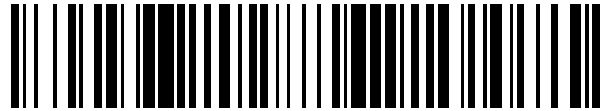


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 609 358**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.05.2008** **E 13158359 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.12.2016** **EP 2612618**

54 Título: **Lente intraocular acomodativa que tiene una placa háptica**

30 Prioridad:

29.05.2007 US 932079 P

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

19.04.2017

73 Titular/es:

DELL, STEVEN J. (100.0%)
1750 Far Gallant
Austin, TX 78746, US

72 Inventor/es:

DELL, STEVEN J.

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 609 358 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 acomodativa que tiene una placa háptica

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere a lentes intraoculares acomodativas (AIOL) y, más particularmente, a AIOL que tienen una placa háptica rodeando un óptico.

10 **Antecedentes de la invención**

La Figura 1 ilustra una vista de sección transversal de un ojo humano 10 que tiene una cámara anterior 12 y una cámara posterior 14 separadas por un iris 30. Dentro de la cámara posterior 14 se encuentra un saco capsular 16 que sujeta el cristalino natural del ojo 17. El saco capsular comprende una cápsula anterior 16a y una cápsula posterior 16b que se ajusta a un borde capsular 16c. La luz entra en el ojo pasando a través de la córnea 18. La córnea y el cristalino actúan juntos para dirigir y enfocar la luz sobre la retina 20. La retina está conectada con el nervio óptico 22 que transmite imágenes recibidas por la retina al cerebro para la interpretación. El ojo 10 tiene un eje visual VA.

20 En un ojo en el que el cristalino natural se ha dañado (por ejemplo, visión borrosa por cataratas), la lente natural ya no puede enfocar y/o dirigir adecuadamente la entrada de luz hacia la retina. Como resultado, las imágenes se vuelven borrosas. Una técnica quirúrgica bien conocida para remediar esta situación implica la retirada de un cristalino dañado a través de un orificio en el saco capsular conocido como fisura capsular (denominada también simplemente fisura). Posteriormente, una lente artificial conocida como lente intraocular (IOL) puede colocarse en el
25 saco capsular evacuado a través de la fisura.

Las IOL convencionales son típicamente lentes de foco fijo. Dichas lentes se seleccionan normalmente para tener una potencia óptica de manera que el paciente tenga un foco fijo para la visión a distancia, y el paciente requiere
30 gafas o lentes de contacto para permitir una visión de cerca. En los últimos años se han realizado muchas investigaciones para desarrollar IOL que tengan capacidad de enfoque variable. Dichas IOL se conocen como IOL acomodativas (AIOL). El término "AIOL" se refiere a sistemas tanto de un solo elemento como de múltiples elementos.

Las AIOL de un solo elemento típicamente tienen dos o más hápticos, comprendiendo cada uno una placa para
35 colocar la lente en el saco capsular y para interaccionar mecánicamente con el saco capsular para conseguir el movimiento acomodativo. Por ejemplo, los hápticos se extienden generalmente radialmente hacia fuera de los lados del óptico y se pueden mover anterior y posteriormente con respecto al óptico.

En algunas realizaciones de lentes convencionales, las placas hápticas se articulan cerca del óptico para permitir el
40 movimiento anterior/posterior del óptico y el háptico. El movimiento acomodativo implica el movimiento giratorio de los hápticos en su correspondiente bisagra y desplazamiento del óptico con respecto al ojo; por consiguiente, el óptico y los hápticos experimentan movimiento acomodativo. En otras realizaciones convencionales, las placas hápticas son elásticamente flexibles y el movimiento anterior/posterior de los hápticos con respecto al óptico implica la flexión o curvatura elástica de los hápticos a lo largo de su longitud.

Las lentes convencionales que tienen placas hápticas se construyen y disponen para utilizar la compresión del borde
45 capsular, la elasticidad de la cápsula posterior y la presión en la cavidad vítrea 19, en combinación con la acción natural de los músculos ciliares del ojo controlada por el cerebro para proporcionar acomodación postoperatoria para una visión de cerca. Por tanto, de acuerdo con algunos modelos ópticos, cuando se busca un objeto cercano, el cerebro contrae los músculos ciliares, relajando de esta manera el borde anterior fibroso y aumentando la presión de la cavidad vítrea, de tal manera que se efectúa un movimiento de la lente hacia delante, es decir, un movimiento de acomodación del óptico de la lente a lo largo del eje ocular con respecto a una posición de visión de cerca. Dependiendo de la cantidad de acomodación, la desviación de la acomodación de la lente se produce inicialmente mediante un aumento en la presión vítrea debido a un movimiento hacia atrás del músculo ciliar en el cuerpo vítreo,
50 dado que el músculo se contrae causando por lo tanto que el cuerpo vítreo se abombe hacia delante en su contorno con el saco capsular, y una fuerza desviada hacia delante de la cápsula posterior estirada y finalmente por un movimiento hacia delante de la lente. Posteriormente, la relajación del músculo ciliar activada por el cerebro produce que el saco capsular y el borde capsular anterior fibroso retornen la lente hacia atrás su posición de visión a distancia.

60 **Sumario**

Los aspectos de la presente invención son el resultado de observaciones por el Solicitante de que el movimiento del
65 cuerpo vítreo se produce sustancialmente a través de todo el contorno del cuerpo vítreo que está cerca del saco capsular. El Solicitante ha determinado que las AIOL convencionales que entran en contacto con el saco capsular posterior únicamente a lo largo de una parte de la cápsula posterior (por ejemplo, dos hápticos diametralmente

opuestos) permiten que el saco capsular se hernie alrededor de la lente dado que la presión vítrea aumenta, sin utilizar de esta manera todos los movimientos del cuerpo vítreo que son capaces de contribuir al movimiento acomodativo de la AIOL. Por consiguiente, un aspecto de la presente invención se dirige a construcciones AIOL en las que una placa háptica rodea un óptico en todos los lados (es decir, 360 grados), de tal manera que el háptico entra en contacto sustancialmente con todo el saco capsular posterior.

