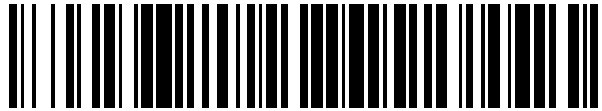


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 645 530**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/16** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.09.2007 PCT/KR2007/004631**

87 Fecha y número de publicación internacional: **12.09.2008 WO08108523**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.09.2007 E 07808409 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.07.2017 EP 2117465**

54 Título: **Soporte de lente intraocular**

30 Prioridad:

**08.03.2007 KR 20070022870**

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

**05.12.2017**

73 Titular/es:

**PARK, KYONG JIN (100.0%)  
503 GAEPO WOOSUNG APT. 1-1003 DAECHI-  
DONG GANGNAM-GU  
SEOUL 135-280, KR**

72 Inventor/es:

**PARK, KYONG JIN**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

**ES 2 645 530 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**

Soporte de lente intraocular

**Campo técnico**

5 La presente invención se refiere a un soporte de lente intraocular y, más particularmente, a un soporte de lente intraocular susceptible de ser proporcionado dentro de un saco capsular para inducir una deformación de la forma de una lente intraocular.

**Técnica anterior**

10 En los últimos años, como uno de los métodos de tratamiento de las enfermedades oftálmicas que son anormales en una lente ocular o cristalino, tales como las cataratas, se venido empleando cada vez más en todo el mundo un método que comprende las etapas de extraer el contenido de cristalino de un saco capsular e insertar en su espacio una lente intraocular producida artificialmente.

15 En el caso de la inserción de la lente intraocular, la lente intraocular puede procurar una visión opaca a los pacientes al reemplazar su propio cristalino natural. Sin embargo, independientemente de sus muchas ventajas, la lente intraocular presenta problemas en cuanto a que un saco capsular en el que se inserta la lente intraocular se contrae tras la inserción de la lente intraocular.

De acuerdo con ello, se venido utilizando de forma creciente un nuevo método que comprende las etapas de insertar un anillo tensor capsular dentro de una región ecuatorial de un saco capsular antes de la inserción de la lente intraocular, y fijar la lente intraocular en el anillo tensor capsular.

20 Un anillo tensor capsular, al que se hace referencia como formaciones en anillo abiertas o cerradas, resulta efectivo a la hora de liberar parcialmente la contracción de un saco capsular, manteniendo parcialmente la forma del saco capsular del que se ha extraído el cristalino y soportando fácilmente la lente intraocular insertada.

A fin de utilizar un anillo tensor capsular de una manera más efectiva, se han llevado a cabo recientemente intensos estudios para desarrollar una estructura para insertar fácilmente un anillo tensor capsular, una estructura para prevenir una opacidad capsular posterior, etc.

25 Sin embargo, un problema más serio de la operación quirúrgica convencional para la inserción de una lente intraocular es que la cápsula anterior y la cápsula posterior de un saco capsular se adhieren la una a la otra tras la operación quirúrgica, lo que conduce a la pérdida de su función inherente de controlar el espesor de un cristalino relajando y contrayendo la zónula de Zinn.

30 Es decir, el problema es que el paciente no se asegura la visión por medio de los movimientos activos tridimensionales del cristalino a lo largo de los objetos que se van a observar, sino que se asegura una visión pasiva de acuerdo con la potencia predeterminada de una lente intraocular.

En lo que sigue de esta memoria, se describirá en detalle la operación quirúrgica convencional de inserción de una lente intraocular, con referencia a los dibujos que se acompañan.

35 La Figura 1 es una vista en corte transversal que muestra un globo ocular, y la Figura 2 es una vista en corte transversal que muestra la estructura de un cristalino natural. Haciendo referencia a las Figuras 1 y 2, una córnea 10 es un tejido no vascular y transparente dispuesto en la región más exterior del ojo y que protege el globo ocular. Asimismo, la córnea sirve para reflejar la luz junto con la lente ocular o cristalino. Un iris 20 funciona como el iris o diafragma de una cámara, al ajustar la intensidad de la luz que entra en el ojo. Asimismo, una pupila 30 es un orificio existente en el centro del iris 20, que ajusta la intensidad de la luz que entra en la retina 40 al contraer el orificio bajo la luz brillante y dilatar el orificio con una iluminación escasa.

40 Un cristalino 50 es una estructura no vascular, transparente e incolora que tiene la forma de una lente convexa por sus dos caras y está dispuesta en la parte trasera del iris 20. El cristalino 50 es un órgano que juega un papel a la hora de reflejar la luz que entra en el ojo, conjuntamente con la córnea 10, y cuya forma se modifica de acuerdo con la contracción y la relajación del músculo ciliar 60 y de la zónula de Zinn 70 acoplada al músculo ciliar 60.

45 La presbicia es un estado en el que la dureza del cristalino 50 aumenta con la edad y, por tanto, la forma del cristalino 50 no se modifica ni aun cuando el músculo ciliar 60 se contrae; y la catarata es una enfermedad en la que el cristalino 50 se vuelve opaco con la edad.

50 El cristalino 50 llena el interior del saco capsular 80, y el saco capsular 80 está compuesto por una cápsula anterior 80a y una cápsula posterior 80b, cada una de las cuales está en contacto con una superficie anterior 51 y una superficie posterior 55 del cristalino 50. A este respecto, la superficie anterior 51 y la superficie posterior 55 del cristalino 50 están acopladas entre sí por el ecuador (E). Cada una de la superficie anterior 51 y la superficie posterior 55 se divide en una región central (a) y una región ecuatorial (b), en función de la distancia al ecuador (E). La región central (a) de la superficie anterior 51 tiene una curvatura más pequeña que la región central (a) de la

superficie posterior 55, y la región ecuatorial (b) de la superficie anterior 51 tiene una curvatura más grande que la región ecuatorial (b) de la superficie posterior 55.

5 La zónula de Zinn 70 está acoplada a lo largo de un borde del saco capsular 80. La zónula de Zinn 70 es una clase de tejido fibroso que acopla el saco capsular 80 al músculo ciliar 60, y está compuesta de una primera porción de zónula, acoplada al centro de la región ecuatorial en la que se encuentran la cápsula anterior 80a y la cápsula posterior 80b del saco capsular 80, y una segunda porción de zónula, acoplada a la circunferencia de la región ecuatorial.

10 La Figura 3 y la Figura 4 son vistas ilustrativas que muestran la interacción de una zónula de Zinn, un cristalino y un saco capsular cuando se enfoca sobre un objeto a una distancia larga y a una distancia corta, respectivamente. En esta Solicitud, la dirección Y representa la dirección del eje visual de un cristalino, y la dirección X representa una dirección ecuatorial de un cristalino. La dirección del eje visual del cristalino significa la dirección con la que la luz entra en el cristalino 50 a través de la pupila, y la dirección ecuatorial significa la dirección en la que, siendo una dirección vertical con respecto a la dirección del eje visual, se produce el punto de unión en el que se encuentran la cápsula anterior y la cápsula posterior de un cristalino.

15 En la zónula de Zinn 70, se tira hasta tensarla de una primera porción de zónula 73, acoplada al centro de la región ecuatorial del saco capsular 80, y una segunda porción de zónula 71, acoplada a la circunferencia de la región ecuatorial del saco capsular 80, es relajada cuando se enfoca sobre un objeto a una distancia larga. Como resultado de ello, el saco capsular 80 se dilata en la dirección X del cristalino 50 y, por tanto, el cristalino 50 dispuesto dentro del saco capsular 80 es dilatado en esa misma dirección (X).

20 En la zónula de Zinn 70, la primera porción de zónula 73, acoplada al centro de la región ecuatorial del saco capsular 80, es relajada y se tira de la segunda porción de zónula 71, acoplada a la circunferencia de la región ecuatorial del saco capsular 80, hasta tensarla, cuando se enfoca sobre un objeto a una distancia corta. Como resultado de ello, el saco capsular 80 es proyectado en la dirección Y del cristalino 50 y, por tanto, el cristalino 50 dispuesto dentro del saco capsular 80 es dilatado en la misma dirección. Como se ha descrito anteriormente, el saco capsular 80, que tiene un cristalino natural dispuesto en su interior, está acoplado a la zónula de Zinn 70 y, por tanto, toma parte en la deformación activa de las formas del cristalino natural, pero el uso de la lente intraocular y del anillo tensor capsular convencionales fuerza al saco capsular a contraerse, lo que conlleva la pérdida sustancial de sus funciones.

30 En particular, el músculo ciliar, que está acoplado a la zónula de Zinn para tomar parte en la deformación de la forma del cristalino, es un músculo visceral que mantiene la función ininterrumpidamente hasta la muerte. Por tanto, el método convencional de suprimir artificialmente la capacidad del músculo ciliar sano ha de mejorarse por cuanto la capacidad del músculo ciliar no se ve dañada aunque el cristalino se haya dañado.

