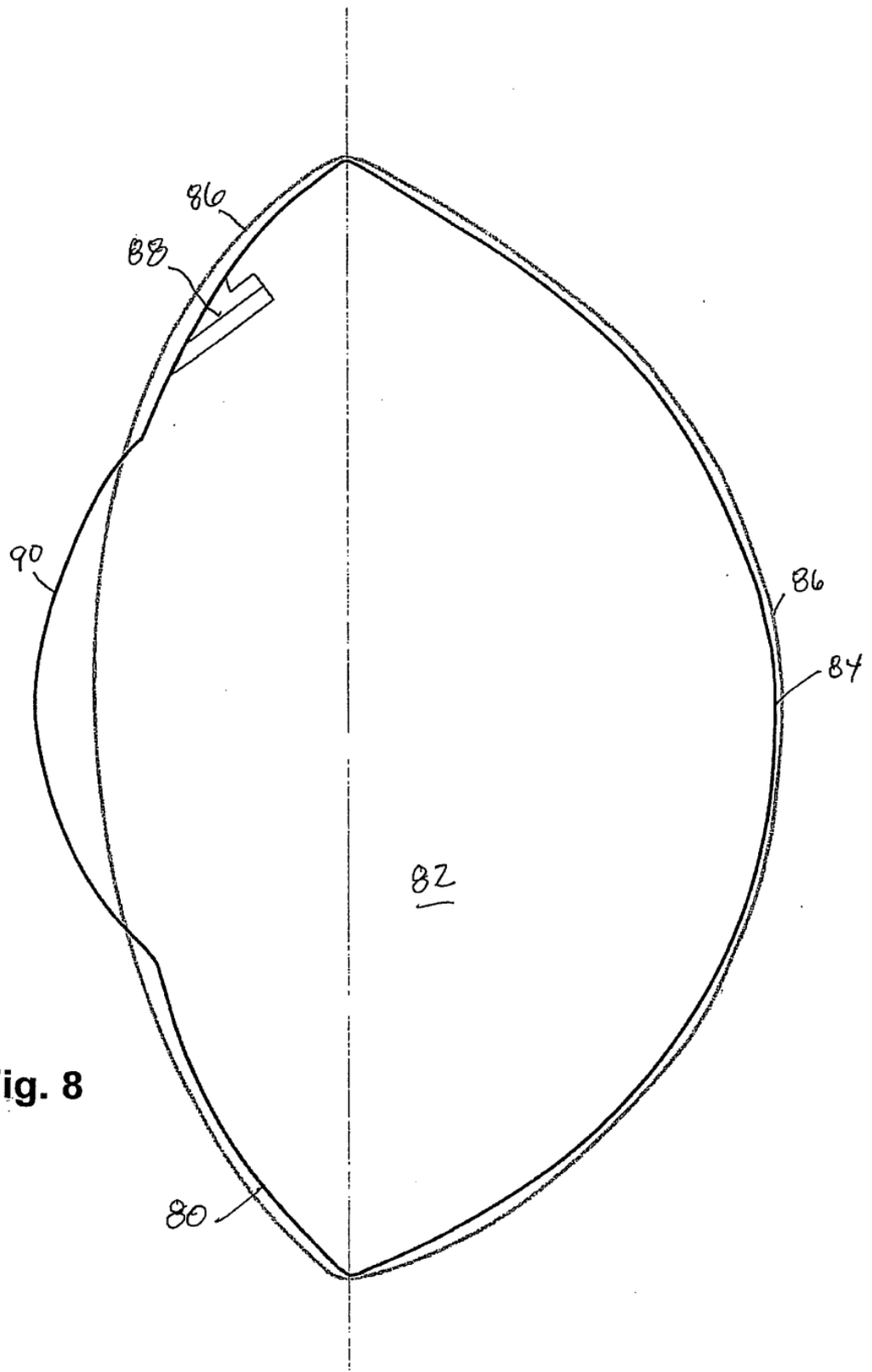


Fig. 8

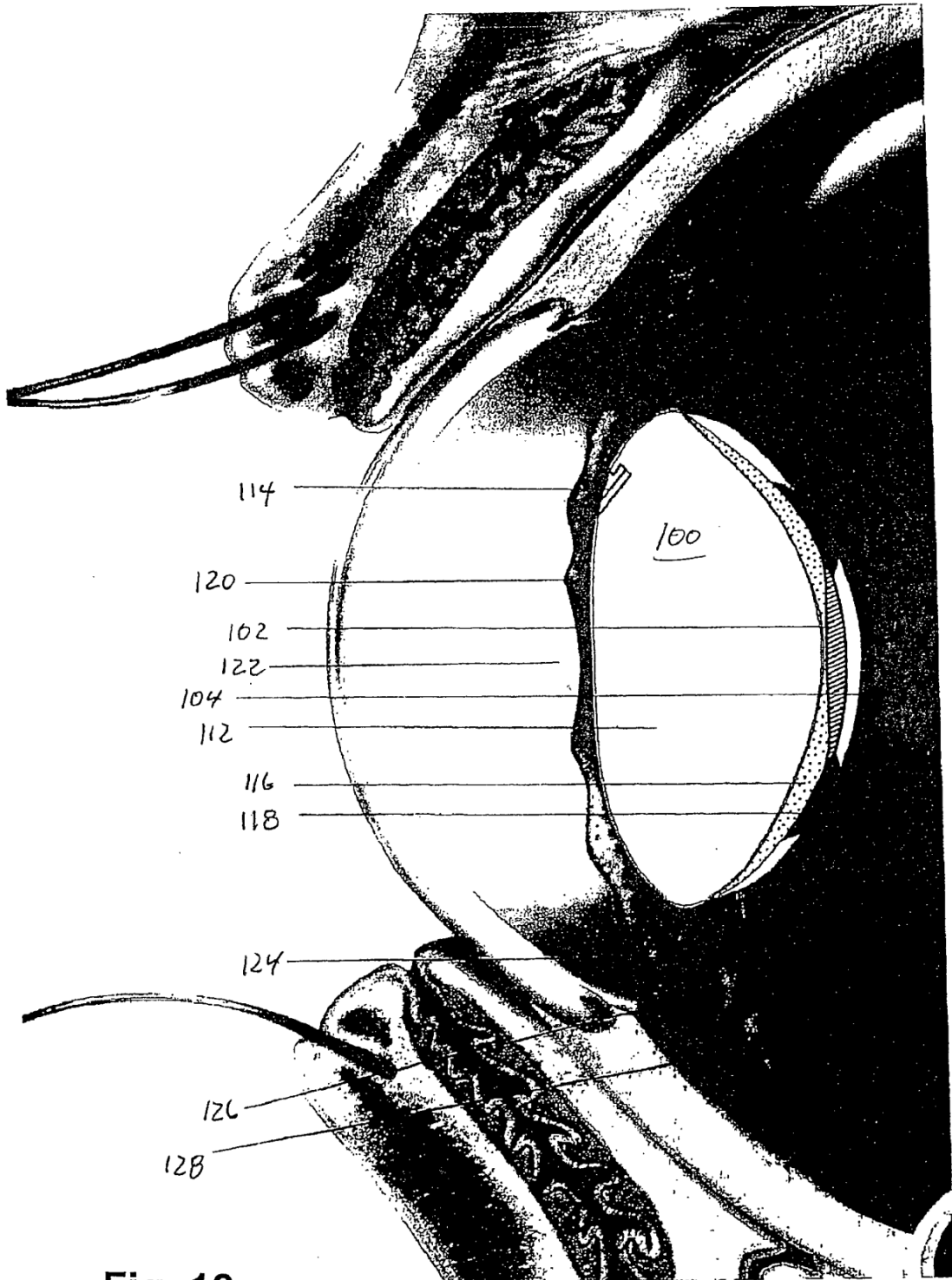