Un aspecto de la invención se dirige a una lente intraocular acomodativa (AIOL) que comprende un óptico y al menos una placa háptica acoplada con el óptico al menos por un conector. El conector es menos rígido que la placa háptica, y el al menos un plano háptico rodea el óptico. El óptico y la placa háptica tienen un área superficial combinada entre 80 mm² y 100 mm².

En algunas realizaciones, la al menos una placa háptica forma un límite continuo de 360 grados alrededor del óptico. La al menos una placa háptica puede comprender al menos dos placas hápticas. En algunas realizaciones, la al menos una placa háptica tiene un área de al menos 60 mm².

En algunas realizaciones, la al menos una placa háptica tiene una anchura en una dimensión radial de 1,0 - 3,5 mm a través de toda su extensión angular. El al menos un conector puede comprender al menos dos conectores.

En algunas realizaciones, la al menos una placa háptica tiene un grosor que es mayor que el grosor de cualquier parte de el al menos un conector. En algunas realizaciones, la al menos una placa háptica forma una forma cónica. En algunas realizaciones, la AIOL no tiene una bisagra entre el óptico y la al menos una placa háptica.

El documento US 6.406.494 B1 desvela lentes intraoculares que incluyen un óptico adaptado a luz de enfoque hacia una retina de un ojo y un conjunto de movimientos acoplado al óptico.

Breve descripción de los dibujos

Se describirán realizaciones ilustrativas, no limitativas, de la presente invención a modo de ejemplo con referencia a los dibujos adjuntos, en los que para designar el mismo componente o similares en diferentes figuras se usa el mismo número de referencia, y en los que:

- La Figura 1 es una vista esquemática en sección transversal de un ojo humano;
- La Figura 2 es una vista de una superficie anterior de un ejemplo de una realización de una lente de acuerdo con los aspectos de la presente invención;
- La Figura 3A es una vista de una superficie posterior de la lente de la Figura 2;
- La Figura 3B es una vista de una estructura filamentosamente alternativa;
- La Figura 4 es una sección transversal de la lente tomada a lo largo de la línea A-B de la Figura 2;
- La Figura 5 es una sección transversal de la lente tomada a lo largo de la línea C-D de la Figura 2; y
- Las Figuras 6A-6C son vistas superiores de realizaciones alternativas de lentes que tienen cada una de ellas una configuración de conector alterna.

Descripción detallada

La Figura 2 es una vista de una superficie anterior de un ejemplo de una realización de una lente intraocular acomodativa 100 de acuerdo con los aspectos de la presente invención. La lente 100 comprende un óptico 110, y una placa háptica 120. La placa háptica está acoplada al óptico por al menos un conector 130a-130d.

Un aspecto de la invención se dirige a una lente que tiene una placa háptica que rodea el óptico. Adicionalmente, como se describe con mayor detalle a continuación, la placa háptica y el óptico tienen un área superficial combinada que es suficiente para reducir o eliminar la hernia que se produce alrededor de lentes convencionales durante la acomodación.

Como se describe más adelante, el abombamiento a lo largo de las partes del cuerpo vítreo en contacto con la placa está limitado, causando por lo tanto un abultamiento aumentado en el óptico. Típicamente, se selecciona una lente de tal manera que el óptico y la placa háptica se dimensionan de manera que se combinan para cubrir sustancialmente la cápsula posterior de un ojo. Los conectores 130a-130d se configuran típicamente para permitir el desplazamiento del óptico con respecto a la placa háptica en respuesta a dicho abombamiento del cuerpo vítreo.

La expresión "que rodea" como se usa en el presente documento para describir la relación de la placa háptica con respecto al óptico se refiere a delimitar sobre 360 grados en el plano ilustrado en la Figura 2. Se apreciará que esto es típicamente ventajoso ya que la placa forma una superficie continua de tal manera que delimita el óptico en todos los ángulos (θ) alrededor del eje óptico OA y se extiende sobre un diámetro que es aproximadamente igual al diámetro del saco capsular en el que se va a instalar (es decir, la placa cubre la cápsula posterior). Sin embargo, como se analiza a continuación, puede tolerarse o ser deseable alguna desviación desde tal construcción.

En algunas realizaciones, como se ilustra en la Figura 2, la placa forma un límite continuo de 360 grados para

mejorar la capacidad de limitar el abombamiento del cuerpo vítreo en localizaciones adyacentes a la placa. En algunas de dichas realizaciones, la placa se construye para ser rígida a lo largo de los 360 grados. En tales realizaciones, es típicamente ventajoso evitar el uso de una bisagra en la placa (es decir, la placa carece de bisagra).

5 Aunque en la realización ilustrada la placa forma un límite continuo de 360 grados, la capacidad para limitar el abombamiento del cuerpo vítreo en localizaciones adyacentes a la placa y, por lo tanto, de aumentar el abombamiento en el óptico puede conseguirse sin que la placa forme un límite continuo. Por ejemplo, podrían incluirse uno o más intersticios 122 (mostrados en líneas discontinuas) que se extienden desde el borde interno de la
10 placa 120 hacia el borde externo de la placa 120 o alguna fracción de dicha dimensión. Por consiguiente, algunas realizaciones de lentes pueden tener dos, tres o más placas hápticas que, juntas, rodeen el óptico 110 en 360 grados.