35 En cuanto a esto, la lente intraocular y el anillo tensor capsular convencionales se divulgan en diversos documentos de la literatura, incluyendo las Publicaciones de Patente de los EE.UU. Nos. 2006/0244904, 2006/0001186 y 2003/0149479. El preámbulo de la reivindicación 1 se divulga en el documento US-A-2003/0149480.

### Descripción de la invención

#### Problema técnico

40 De acuerdo con ello, la presente invención se ha concebido para resolver tales desventajas de la técnica anterior, y es, por tanto, un propósito de la presente invención proporcionar un soporte de lente intraocular que funcione de tal manera que la lente intraocular se mueva de un modo similar al movimiento de un cristalino natural, al inducir una deformación de la forma de la lente intraocular.

#### Solución técnica

45 La presente invención se alcanza al proporcionar un soporte de lente intraocular que se inserta en un saco capsular, el cual incluye una primera cara que entra en contacto con una superficie interior del saco capsular en al menos un punto; y una segunda cara, dispuesta opuestamente a la primera cara, de tal manera que el soporte intraocular es un cuerpo estructural que se extiende a lo largo de una región ecuatorial del saco capsular y dentro de una sección en la que el cuerpo estructural es cortado a lo largo de un plano virtual según la dirección del eje visual (dirección Y) de un cristalino, de tal modo que la primera cara se proporciona en una longitud tan grande como de 3/4 a 3 veces la longitud (d5, d10) de una región en la que una zónula de Zinn está acoplada a una superficie exterior del saco capsular.

50 A este respecto, la primera cara tiene una longitud de entre 2 mm y 8 mm dentro de la sección en la que el cuerpo estructural es cortado a lo largo de un plano virtual según la dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino.

También, el soporte de lente intraocular puede ser un cuerpo estructural circular cuyos dos extremos están acoplados entre sí.

También, el soporte de lente intraocular puede ser un cuerpo estructural circular cuyos dos extremos no están acoplados entre sí.

También, al menos una sección del cuerpo estructural circular puede incluir una unidad de unión flexible que está hecha de un material flexible que es más flexible que la otra sección.

- 5 También, la primera cara y la segunda cara son, preferiblemente, convexas en una dirección de la segunda cara hacia la primera cara.

La primera cara tiene una primera longitud extendida, o desarrollada, desde una de las porciones de extremo hasta la otra porción de extremo dentro de la sección en la que la primera cara es cortada a lo largo de un plano virtual según una dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino, la segunda cara tiene una segunda longitud extendida desde una de las porciones de extremo hasta la otra porción de extremo dentro de la sección en la que la segunda cara es cortada a lo largo de un plano virtual según una dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino, y la longitud extendida de la segunda cara es más pequeña que, o idéntica a, la longitud extendida de la primera cara.

10

También, la longitud extendida de la segunda cara es más larga, tanto como de 0,4 a 1 veces, que la longitud extendida de la primera cara.

15

También, se ha proporcionado, preferiblemente, un espacio entre la primera cara y la segunda cara, y se incluye, preferiblemente, en el espacio uno seleccionado de entre el grupo consistente en líquidos, gases y sólidos.

También, la primera cara puede estar compuesta de materiales que son más flexibles que los de la segunda cara.

20

También, los materiales de las membranas que constituyen la primera cara y la segunda cara son, preferiblemente, idénticos entre sí, y la membrana que constituye la primera cara es, preferiblemente, más delgada que la membrana que constituye la segunda cara.

También, la membrana que constituye la primera cara y la membrana que constituye la segunda cara están hechas, preferiblemente, de los mismos materiales y con el mismo espesor.

También, el líquido es, preferiblemente, uno seleccionado de entre el grupo consistente en agua, silicona, hialuronato de sodio, sulfato de condroitina, hidroxipropil metil celulosa y poliácridamida.

25

También, el gas es, preferiblemente, uno seleccionado de entre el grupo consistente en aire, nitrógeno, helio, neón y argón.

También, el sólido es, preferiblemente, un sólido fluente.

30

También, la primera cara tiene una porción anterior y una porción posterior correspondientes, respectivamente, a una cápsula anterior y a una cápsula posterior, divididas a través del ecuador del saco de cápsula, y la porción anterior tiene una curvatura que es mayor que la de la porción posterior dentro de la sección en la que la primera cara es cortada a lo largo de un plano virtual en una dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino.

También, una forma en sección en la que la primera cara es cortada a lo largo de un plano virtual según la dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino, está, preferiblemente, en correspondencia con una forma en sección de una región ecuatorial de un cristalino natural humano.

35

También, una longitud extendida desde el ecuador hasta un punto de extremo de la porción anterior, y una longitud extendida desde el ecuador hasta un punto de extremo de la porción posterior están comprendidas, preferiblemente, dentro del intervalo de 1 mm a 4,2 mm dentro de la forma en sección en la que la primera cara es cortada a lo largo de un plano virtual según la dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino.

40

También, la longitud extendida desde el ecuador hasta el punto de extremo de la porción anterior es, preferiblemente, más pequeña que la longitud extendida desde el ecuador hasta el punto de extremo de la porción posterior.

45

También, el material del soporte de lente intraocular está compuesto, preferiblemente, de uno seleccionado del grupo consistente en silicona, elastómero de silicona, polímero de silicona, polidimetil siloxano, polipropileno, poliimida, polibutéster, polimetil metacrilato (PMMA), PMMA Microplex, CQ-UV PMMA, resina acrílica, acrílico rígido, acrílico flexible, acrílico plástico, acrílico hidrófobo (Acrílico hidrófobo), acrílico hidrófilo, polímero acrílico hidrófilo, acrilato absorbente de los UV, copolímero de metacrilato, acrilato de butilo, elastómero de polisiloxano, polisiloxano absorbente de los UV, copolímero de colágeno, oro, hidrogel, 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), metil metacrilato (MMA), acetato butilato de celulosa (CAB -"cellulose acetate butylate"-), 2-hidroxietil metacrilato (2-HAMA), n-vinil pirrolidona (NVP), polivinil pirrolidona (PVP), ácido metacrílico (MA), glicerol metacrilato (GMA), dimetil siloxano (DMS), polihidroxietil metacrilato (PHEMA), polietilenglicol metacrilato (PEGMMA), polihidrogel de HEMA, polihidrogel de HEMA con absorción de UV, hidrogel de silicona, GMA/HEMA, HEMA/PVP/MA, PVA, HEMA/PVA/MA, HEMA/PVA/MMA, HEMA/MMA, HEMA/NVP, HEMA/NVP/MA, HEMA/NVP/MMA, HEMA/Acryl y HEMA/PC.

50

También, una superficie de la primera cara es, preferiblemente, más rugosa que una superficie de la otra cara.

También, la superficie de la primera cara incluye, adicionalmente, de forma preferible, un adhesivo para facilitar el montaje del saco capsular.

También, el adhesivo es, preferiblemente, adhesivo tisular o pegamento.

- 5 También, el soporte de lente intraocular es, preferiblemente, un cuerpo estructural circular cuya primera cara tiene el mismo diámetro ecuatorial que la superficie interior del saco capsular.

Efectos ventajosos

- 10 El soporte de lente intraocular de acuerdo con la presente invención tiene el efecto de transferir una fuerza a la lente intraocular al objeto de permitir a la lente intraocular funcionar como el cristalino natural, de tal manera que la fuerza se genera desde el músculo ciliar y es transferida a través de la zónula de Zinn y del saco capsular.

De acuerdo con ello, el soporte de lente intraocular de conformidad con la presente invención puede ser utilizado para el funcionamiento del cristalino, a fin de tratar las cataratas, la presbicia, la miopía severa, etc.

### Breve descripción de los dibujos

- 15 Estos y/u otros aspectos y ventajas de la invención se pondrán de manifiesto de forma evidente y se apreciarán más fácilmente por la siguiente descripción de las realizaciones preferidas, tomada en combinación con los dibujos que se acompañan, en los cuales:

La Figura 1 es una vista en corte transversal que muestra un globo ocular humano.

La Figura 2 es una vista en corte transversal que muestra la estructura de una lente ocular o cristalino natural.

- 20 La Figura 3 y la Figura 4 son vistas ilustrativas que muestran las interacciones de una zónula de Zinn, un cristalino y un saco capsular cuando se enfoca sobre un objeto a una distancia larga, según una primera realización de la presente invención.

La Figura 5 es una vista en perspectiva que muestra un soporte de lente intraocular de acuerdo con la primera realización de la presente invención.

La Figura 6 es una vista en corte transversal tomado a lo largo de la línea I-I', según se muestra en la Figura 5.

- 25 La Figura 7 es una vista en perspectiva que muestra cómo una lente intraocular de acuerdo con el primer aspecto se acopla al soporte de lente intraocular de acuerdo con la primera realización de la presente invención.

La Figura 8 es una vista en corte transversal tomado a lo largo de la línea I-I', según se muestra en la Figura 7.

