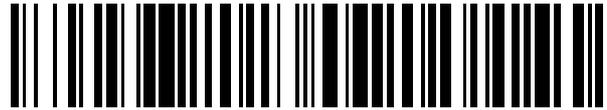


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 561 802**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.05.2005 E 05744110 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.11.2015 EP 1882462**

54 Título: **Lente intraocular**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
01.03.2016

73 Titular/es:

**KOWA COMPANY, LTD. (100.0%)
6-29, NISHIKI 3-CHOME, NAKA-KU
NAGOYA-SHI, AICHI 460-0003, JP**

72 Inventor/es:

**MARUNAKA, AKINORI y
TANAKA, MASAYOSHI**

74 Agente/Representante:

TORNER LASALLE, Elisabet

ES 2 561 802 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.

Campo técnico

5 La presente invención versa acerca de una lente intraocular de un diseño de una única pieza en el que la porción óptica y las porciones de soporte están formadas integralmente de material blando; y versa, en particular, acerca de una lente intraocular que puede ser deformada mediante plegado o enrollado adoptando una forma más compacta para ser insertada en el ojo.

Técnica antecedente

10 Un procedimiento bien conocido utilizado en el pasado para tratar el trastorno ocular conocido como catarata implica extirpar el cristalino del ojo, y emplear una lente intraocular como sustituto del cristalino. Se utiliza una lente intraocular de este tipo insertándola en la cápsula de la que se ha extirpado el cristalino; la lente tiene una porción óptica, que funciona en lugar del cristalino del ojo, y una porción de soporte para colocar e inmovilizar la porción óptica en el interior de la cápsula.

15 En un tratamiento de catarata que emplea una lente intraocular de este tipo, se practica una incisión en parte de un ojo del paciente, se retira el cristalino del ojo a través de la incisión y luego se inserta la lente intraocular en la cápsula. Para reducir las exigencias de la cirugía sobre el paciente y para evitar complicaciones subsiguientes, la herida de la incisión practicada durante la cirugía debería ser pequeña. Sin embargo, aunque la incisión practicada durante la cirugía sea pequeña, si la lente intraocular que está siendo insertada tiene un tamaño grande con respecto al tamaño de la incisión, la incisión que se ha hecho pequeña a propósito aumentará inevitablemente durante la inserción.

20 Por esta razón, en los últimos años, se han utilizado de forma provechosa lentes intraoculares de tipo plegable formadas de materiales que tienen resiliencia y flexibilidad, de forma que sean insertadas fácilmente a través de una pequeña incisión. Se pliegan o enrollan tales lentes intraoculares en el momento de la inserción para una inserción en la cápsula a través de una incisión, con lo cual la lente intraocular situada ahora en la cápsula recupera su forma inicial debido a su resiliencia, por lo que se despliegan las porciones de soporte para colocar firmemente la lente.

25 Más recientemente, con lentes intraoculares de tipo plegable, se ha vuelto habitual que se emplee un instrumento específico de inserción para insertar la lente en el ojo. Cuando se emplea tal instrumento de inserción para una inserción, se colocará la lente intraocular de tipo plegable en el instrumento de inserción, con su par de porciones de soporte orientadas en la dirección longitudinal, por ejemplo; y será plegada o enrollada entonces en torno a un eje que se extiende en la dirección longitudinal para hacer que sea compacta en la dirección a lo ancho. Entonces, se insertará la lente intraocular colocada de esta manera en el ojo empujando el extremo posterior de la porción óptica con un émbolo; en muchos casos, para evitar daños a las porciones alargadas delgadas de soporte durante el procedimiento, la porción de soporte en el extremo posterior estará plegada y superpuesta inicialmente sobre la porción óptica. Además, cuando se empuja el extremo posterior de la porción óptica desde la parte trasera por medio del émbolo, la porción de soporte en el extremo anterior tiende a doblarse hacia atrás debido, entre otros, a la fricción contra la pared periférica del instrumento de inserción, de forma que en muchos casos la porción de soporte en el extremo anterior también estará superpuesta sobre la porción óptica. Por lo tanto, las porciones de soporte estarán superpuestas típicamente sobre la porción óptica de esta forma durante la inserción de la lente intraocular en la cápsula.

30 Actualmente se está estudiando el uso de polímeros a base de silicona y similares como materiales para la lente intraocular, pero también se están estudiando las lentes intraoculares de tipo plegable que utilizan polímeros a base de acrílico, que tienen varias ventajas, en particular en términos de biocompatibilidad, propiedades ópticas o menores complicaciones subsiguientes.

35 Sin embargo, en muchos casos las lentes intraoculares que emplean tales polímeros a base de acrílico polimerizado a partir de ésteres de ácido acrílico o ésteres de ácido metacrílico como algunos de los componentes poliméricos tienden a tener niveles elevados de viscosidad en comparación con los polímeros a base de silicona. Por lo tanto, cuando se pliega o enrolla (esto incluye rizado, enrollado, etc.) la lente intraocular durante el procedimiento de inserción de la lente intraocular en la cápsula, existe un riesgo de que las superficies superpuestas de la porción óptica y las porciones de soporte se adhieran entre sí, de forma que [la lente] recupere su forma inicial a pesar de la resiliencia de la porción óptica y de las porciones de soporte. En particular, dado que las porciones de soporte tienen forma de varilla alargada delgada, cuando son fabricadas suficientemente blandas para permitir un plegado o enrollado, será difícil dotarlas también de una fuerza de recuperación suficiente para vencer la adhesión. Por otra parte, aunque sería concebible hacer las porciones de soporte más grandes, de forma que se venza fácilmente la adhesión, fabricar las porciones de soporte más grandes no solo hará que el plegado o enrollado sean más difíciles, sino que también plantea el problema de una gran carga sobre el paciente, debido al agrandamiento de la herida de incisión durante la inserción en la cápsula.

Para abordar tales problemas, se ha propuesto, por ejemplo en el documento 1 de patente (JPA- 11- 70130), una lente intraocular que tiene una porción óptica dividida en porciones central y periférica externa, porción central que constituye una porción viscosa, y porción periférica externa que constituye una porción no viscosa. Con esta lente intraocular, se puede evitar una adhesión debida a una yuxtaposición, al menos en la porción no viscosa.

5 Con una lente intraocular tal como la dada a conocer en el documento 1 de patente, la necesidad de formar una porción viscosa y una porción no viscosa diferenciadas hace que sea difícil garantizar de forma eficaz una productividad elevada, lo que es una ventaja proporcionada por las lentes intraoculares de diseño de una sola pieza. Además, dado que la porción central de la porción óptica es viscosa, las porciones de soporte superpuestas sobre la misma tenderán a adherirse y, por lo tanto, en consideración de circunstancias que se produzcan sobre la marcha es improbable que haya un efecto notable de evitación de la adhesión de las porciones de soporte de la porción óptica.

10 Documento 1 de patente: solicitud de patente japonesa 11-70130 pendiente de examen.

El preámbulo de la reivindicación 1 es derivable del documento EP 1358858 A1.

Divulgación de la invención

Problema que intenta solucionar la invención

15 Teniendo en vista lo anterior, un objeto de la presente invención es proporcionar una lente intraocular de una sola pieza de estructura novedosa que evite de forma eficaz la adhesión de las porciones de soporte a la porción óptica en la lente intraocular, consiguiendo de forma ventajosa, de esta manera, una lente intraocular que está fabricada de un polímero acrílico o de otro material con una fuerza de adhesión elevada, y que sin embargo está dotada de una buena trabajabilidad, etcétera.

20 Medios para solucionar el problema

A continuación se describirán los modos de la presente invención de cara a abordar este problema.

25 Específicamente, un primer modo de la presente invención proporciona una lente intraocular de un tipo de una sola pieza que comprende: una porción óptica de forma generalmente circular en una vista frontal e incluye una zona de lente que tiene características ópticas prescritas; y porciones de soporte que se extienden radialmente hacia fuera desde la porción óptica, y que, con la lente insertada en un ojo, se disponen en contacto contra una superficie interior de una parte circunferencial externa de una cápsula, manteniendo, de ese modo, la porción óptica colocada en el interior de la cápsula, la porción óptica y las porciones de soporte están formadas integralmente con un material blando plegable o enrollable, empleándose un material viscoso como material blando, y se forman porciones de reducción de la viscosidad que solo tienen irregularidades en la porción extrema distal saliente de las caras posteriores de las porciones de soporte en una dirección longitudinal.

30 En la lente intraocular de estructura según la presente realización, al proporcionar porciones de reducción de la viscosidad que tienen irregularidades es posible minimizar el área de contacto entre las porciones de soporte y las porciones superpuestas contra las porciones de soporte, por ejemplo, la superficie óptica de la porción óptica, y evitar, de ese modo, de forma ventajosa una fuerte adhesión a la superficie contra la que están superpuestas las porciones de soporte.

35 Específicamente, dado que se pliega o enrolla una lente intraocular formada de un material blando adoptando una forma compacta para su inserción en el ojo, puede ocurrir un problema porque las porciones de soporte que han sido plegadas sobre la porción óptica, debido al plegado o al enrollado, puedan adherirse a la superficie óptica y permanecer adheridas incluso tras la inserción en el ojo, de forma que la lente intraocular no recupere su forma inicial. En consecuencia, en la lente intraocular de estructura según la presente realización, hay formadas porciones de reducción de la viscosidad compuestas de irregularidades en porciones de las porciones de soporte, con el fin de reducir la viscosidad en particular en las porciones de soporte que tienden a carecer de una fuerza adecuada de recuperación. Al proporcionar tales porciones de reducción de la viscosidad de forma irregular, se puede reducir el área de contacto entre las porciones de soporte y la porción óptica, haciendo que sea posible reducir la fuerza de adhesión.

40 El concepto tecnológico de proporcionar porciones de reducción de la viscosidad de estructura específica morfológicamente con el fin de reducir la viscosidad es un concepto completamente novedoso no encontrado en la técnica anterior, y la presente invención, que está basada en este concepto tecnológico novedoso, tiene suficiente importancia tecnológica en términos de la mejora de la técnica; en particular, al formar porciones de reducción de la viscosidad de estructura específica para reducir la viscosidad según se enseña en la presente invención, se pueden proporcionar al paciente que se somete a una cirugía de cataratas, al técnico que lleva a cabo la cirugía de cataratas y al diseñador de la lente intraocular efectos beneficiosos tales como los siguientes.