Fig. 10

FIG. 11A

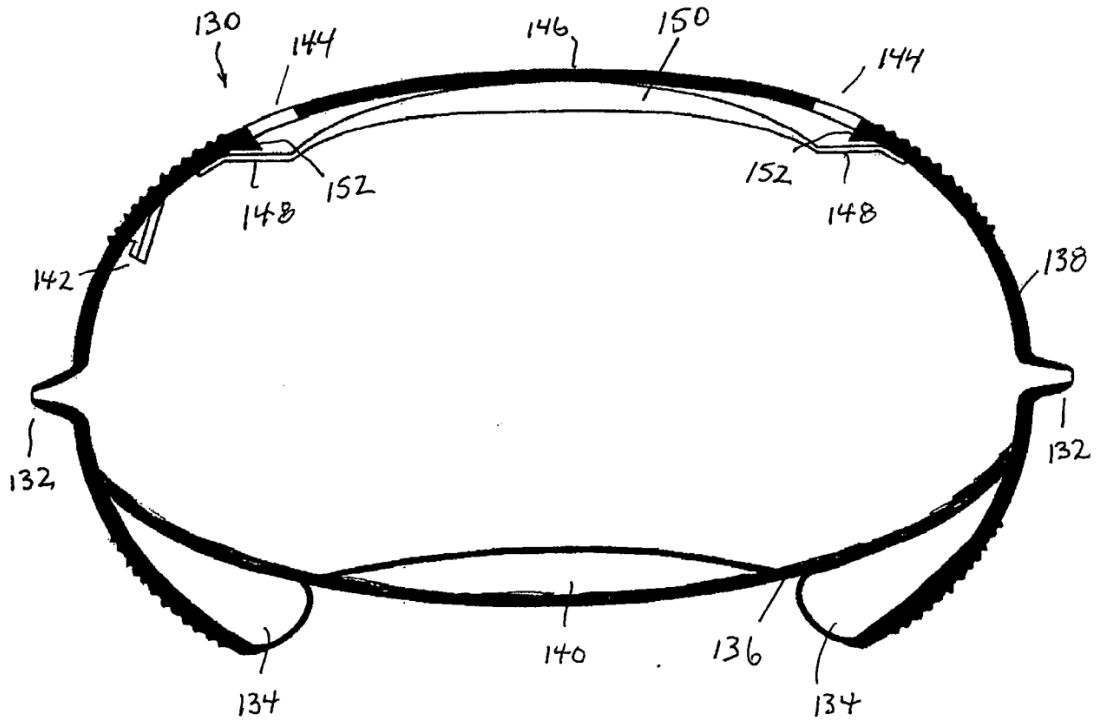


FIG. 11B