La Figura 9 es una vista en perspectiva que muestra cómo una lente intraocular de acuerdo con el segundo aspecto se acopla al soporte de lente intraocular de acuerdo con la primera realización de la presente invención.

- 30 La Figura 10 y la Figura 11 son vistas ilustrativas que muestran las interacciones de una zónula de Zinn, una lente intraocular, un soporte de lente intraocular y un saco capsular cuando se enfoca sobre un objeto a una distancia larga y sobre un objeto a una distancia corta, respectivamente, de acuerdo con la primera realización de la presente invención.

- 35 La Figura 12 es una vista en perspectiva que muestra un soporte de lente intraocular de acuerdo con la segunda realización de la presente invención.

La Figura 13 es una vista en corte transversal tomado a lo largo de la línea I-I' según se muestra en la Figura 12.

La Figura 14 y la Figura 15 son vistas ilustrativas que muestran las interacciones de una zónula de Zinn, una lente intraocular, un soporte de lente intraocular y un saco capsular cuando se enfoca sobre un objeto a una distancia larga y un objeto a una distancia corta, de acuerdo con la segunda realización de la presente invención.

- 40 La Figura 16 es una vista en perspectiva que muestra un soporte de lente intraocular de acuerdo con la tercera realización de la presente invención.

La Figura 17 es una vista en perspectiva que muestra un soporte de lente intraocular de acuerdo con la cuarta realización de la presente invención.

### Modo de realización de la invención

- 45 En lo que sigue de esta memoria, se describirán realizaciones preferibles con arreglo a la presente invención, con referencia a los dibujos que se acompañan.

- La Figura 5 es una vista en corte transversal que muestra un soporte de lente intraocular de acuerdo con la primera realización de la presente invención. Haciendo referencia a la Figura 5, el soporte 110 de lente intraocular incluye una primera cara 111 y una segunda cara 113. La primera cara 111 y la segunda cara 113 forman un cuerpo estructural que tiene una forma de anillo cerrado, de manera que se ha proporcionado un espacio (no mostrado) entre una membrana que constituye la primera cara 111 y una membrana que constituye la segunda cara 113. Los materiales y espesores de las membranas que constituyen la primera cara 111 y la segunda cara 113 no están limitados a este respecto, pero la capacidad de deformación de la forma por el movimiento de la zónula de Zinn se incrementa adicionalmente en el soporte 110 de lente intraocular si se utilizan materiales flexibles o más gruesos, con respecto a si no se utilizan materiales más flexibles o más gruesos.
- Así, pues, la primera cara 111 y la segunda cara 113 pueden estar hechas de los mismos materiales y/o con el mismo espesor, o bien estar hechas de materiales diferentes y/o con espesores diferentes.
- A fin de mejorar la capacidad de deformación de la forma de acuerdo con el movimiento de la zónula de Zinn, la primera 111 puede estar compuesta de materiales flexibles que son más flexibles que los de la segunda cara 113. También, en el caso de que la primera cara 111 y la segunda cara 113 estén compuestas de los mismos materiales, la primera cara 111 puede haberse hecho con un espesor más delgado que el de la segunda cara 113.
- Así, pues, el soporte de lente intraocular 110, en su conjunto, puede haberse hecho integralmente en la primera cara 111 y en la segunda cara 113, de manera que no hay ningún espacio vacío entre la primera cara 111 y la segunda cara 113, en el caso de que se conformen dentro del espacio vacío los mismos materiales macizos que los materiales que constituyen la primera cara 111 y la segunda cara 113.
- El soporte 110 de lente intraocular constituye un cuerpo estructural en forma de anillo, y la primera cara 111 constituye una superficie exterior del anillo y la segunda cara 113 constituye una superficie interior del anillo, y, por tanto, la totalidad de la longitud extendida, o desarrollada, de la primera cara 111 es más larga que la totalidad de la longitud extendida de la segunda cara 113, según una dirección ecuatorial (dirección X).
- También, el diámetro del soporte 110 de lente intraocular es idéntico al diámetro de la superficie interior del saco capsular. El diámetro puede ser modificado de acuerdo con la persona, pero, generalmente, oscila entre 9 mm y 13 mm, y el diámetro de la región ecuatorial del soporte de lente intraocular 110 es, preferiblemente, idéntico al diámetro de la superficie interior de la región ecuatorial del cristalino de un paciente.
- El material del soporte 110 de lente intraocular, tal como se utiliza en esta memoria, puede incluir silicona, elastómero de silicona, polímero de silicona, polidimetil siloxano, polipropileno, poliimida, polibutéster, polimetil metacrilato (PMMA), PMMA Microplex, CQ-UV PMMA, resina acrílica, acrílico rígido, acrílico flexible, acrílico plástico, acrílico hidrófobo (Acrílico hidrófobo), acrílico hidrófilo, polímero acrílico hidrófilo, acrilato absorbente de los UV, copolímero de metacrilato, acrilato de butilo, elastómero de polisiloxano, polisiloxano absorbente de los UV, copolímero de colágeno, oro, hidrogel, 2-hidroxietyl metacrilato (HEMA), metil metacrilato (MMA), acetato butilato de celulosa (CAB –“cellulose acetate butylate”–), 2-hidroxietyl metacrilato (2-HAMA), n-vinil pirrolidona (NVP), polivinil pirrolidona (PVP), ácido metacrílico (MA), glicerol metacrilato (GMA), dimetil siloxano (DMS), polihidroxietyl metacrilato (PHEMA), polietilenglicol metacrilato (PEGMMA), polihidrogel de HEMA, polihidrogel de HEMA con absorción de UV, hidrogel de silicona, GMA/HEMA, HEMA/PVP/MA, PVA, HEMA/PVA/MA, HEMA/PVA/MMA, HEMA/MMA, HEMA/NVP, HEMA/NVP/MA, HEMA/NVP/MMA, HEMA/Acryl y HEMA/PC.
- La Figura 6 es una vista en corte transversal tomado a lo largo de la línea I-I', según se muestra en la Figura 5. Haciendo referencia a la Figura 6, la primera cara 111 es una superficie que está en contacto con una superficie interior del saco capsular en al menos un punto de la primera cara 111, y es una sección correspondiente, respectivamente, a una cápsula y a una cápsula posterior del saco capsular, y que tiene una porción anterior 111a y una porción posterior 111b divididas por un ecuador (E).
- En un corte en sección a lo largo de un plano virtual según una dirección de eje visual (dirección Y) correspondiente a la dirección del eje visual del cristalino, la porción anterior 111a de la primera cara 111 tiene una curvatura más larga que la de la porción posterior 111b. Esto es por lo que la sección en la que la primera cara 111 es cortada a lo largo de un plano virtual según la dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino, está formada con la misma forma que la forma en sección de una región ecuatorial de un cristalino natural. Como se ha descrito anteriormente, la superficie anterior de la región central del cristalino tiene una curvatura similar a la de la superficie posterior, pero la superficie anterior y la posterior tienen una forma inversa a medida que se aproximan a una región ecuatorial.
- Más particularmente, la primera cara 111 se ha formado con la misma forma en sección que la del cristalino propio de un paciente que se somete a una operación quirúrgica. Se toma una fotografía de una forma en sección del cristalino del paciente antes de la operación quirúrgica utilizando la formación de imágenes por ultrasonidos, CT y MRI. La primera cara 111 tiene una forma en sección entre la midriasis y la miosis, si bien puede tener una forma que se corresponda con la forma en sección del cristalino, que tiene un tamaño de pupila de entre 3 mm y 4 mm.
- De acuerdo con ello, la primera cara 111 se corresponde con la forma de la superficie interior de la región ecuatorial del saco capsular.