45 En primer lugar, para el paciente que padece cataratas que utilizará la lente intraocular, se puede conseguir un despliegue automático de la lente intraocular después de su inserción en el ojo con un grado elevado de fiabilidad. Por lo tanto, es posible mejorar la seguridad de una cirugía de cataratas. Además, dado que es posible emplear de

forma ventajosa un material viscoso como el material de la lente intraocular, probablemente se conseguirá una acción inhibitoria de las cataratas secundarias, que son una complicación posterior de las cataratas, creyéndose que es posible reducir la incidencia de las mismas mediante un contacto íntimo de la porción óptica con la superficie interior de la cápsula.

- 5 En segundo lugar, para el técnico que inserta la lente intraocular en el ojo, el técnico puede tener la garantía de que la lente es muy fiable; y se pueden evitar incidentes en los que la lente intraocular no se despliega durante una cirugía, reduciendo, de ese modo, la carga psicológica y física sobre el técnico.

10 En tercer lugar, para el diseñador de la lente intraocular, ahora es posible durante el diseño de una lente intraocular seleccionar afirmativamente materiales viscosos apropiados, sin la necesidad de evitar materiales viscosos con el fin de mantener la fuerza de recuperación de la forma en el ojo. Por lo tanto, se puede permitir un mayor grado de libertad en el diseño de la lente intraocular, y es posible proporcionar una lente intraocular que, por ejemplo, proporciona excelentes efectos tales como una biocompatibilidad elevada y una inhibición de las cataratas secundarias, en una lente intraocular que emplea material viscoso.

15 La presente invención proporciona una lente intraocular en la que las porciones de reducción de la viscosidad solo están formadas en la superficie posterior de las porciones de soporte.

20 En la lente intraocular de estructura según la presente realización, las porciones de reducción de la viscosidad proporcionadas a las porciones de soporte solo están formadas en una superficie en la dirección del eje óptico y, por lo tanto, al formar las porciones de reducción de la viscosidad, será posible evitar una dimensión de grosor innecesariamente grande de la porción de soporte en la dirección del eje óptico, en la porción de la misma en la que está formada la porción de reducción de la viscosidad, y conseguir de forma ventajosa un tamaño compacto de la lente intraocular mediante plegado o enrollado.

Una realización de la presente invención proporciona una lente intraocular en la que hay constituidas irregularidades que incluyen al menos una nervadura que se extiende hacia cualquiera de los dos lados en una dirección a lo ancho de la porción de soporte en la dirección longitudinal de la porción de soporte.

25 En la lente intraocular de estructura según la presente realización, cuando están superpuestas las porciones de soporte contra la porción óptica debido al plegado de la lente intraocular para su inserción en el ojo, debido a la configuración de nervadura de las porciones de reducción de la viscosidad, se garantizará más coherentemente un contacto de las porciones de reducción de la viscosidad con la porción óptica, y se puede asegurar de forma más ventajosa la recuperación de las porciones de soporte a su forma inicial en el ojo.

30 En la anterior realización, etc., sería posible emplear una prolongación, o una pluralidad de las mismas, como las irregularidades; en comparación con las nervaduras, el empleo de una o más prolongaciones tiene el efecto de minimizar, de forma ventajosa, el área de contacto de las porciones de soporte con la porción óptica, etcétera, y de conseguir de forma más fiable la recuperación de la lente intraocular de su forma inicial en el ojo.

35 En una realización hay constituidas irregularidades que incluyen un rebaje formado en al menos una superficie de la porción de soporte en la dirección longitudinal, que se extiende en la dirección a lo ancho de la porción de soporte y que se abre en uno de los dos extremos de la misma a caras laterales a lo ancho de la porción de soporte.

40 En la lente intraocular de estructura según la presente realización, al tener la porción de reducción de la viscosidad constituida por medio de un rebaje, se puede evitar, de forma ventajosa, un mayor grosor radial de la porción de soporte en la ubicación en la que está formada la porción de reducción de la viscosidad, y se puede conseguir, de forma ventajosa, una forma compacta con el fin de su inserción en el ojo.

45 Además, dado que el rebaje no es una depresión independiente sino que más bien se extiende de forma que se abra a las caras laterales en la dirección a lo ancho, cuando se superpone la porción de soporte contra la porción óptica, será posible evitar una condición por la que se adhiere firmemente a la porción óptica debido a una fuerza de succión similar a una ventosa, de forma que se pueda conseguir un despliegue coherente de las porciones de soporte (liberación de la porción óptica).

En otra realización hay constituidas irregularidades que incluyen una porción de superficie rugosa formada en al menos una porción de la porción de soporte en la dirección longitudinal.

50 En la lente intraocular de estructura según la presente realización, las porciones de reducción de la viscosidad están constituidas sometiendo a las porciones de soporte a un procedimiento de corrugación superficial, por lo que es posible evitar, de forma ventajosa, un mayor grosor radial de la porción de soporte en la dirección del eje óptico, asociado con la disposición de las porciones de reducción de la viscosidad en las porciones de soporte.

Además, al someter a las porciones de soporte a un procedimiento de corrugación superficial, se puede garantizar una visibilidad suficiente incluso cuando tiene lugar la inserción en un líquido, facilitando, de ese modo, el procedimiento para insertar la lente intraocular en el ojo y reduciendo la carga sobre el técnico.

Específicamente, un problema encontrado en el pasado es que la operación de colocación de la lente intraocular en el ojo se lleva a cabo sustancialmente en un líquido, tal como el humor acuoso que llena el ojo es difícil debido a la visibilidad sumamente baja de una lente intraocular que es transparente o de color ligeramente amarillo, aumentando, de esta manera, la carga sobre el técnico. Un procedimiento propuesto para solucionar este problema en el caso de lentes de tres piezas es dar a las porciones de soporte un color azul, que es sumamente visible en el líquido; sin embargo, en el caso de una lente intraocular de un diseño de una pieza, dado que la porción óptica y las porciones de soporte están formadas integralmente, la lente es sustancialmente transparente en su totalidad, lo que hacía que fuese difícil mejorar la visibilidad. Aunque se podría contemplar el uso de distintos materiales para las porciones de soporte y la porción óptica, el uso de materiales separados supone el riesgo de que se perderán las ventajas de las lentes intraoculares del tipo de una pieza en términos de productividad elevada, etcétera; mientras que si se intenta garantizar la visibilidad de las porciones de soporte mientras se utiliza el mismo material para las porciones de soportes y la porción óptica, existe el riesgo de limitaciones inevitables en cuanto a los materiales, y ha resultado difícil una visibilidad mejorada de los materiales. Sin embargo, en la presente invención, al establecer una morfología apropiada para las porciones de soporte, se puede reducir la transparencia de las porciones de soporte y mejorar su visibilidad en líquido, mientras que al mismo tiempo se consigue de forma eficaz el efecto de una adhesión reducida de las porciones de soporte a la porción óptica. Al hacerlo, se puede manipular la lente intraocular con facilidad incluso tras su inserción en el ojo, haciendo que sea posible llevar a cabo con suavidad operaciones tales como la colocación de la lente. Por esta razón, se puede reducir la carga sobre el técnico, y se puede hacer más segura la cirugía debido al procedimiento más sencillo, reduciendo, de esta manera, el riesgo para el paciente.

Además, al someter a las porciones de soporte a un procedimiento de corrugación superficial, es posible reducir o evitar de forma eficaz la incidencia de deslumbramiento en las porciones de soporte. Específicamente, durante el uso de la lente intraocular, hay casos en los que los detalles de un objeto en el que se fija la mirada se vuelven poco definidos debido a un deslumbramiento que afecta a la visión, tal como el causado por la dispersión de la luz incidente en la periferia externa de la porción óptica. Se cree que tal deslumbramiento también ocurre con la dispersión de luz incidente sobre las porciones de soporte, y que es un posible factor en una visión poco clara, en particular cuando se han dilatado las pupilas en la oscuridad. En la lente intraocular que pertenece a la presente realización, se evita la transmisión de luz mediante al someter a las porciones de soporte a un procedimiento de corrugación superficial, evitando, de ese modo, tal deslumbramiento. En particular, al someter a la porción de soporte a un procedimiento de corrugación superficial en una porción de la misma que incluye el extremo basal situado en una proximidad más estrecha con la porción óptica, es posible evitar, de forma más eficaz, la incidencia de deslumbramiento.

Efecto de la invención

Como será evidente a partir de la anterior descripción, en la lente intraocular de estructura según la presente invención, por medio de las porciones de reducción de la viscosidad formadas en las porciones de soporte, es posible evitar una fuerte adhesión entre las caras superpuestas de la porción óptica y las porciones de soporte en asociación con un plegado o enrollado de la lente intraocular para su inserción en la cápsula. Por lo tanto, las porciones de soporte pueden recuperar fácilmente su forma original tras su inserción en la cápsula, y pueden colocar y soportar de forma sencilla y estable la porción óptica en la ubicación prescrita en la cápsula.

Breve descripción de los dibujos

[FIG. 1] La FIG. 1 es una vista frontal en alzado de una lente intraocular según una primera realización de la presente invención.

[FIG. 2] La FIG. 2 es una vista posterior en alzado de la lente intraocular de la FIG. 1.

[FIG. 3] La FIG. 3 es una vista lateral en alzado de la lente intraocular de la FIG. 1.

[FIG. 4] La FIG. 4 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según una segunda realización de la presente invención.

[FIG. 5] La FIG. 5 es una vista posterior en alzado de la lente intraocular de la FIG. 4.

[FIG. 6] La FIG. 6 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según una tercera realización de la presente invención.

[FIG. 7] La FIG. 7 es una vista posterior en alzado de la lente intraocular de la FIG. 6.

[FIG. 8] La FIG. 8 es una vista posterior en alzado de una lente intraocular según una cuarta realización de la presente invención.

[FIG. 9] La FIG. 9 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según una quinta realización de la presente invención.

[FIG. 10] La FIG. 10 es una vista posterior en alzado de una parte principal de la lente intraocular de la FIG. 9.