15 Como se ha indicado anteriormente, el diámetro de la placa háptica se selecciona para cubrir o cubrir sustancialmente partes de la cápsula posterior que no están cubiertas por el óptico para así limitar la hernia alrededor de la lente. Sin embargo, alguna desviación de la cobertura completa de la cápsula posterior por la placa y óptico puede ser tolerable o deseable. Por ejemplo, en la realización ilustrada, la delimitación externa está dentada (es decir, la placa tiene concavidades 170a-170h para proporcionar regiones de diámetro reducido) que el inventor ha encontrado deseable para facilitar la colocación de una lente de un tamaño determinado en el ojo de pacientes
20 que tienen sacos capsulares de diferente tamaño. En tales realizaciones, la lente cubrirá una parte más grande de la cápsula posterior a lo largo de la línea A-B que a lo largo de la línea C-D.

25 Los diámetros del saco capsular típicos varían de 10-13 mm con un promedio de aproximadamente 11,5 milímetros (es decir, un área de aproximadamente 104 mm^2). Suponiendo un óptico que tenga un diámetro de 5 mm (es decir, un área de aproximadamente 20 mm^2), aproximadamente 84 mm^2 de la cápsula posterior no están cubiertos por el óptico. El Solicitante propone que el área de una o más placas hápticas que rodean el óptico tengan un área combinada de al menos 60 mm^2 (aproximadamente el 70% del área no cubierta por el óptico) y en algunas realizaciones al menos 65 mm^2 (aproximadamente el 80% del área no cubierta por el óptico).

30 Se apreciará que, el óptico y la placa háptica cubren al menos el 75% de la cápsula posterior de un ojo promedio (es decir, el óptico y la placa háptica tienen un área superficial combinada de aproximadamente 80 mm^2) y en algunas realizaciones, el óptico y la placa háptica cubren al menos el 80% de la cápsula posterior de un ojo promedio (es decir, el óptico y la placa háptica tienen un área superficial combinada de aproximadamente 85 mm^2). El área superficial combinada del óptico y de la placa háptica es menor del 95% de la cápsula posterior de un ojo promedio
35 (es decir, el óptico y la placa háptica tienen un área superficial combinada de aproximadamente 100 mm^2) para permitir el ajuste con ojos que tienen sacos capsulares de diferentes tamaños.

40 Por consiguiente, el óptico y la placa háptica tienen un área superficial combinada entre $80 \text{ mm}^2 - 100 \text{ mm}^2$. En algunas realizaciones, el óptico y la placa háptica tienen un área superficial combinada entre $90 \text{ mm}^2 - 100 \text{ mm}^2$.

45 Se apreciará que para que una placa sea eficaz cubriendo la cápsula posterior, es típicamente ventajoso que tenga una anchura sustancial en la dimensión radial (es decir, medida en una dirección que se extiende perpendicularmente desde el eje óptico OA). En algunas realizaciones, la placa háptica o cada placa háptica se selecciona para que tenga una anchura en la dimensión radial de 1 mm a 3,5 mm a través de la extensión angular de toda la placa háptica (en la dirección θ) y, en algunas realizaciones, la anchura es al menos de 1,5 - 3,5 mm a través de toda su extensión angular (en la dirección θ). En algunas realizaciones, la anchura es al menos de 2,0 - 3,5 mm a través de toda la extensión angular (en la dirección θ). En algunas realizaciones la anchura es al menos de 2,5 - 3,5 mm a través de toda su extensión angular (en la dirección θ). La anchura de la placa o placas hápticas puede depender en parte del diámetro del óptico.

50 En la realización ilustrada, la lente tiene conectores 130a-130d para conectar el óptico a la placa háptica. Se apreciará que son relativamente flexibles en comparación con la placa háptica, permitiendo por lo tanto una gran desviación del óptico con respecto a la desviación de la placa. Aunque hay cuatro conectores en la realización ilustrada, pueden usarse uno o más conectores para acoplar el óptico a la placa háptica.

55 En la realización ilustrada, la placa háptica tiene filamentos 140a-140d que se extienden desde su periferia para ayudar en la fijación de la placa háptica en un saco capsular (por ejemplo, en el borde) en el que se coloca. Dicha fijación puede ser particularmente eficaz después de que se produzca una sobrefibrosis de los filamentos. Adicionalmente, debido a la presencia de una placa háptica relativamente rígida, los filamentos funcionan como un anillo de tensión capsular añadiendo así la integridad de la estructura de zónulo-capsular y posiblemente compensando los zónulos rotos.

60 Por ejemplo, los filamentos pueden comprender poliimida. En la realización ilustrada, se presentan cuatro filamentos dispuestos separados entre sí 90 grados. Típicamente, se disponen cuatro o más filamentos a intervalos regulares
65 alrededor del perímetro de la lente.

El óptico y la placa háptica pueden fabricarse de cualquier material biocompatible adecuado que pueda plegarse y que aún tenga resistencia para flexionarse para conseguir movimiento acomodativo y volver a su forma original. Por ejemplo, el óptico y la placa háptica pueden fabricarse de silicona o Collamer® (un colágeno y copolímero basado en poli-HEMA).

5 En algunas realizaciones, es ventajoso si la placa háptica 120 es más rígida que los conectores 130 (es decir, una fuerza determinada aplicada a la placa háptica sobre un momento dado del brazo produce una desviación particular de la placa háptica y, si la misma fuerza sobre el mismo momento del brazo se aplica a cualquiera de los conectores, la desviación del conector es mayor que la desviación de la placa háptica). Se apreciará que después de la exposición a una presión vítrea particular durante el proceso acomodativo, en dichas realizaciones, la placa permanecerá relativamente estacionaria (debido al menos en parte a la extensión de la placa cerca del borde capsular) y se provocará que el óptico se mueva. Se apreciará que, en realizaciones que tienen filamentos, después de que se produzca la sobrefibrosis de los filamentos, los filamentos y la placa háptica forman una estructura rígida dentro del saco capsular, promoviendo de esta manera que se produzca el movimiento del cuerpo vítreo durante la acomodación para dar como resultado principalmente el movimiento del óptico. Tal resultado se debe al menos en parte a la rigidez relativamente baja de los conectores.