- En el corte en sección a lo largo de un plano virtual según la dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino, la primera cara 111 se ha proporcionado, preferiblemente, con una longitud tan grande como entre  $\frac{3}{4}$  y 3 veces la longitud ( $d_5$ , véase la Figura 10) de una región en la que la zónula de Zinn se acopla a una superficie exterior del saco capsular. Una fuerza que se transmita a la lente intraocular con el movimiento de la zónula de Zinn no es eficazmente transmitida si la primera cara 111 se ha formado dentro de un intervalo de longitudes más pequeño que  $\frac{3}{4}$  veces, y la porción óptica de la lente intraocular puede quedar cubierta si la primera cara 111 se forma dentro de un intervalo de longitudes mayor 3 veces. A este respecto, la primera cara 111 puede tener, por ejemplo, una longitud de entre 2 mm y 8 mm en la sección en la que el cuerpo estructural es cortado a lo largo de un plano virtual según la dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino.
- Más preferiblemente, una longitud extendida, o desarrollada, ( $d_1$ ) desde el ecuador (E) hasta un punto de extremo de la porción anterior 111a, y una longitud extendida ( $d_2$ ) desde el ecuador (E) hasta un punto de extremo de la porción posterior 111b pueden oscilar, generalmente, entre 1 mm y 4,2 mm en el corte en sección a lo largo de un plano virtual según la dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino. Es difícil insertar el soporte de lente intraocular en la operación quirúrgica, y la porción óptica es demasiado pequeña en el caso de que la longitud extendida supere 4,2 mm, en tanto que el soporte de lente intraocular se proporciona en una posición más interior que la de un punto en el que la segunda porción de zónula de la zónula de Zinn, como se describe más adelante, se acopla al saco capsular en el caso de que la longitud extendida sea menor que 1 mm, y, por tanto, una fuerza transmitida por el movimiento de la zónula de Zinn, inducida en el músculo ciliar, no se transmite de forma adecuada a la lente intraocular, lo que conduce a un cambio de volumen insuficiente en el soporte de la lente intraocular.
- A este respecto, la longitud extendida ( $d_1$ ) desde el ecuador (E) hasta el punto de extremo de la porción anterior 111a puede ser diferente de la longitud extendida ( $d_2$ ) desde el ecuador (E) hasta el punto de extremo de la porción posterior 111b, pero la longitud de  $d_2$  será generalmente más grande que la longitud de  $d_1$ .
- Al mismo tiempo, la rugosidad de la primera cara 111 puede ser más alta, o bien puede añadirse un adhesivo independiente para facilitar el montaje del soporte 110 de lente intraocular dentro del saco capsular. Por lo tanto, el soporte 110 de lente intraocular puede ser fijado en una posición adecuada. Puede utilizarse, por ejemplo, un adhesivo tisular, o pegamento, como adhesivo.
- La segunda cara 113 es una superficie a la que se acopla la lente intraocular, y la longitud total extendida ( $d_4$ ) dentro de la sección en la que la segunda cara 113 es cortada a lo largo de un plano virtual según una dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino, es más corta que, o idéntica a, la longitud total extendida ( $d_3 = d_1 + d_2$ ) dentro de la sección en la que la primera cara 111 es cortada a lo largo de un plano virtual según la dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino. El hecho de que la longitud total extendida ( $d_4$ ) dentro de la sección en la que la segunda cara 113 es cortada a lo largo de un plano virtual según la dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino, sea más pequeña que, o idéntica a, la longitud total extendida ( $d_3 = d_1 + d_2$ ) de la primera cara 111, tiene el propósito de amplificar o mantener la fuerza transmitida a la primera cara 111 cuando la fuerza es transmitida a la segunda cara 113 en la zónula de Zinn.
- Es decir, el movimiento y los cambios de volumen son más inducidos de acuerdo con el movimiento de la primera cara 111, puesto que la primera cara 111 tiene una longitud extendida más corta que la de la segunda cara 113. Cuando se transmite una fuerza  $F_1$  a la zónula de Zinn de la primera cara 111, la fuerza transmitida a la segunda cara 113 se hace  $F_2 (= kF_1, k \geq 1)$ . En cuanto a esto,  $k$  es una constante determinada por una relación de longitudes de  $d_3$  y  $d_4$ . La relación de longitudes de  $d_3$  y  $d_4$  puede ser modificada de acuerdo con la capacidad de la zónula de Zinn de los pacientes, y la longitud  $d_4$  es, de forma preferida, generalmente más larga, tanto como entre 0,4 y 1 veces, que la longitud  $d_3$ .
- Un espacio interior entre la primera cara 111 y la segunda cara 113 se llena con gases, líquidos o sólidos. El espacio interior puede ser llenado con gases, tales como aire o gases inertes, a saber, nitrógeno, argón, neón, helio, etc., y llenado con líquidos tales como agua o silicona, hialuronato de sodio, sulfato de condroitina, hidroxipropil metil celulosa y poliacrilamida, etc.
- La capacidad de deformación de la forma del soporte 110 de lente intraocular se ve adicionalmente incrementada de acuerdo con el movimiento de la zónula de Zinn del soporte 110 de lente intraocular si se utilizan materiales que tienen una elevada fluidez como los materiales con que se llena el espacio 115 entre la primera cara 111 y la segunda cara 113, en comparación con que no se utilicen materiales que tienen una elevada fluidez.
- La Figura 7 es una vista en perspectiva que muestra cómo una lente intraocular es acoplada al soporte de lente intraocular de acuerdo con la primera realización de la presente invención, y la Figura 8 es una vista en corte transversal tomado a lo largo de la línea I-I', según se muestra en la Figura 7.
- Haciendo referencia a las Figuras 7 y 8, la lente intraocular 120 es soportada por el soporte 110 de lente intraocular. La lente intraocular se ha formado dentro de una forma de anillo del soporte 110 de lente intraocular. A este respecto, la porción de háptico 123 de la lente intraocular 120 es insertada hacia dentro en el saco capsular, en contacto con la segunda cara 111b del soporte 110 de lente intraocular.
- La lente intraocular 120 incluye una porción óptica 121 dispuesta en la parte trasera de la pupila, y una porción de

háptico 123 acoplada a la porción óptica 121 para fijar la porción óptica 121 dentro del saco capsular.

La lente intraocular 120 puede ser fabricada con diversas formas, pero la presente invención no está particularmente limitada a estas. Es decir, la porción de háptico 123 está acoplada a un borde de la porción óptica 121. A este respecto, la porción de háptico 123 se compone de dos o más miembros y, preferiblemente, de 4 o más miembros.

5 Al mismo tiempo, la lente intraocular 120 puede tener una estructura en la porción de háptico 123 está compuesta de una pluralidad de barras 125 de vástago, así como una barra de soporte en forma de anillo 127, acoplada a uno de los extremos de la barra de vástago, tal como se muestra en la Figura 9. Se transmite más fácilmente una fuerza a la porción óptica de acuerdo con el movimiento de la zónula de Zinn en la lente intraocular en la que se ha formado la barra de soporte 127.

10 En lo que sigue de esta memoria, se describirá en detalle la interacción de la lente intraocular de acuerdo con la primera realización de la presente invención, con referencia a los dibujos que se acompañan.

La Figura 10 y la Figura 11 son vistas ilustrativas que muestran las interacciones de una zónula de Zinn, una lente intraocular, un soporte de lente intraocular y un saco capsular cuando se enfoca sobre un objeto a una distancia larga y a una distancia corta, de acuerdo con la primera realización de la presente invención.

15 La zónula de Zinn está acoplada a la superficie exterior del saco capsular, y la zónula de Zinn está acoplada a una región en torno al ecuador del saco capsular, y, por tanto, se hace referencia a una región a la que está acoplada la zónula de Zinn como una región de unión para la zónula de Zinn (Z), en esta Solicitud.

20 Cuando se enfoca sobre un objeto a una distancia larga, se tira hasta tensarla de una primera porción de zónula 173 acoplada al centro de la región de unión para la zónula de Zinn (Z) del saco capsular 180, y una segunda porción de zónula 171, acoplada a una circunferencia de la región ecuatorial de la región de unión para la zónula de Zinn (Z) del saco capsular 180, es relajada. Como resultado de ello, la región ecuatorial del saco capsular 180 es sometida a una fuerza que se genera cuando se dilata en la dirección X, y la lente intraocular 120, con su elasticidad dispuesta dentro del saco capsular 180, es también dilatada en la misma dirección, lo que conduce a la lente intraocular convexa 120.

25 Cuando se enfoca sobre un objeto a una distancia corta, la primera porción 173 acoplada al centro de la región de unión para la zónula de Zinn (Z) del saco capsular 180 es relajada, y se tira hasta tensarla de la segunda porción de zónula 171, acoplada a una circunferencia de la región de unión para la zónula de Zinn (Z) del saco capsular 180. Como resultado de ello, la región ecuatorial del saco capsular 180 se hace sobresalir en la dirección Y, y, por tanto, la lente intraocular 120, con su elasticidad dispuesta dentro del saco capsular 180, es dilatada en la misma dirección.

30 A este respecto, la capacidad de deformación de la forma se incrementa adicionalmente por medio de un fluido 115 con el que se llena el espacio entre la primera cara 111 y la segunda cara 113, dependiendo del movimiento de la zónula de Zinn en el soporte.

Aquí, la dirección Y es la dirección del eje visual del cristalino, y la dirección X es una dirección ecuatorial del cristalino.

35 Como se ha descrito anteriormente, el uso del soporte 110 de lente intraocular de acuerdo con esta realización hace posible controlar el espesor de la lente intraocular 120 como si fuera el cristalino natural. Es decir, puesto que el espesor del cristalino natural es controlado por la acción del saco capsular 180 acoplado a la zónula de Zinn, el uso del soporte de lente intraocular de acuerdo con esta realización hace posible el control del espesor de la lente intraocular.