- [FIG. 11] La FIG. 11 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según una sexta realización de la presente invención.
- 5 [FIG. 12] La FIG. 12 es una vista posterior en alzado de una parte principal de la lente intraocular de la FIG. 11.
- [FIG. 13] La FIG. 13 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según una séptima realización de la presente invención.
- 10 [FIG. 14] La FIG. 14 es una vista posterior en alzado de una parte principal de la lente intraocular de la FIG. 13.
- [FIG. 15] La FIG. 15 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según una octava realización de la presente invención.
- 15 [FIG. 16] La FIG. 16 es una vista posterior en alzado de una parte principal de la lente intraocular de la FIG. 15.
- [FIG. 17] La FIG. 17 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según una novena realización de la presente invención.
- 20 [FIG. 18] La FIG. 18 es una vista posterior en alzado de una parte principal de la lente intraocular de la FIG. 17.
- [FIG. 19] La FIG. 19 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según una décima realización de la presente invención.
- 25 [FIG. 20] La FIG. 20 es una vista posterior en alzado de una parte principal de la lente intraocular de la FIG. 19.
- [FIG. 21] La FIG. 21 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según una undécima realización de la presente invención.
- 30 [FIG. 22] La FIG. 22 es una vista posterior en alzado de una parte principal de la lente intraocular de la FIG. 21.
- [FIG. 23] La FIG. 23 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según una duodécima realización de la presente invención.
- 35 [FIG. 24] La FIG. 24 es una vista posterior en alzado de una parte principal de la lente intraocular de la FIG. 23.
- [FIG. 25] La FIG. 25 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según una decimotercera realización de la presente invención.
- 40 [FIG. 26] La FIG. 26 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según otra realización de la presente invención.
- [FIG. 27] La FIG. 27 es una vista posterior en alzado de una parte principal de la lente intraocular de la FIG. 26.
- 45 [FIG. 28] La FIG. 28 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según otra realización de la presente invención.
- [FIG. 29] La FIG. 29 es una vista posterior en alzado de una parte principal de la lente intraocular de la FIG. 28.
- 50 [FIG. 30] La FIG. 30 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según otra realización de la presente invención.
- [FIG. 31] La FIG. 31 es una vista posterior en alzado de una parte principal de la lente intraocular de la FIG. 30.
- 55 [FIG. 32] La FIG. 32 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según otra realización de la presente invención.
- [FIG. 33] La FIG. 33 es una vista posterior en alzado de una parte principal de la lente intraocular de la FIG. 32.
- 60 [FIG. 34] La FIG. 34 es una vista lateral en alzado de una parte principal de una lente intraocular según otra realización de la presente invención.
- [FIG. 35] La FIG. 35 es una vista posterior en alzado de una parte principal de la lente intraocular de la FIG. 34.
- 65 [FIG. 36] La FIG. 36 es una vista posterior en alzado de una lente intraocular según otra realización más de la presente invención.

[FIG. 37] La FIG. 37 es una vista posterior en alzado de una lente intraocular según otra realización más de la presente invención.

5 [FIG. 38] La FIG. 38 es una vista posterior en alzado de una lente intraocular según otra realización más de la presente invención.

[FIG. 39] La FIG. 39 es una vista posterior en alzado de una lente intraocular según otra realización más de la presente invención.

10

Explicación de los números

10 Lente intraocular

12 Porción óptica

16 Porciones de soporte

26 Superficie anterior de la porción de soporte

28 Superficie posterior de la porción de soporte

32 Parte saliente

34 Parte de nervadura

36 Rebaje

38 Porción de superficie rugosa

Mejor modo para llevar a cabo la invención

15 Se proporcionará una comprensión más completa de la presente invención mediante la siguiente descripción detallada de las realizaciones, con referencia a los dibujos adjuntos.

En primer lugar, las FIGS. 1 a 3 muestran una lente intraocular 10 de tipo plegable, que pertenece a una primera realización de la presente invención. Esta lente intraocular 10 incluye una porción óptica 12, un par de porciones 14, 14 de acoplamiento y un par de porciones 16, 16 de soporte.

20 Esta lente intraocular 10 que tiene la porción óptica 12, las porciones 14, 14 de acoplamiento y las porciones 16, 16 de soporte puede estar formada de cualquiera de diversos materiales dotados de una transmisividad de la luz visible suficiente para dar una lente intraocular de tipo plegable, y dotados de una flexibilidad excelente y cierta cantidad de elasticidad. En una práctica preferente, el material blando tendrá una temperatura de transición del estado vítreo de 30°C o mayor y un índice de refracción de 1,51 o menor. Tales materiales blandos permiten que se pliegue o enrolle fácilmente la lente intraocular 10 a una temperatura normal, de forma que sea más compacta al igual que se facilite adicionalmente la inserción en el ojo durante el procedimiento de implantación. En la presente realización en particular, se emplea favorablemente un polímero acrílico que es viscoso a una temperatura normal.

25 Específicamente, los materiales enseñados en el documento JP-A- 10-24097 y en la patente japonesa nº 3494946 son adecuados para ser utilizados como materiales para formar la lente intraocular 10 que pertenece a la presente invención. De estos, se prefieren los monómeros que incluyen uno o más ésteres de ácido (met)acrílico tales como los enumerados en (i) a continuación, dado que dotan a la lente intraocular de una recuperación excepcional de su forma. También se pueden incluir monómeros adecuados opcionales tales como los enumerados en (ii) a

continuación. Además, se pueden añadir, según se necesiten, aditivos tales como aquellos enumerados en (iii) a continuación.

(i) Monómeros incluidos

(Met)acrilatos de alquilo lineales, ramificados o cíclicos, tales como los siguientes:

5 (met)acrilato de metilo, (met)acrilato de etilo, (met)acrilato de butilo, (met)acrilato de ciclohexilo, etc.

(Met)acrilatos que contienen un grupo hidroxilo, tales como los siguientes:

(met)acrilato de hidroxietilo, (met)acrilato de hidroxibutilo, mono(met)acrilato de dietilenglicol, etc.

(Met)acrilatos que contienen un anillo aromático, tales como los siguientes:

(met)acrilato de fenoxietilo, (met)acrilato de fenilo, (met)acrilato de feniletilo, etc.

10 (Met)acrilatos que contienen flúor, tales como los siguientes:

(met)acrilato de trifluoroetilo, (met)acrilato de tetrafluoropropilo, etc.

(Met)acrilatos que contienen silicona, tales como los siguientes:

(met)acrilato trimetilsiloxi dimetilsililmetílico, (met)acrilato trimetilsiloxi dimetilsililpropílico, etc.

15 En la presente memoria, se utiliza la expresión “(met)acrilatos” para hacer referencia colectivamente a “acrilatos” y a “metacrilatos”; también se empleará esta convención para otros derivados (met)acrílicos que serán presentados a continuación.

(ii) Monómeros opcionales

(Met)acrilamida y derivados de la misma, tales como los siguientes:

(met)acrilamida, (met)acrilamida de N,N-dimetilo, etc.

20 Lactamas de N-vinilo, tales como las siguientes:

pirrolidona de N-vinilo, etc.

estireno o derivados

25 monómeros reticulantes tales como los siguientes:

di(met)acrilato de butanodiol, di(met)acrilato de etilenglicol.

(iii) Aditivos

30 iniciadores de la polimerización térmica, iniciadores de la fotopolimerización, fotosensibilizadores, etc.

tinciones, etc.

35 absorbedores de radiación UV, etc.

40 Durante el procedimiento en el que se moldea integralmente la lente intraocular 10 ilustrada a partir estos materiales monoméricos, es posible utilizar cualquiera de los diversos procedimientos conocidos en la técnica convencional. Por ejemplo, se podría obtener la lente intraocular prevista 10 mediante un procedimiento de formación que implica el corte, o mediante un procedimiento de formación que implica el moldeo. Cuando se emplea un procedimiento de corte, los componentes poliméricos prescritos seleccionados de entre los materiales monoméricos tales como los anteriores experimentarán una polimerización para crear una preforma de lente de forma apropiada tal como una varilla, un bloque o una placa. Entonces, la preforma de lente experimentará un procedimiento de corte utilizando un torno o similar para producir la lente intraocular 10 de la forma deseada. Cuando se emplea un procedimiento de moldeo, el uso de una cavidad de moldeo que se corresponde en forma con la forma prevista de la lente intraocular 10, se introducirán componentes poliméricos prescritos seleccionados de entre materiales monoméricos tales como los anteriores en la cavidad de molde y serán sometidos *in situ* a un procedimiento apropiado de polimerización para obtener la lente intraocular 10 de la forma deseada. Con la lente intraocular 10 en la presente realización, dado que se selecciona como material el polímero acrílico que exhibe viscosidad a una temperatura normal, se emplea favorablemente el procedimiento mencionado anteriormente de moldeo para garantizar su eficacia de producción. Se seleccionará de forma apropiada el procedimiento de polimerización del material monomérico según el material

monomérico particular, de entre los diversos procedimientos conocidos tales como una polimerización térmica, una fotopolimerización o alguna combinación de estos.

5 En la lente intraocular formada integralmente 10 descrita anteriormente, la porción óptica 12 tiene una forma generalmente de disco que es circular en una vista frontal. La porción central de la porción óptica 12 o toda la zona de la misma constituye una zona de lente que tiene propiedades ópticas que permiten que funcione como un sustituto para la lente del ojo humano. Las superficies de lente de la porción óptica 12 (una superficie anterior 18 de la porción óptica y una superficie posterior 20 de la porción óptica) pueden adoptar cualquiera de las diversas formas según las propiedades ópticas requeridas. Se establecen las dos superficies 18, 20 mediante una combinación
10 apropiada de superficies cóncavas, superficies convexas, superficies planas, etcétera. En la presente realización, se emplea una porción óptica 12 con forma de lente convexa, en la que tanto la superficie anterior 18 de la porción óptica como la superficie posterior 20 de la porción óptica son superficies convexas esféricas. En la lente intraocular 10 según la presente realización, se debería interpretar que una superficie anterior es una cara ubicada en un lado de la córnea cuando la lente intraocular está insertada en una cápsula, y se debería interpretar que una superficie
15 posterior es una cara ubicada en un lado de la retina en la cápsula.

Aquí, la dimensión del diámetro D de la porción óptica 12 se encuentra, preferentemente, en un intervalo de 4,5 – 7,5 mm. La dimensión del grosor radial (grosor) d de la porción óptica 12 en la dirección del eje óptico tiene, preferentemente, un valor máximo desde 0,10 hasta 2,00 mm en vista de la operabilidad como un plegado o enrollado al igual que las características ópticas.