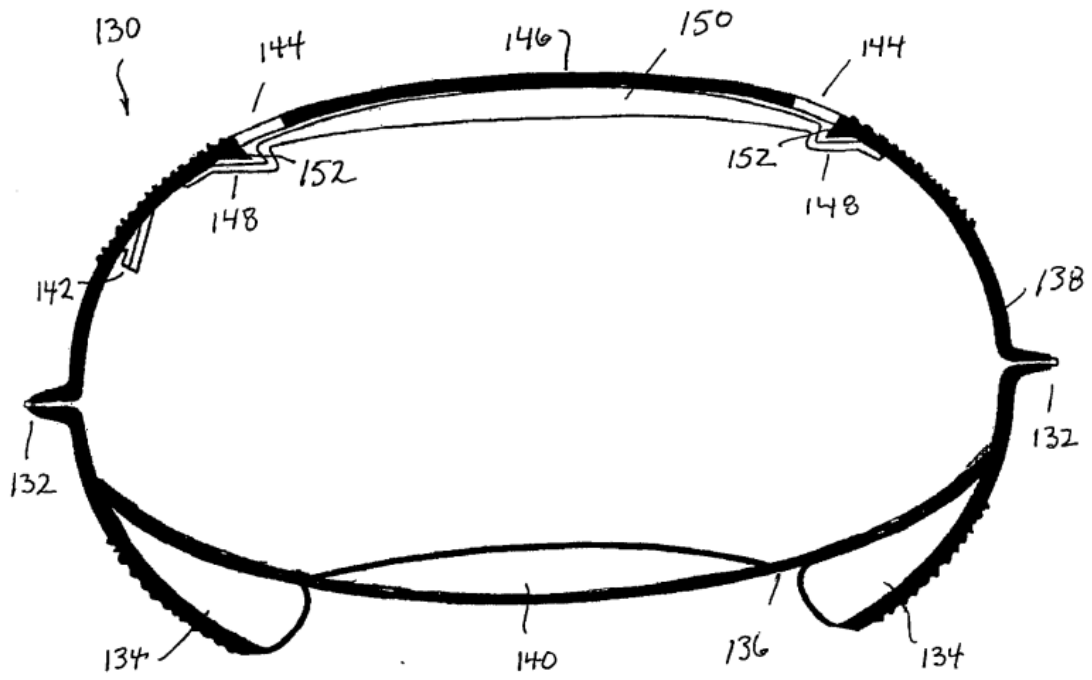


FIG. 11C

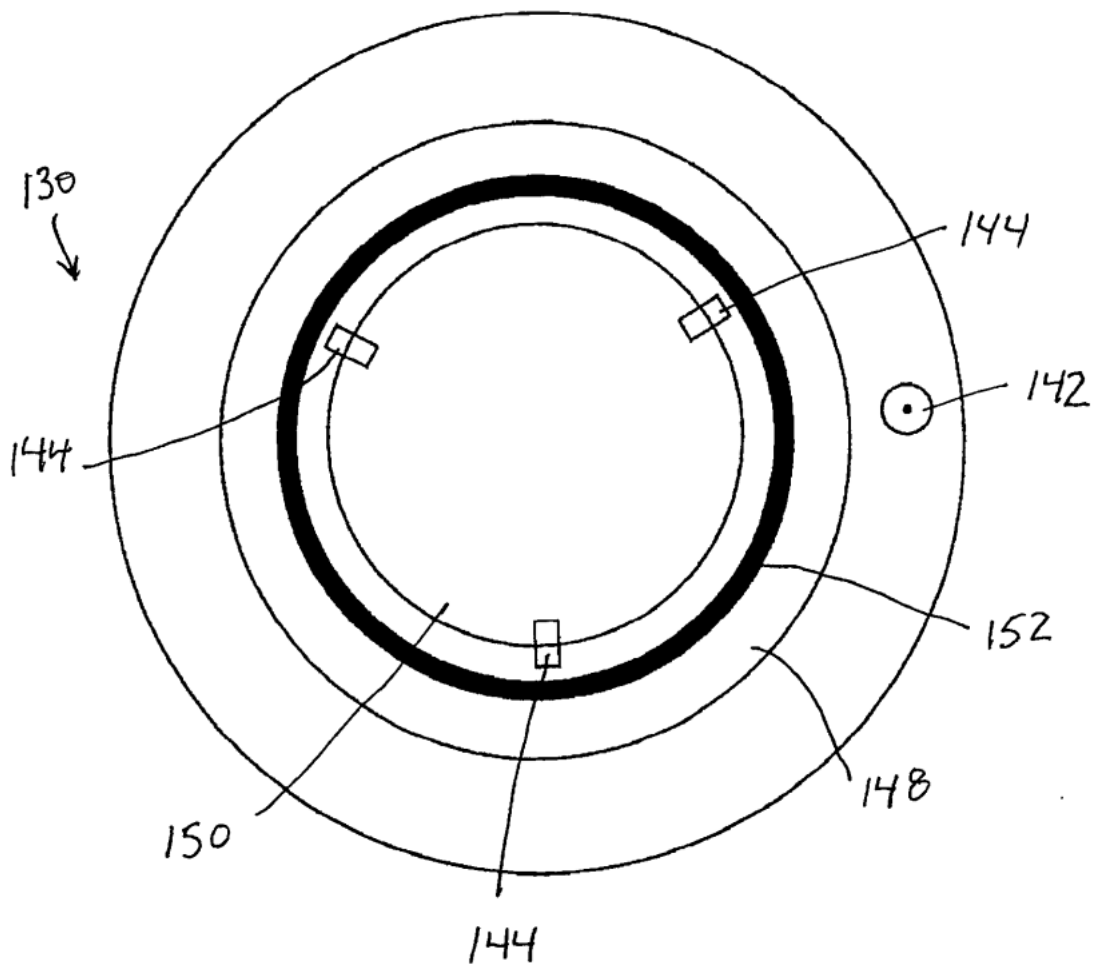