20 También se apreciará que un volumen determinado de humor vítreo se desplaza por contracción del músculo ciliar. Para controlar apropiadamente la rigidez relativa de la placa y de los conectores, la mayoría del desplazamiento hacia delante del vítreo puede hacerse que se produzca por detrás del óptico, mejorando por lo tanto el movimiento acomodativo del óptico. En algunas realizaciones, la lente es relativamente fina (es decir, el borde del óptico es de 50-150 micrómetros) de manera que, además del desplazamiento acomodativo del óptico a medida que se extienden los conectores, el óptico puede deformarse para modificar la potencia óptica del óptico.

25 En algunas realizaciones, pueden añadirse implantes para aumentar la rigidez de la placa. En la realización ilustrada, se han añadido costillas 180a - 180h para aumentar la rigidez de la placa. Típicamente, los implantes de costillas serán de diferente material que el resto del cuerpo de la lente. Por ejemplo, en la realización ilustrada, las costillas están fabricadas de un material de poliimida, el mismo material usado para formar los filamentos hápticos. Cuatro de las costillas 180a - 180d están fijadas a un filamento 140 correspondiente, y cuatro de las costillas 180e - 180h están separadas de los filamentos. En algunas realizaciones, las costillas pueden extenderse para conectar entre sí las muescas, y formar así un solo esqueleto de costilla que se extienda alrededor de todo el perímetro de la lente.

35 En algunas realizaciones, la rigidez de la placa puede mejorarse seleccionando apropiadamente las dimensiones de la placa. Por ejemplo, la placa puede tener un grosor relativamente grande en comparación con al menos una parte de los conectores. En algunas realizaciones, la placa háptica tiene un grosor que es mayor que el grosor de cualquier parte de el al menos un conector. El grosor aumentado puede producirse a lo largo de toda la placa o en partes seleccionadas de la placa. Por ejemplo, la placa puede tener una o más crestas 150a, 150b (mostradas en la Figura 3A). En algunas realizaciones, las crestas tienen una altura de 0,1 mm y una anchura de 0,1 mm (medida radialmente a través de los bordes). Se apreciará que las crestas pueden estar provistas de bordes afilados dispuestos sobre la superficie posterior de la lente para impedir la opacificación capsular posterior (OCP). En algunas realizaciones, la uno o más crestas que se extienden 360 grados alrededor de la placa háptica proporcionan así 360 grados de protección a partir de la OCP. En algunas realizaciones, una estructura anti-OCP convencional (por ejemplo un borde afilado sobre el óptico) puede proporcionarse sobre la superficie posterior.

45 Como una alternativa a las crestas, pueden proporcionarse una o más depresiones con bordes afilados en la superficie posterior de la placa háptica para protegerse de la OCP. En dichas realizaciones, puede ser ventajoso que la placa háptica se construya para proporcionar de otra manera rigidez apropiada a la placa (usando, por ejemplo, costillas como se ha descrito anteriormente). En algunas realizaciones, es ventajoso si la lente tiene una forma convexa posterior para provocar que el óptico se desvíe hacia el cuerpo vítreo cuando la lente está localizada en un saco capsular. En algunas realizaciones, la placa háptica se forma en una forma cónica, situándose el óptico en el extremo del cono que tiene un diámetro más pequeño para promover adicionalmente el movimiento del óptico situando el óptico posteriormente.

55 Aunque puede construirse una placa para ser relativamente rígida, también es deseable que la placa y el óptico puedan plegarse para facilitar la inserción de la lente dentro del ojo. Se proporcionan muescas 160a-160f en el cuerpo de la lente para hacer que la lente se predisponga a doblarse a lo largo de un eje entre las muescas. Por ejemplo, la lente ilustrada está configurada para permitir tres dobleces. Cada uno de los lados puede doblarse (es decir, a lo largo de un eje entre las muescas 160a y 160b y a lo largo de un eje entre las muescas 160e y 160f) y la lente puede doblarse por la mitad alrededor de un eje (es decir, a lo largo de un eje entre las muescas 160c y 160d), produciéndose cada uno de los dobleces alrededor de un eje que se extiende a través de muescas opuestas. Dicho plegado puede usarse para facilitar la carga de una lente en un inyector IOL u otro insertador.

65 Se apreciará que, en algunas realizaciones de lentes de acuerdo con aspectos de la presente invención no tienen una bisagra que conecte el óptico a la placa háptica (es decir, la lente no tiene bisagra entre las placas hápticas y el óptico). Tal construcción facilita el movimiento de acomodación del óptico manteniendo al mismo tiempo la placa

hápica en una localización relativamente fija dentro del saco capsular del ojo. Los conectores forman ataduras (es decir, correas) que permiten el desplazamiento del óptico que se produce debido al estiramiento de los conectores. Construyendo adecuadamente los conectores, estos pueden fabricarse para que tengan una constante de resorte relativamente baja en respuesta a una fuerza de tracción, en comparación con la placa háptica, de manera que el estiramiento de los conectores se produce en respuesta a la presión vítrea. Como se usa en el presente documento el término "bisagra" se refiere a una estructura que simplemente permite la rotación sobre un eje articulado. Debe entenderse que, aunque algunas realizaciones comprenden correas y no bisagras, en algunas realizaciones de lentes de acuerdo con la presente invención, el uno o más conectores pueden comprender una o más correas y/o una bisagra.