20 Un par de porciones 14, 14 de acoplamiento que se extienden una longitud prescrita en la dirección circunferencial están formadas en la parte periférica externa de la porción óptica 12, prolongándose de forma que estén colocadas en ubicaciones opuestas a lo largo de una dirección que se encuentra atravesando el diámetro de la porción óptica 12. Cada porción 14 de acoplamiento tiene una forma generalmente trapezoidal en una vista frontal, con una anchura que se estrecha progresivamente en la dirección circunferencial en el lado del borde distal saliente.

25 La porción 14 de acoplamiento está compuesta de superficies anteriores 22 de la porción de acoplamiento constituidas por superficies inclinadas situadas en una cara en la dirección del eje óptico (el lado de la superficie anterior 18 de la porción óptica) y que, moviéndose hacia el lado periférico externo, se inclinan progresivamente hacia el lado de la superficie anterior en la dirección del eje óptico. Las superficies posteriores 24 de la porción de acoplamiento situadas en la otra cara están constituidas por superficies planas que se extienden perpendiculares al
30 eje óptico, de forma que moviéndose hacia el lado periférico externo aumenta progresivamente en conjunto el grosor de la porción 14 de acoplamiento.

Además, la dimensión de grosor radial (grosor) en la parte periférica interna de la porción 14 de acoplamiento en la dirección del eje óptico es aproximadamente la misma que la dimensión de grosor radial (grosor) en la parte periférica externa de la porción óptica 12 en la dirección del eje óptico. La superficie circunferencial externa de la
35 porción 14 de acoplamiento está curvada con forma de arco, de manera que se conforme al contorno exterior respectivo de la porción óptica 12, y se conecte suavemente con la superficie circunferencial externa de la porción óptica 12.

Por otro lado, el par de porciones 16, 16 de soporte está formado integralmente en cada superficie circunferencial externa arqueada de las porciones 14, 14 de acoplamiento. El par de porciones 16, 16 de soporte tienen una forma
40 de varilla alargada delgada y se prolongan, respectivamente, hacia fuera en la dirección diametral de la porción óptica 12 desde las porciones centrales circunferenciales de las porciones 14, 14 de acoplamiento, al igual que se extienden en una configuración curvada en la dirección circunferencial de la porción óptica 12. Cuando se inserta la lente intraocular 10 en la cápsula, se hace referencia a las superficies de las porciones 16, 16 de soporte, que están ubicadas en el lado de la córnea, como las superficies anteriores 26 de la porción de soporte, mientras que se hace
45 referencia a las otras superficies de las porciones 16, 16 de soporte, que están ubicadas en el lado de la retina, como las superficies posteriores 28 de la porción de soporte. Las caras laterales circunferenciales externas de las porciones curvadas del par de porciones 16, 16 de soporte constituyen superficies 30, 30 de contacto para estar dispuestas en contacto con la superficie interior de la cápsula en el ojo con la lente intraocular 10 insertada en la cápsula. Mediante este diseño, en la presente realización, la porción óptica 12 está colocada apoyada en la
50 ubicación prescrita en el interior de la cápsula por medio del par de porciones 16, 16 de soporte.

Según la presente realización, las porciones 16, 16 de soporte tienen porciones de reducción de la viscosidad en forma de partes salientes 32, 32 formadas en porciones extremas distales de las mismas. Cada parte saliente 32 está formada de manera que se prolonga al exterior de la superficie posterior correspondiente 28 de la porción de soporte, con una forma semiesférica en la presente realización.

55 La dimensión de grosor radial (grosor) de las porciones 16, 16 de soporte es menor que la dimensión de grosor radial de las porciones 14, 14 de acoplamiento en su borde circunferencial externo. En la presente realización, el grosor radial es también ligeramente mayor que el grosor radial en la parte periférica externa de la porción óptica 12. Las porciones 16, 16 de soporte se extienden desde el borde de la cara terminal circunferencial externa de las porciones 14, 14 de acoplamiento, en las superficies anteriores 22 de la porción de acoplamiento de las mismas. Es
60 decir, en un plano que se extiende perpendicular al eje óptico, un par de superficies anteriores 26, 26 de la porción

de soporte que constituyen las superficies en un primer lado de las porciones 16, 16 de soporte en la dirección del eje óptico están colocadas, en general, de forma coplanaria con el borde circunferencial externo del par de superficies anteriores 22 de la porción de acoplamiento; por otra parte, el par de superficies posteriores 28, 28 de la porción de soporte situadas en el otro lado de las porciones 16, 16 de soporte en la dirección del eje óptico están colocadas más precargadas hacia el lado de la superficie anterior de lo que lo está el par de superficies posteriores 24, 24 de la porción de acoplamiento.

La lente intraocular 10 que tiene la estructura expuesta anteriormente, que incluye en su totalidad la porción óptica 12 y las porciones 16, 16 de soporte puede ser plegada o enrollada en la dirección apropiada para reducir su tamaño general. Entonces, siguiendo procedimientos conocidos, se practica una incisión en parte del ojo, se extirpa el cristalino del sitio utilizando succión, etc., y se inserta la lente intraocular 10 reducida hasta un tamaño pequeño a través de la herida de incisión y al interior de la cápsula. Si se necesita, se puede utilizar un instrumento apropiado de inserción (por ejemplo, los instrumentos dados a conocer en los documentos JP-A-2-156943 y JPA- 9-508810) para la operación de inserción.

Cuando se inserta la lente intraocular 10 en el ojo con este tipo de instrumento de inserción, se orienta la lente intraocular 10 con el par de porciones 16, 16 de soporte colocadas en la parte delantera y posterior en la dirección de inserción y se pliega o enrolla la lente intraocular en torno a un eje que se extiende en la dirección de oposición de las porciones 16, 16 de soporte, reduciendo, de ese modo, de forma ventajosa la lente intraocular 10 hasta un tamaño reducido en la dirección generalmente ortogonal con respecto a la dirección de oposición de las porciones 16, 16 de soporte. Se coloca la lente intraocular alargada 10 que ha sido plegada o enrollada de forma compacta de esta forma en el instrumento de inserción, de forma que la dirección de inserción coincida con la dirección de oposición de las porciones 16, 16 de soporte, es decir, la dirección a lo largo. Entonces, se empuja la lente intraocular 10 colocada de esta manera en el instrumento de inserción desde su extremo posterior en la dirección de inserción por medio del émbolo, empujándola al interior del ojo.

Existe un riesgo de que, si el émbolo empuja la lente intraocular 10 desde la parte trasera dejando que el par de porciones 16, 16 de soporte se prolongue al exterior desde la parte periférica externa de la porción óptica 12 hacia cualquiera de los dos lados en la dirección de inserción, se dañe la porción 16 de soporte situada en el extremo posterior en la dirección de inserción por medio de la fuerza de empuje del émbolo; por esta razón, en la mayoría de los casos la porción 16 de soporte situada en el extremo posterior en la dirección de inserción será plegada con antelación y la lente intraocular insertada en el ojo con la porción posterior 16 de soporte superpuesta contra la superficie óptica de la porción óptica 12. Durante la inserción, se insertará la lente intraocular 10 en el ojo por medio del émbolo empujando la parte periférica externa de la porción óptica 12 situada en el extremo posterior en la dirección de inserción.

Mientras se empuja la lente intraocular por medio del émbolo, se dobla fácilmente hacia atrás la porción 16 de soporte situada en el extremo anterior en la dirección de inserción debido al rozamiento con la pared periférica del instrumento de inserción, por lo que la porción plegada 16 de soporte se superpone contra la superficie óptica de la porción óptica 12. La lente intraocular 10 de la presente realización se inserta, de ese modo, en el ojo, con el par de porciones 16, 16 de soporte prolongándose al exterior hacia cualquiera de los dos lados en la dirección de inserción, ambas superpuestas contra la superficie óptica de la porción óptica 12.

Cuando el material de la lente intraocular 10 incluye un polímero acrílico que exhibe viscosidad a una temperatura normal, en algunos casos la porción óptica 12 y las porciones 16, 16 de soporte pueden tender a adherirse entre sí en sus porciones que están superpuestas durante el plegado o enrollado. En particular, con las porciones de soporte de diseño convencional, dado que las porciones de soporte se superponen contra la porción óptica al plegarse de la forma mencionada anteriormente durante la inserción de la lente intraocular, tendían a adherirse a la superficie óptica de la porción óptica, y cuando las porciones de soporte tienen una forma de varilla alargada estrecha, era difícil impartirles suficiente fuerza elástica para superar el estado adherido, con el riesgo de que la lente intraocular no recuperara fácilmente de manera natural su forma inicial mediante la fuerza elástica después de ser insertada en el ojo.

Sin embargo, con la lente intraocular 10 de estructura según la presente realización, las partes salientes 32, 32 están formadas en las porciones extremas distales de las porciones 16, 16 de soporte que serán superpuestas contra la superficie óptica de la porción óptica 12. Por medio de este diseño, será difícil que se produzcan problemas tales como una falta de despliegue de las porciones 16, 16 de soporte en el ojo debida a la adhesión de las porciones 16, 16 de soporte a la porción óptica 12, incluso cuando la lente intraocular 10 emplea un polímero acrílico que exhibe viscosidad. Específicamente, cuando las superficies posteriores 28, 28 de la porción de soporte están superpuestas contra la superficie anterior 18 de la porción óptica, las partes salientes 32, 32 que se prolongan al exterior hacia el lado de la superficie posterior en los bordes distales de las porciones 16, 16 de soporte harán contacto con la superficie anterior 18 de la porción óptica, por lo que la porción óptica 12 y las porciones 16, 16 de soporte harán contacto parcial con un área mucho menor de contacto en comparación con el caso en el que las superficies posteriores 28, 28 de la porción de soporte están colocadas en contacto en su totalidad contra la superficie anterior 18 de la porción óptica. Además, dado que las partes salientes 32, 32 en la presente realización en particular tienen una forma generalmente semiesférica, los extremos distales salientes de las partes salientes 32, 32 adoptan un estado de contacto puntual contra la superficie anterior 18 de la porción óptica, por lo que se puede

proporcionar un área pequeña de contacto aún más ventajosamente. Por lo tanto, la lente intraocular 10 que pertenece a la presente realización, a pesar del hecho de que las porciones 16, 16 de soporte están plegadas sobre la porción óptica 12 durante su inserción, la fuerza de adhesión que actúa entre las porciones 16, 16 de soporte y la porción óptica 12 será suficientemente baja para dificultar la adhesión, de forma que aunque se produzca una adhesión temporal, una vez insertadas en el ojo las porciones 16, 16 de soporte se desprenderán fácilmente mediante la fuerza elástica y podrán recuperar su forma inicial.