40 La Figura 12 es una vista en perspectiva que muestra un soporte de lente intraocular de acuerdo con la segunda realización de la presente invención. La segunda realización se diferencia de la primera realización en que se forma un espacio vacío entre la primera cara 211 y la segunda cara 213. A excepción de esta diferencia, las descripciones de las partes semejantes se expondrán de forma breve. Haciendo referencia a la Figura 12, el soporte 210 de lente intraocular incluye una primera cara 211 y una segunda cara 213. Aquí, la primera cara 211 y la segunda cara 213 constituyen un cuerpo estructural en forma de anillo integral y cerrado, de manera que los materiales y espesores de la primera cara 211 y la segunda cara 213 no están limitados por ello, aunque la capacidad de deformación de la forma por el movimiento de la zónula de Zinn se ve generalmente incrementada de modo adicional en el soporte 210 de lente intraocular si se utilizan materiales flexibles o materiales más delgados, con respecto a cuando no se utilizan materiales flexibles o materiales más delgados.

45 El soporte 210 de lente intraocular constituye un cuerpo estructural en forma de anillo (esférico), y la primera cara 211 del soporte 210 de lente intraocular tiene casi el mismo diámetro que el de la superficie interior del saco capsular. Aquí, el diámetro puede ser modificado de acuerdo con la persona, pero generalmente oscila entre 9 mm y 13 mm, y el diámetro de la región ecuatorial del soporte 210 de lente intraocular es idéntico al diámetro de la superficie interior de la región ecuatorial del cristalino del paciente.

55 Los materiales que se utilizan en el soporte 210 de lente intraocular pueden ser idénticos a los materiales utilizados



en la primera realización.

La Figura 13 es una vista en corte transversal tomado a lo largo de la línea I-I', según se muestra en la Figura 12. Haciendo referencia a la Figura 13, la primera cara 211 entra en contacto con una superficie interior del saco capsular en al menos un punto, y la primera cara 211 tiene una porción anterior 211a y una porción posterior 211b que están divididas por el ecuador (E) de manera que se corresponden, respectivamente, con la cápsula anterior y con la cápsula posterior del saco capsular.

En la sección cortada a lo largo de un plano virtual según la dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino, la porción anterior 211a de la primera cara 211 tiene una curvatura mayor que la de la porción posterior 211b. Esto es para el propósito de que la sección cortada a lo largo de una dirección radial (Y) de la primera cara 211 se haya conformado con la misma forma que la forma en sección de la región ecuatorial del cristalino natural, y, por tanto, esta es la razón por la que la superficie anterior de la región central del cristalino tiene una curvatura menor que la de la superficie posterior, pero tiene una forma inversa a medida que se aproxima a la región ecuatorial, como se ha descrito anteriormente.

Más preferiblemente, la primera cara 211 se ha conformado con la misma forma que la forma en sección del cristalino propio de un paciente que se somete a una operación quirúrgica. Se toma una fotografía de la forma en sección del cristalino del paciente antes de la operación quirúrgica, utilizando formación de imágenes por ultrasonidos, CT y MRI. La primera cara 211 tiene una forma en sección entre la midriasis y la miosis, si bien puede tener una forma que se corresponde con la forma en sección del cristalino, que tiene un tamaño de pupila de entre 3 mm y 4 mm.

De acuerdo con ello, la primera cara 211 se corresponde con la forma de la superficie interior de la región ecuatorial del saco capsular.

En el corte en sección a lo largo de un plano virtual según la dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino, la primera cara 211 se proporciona, preferiblemente, con una longitud tan grande como de  $\frac{3}{4}$  a 3 veces una longitud (d10, véase la Figura 14) de una región en la que una zónula de Zinn se acopla a una superficie exterior del saco capsular. La fuerza que se transfiere a la lente intraocular con el movimiento de la zónula de Zinn no es transmitida eficazmente en el caso de que la primera cara 211 se haya formado dentro de un intervalo de longitudes más pequeño que  $\frac{3}{4}$  veces, y una porción óptica de la lente intraocular puede ser cubierta si la primera cara 211 se ha formado dentro de un intervalo de longitudes más pequeño que 3 veces. Por ejemplo, la primera cara 211 puede tener una longitud de entre 2 mm y 8 mm dentro de la sección en la que el cuerpo estructural es cortado a lo largo de un plano virtual según una dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino.

Más preferiblemente, la longitud extendida (d6) desde el ecuador (E) hasta un punto de extremo de la porción anterior 211a, y la longitud extendida (d7) desde el ecuador (E) hasta un punto de extremo de la porción posterior 211b puede oscilar, generalmente, entre 1 mm y 4,2 mm dentro de la sección cortada a lo largo de un plano virtual según una dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino. Resulta difícil insertar el soporte de lente intraocular en la operación quirúrgica, y la porción óptica es demasiado pequeña en el caso de que la longitud exceda de 4,2 mm, en tanto que el soporte de lente intraocular se proporciona en una posición más interior que la de un punto en el que la segunda porción de zónula de la zónula de Zinn, como se describe más adelante, se acopla al saco capsular en el caso de que la longitud extendida sea menor que 1 mm, y, por tanto, la fuerza no es adecuadamente transferida a la lente intraocular de acuerdo con el movimiento de la zónula Zinn inducido en el músculo ciliar, lo que conduce a un cambio de volumen insuficiente en el soporte de la lente intraocular.

A este respecto, la longitud extendida (d6) desde el ecuador (E) hasta el punto de extremo de la porción anterior 211a puede ser diferente de la longitud extendida (d7) desde el ecuador (E) hasta el punto de extremo de la porción posterior 211b, de manera que la longitud d7 será generalmente más grande que la longitud d6.

En lo que concierne a esto, la rugosidad de la primera cara 211 puede ser mejorada o bien puede utilizarse un adhesivo independiente para facilitar el montaje del soporte de lente intraocular dentro del saco capsular. Por lo tanto, el soporte de lente intraocular puede ser fijado en una posición estable. Puede utilizarse como adhesivo, por ejemplo, un adhesivo tisular, o pegamento.

La segunda cara 213 es una superficie a la que se acopla la lente intraocular, y la longitud total extendida (d9) en la sección en la que la segunda cara 213 es cortada a lo largo de un plano virtual según una dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino, es más corta que, o idéntica a, la longitud total extendida ( $d8 = d6 + d7$ ) en la sección en la que la primera cara 211 es cortada a lo largo de un plano virtual según la dirección del eje visual (dirección Y) del cristalino. El hecho de que la longitud total extendida (d9) según una dirección radial (Y) de la segunda cara 213 sea más pequeña que, o idéntica a, la longitud total extendida ( $d8 = d6 + d7$ ) de la primera cara 211, es para el propósito de amplificar o mantener la fuerza que se transmite a la primera cara 211 cuando la fuerza es transmitida a la segunda cara 213 en la zónula de Zinn.

Es decir, se introducen más movimiento y cambios de volumen en correspondencia con el movimiento de la primera cara 211, ya que la segunda cara 213 tiene una longitud extendida más corta que la de la primera cara 211. Cuando una fuerza F1 es transferida a la zónula de Zinn de la primera cara 211, la fuerza que se transfiere a la segunda cara

213 se convierte en F2 ( $= kF1$ ,  $k \geq 1$ ). A este respecto, k es una constante determinada por la relación de longitudes de d8 y d9. La relación de longitudes de d8 y d9 puede modificarse de acuerdo con la capacidad de la zónula de Zinn de los pacientes, y la longitud d9 es, preferiblemente, más larga, tanto como de 0,4 a 1 veces, la longitud d8.

5 La Figura 14 y la Figura 15 son vistas ilustrativas que muestran las interacciones de una zónula de Zinn, una lente intraocular, un soporte de lente intraocular y un saco capsular cuando se enfoca sobre un objeto a una distancia larga, de acuerdo con la segunda realización de la presente invención. Las interacciones de acuerdo con esta segunda realización son idénticas a las de la primera realización, a excepción de que no hay fluido entre la primera cara 211 y la segunda cara 213. Cuando se enfoca sobre un objeto a una distancia larga, se tira hasta tensarla de una primera porción de zónula 273, acoplada al centro de la región de unión para la zónula de Zinn (Z) del saco capsular 280, y una segunda porción de zónula 271, acoplada a una circunferencia de la región ecuatorial de la región de unión para la zónula de Zinn (Z) del saco capsular 280, es relajada. Como resultado de ello, la región ecuatorial del saco capsular 180 se hace sobresalir en una dirección X y, por tanto, la lente intraocular 220, con su elasticidad dispuesta dentro del saco capsular 280, se dilata en la misma dirección.

10 Cuando se enfoca sobre un objeto a una distancia corta, la primera porción de zónula 273, acoplada al centro de la región de unión para la zónula de Zinn (Z) del saco capsular 280, es relajada, y se tira hasta tensarla de la segunda porción de zónula 271, acoplada a una circunferencia de la región de unión para la zónula de Zinn (Z) del saco capsular 280. Como resultado de ello, la región ecuatorial del saco capsular 180 se hace sobresalir en la dirección Y y, por tanto, la lente intraocular 220, con su elasticidad dispuesta dentro del saco capsular 280, es dilatada en la misma dirección.