Aunque la lente ilustrada tiene cuatro conectores, pueden usarse uno o más conectores. Por ejemplo, un solo conector (denominado también falda) puede extenderse 360 grados alrededor de un óptico o de alguna parte del mismo. En otras realizaciones, como se muestra en la Figura 2, los conectores pueden configurarse como correas, teniendo cada correa una anchura que se extiende en una distancia limitada alrededor del óptico. En algunas realizaciones, partes no ópticas de la lente, por ejemplo, la placa y los conectores se esmerilan para impedir el deslumbramiento producido por la dispersión de la luz.

La Figura 3B es una vista de una estructura filamentosa alternativa en la que filamentos adyacentes 380c y 380f se extienden entre sí a través de otra concavidad 370c. Los filamentos pueden tener cualquier forma adecuada. Las costillas de filamentos adyacentes pueden unirse entre sí. Por ejemplo, las costillas 380c₁ y 380f₁ pueden conectarse entre sí y/o las costillas 380c₂ y 380f₂ pueden conectarse entre sí.

Aunque la descripción anterior presenta una lente dimensionada y conformada para ajustarse en el saco capsular de un ojo, en algunas realizaciones, puede dimensionarse y conformarse una lente para ajustarse en un surco ocular. Se apreciará que la capacidad acomodativa de una lente colocada en el surco dependerá en parte de las dimensiones del ojo (es decir, el espacio entre una lente colocada de esta manera y la superficie del cuerpo vítreo).

Los ejemplos de dimensiones para lentes 100 se proporcionan a continuación con referencia a las Figuras 4 y 5.

T₁ = 0,45 mm
 T₂ = 0,65 mm
 T₃ = 0,55 mm
 T₄ = 0,25 mm
 T₅ = 0,35 mm
 T₆ = 0,25 mm
 T₇ = 0,45 mm
 T₈ = 0,25 mm
 T₉ = 0,10 mm
 D₁ = 10,75 mm
 D₂ = 9,75 mm
 D₃ = 5,0 mm
 L₁ = 0,3 mm
 L₂ = 0,5 mm

Las Figuras 6A - 6C son vistas superiores de otros ejemplos de IOL que tienen diferentes construcciones de conectores. En la Figura 6A, se muestra una lente 600 que tiene conectores rectangulares 630a - 630d entre las aberturas 632a - 632d. En la Figura 6B, se muestra una lente 602 que tiene conectores estrechados 640a - 640d entre las aberturas. En la Figura 6C, se muestra una lente 604 que tiene conectores tangenciales 650a - 650d entre las aberturas. Aunque cada lente se muestra como que tiene cuatro conectores, como se ha indicado anteriormente, puede usarse cualquier número adecuado de conectores. Sin embargo, las lentes que tienen formas de conector como se ilustra en las Figuras 6A-6C tendrán al menos dos conectores.

Las lentes de acuerdo con los aspectos de la presente invención pueden insertarse en un ojo usando cualquier técnica adecuada. Por ejemplo, pueden usarse fórceps quirúrgicos. Como alternativa, puede implementarse un inyector que comprenda un elemento de activación (por ejemplo, un émbolo). Una lente puede plegarse por la mitad, o en tres partes como se ha descrito anteriormente, o en cualquier otra manera adecuada. El lumen del inyector puede aumentarse para que imparta un plegamiento adicional o compresión de la lente si este se inyecta en un ojo.

En un método para aplicar una lente intraocular acomodativa (AIOL) construida como se ha indicado anteriormente. La lente se implanta en el ojo de un sujeto. La lente se selecciona de tal manera que la al menos una placa háptica y un óptico cubren del 65% al 95% de una cápsula posterior del ojo del sujeto. Típicamente, el diámetro de la cápsula posterior está en un intervalo de 10-13 mm; sin embargo, un sujeto puede tener cualquier tamaño ocular. En algunas aplicaciones, la al menos una placa háptica y óptico pueden cubrir del 70% al 95% de una cápsula posterior del ojo del sujeto. En algunas aplicaciones, la al menos una placa háptica y óptico pueden cubrir del 75% al 95% de una cápsula posterior del ojo de un sujeto. En algunas aplicaciones, la al menos una placa háptica y óptico pueden cubrir del 80% al 95% de una cápsula posterior del ojo del sujeto.

Habiendo descrito de esta manera los conceptos de la invención y un número de realizaciones ejemplares, será evidente para los expertos en la materia que la invención puede implementarse de varias maneras y que mejoras y modificaciones se producirán fácilmente para tales personas. Por tanto, las realizaciones no pretenden limitar y se presentan a modo de ejemplo únicamente. La invención se limita solo según se requiera en las siguientes reivindicaciones y equivalentes de las mismas.