Además, con la lente intraocular 10 de la presente realización, se puede lograr de forma ventajosa una recuperación por parte de la lente intraocular de su forma inicial en el ojo sin ningún procedimiento especial; y una vez que se ha desplegado la lente intraocular 10 en el ojo, mediante un ajuste posicional de la lente intraocular 10 en la cápsula utilizando un instrumento apropiado según sea necesario, se puede colocar la lente intraocular 10 con respecto a la cápsula de tal forma que el eje óptico de la porción óptica 12 esté alineado, en general, con el eje central oftálmico.

En la lente intraocular 10 de una pieza de estructura según la presente realización, las partes salientes 32, 32 están formadas de forma que se prolonguen al exterior desde las superficies posteriores 28, 28 de la porción de soporte en las porciones extremas distales salientes de las porciones 16, 16 de soporte. Por medio de este diseño, cuando las porciones de soporte están superpuestas contra con la superficie óptica, y colocadas en contacto con la misma, de la porción óptica 12 (la superficie anterior 18 de la porción óptica) durante la inserción de la lente intraocular 10 en el ojo, un contacto de los extremos distales salientes de las partes salientes 32, 32 evitará que las superficies posteriores 28, 28 de la porción de soporte hagan contacto en toda su cara con la superficie óptica de la porción óptica 12. Por esta razón, se puede mantener que el área de adhesión sea menor en comparación con el caso en el que las superficies posteriores 28, 28 de la porción de soporte hacen contacto en toda su cara con la superficie óptica de la porción óptica 12, evitando, de esta manera, que se desarrolle un nivel elevado de fuerza adhesiva. Por consiguiente, a pesar de la fuerza elástica relativamente baja de las porciones 16, 16 de soporte de forma de varilla alargada estrecha, se desprenderán un grado suficiente para que las porciones 16, 16 de soporte se desplieguen mediante la fuerza elástica después de la inserción de la lente intraocular 10 en el ojo, de forma que recuperen coherentemente su forma inicial.

En la presente realización en particular, se les proporciona a las partes salientes 32, 32 una forma semiesférica, por lo que los extremos distales salientes de las partes salientes 32, 32 hacen contacto puntual con la porción óptica 12. Por esta razón, se puede reducir el tamaño de forma ventajosa del área de contacto de las porciones 16, 16 de soporte (las partes salientes 32, 32) con la superficie óptica, y se puede conseguir de forma eficaz el efecto de reducción de la fuerza adhesiva.

Además, en la presente realización, las partes salientes 32, 32 están formadas de manera que se prolongan hacia el lado de la superficie posterior desde las porciones extremas distales salientes de las superficies posteriores 28, 28 de la porción de soporte, mientras que las superficies anteriores 26, 26 de la porción de soporte están constituidas como superficies planas. Al hacerlo, las partes salientes 32, 32 están formadas en las superficies posteriores 28, 28 de la porción de soporte que estarán superpuestas contra las superficies posteriores 20, 20 de la porción óptica, de forma que se pueda hacer suficientemente pequeña el área de contacto entre las superficies posteriores 20, 20 de la porción óptica y las superficies posteriores 28, 28 de la porción de soporte; y las superficies anteriores 26, 26 de la porción de soporte estarán constituidas como superficies planas, evitando, de ese modo, que la dimensión de grosor de las porciones 16, 16 de soporte sean mayores de lo necesario, de forma que se pueda plegar o enrollar la lente intraocular 10 hasta un tamaño suficientemente pequeño.

Aunque se ha descrito la presente invención en la presente memoria en términos de una realización, esta es simplemente ejemplar, y no se debería interpretar que la invención está limitada de ninguna forma a la divulgación específica de la realización. Para proporcionar una mejor comprensión de la invención, se ilustrarán a modo de ejemplo varias realizaciones específicas adicionales. En las siguientes realizaciones, se asignarán a las partes y a las áreas sustancialmente idénticas a aquellas de la lente intraocular 10 de la primera realización precedente los mismos símbolos en los dibujos que en la primera realización, y no serán expuestas con más detalle.

Las FIGS. 4 y 5 muestran la porción relevante de una lente intraocular que pertenece a una segunda realización de la presente invención. En la lente intraocular que pertenece a la presente realización, hay formada una única parte 34 de nervadura como una porción de reducción de la viscosidad, en la superficie posterior 28 de la porción de soporte del par de porciones 16, 16 de soporte. Esta parte 34 de nervadura se extiende continuamente con un corte transversal semicircular generalmente invariable en la dirección a lo ancho de las porciones 16, 16 de soporte y está constituida de forma que tenga una superficie curvada que es convexa hacia el lado hacia el que se prolonga la parte 34 de nervadura.

La lente intraocular de estructura según la presente realización proporciona efectos similares a aquellos de la primera realización porque evita de forma eficaz la adhesión de las porciones 16, 16 de soporte a la porción óptica 12, y permite una recuperación coherente de las porciones 16, 16 de soporte hasta su forma original tras su inserción en el ojo. Además, en la presente realización en particular, con la lente intraocular en el estado plegado o enrollado para su inserción en el ojo, las porciones 16, 16 de soporte y la porción óptica 12 estarán en contacto lineal. Por lo tanto, en comparación con la primera realización, será posible reducir o evitar, de forma ventajosa, el

contacto entre las porciones 16, 16 de soporte y la porción óptica 12 en porciones distintas de la parte 34 de nevadura, y conseguir un efecto más coherente de reducción de la viscosidad.

Las FIGS. 6 y 7 muestran la porción relevante de una lente intraocular que pertenece a una tercera realización de la presente invención. Específicamente, en la lente intraocular que pertenece a la presente realización, hay formado un único rebaje 36 que se abre al lado de la cara posterior de las porciones 16, 16 de soporte por medio de una porción de reducción de la viscosidad. El rebaje 36 está formado de manera que se extienda a través de la porción extrema distal saliente de las porciones 16, 16 de soporte, con un corte transversal semicircular generalmente invariable en la dirección a lo ancho de las porciones 16, 16 de soporte y con los extremos a lo ancho del rebaje abriéndose a los bordes laterales a lo ancho de las porciones 16, 16 de soporte.

La lente intraocular de estructura según la presente realización proporciona un área reducida de contacto de las porciones extremas distales salientes de las porciones 16, 16 de soporte, que tienen el problema de ser particularmente propensas a la adhesión, en comparación con otras áreas (la superficie óptica de la porción óptica 12, etcétera) y, de esta manera, puede reducir la fuerza de adhesión. Además, la acción de reducción de la fuerza de adhesión proporcionada por el rebaje 36 puede evitar de forma eficaz un mayor grosor en la dirección del eje óptico en las porciones extremas distales salientes de las porciones 16, 16 de soporte, consiguiendo, por lo tanto, de forma más ventajosa un tamaño compacto de la lente intraocular en el estado plegado o enrollado para su inserción en el ojo.

A continuación, la FIG. 8 muestra la porción relevante de una lente intraocular que pertenece a una cuarta realización de la presente invención. Específicamente, en la lente intraocular que pertenece a la presente realización, las porciones de reducción de la viscosidad están constituidas por porciones 38, 38 de superficie rugosa creadas mediante un procedimiento de corrugación superficial para formar un gran número de irregularidades diminutas (por ejemplo, irregularidades con una anchura y altura ≤ 1 mm) en las superficies posteriores 28, 28 de la porción de soporte de las porciones 16, 16 de soporte. Las porciones 38, 38 de superficie rugosa en la presente realización están compuestas de una multitud de surcos diminutos que parecen rasguños formados con un patrón generalmente reticular; se puede lograr de forma ventajosa el procedimiento de corrugación superficial al someter a la superficie del molde formador utilizado en el procedimiento de moldeo a un tratamiento tal como chorreo con granalla o ataque químico, o a una irradiación láser, para formar las irregularidades.

La lente intraocular de estructura según la presente realización, como la tercera realización expuesta anteriormente, evita, de forma eficaz, el efecto de reducción de la viscosidad de las porciones 16, 16 de soporte con respecto a la porción óptica 12, al igual que minimiza la dimensión de grosor en las porciones extremas distales salientes de las porciones 16, 16 de soporte, de forma que se consigue ventajosamente un tamaño compacto de la lente intraocular durante la inserción en el ojo.

Además, en la lente intraocular de la presente realización, las porciones 38, 38 de superficie rugosa formadas en las porciones 16, 16 de soporte se producen mediante un procedimiento de corrugación superficial, reduciendo, de ese modo, la transparencia de las porciones 16, 16 de soporte en las ubicaciones en las que se han formado las porciones 38, 38 de superficie rugosa y mejorando su visibilidad en el líquido. Específicamente, en el pasado se ha intentado mejorar la visibilidad de las porciones de soporte en líquidos de cara a mejorar la manipulabilidad de la lente intraocular en el ojo, una operación que es llevada a cabo sustancialmente en líquido; y, con este fin, se han propuesto medios tales como impartir color a las porciones de soporte. Sin embargo, tales procedimientos han tenido los problemas de ser difíciles de implementar en lentes intraoculares del tipo de una pieza, o de imponer limitaciones inevitables en cuanto a los materiales. En la lente intraocular de la presente realización, para mejorar la manipulabilidad de la lente intraocular en el ojo, una operación que se lleva a cabo sustancialmente en líquido, las porciones 38, 38 de superficie rugosa están formadas en las porciones 16, 16 de soporte, reduciendo, de ese modo, la transparencia de las porciones 16, 16 de soporte y garantizando con éxito una visibilidad adecuada en líquidos. Al hacerlo, cuando se coloca la lente intraocular utilizando un instrumento específico después de ser insertada en el ojo, se mejorará la visibilidad de las porciones 16, 16 de soporte en el ojo lleno de humor acuoso, sustancia viscoelástica, o similar, y se puede mejorar la manipulabilidad de la lente intraocular en el ojo.

La forma de las prolongaciones formadas en las porciones de soporte no está limitada de ninguna forma a la divulgación específica relativa a las partes salientes 32 en la primera realización precedente. Específicamente, las FIGS. 9 y 10 muestran la porción relevante de la porción extrema distal de las porciones 16, 16 de soporte de una lente intraocular que pertenece a una quinta realización de la presente invención. Específicamente, las porciones 16, 16 de soporte mostradas en las FIGS. 9 y 10 tienen partes salientes 40, 40 de forma piramidal de tres caras. La lente intraocular que tiene partes salientes 40, 40 de tal forma proporciona efectos similares a los de la primera realización precedente.