Fig. 11D

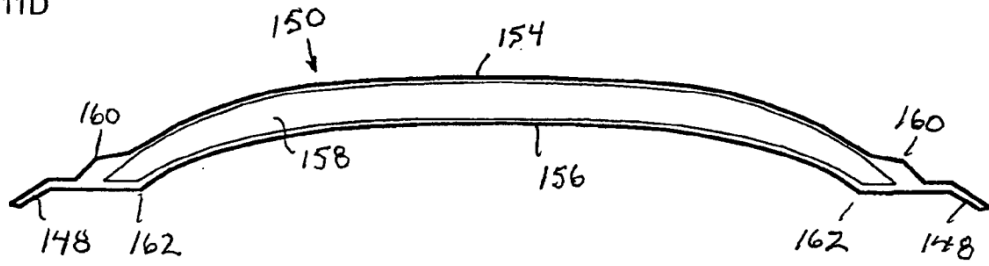


Fig. 11E

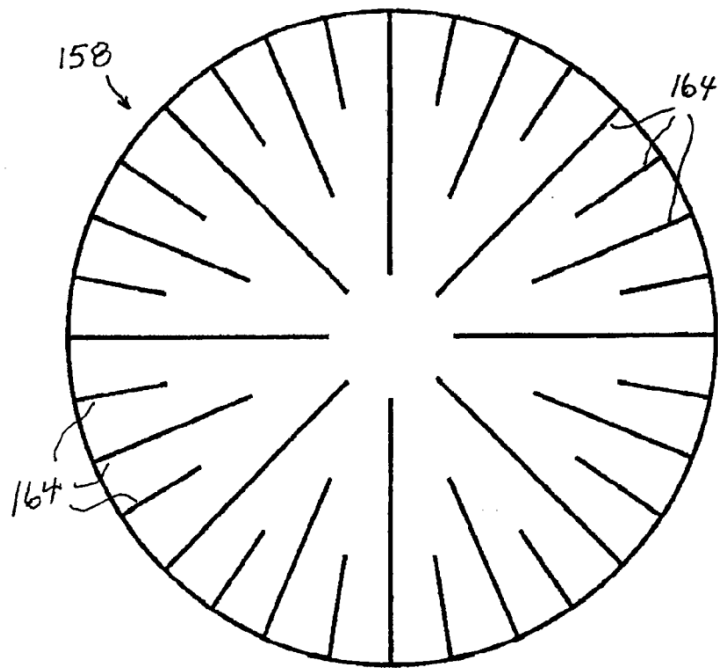


Fig. 12A

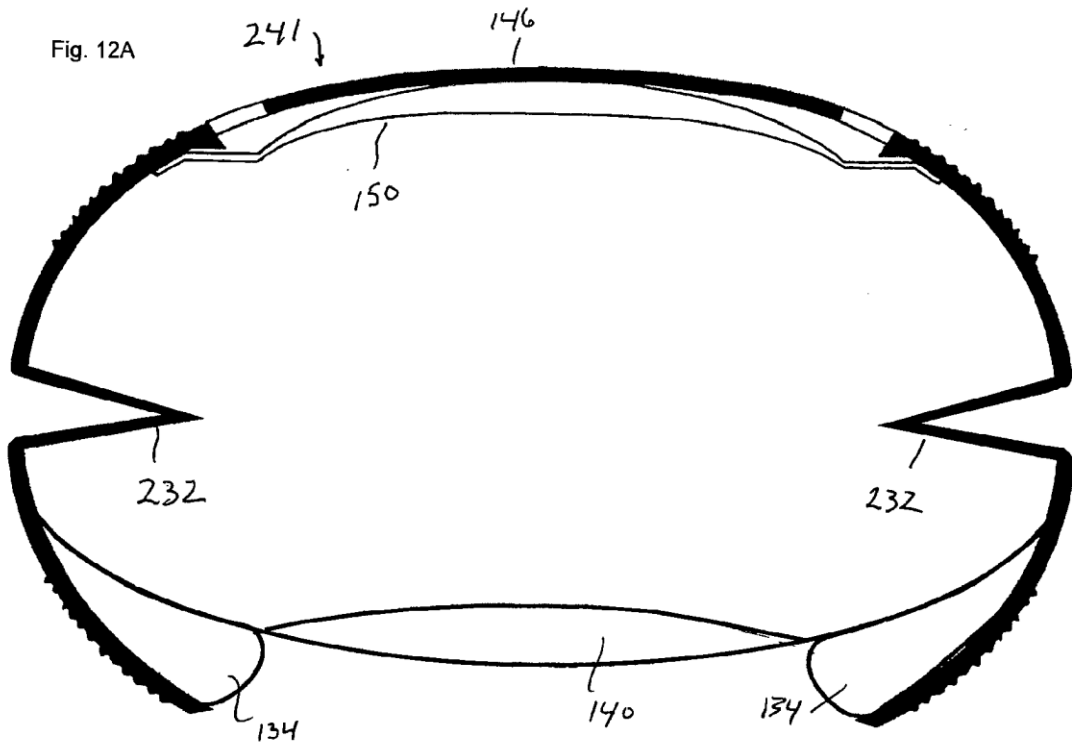


Fig. 12B