5

REIVINDICACIONES

1. Una lente intraocular acomodativa (AIOL) que comprende:

- 5 un óptico (110); y
al menos una placa háptica (120) acoplada al óptico (110) mediante al menos un conector (130a-130d), siendo el conector (130a-130d) menos rígido que la placa háptica (120), rodeando dicha al menos una placa háptica (120) el óptico (110), **caracterizada por que** el grosor de borde del óptico (110) es de 50-150 micrómetros y el óptico (110) y la placa háptica (120) tienen un área superficial combinada entre 80 mm² y 100 mm², en la que dicha al menos una placa háptica (120) incluye uno o más implantes de costillas (180a - 180 h) para aumentar la rigidez de dicha al menos una placa háptica (120).
- 10
2. La AIOL de la reivindicación 1, en la que la al menos una placa háptica (120) forma un límite continuo de 360 grados alrededor del óptico (110).
- 15
3. La AIOL de la reivindicación 1, en la que la al menos una placa háptica (120) comprende al menos dos placas hápticas.
- 20
4. La AIOL de la reivindicación 1, en la que la al menos una placa háptica (120) tiene un área de al menos 60 mm².
5. La AIOL de la reivindicación 1, en la que la al menos una placa háptica (120) tiene una anchura en una dimensión radial de 1,0 - 3,5 mm a través de toda su extensión angular
- 25
6. La AIOL de la reivindicación 1, en la que el al menos un conector (130a-130d) comprende al menos dos conectores.
7. La AIOL de la reivindicación 1, en la que la al menos una placa háptica (120) tiene un grosor que es mayor que cualquier parte de el al menos un conector.
- 30
8. La AIOL de la reivindicación 1, en la que la al menos una placa háptica (120) tiene una forma cónica.
9. La AIOL de la reivindicación 1, en la que la AIOL no tiene una bisagra entre el óptico (110) y la al menos una placa háptica (120).