Las FIGS. 11 y 12 muestran la porción relevante de la porción extrema distal saliente de las porciones 16, 16 de soporte de una lente intraocular que pertenece a una sexta realización de la presente invención. Las porciones extremas distales salientes de las porciones 16, 16 de soporte de la lente intraocular que pertenecen a la presente realización tienen formadas en las mismas partes salientes 42, 42 de forma paralelepípedica generalmente rectangular que se prolongan al exterior en la dirección del eje óptico. En la lente intraocular dotada de las partes salientes 42, 42 de esta forma, el área de contacto de las mismas con la porción óptica 12 será mayor que con las

partes salientes 42, 42 mostradas en la primera realización precedente. De esta manera, se puede conseguir una condición más estable de contacto; se puede evitar de forma eficaz que las porciones de las porciones 16, 16 de soporte distintas de aquellas en las que las partes salientes 42, 42 hagan contacto con la porción óptica 12; y se puede reducir, de forma eficaz, la adhesión de las porciones 16, 16 de soporte a la porción óptica 12.

5 Las FIGS. 13 y 14 muestran la porción relevante de la porción extrema distal saliente de las porciones 16, 16 de soporte de una lente intraocular que pertenece a una séptima realización de la presente invención. Las porciones extremas distales salientes de las porciones 16, 16 de soporte de la lente intraocular que pertenece a la presente realización tienen formadas en las mismas partes salientes 44, 44 que están formadas de manera que se prolonguen al exterior en la dirección del eje óptico y se extienden en la dirección a lo ancho con un corte transversal trapezoidal generalmente invariable. En la presente realización en particular, los bordes anteriores de las porciones 16, 16 de soporte en las porciones extremas distales salientes de las partes salientes 44, 44 están constituidos por un ángulo obtuso. La lente intraocular dotada de partes salientes 44, 44 de esta forma proporciona efectos sustancialmente idénticos a aquellos de la sexta realización precedente, y puede también reducir en particular una irritación causada por el contacto con la cápsula, debido al ángulo obtuso de las porciones extremas distales salientes de las porciones 16, 16 de soporte que en la mayoría de casos estarán dispuestas en contacto firme con la superficie interior de la cápsula.

Además, la forma de las nervaduras no está limitada de ninguna manera por la divulgación específica relativa a las partes 34, 34 de nervadura en la segunda realización precedente, y sería aceptable emplear partes de nervadura que tengan cualquiera de diversas formas en corte transversal, tales como una forma cuadrilateral o una forma triangular. Además, como con las partes 46, 46 de nervadura formadas en las porciones 16, 16 de soporte de una lente intraocular que pertenece a una octava realización de la presente invención mostrada en las FIGS. 15 y 16, las porciones de nervadura pueden estar formadas de manera que se extiendan diagonalmente en la dirección perpendicular al eje óptico, con respecto a la dirección a lo ancho de las porciones de soporte. Además, la forma en corte transversal de las partes de nervadura no necesita ser necesariamente invariable; como con las partes 48, 48 de nervadura formadas en las porciones 16, 16 de soporte de una lente intraocular que pertenece a una novena realización de la presente invención mostrada en las FIGS. 17 y 18, las partes de nervadura pueden tener una altura de prolongación variable en la dirección de su extensión. Las partes 48, 48 de nervadura en la novena realización están formadas por dos nervaduras que se cruzan con ángulos aproximadamente rectos en una vista posterior.

Los rebajes formados en las porciones 16, 16 de soporte no están limitados de ninguna forma por la divulgación específica relativa a los rebajes 36, 36 en la tercera realización precedente. Como ejemplo específico, las FIGS. 19 y 20 muestran la porción relevante de la porción extrema distal saliente de las porciones 16, 16 de soporte de una lente intraocular que pertenece a una décima realización de la presente invención. Las porciones extremas distales salientes de las porciones 16, 16 de soporte tienen formadas en las mismas rebajes 50, 50 que se extienden con un corte transversal triangular generalmente invariable en la dirección a lo ancho de las porciones 16, 16 de soporte, de forma que se abran a cualquiera de las dos caras laterales a lo ancho de las porciones 16, 16 de soporte. Las FIGS. 21 y 22 muestran la porción relevante de la porción extrema distal saliente de las porciones 16, 16 de soporte de una lente intraocular que pertenece a una undécima realización de la presente invención. Las porciones extremas distales salientes de las porciones 16, 16 de soporte tienen formadas en las mismas rebajes 52, 52 que se extienden con un corte transversal trapezoidal generalmente invariable, de forma que se abran a cualquiera de las dos caras laterales a lo ancho de las porciones 16, 16 de soporte. Las lentes intraoculares de estructura según las realizaciones décima y undécima proporcionan efectos similares a aquellos de la lente intraocular en la tercera realización. El rebaje que constituye la porción de reducción de la viscosidad no tiene necesariamente un corte transversal invariable, y puede estar formado con una profundidad de rebaje, una anchura de rebaje, etcétera, variables.

Además, los rebajes pueden estar formados de manera que se abran a cualquiera de los dos lados en la dirección a lo ancho, o se abran en el extremo distal saliente. A modo de ejemplo específico, según se muestra en las FIGS. 23 y 24, mediante la formación de una parte 54 de hendidura, de forma que el lado de la superficie posterior del extremo distal saliente de las porciones 16, 16 de soporte se extiende en la dirección a lo ancho con una forma generalmente de cuarto de círculo, es posible reducir el área de contacto de los extremos distales de las porciones 16, 16 de soporte con la porción óptica 12 cuando se pliega o enrolla la lente intraocular, proporcionando, de esta manera, un efecto de reducción de la viscosidad.

Además, cuando las porciones 16, 16 de soporte están dotadas de porciones de superficie rugosa por medio de las porciones de reducción de la viscosidad; como se enseña en la cuarta realización precedente, las porciones de superficie rugosa no están limitadas a porciones 38, 38 de superficie rugosa compuestas de surcos en un patrón reticular diagonal, según se muestra en la cuarta realización precedente, y puede emplear, en vez de ello, diversas otras morfologías tales como una multitud de irregularidades, surcos y similares microscópicos. A modo de ejemplo específico, la FIG. 25 muestra porciones 56, 56 de superficie rugosa formadas en las porciones extremas distales salientes de las porciones 16, 16 de soporte de una lente intraocular que pertenece a una realización duodécima de la presente invención. Específicamente, las porciones 56, 56 de superficie rugosa en la presente realización tienen formado un patrón granular de manera que se extiendan, en general, en la dirección a lo ancho. Es decir, la porción 56 de superficie rugosa tiene una multitud de irregularidades lineales finas que se extienden, en general, en la dirección a lo ancho de la porción 16 de soporte, produciendo un patrón general de irregularidades que se asemeja a

un código de barras. La lente intraocular de estructura según la presente realización dotada de tales porciones 56, 56 de superficie rugosa proporciona efectos sustancialmente idénticos a aquellos de la cuarta realización precedente.

Además, se pueden formar todos los rebajes, las prolongaciones, las nervaduras y las porciones de superficie rugosa mencionados anteriormente en un número plural en múltiples ubicaciones en las porciones 16, 16 de soporte. Como ejemplo específico, las porciones de reducción de la viscosidad podrían estar constituidas con morfologías tales como las mostradas en las FIGS. 26 a 31. Al formar una pluralidad de prolongaciones, nervaduras, rebajes o porciones de superficie rugosa en la porción 16 de soporte como se muestra en las FIGS. 26 a 31, se puede estabilizar la condición de contacto de las porciones 16, 16 de soporte con la porción óptica, y se puede conseguir el efecto de adhesión reducida de las porciones 16, 16 de soporte a la porción óptica 12.

Además, es posible que las partes salientes 32, 40, 42, 44, las partes 34, 46, 48 de nervadura, los rebajes 36, 50, 52, o las porciones 38, 56 de superficie rugosa estén formados en combinación en un número plural en las porciones 16, 16 de soporte. Como ejemplo específico, en la porción relevante de una lente intraocular mostrada en las FIGS. 32 y 33, se forma una pluralidad de rebajes 36, 36, 36 en las porciones 16, 16 de soporte, mientras que se forma una parte 54 de hendidura en la porción extrema distal saliente. En la porción relevante de la lente intraocular mostrada en una vista fragmentaria en las FIGS. 32 y 33, hay formadas nervaduras delgadas que se extienden en la dirección a lo ancho entre rebajes adyacentes 36, 36 y entre el rebaje 36 y la parte 54 de hendidura; el contacto de estas nervaduras con la porción óptica 12 sirve para minimizar el área de superficie de contacto entre las porciones 16, 16 de soporte y la porción óptica 12 para conseguir un efecto de reducción de la adhesión. En particular, se pueden producir varias de estas nervaduras mediante la formación de una pluralidad de rebajes 36, 36, 36 y una parte 54 de hendidura, para conseguir una condición de contacto estable con ello. En las porciones 16, 16 de soporte de la lente intraocular mostradas en las FIGS. 34 y 35, se ha formado una pluralidad de partes 34, 34, 34, 34 de nervadura, formándose un único rebaje 36 entre cada dos nervaduras adyacentes. Con una lente intraocular como la mostrada en las FIGS. 34 y 35, se puede conseguir una altura de prolongación satisfactoria de las partes 34, 34, 34, 34 de nervadura sin hacer las porciones 16, 16 de soporte excesivamente gruesas en ubicaciones en las que se han formado las porciones de reducción de la viscosidad; y se puede conseguir un efecto coherente de reducción de la adhesión. Además, mediante una combinación apropiada de una pluralidad de prolongaciones, nervaduras, surcos y/o superficies rugosas, se pueden conseguir, de forma ventajosa, excelentes efectos mediante los efectos combinados de diversas morfologías formadas en la porción 16 de soporte.

La forma de las porciones 16, 16 de soporte no está limitada en modo alguno por las divulgaciones específicas en las realizaciones precedentes. Como ejemplos específicos, son posibles porciones de soporte de diversas formas tales como aquellas mostradas en las FIGS. 36 a 39.