15 Aquí, la dirección Y es la dirección del eje visual del cristalino, y la dirección X es una dirección ecuatorial del cristalino.

20 Como se ha descrito anteriormente, el uso del soporte 210 de lente intraocular de acuerdo con esta realización hace posible el control del espesor de la lente intraocular 220 al igual que el cristalino natural. Es decir, como el espesor del cristalino natural se controla por la acción del saco capsular 280 acoplado a la zónula de Zinn, el uso del soporte de lente intraocular de acuerdo con esta realización hace posible el control del espesor de la lente intraocular. En particular, el soporte 210 de lente intraocular de acuerdo con esta realización tiene una escasa capacidad de transmisión en el movimiento de la zónula de Zinn, en comparación con la primera realización, y, por tanto, el soporte 210 de lente intraocular de acuerdo con esta realización será adecuado para los pacientes cuya zónula de Zinn se mueve más activamente.

25 La Figura 16 es una vista en perspectiva que muestra un soporte de lente intraocular de acuerdo con la tercera realización de la presente invención. Las partes de la tercera realización que se solapan con la primera realización no se describen en esta memoria, pero las partes diferentes sí se describirán en esta memoria. El soporte 310 de lente intraocular de acuerdo con la segunda realización consiste en un cuerpo en forma de anillo cerrado y tiene una unidad de unión flexible 350 que tiene al menos una región flexible que es más flexible que otras regiones.

30 La unidad de unión flexible 350 es una región cortada que tiene un área más pequeña que la del saco capsular, y ayuda a insertar el soporte 310 de lente intraocular dentro del saco capsular. Es decir, si el soporte 310 de lente intraocular se inserta en el saco capsular, la unidad de unión flexible 350 es doblada y, por tanto, el soporte 310 de lente intraocular puede ser insertado en el saco capsular, aunque tiene una región cortada pequeña.

35 La Figura 17 es una vista en perspectiva que muestra un soporte de lente intraocular de acuerdo con la cuarta realización de la presente invención. El soporte 410 de lente intraocular de acuerdo con la cuarta realización tiene una estructura en forma de anillo abierto, y también tiene al menos una unidad de unión flexible 450, como la tercera realización. Como resultado de ello, la lente intraocular puede ser insertada en el saco capsular al tiempo que la región cortada es reducida a un tamaño más pequeño en las operaciones quirúrgicas.

40 La descripción que se ha propuesto en esta memoria es solo un ejemplo preferible únicamente para el propósito de ilustración y no es la intención que limite el alcance de la invención, de manera que debe entenderse que es posible realizar en la misma otros equivalentes y modificaciones sin apartarse del espíritu y alcance de la invención, tal como resulta evidente para los expertos de la técnica. Por lo tanto, ha de comprenderse que la presente invención puede no quedar definida dentro del alcance de lo que se ha descrito en la descripción detallada, sino dentro del alcance de lo que se define en las reivindicaciones o sus equivalentes.

50

**REIVINDICACIONES**

- 1.- Un soporte (110) de lente intraocular configurado para ser insertado en un saco capsular, de tal manera que el soporte de lente intraocular es un cuerpo estructural que comprende:
- 5 una primera cara (111), que entra en contacto con una superficie interior del saco capsular en al menos un punto cuando se inserta en el saco capsular; y
- una segunda cara (113), dispuesta opuestamente a la primera cara (111),
- de tal manera que el soporte de lente intraocular se extiende a lo largo de una región ecuatorial del saco capsular cuando se inserta en el saco capsular, y dentro de una sección en la que el cuerpo estructural es cortado a lo largo de un plano virtual según una dirección del eje visual de un cristalino, y la primera cara (111) se proporciona en una
- 10 longitud de tanto como entre  $\frac{3}{4}$  y 3 veces una longitud (d5) de una región en la que una zónula de Zinn es acoplada a una superficie exterior del saco capsular,
- la primera cara (111) tiene una primera longitud extendida (d3) desde una de las porciones de extremo hasta la otra porción de extremo dentro de la sección en la que la primera cara (111) es cortada a lo largo del plano virtual según la dirección del eje visual del cristalino,
- 15 la segunda cara (113) tiene una segunda longitud extendida (d4) desde una de las porciones de extremo hasta la otra porción de extremo dentro de la sección en la que la segunda cara (113) es cortada a lo largo del plano virtual según la dirección del eje visual del cristalino,
- de modo que la segunda longitud extendida (d4) de la segunda cara (113) es más pequeña que, o idéntica a, la primera longitud extendida (d3) de la primera cara (111), y la segunda longitud extendida (d4) de la segunda cara
- 20 (113) es más larga, tanto como entre 0,4 y 1 veces, que la primera longitud extendida (d3) de la primera cara (111),
- caracterizado por que la primera longitud extendida (d3) tiene una longitud de entre 2 mm y 8 mm y la primera cara (111) tiene una porción anterior (111a) y una porción posterior (111b) correspondientes, respectivamente, a una cápsula anterior y a una cápsula posterior, cuando se inserta en el saco capsular, divididas por medio de un ecuador del saco capsular, de tal modo que el ecuador es una dirección vertical en relación con la dirección del eje visual del
- 25 cristalino, y
- por que la porción anterior (111a) tiene una curvatura más grande que la de la porción posterior (111b) dentro de la sección en la que la primera cara (111) es cortada a lo largo del plano virtual según la dirección del eje visual del cristalino.
- 2.- El soporte (110) de lente intraocular de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual la primera cara (111) y la
- 30 segunda cara (113) son convexas en una dirección que va de la segunda cara (113) a la primera cara (111).
- 3.- El soporte de lente intraocular de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, de tal manera que el soporte de lente intraocular es un cuerpo estructural circular cuyos dos extremos están acoplados entre sí.
- 4.- El soporte de lente intraocular de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, de tal manera que el soporte de lente intraocular es un cuerpo estructural circular cuyos dos extremos o están acoplados el uno con el
- 35 otro.
- 5.- El soporte (110) de lente intraocular de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el cual al menos una sección del cuerpo estructural circular incluye una unidad de unión flexible que está hecha de un material flexible que es más flexible que el de la otra sección.
- 6.- El soporte (110) de lente intraocular de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el cual se ha proporcionado un espacio entre la primera cara (111) y la segunda cara (113), y está incluido en el espacio uno seleccionado del grupo consistente en líquidos, gases y sólidos.
- 40 7.- El soporte (110) de lente intraocular de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el cual la primera cara (111) está compuesta de materiales que son más flexibles que los de la segunda cara (113).
- 8.- El soporte (110) de lente intraocular de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes 1 a 6, en el cual los materiales de las membranas que constituyen la primera cara (111) y la segunda cara (113) son idénticos entre sí, y la membrana que constituye la primera cara (111) es más delgada que la membrana que constituye la segunda cara (113).
- 45 9.- El soporte (110) de lente intraocular de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes 1 a 6, en el cual la membrana que constituye la primera cara (111) y la membrana que constituye la segunda cara (113) están hechas de los mismos materiales y con el mismo espesor.
- 50 10.- El soporte (110) de lente intraocular de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes 6 a 9,

en el cual el gas es uno seleccionado del grupo consistente en aire, nitrógeno, helio, neón y argón.

11.- El soporte (110) de lente intraocular de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes,

5 en el cual la forma en sección con la que la primera cara (111) es cortada a lo largo del plano virtual según la dirección del eje visual del cristalino, se corresponde con la forma en sección de una región ecuatorial de un cristalino natural humano.

10 12.- El soporte (110) de lente intraocular de acuerdo con la reivindicación 11, en el cual una longitud extendida (d1) desde el ecuador hasta un punto de extremo de la porción anterior (111a), y una longitud extendida (d2) desde el ecuador hasta un punto de extremo de la porción posterior (111b) oscila entre 1 mm y 4,2 mm dentro de la forma en sección transversal con la que la primera cara (111) es cortada a lo largo del plano virtual según la dirección del eje visual del cristalino.

15 13.- El soporte (110) de lente intraocular de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el cual el material del soporte de lente intraocular está compuesto de uno seleccionado de entre el grupo consistente en silicona, elastómero de silicona, polímero de silicona, polidimetil siloxano, polipropileno, poliimida, polibutéster, polimetil metacrilato (PMMA), PMMA Microplex, CQ-UV PMMA, resina acrílica, acrílico rígido, acrílico flexible, acrílico plástico, acrílico hidrófobo (Acrílico hidrófobo), acrílico hidrófilo, polímero acrílico hidrófilo, acrilato absorbente de los UV, copolímero de metacrilato, acrilato de butilo, elastómero de polisiloxano, polisiloxano absorbente de los UV, copolímero de colágeno, oro, hidrogel, 2-hidroxiethyl metacrilato (HEMA), metil metacrilato (MMA), acetato butilato de celulosa (CAB), 2-hidroxiethyl metacrilato (2-HAMA), n-vinil pirrolidona (NVP), polivinil pirrolidona (PVP), ácido metacrílico (MA), glicerol metacrilato (GMA), dimetil siloxano (DMS), polihidroxiethyl metacrilato (PHEMA), polietilenglicol metacrilato (PEGMMA), polihidrogel de HEMA, polihidrogel de HEMA con absorción de UV, hidrogel de silicona, GMA/HEMA, HEMA/PVP/MA, PVA, HEMA/PVA/MA, HEMA/PVA/MMA, HEMA/MMA, HEMA/NVP, HEMA/NVP/MA, HEMA/NVP/MMA, HEMA/Acryl y HEMA/PC.