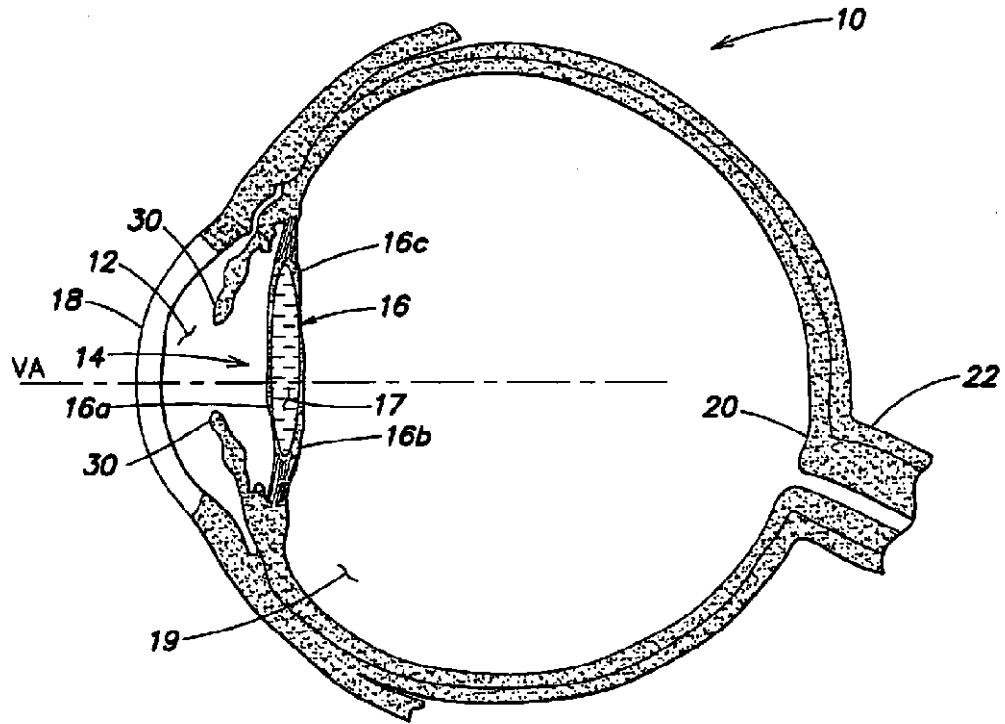


FIG. 1

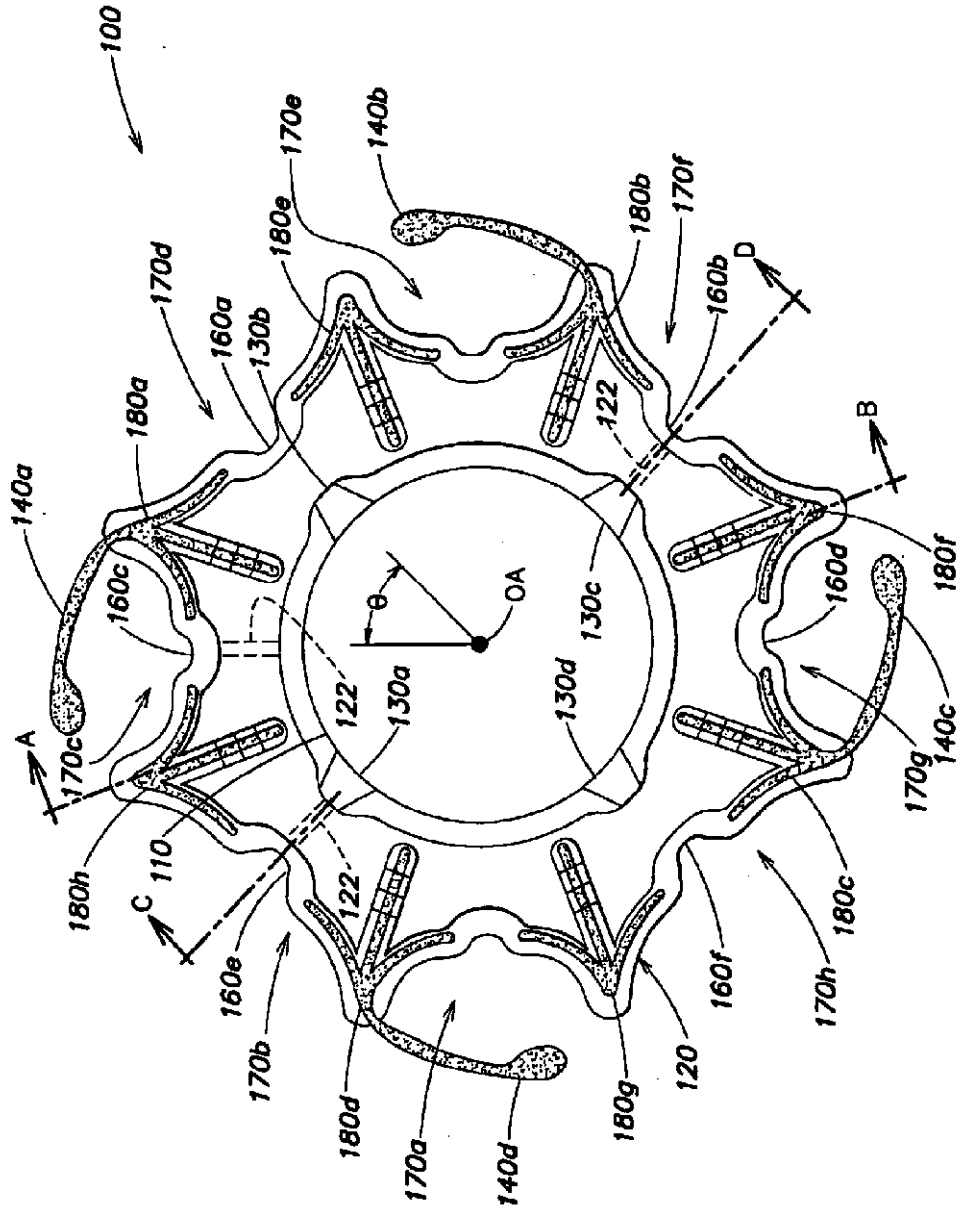


FIG. 2

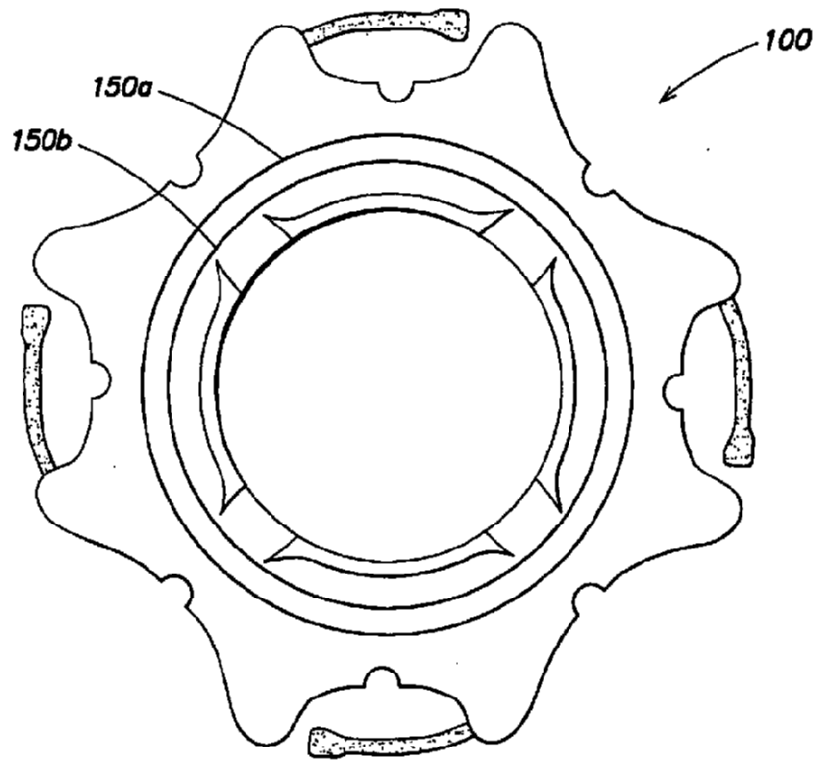


FIG. 3A

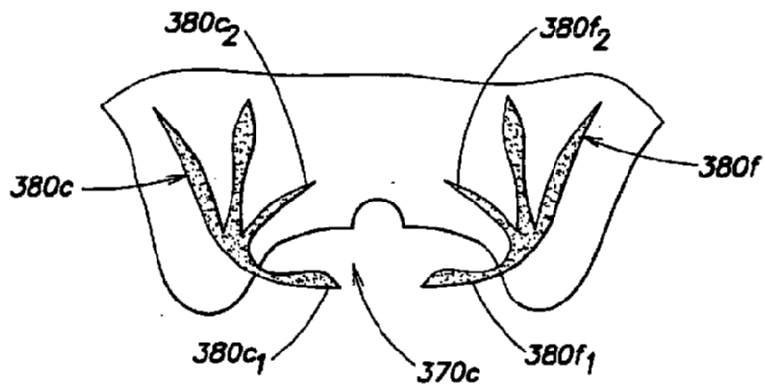


FIG. 3B

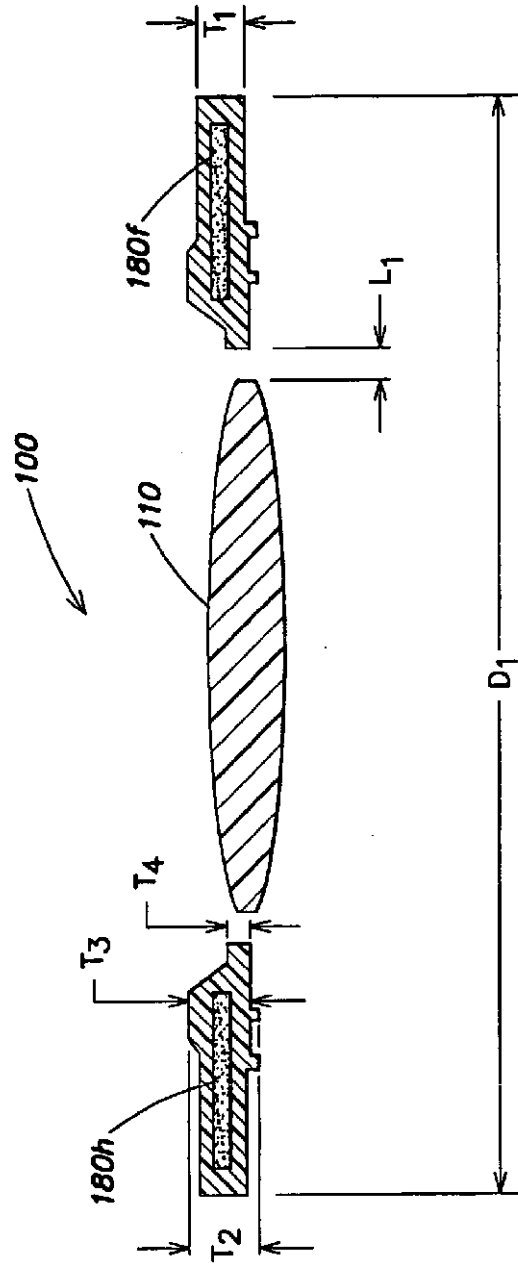