Específicamente, en la lente intraocular 58 mostrada en la FIG. 36, las porciones 60, 60 de soporte se subdividen en su sección media en dos bifurcaciones, con porciones que se encuentran más hacia el extremo distal prolongándose desde la sección media curvándose respectivamente en la dirección circunferencial de la porción óptica 12 y extendiéndose en direcciones mutuamente opuestas. La lente intraocular 58 que tiene las porciones 60, 60 de soporte de este diseño proporciona una mayor estabilidad de la porción óptica 12, y un soporte más seguro de la misma, cuando está insertada en la cápsula.

En otra lente intraocular 62 mostrada en la FIG. 37, la porción extrema basal 66 de las porciones 64, 64 de soporte que es el lado de la misma que se conecta a la superficie circunferencial externa de la porción 14 de acoplamiento, tiene una forma que es más ancha que su porción extrema distal 68; y la porción extrema distal 68 está curvada en la dirección circunferencial de la porción óptica 12. La lente intraocular 62 que tiene las porciones 64, 64 de soporte de este diseño puede asegurar suficiente rigidez por medio de la porción extrema basal relativamente ancha 66, mientras proporciona una colocación estable y una inmovilización de la porción óptica 12 en la ubicación prescrita, y proporcionando un nivel suficiente de flexibilidad debido a la porción extrema distal relativamente delgada 68, evitando, de ese modo, la lesión a la cápsula debido a que las porciones 64, 64 de soporte hacen contacto con la superficie interior de la cápsula, al igual que se evita un daño a la lente intraocular 62 por la fuerza de reacción al contacto.

En otra lente intraocular 70 adicional mostrada en la FIG. 38, la porción 72 se extiende en una configuración de varilla generalmente lineal, al igual que se dobla en la dirección perpendicular al eje óptico en su sección media, mientras la porción extrema basal 74 situada hacia la porción 14 de acoplamiento desde esta sección media tiene una forma más ancha con respecto a su porción extrema distal saliente 76. La lente intraocular 70 que tiene las porciones 72, 72 de soporte de este diseño proporciona efectos similares a los de la lente intraocular 62 mostrada en la FIG. 37 precedente, al igual que proporciona un acoplamiento más firme de los extremos distales salientes de las porciones 72, 72 de soporte con la superficie interior de la cápsula.

En otra lente intraocular 78 adicional mostrada en la FIG. 39, la porción 80 de soporte en su conjunto se dobla adoptando una configuración generalmente de gancho. Con más detalle, el par de porciones 80, 80 de soporte están situadas en oposición en una dirección que cruza el diámetro de la porción óptica 12 y se prolonga hacia fuera en la dirección diametral con las porciones de soporte dobladas o curvadas en la sección media para formar un par de porciones medias 82, 82 que se extienden una longitud dada en la dirección circunferencial de la porción óptica 12 y

- que se extienden en direcciones mutuamente opuestas en la dirección circunferencial. A su vez, estas porciones medias 82, 82 están dobladas o curvadas en secciones de las mismas para formar porciones extremas distales 84, 84 que se extienden en direcciones mutuamente opuestas en la dirección circunferencial con respecto a las porciones medias 82, 82. En la presente realización, las porciones medias 82 y las porciones extremas distales 84 se extienden en una disposición circular generalmente concéntrica, teniendo las porciones extremas distales 84 un mayor radio de curvatura que las porciones medias 82. La lente intraocular 78 que tiene las porciones 80 de soporte de este diseño, en virtud de la configuración de gancho producida por una curva de horquilla, puede amortiguar, de forma ventajosa, el esfuerzo que actúa sobre la cápsula debido al contacto cuando la lente intraocular está implantada en el interior de la cápsula, evitando, de esta manera, el problema de lesión a la cápsula.
- Además, como con las porciones 64, 72 de soporte mostradas en las FIGS. 37 y 38, la dimensión a lo ancho de las porciones de soporte puede variar desde el extremo basal hasta el extremo distal; y se puede establecer la dimensión de grosor, es decir, la dimensión de las porciones de soporte en la dirección del eje óptico, de forma apropiada dependiendo de propiedades tales como la resistencia requerida de las porciones de soporte. Como ejemplo específico, la porción de soporte puede hacerse progresivamente más delgada hacia su extremo distal saliente; cuando se emplea tal porción de soporte, la resistencia en la porción extrema distal saliente será menor, y se puede reducir la fuerza de reacción durante el contacto mientras al mismo tiempo se garantiza una resistencia adecuada en la porción extrema basal, de forma que se consiga una capacidad adecuada de la porción de soporte para colocar la lente intraocular.
- En la práctica preferente, para reducir la concentración de esfuerzos en la zona de conexión entre la porción de soporte y la porción de acoplamiento, se proporcionará una parte ensanchada de forma redondeada hacia cualquiera de los dos lados a lo ancho del extremo de la porción de soporte en el lado extremo basal de la misma, para proporcionar un aumento progresivo de la anchura hacia la porción de conexión a la porción de acoplamiento. Sin embargo, no siempre será necesario proporcionar tal parte ensanchada de forma redondeada en el extremo de la porción de soporte en su lado extremo basal.
- No serán siempre necesarias las porciones 14, 14 de acoplamiento en las realizaciones precedentes, y se puede formar el par de porciones 16, 16 de soporte, en vez de ello, de forma que se extiendan directamente hacia fuera en la dirección perpendicular al eje óptico desde la parte periférica externa de la porción óptica 12. La forma de las porciones de acoplamiento no está limitada de ninguna manera por las divulgaciones específicas en las realizaciones precedentes, y se pueden emplear diversas formas de manera apropiada para ello, tal como una forma generalmente anular formada en torno a toda la circunferencia, o similar.

REVINDICACIONES

1. Una lente intraocular (10, 58, 62, 70, 78) del tipo de una pieza que comprende:

una porción óptica (12) de forma generalmente circular en una vista frontal e incluye una zona de lente que tiene características ópticas prescritas; y

5 porciones (16, 60, 64, 72, 80) de soporte que se extienden radialmente hacia fuera desde la porción óptica (12), y que, con la lente (10, 58, 62, 70, 78) insertada en un ojo, están dispuestas en contacto con una superficie interior de una parte circunferencial externa de una cápsula, manteniendo, de ese modo, la porción óptica (12) colocada en el interior de la cápsula, la porción óptica (12) y las porciones (16, 60, 64, 72, 80) de soporte están formadas integralmente con un material blando plegable o enrollable,

caracterizada porque se emplea un material viscoso como el material blando, y

15 hay formadas porciones (32) de reducción de la viscosidad que tienen irregularidades únicamente en las porciones extremas distales salientes (76) de las caras posteriores (28) de las porciones de soporte en una dirección longitudinal (16, 60, 64, 72, 80), de forma que se reduzca la viscosidad de las caras posteriores (28) de las porciones extremas distales salientes (76) de las porciones (16, 60, 64, 72, 80) de soporte que están adaptadas para ser superpuestas sobre la porción óptica (12) cuando la lente (10, 58, 62, 70, 78) se pliega o enrolla y se inserta en el ojo.

20 2. La lente intraocular (10, 58, 62, 70, 78) según la reivindicación 1, en la que las irregularidades incluyen al menos una nervadura (34, 46, 48) que se extiende hacia cualquiera de los dos lados en una dirección a lo ancho de la porción (16, 60, 64, 72, 80) de soporte.

25 3. La lente intraocular (10) según la reivindicación 1 o 2, en la que hay constituidas irregularidades que incluyen un rebaje (36, 50, 52) que se extiende en la dirección a lo ancho de la porción (16) de soporte y abriéndose en uno de los dos extremos de la misma a caras laterales a lo ancho de la porción (16) de soporte.

4. La lente intraocular según la reivindicación 1, en la que las irregularidades incluyen una porción (38, 56) de superficie rugosa.

5. La lente intraocular (10) según la reivindicación 4, en la que la porción (38) de superficie rugosa incluye una pluralidad de surcos en un patrón reticular.