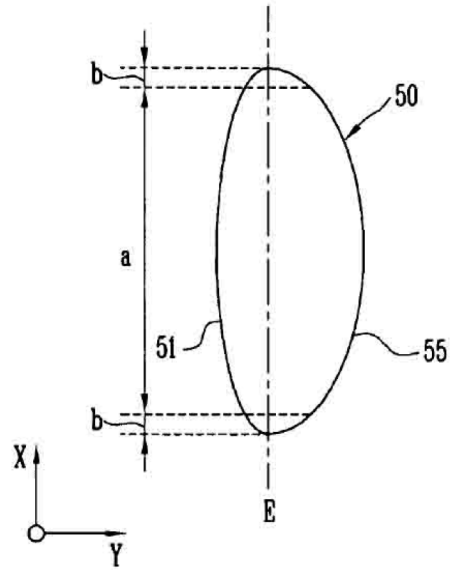
20 14.- El soporte (110) de lente intraocular de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que una superficie de la primera cara (111) es más rugosa que una superficie de la otra cara (113), y/o

25 en el cual la superficie de la primera cara (111) incluye, adicionalmente, un adhesivo para facilitar el montaje del saco capsular.

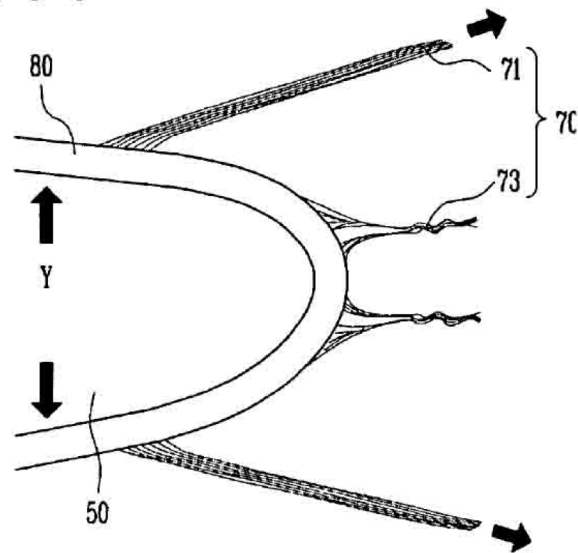
30 15.- El soporte (110) de lente intraocular de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, de tal manera que el soporte de lente intraocular es un cuerpo estructural circular cuya primera cara (111) tiene el mismo diámetro ecuatorial que la superficie interior del saco capsular.



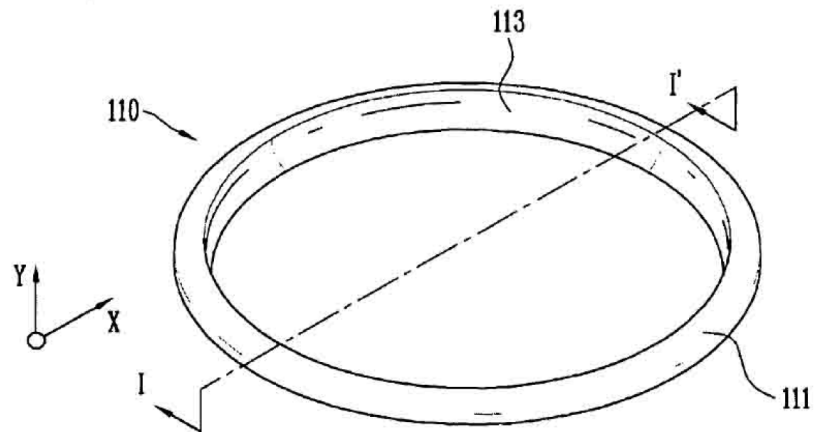
[Fig. 2]



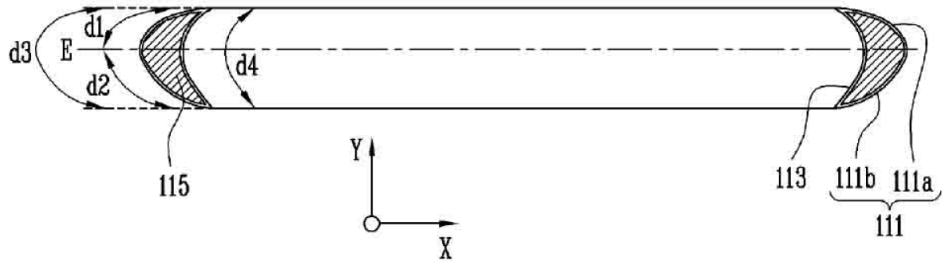
[Fig. 4]



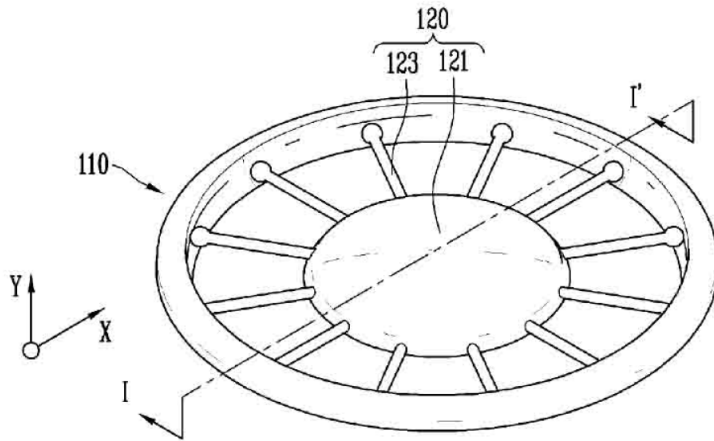
[Fig. 5]



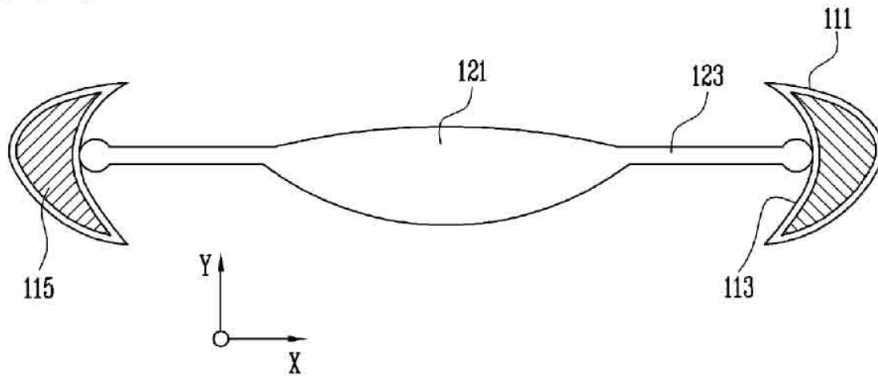
[Fig. 6]



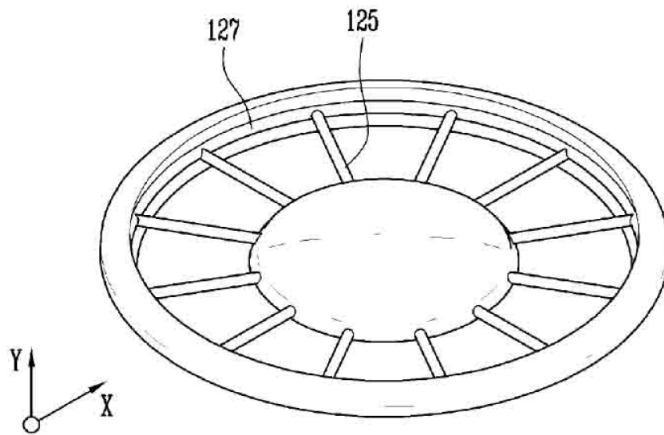
[Fig. 7]