FIG. 4

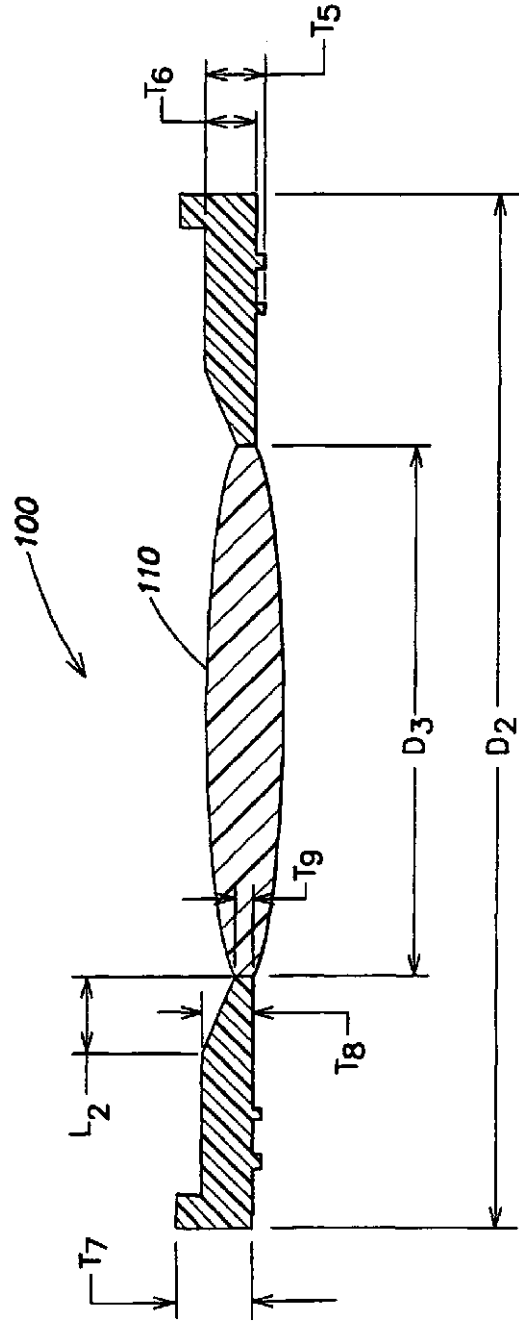


FIG. 5

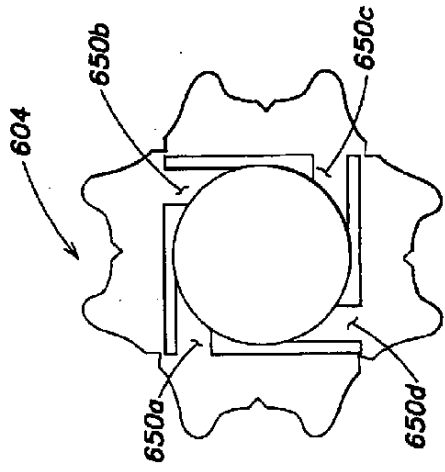


FIG. 6C

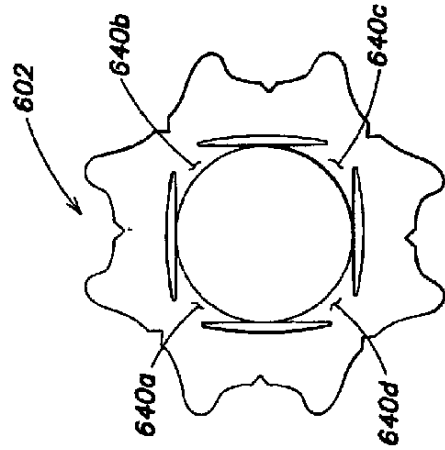


FIG. 6B

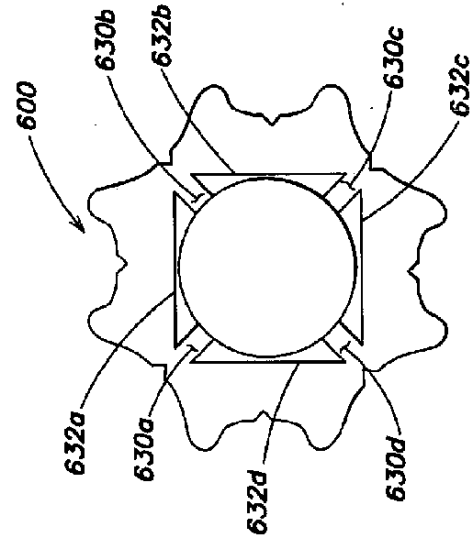


FIG. 6A