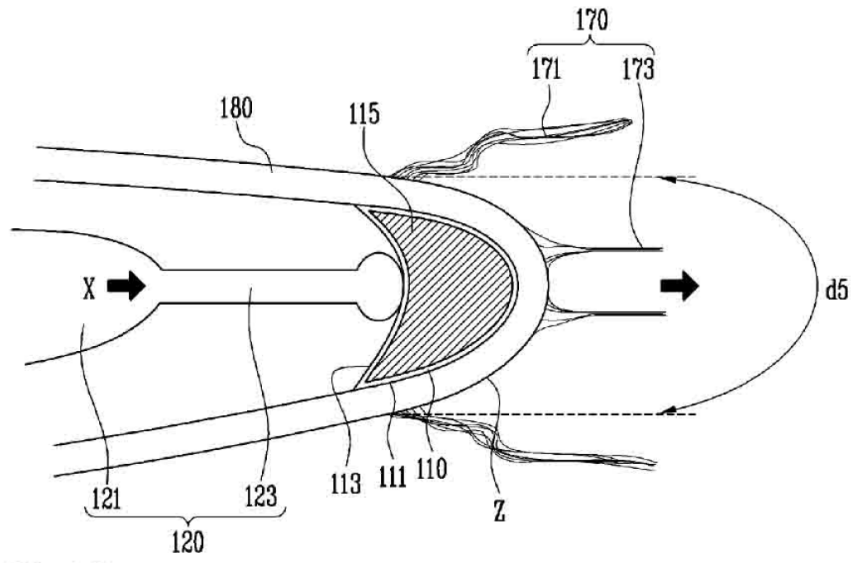
[Fig. 8]



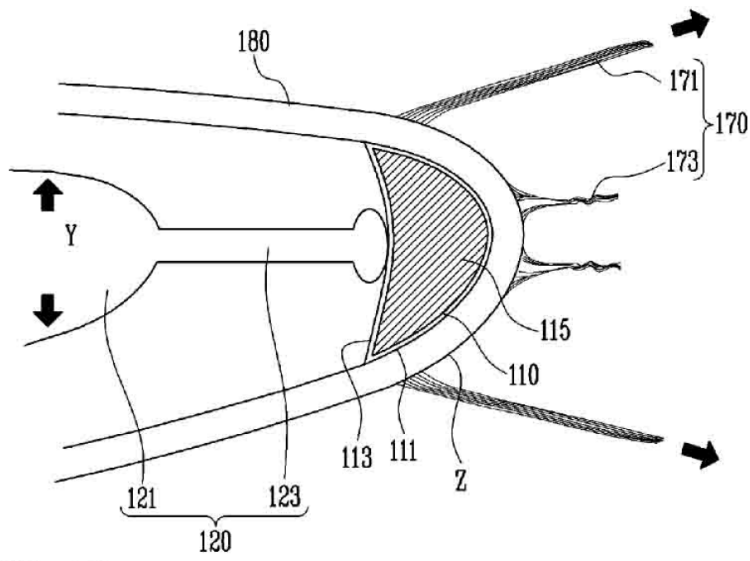
[Fig. 9]



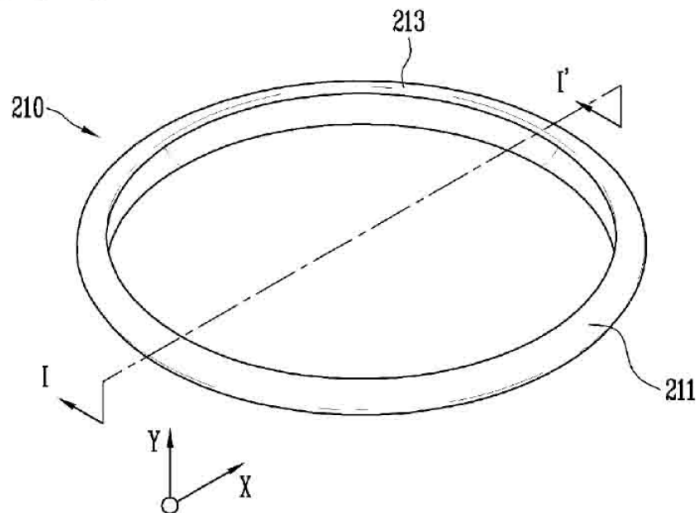
[Fig. 10]



[Fig. 11]

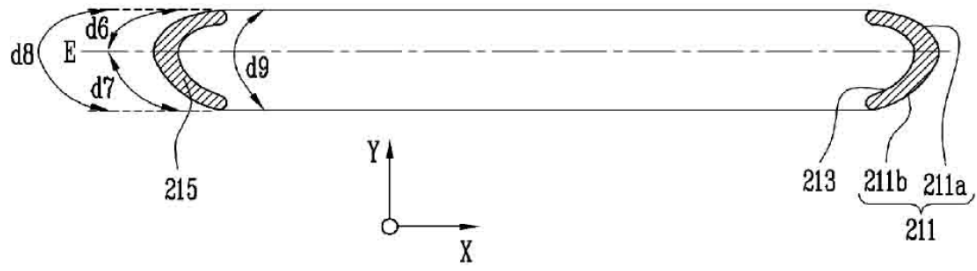


[Fig. 12]

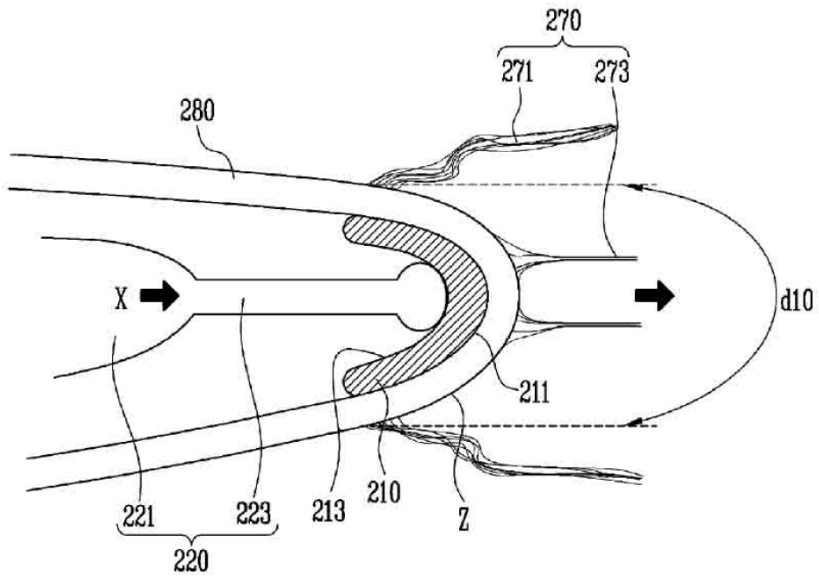




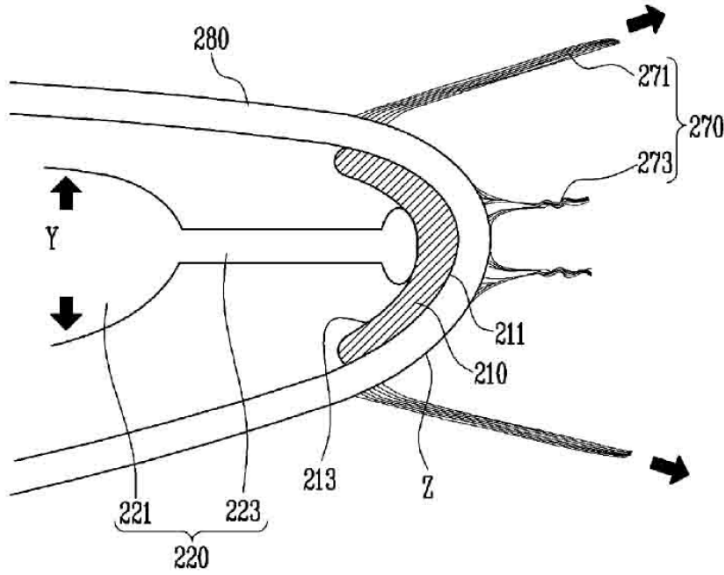
[Fig. 13]



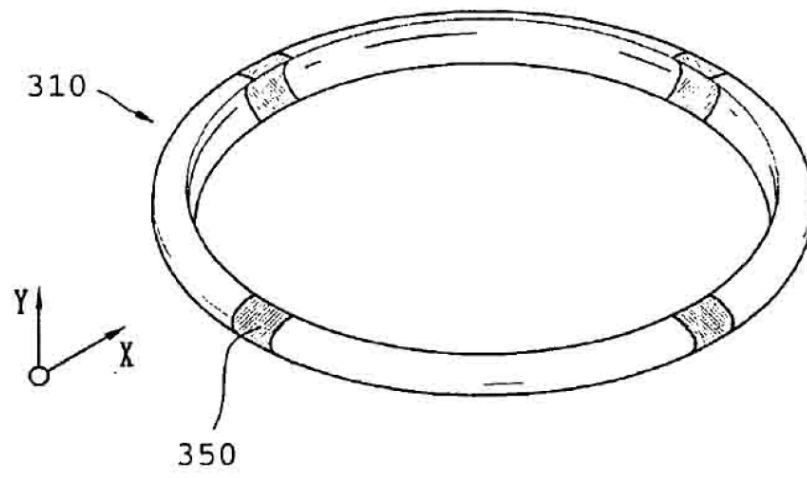
[Fig. 14]



[Fig. 15]



[Fig. 16]



[Fig. 17]