30

FIG.1

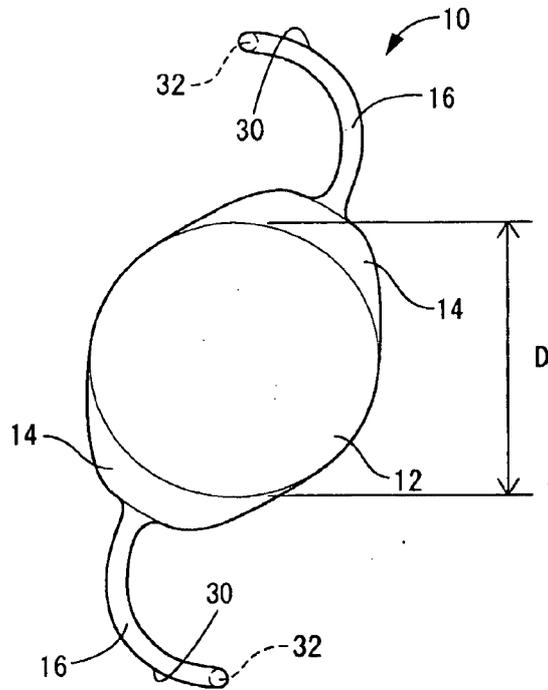


FIG.2

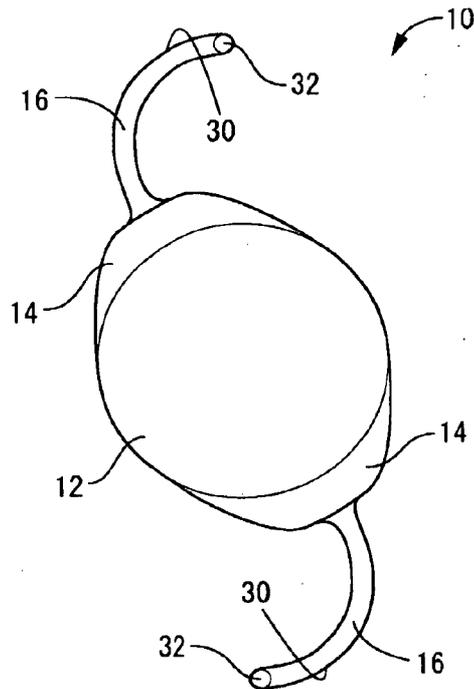


FIG.3

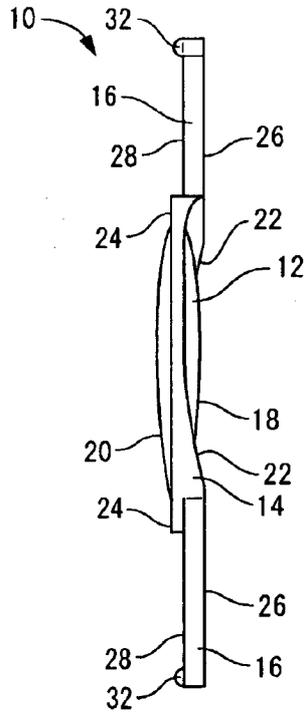


FIG.4

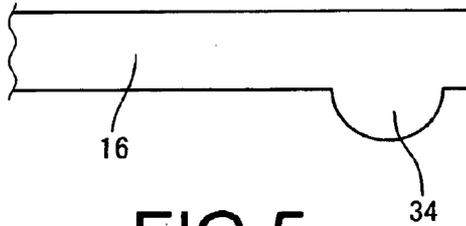


FIG.5

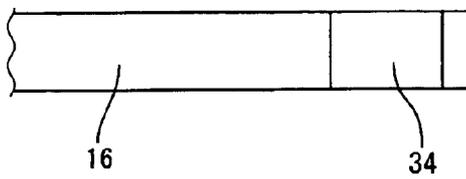


FIG.6

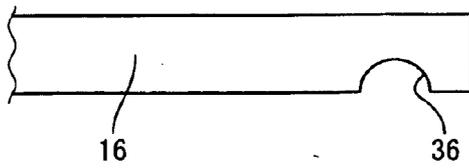


FIG.7

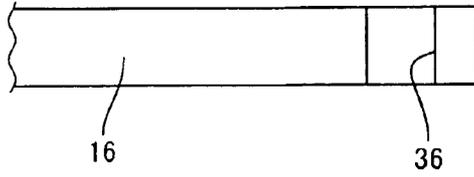


FIG.8

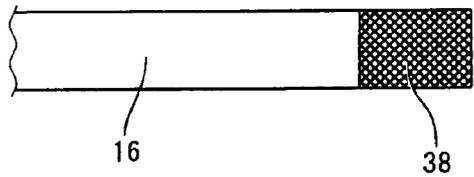


FIG.9

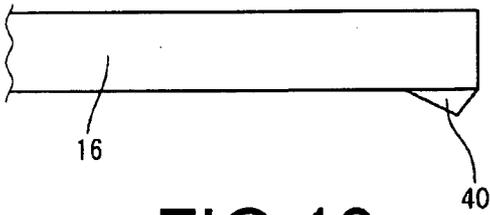


FIG.10

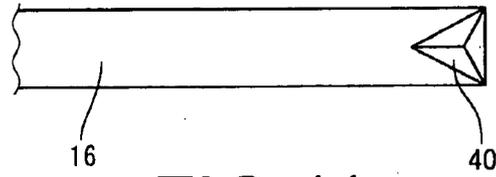


FIG.11

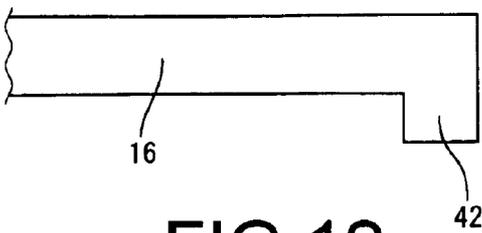


FIG.12

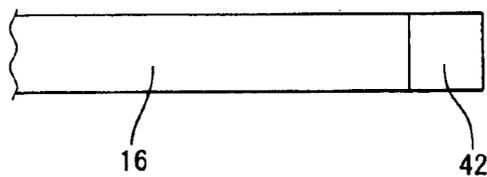


FIG.13

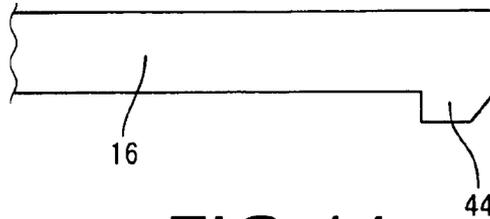


FIG.14

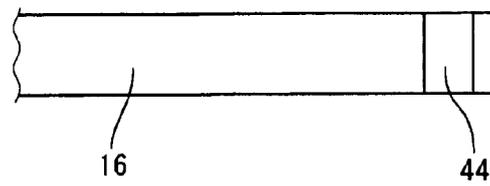


FIG.15

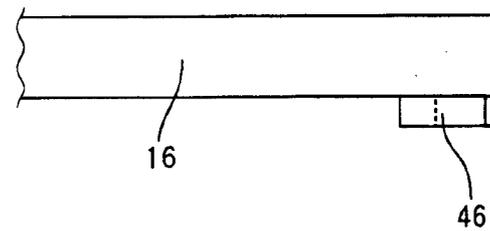


FIG.16

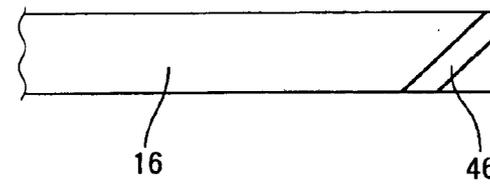


FIG.17

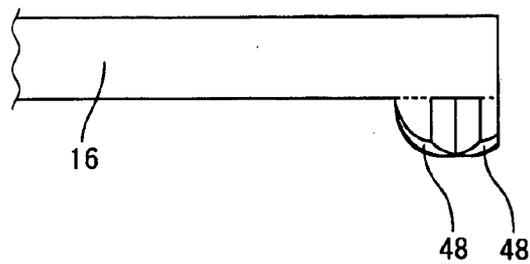


FIG.18

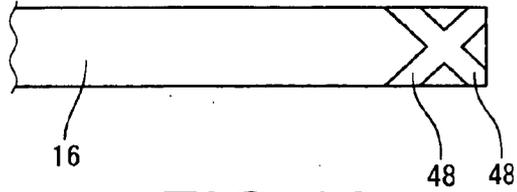


FIG.19

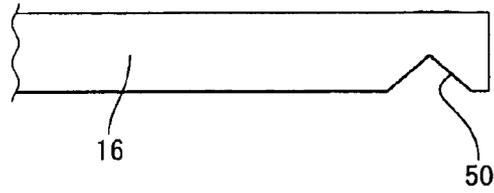


FIG.20

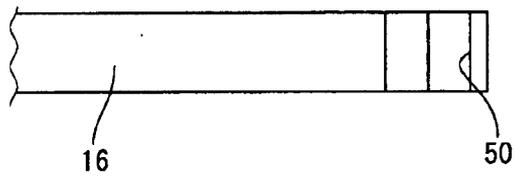


FIG.21

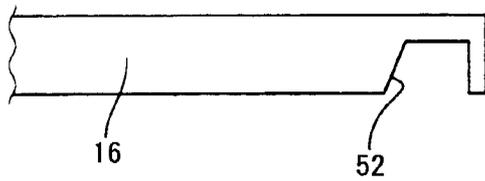


FIG.22

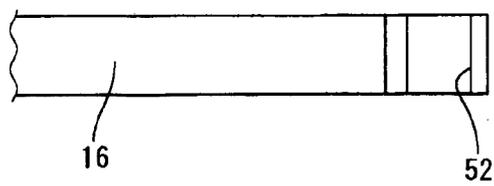


FIG.23

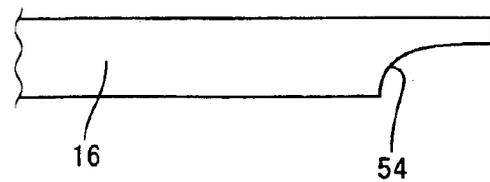


FIG.24

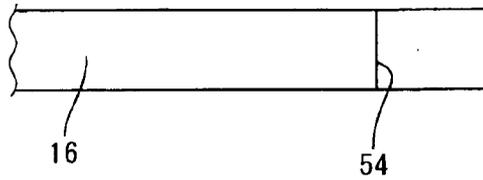


FIG.25

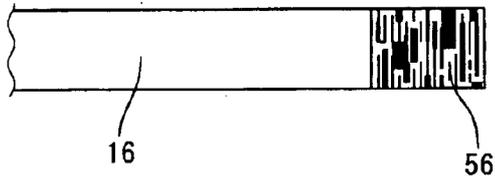


FIG.26

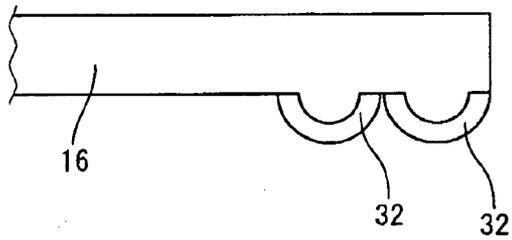


FIG.27

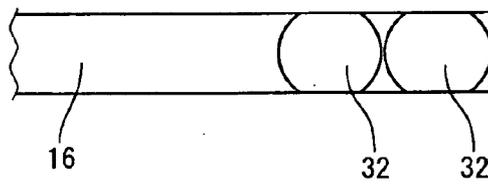


FIG.28

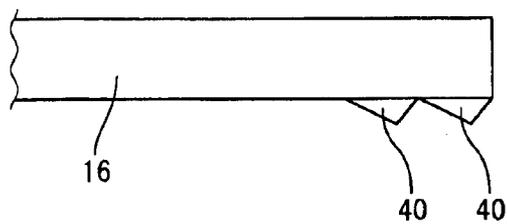


FIG.29

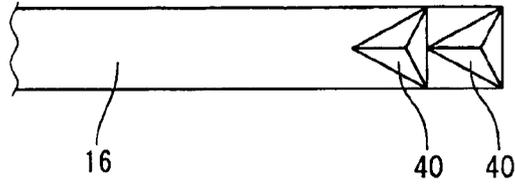


FIG.30

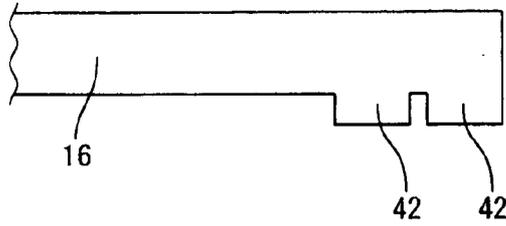


FIG.31

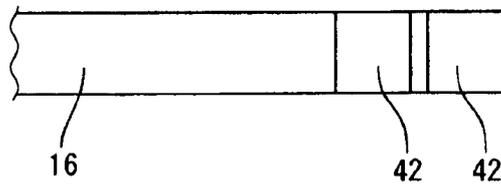


FIG.32

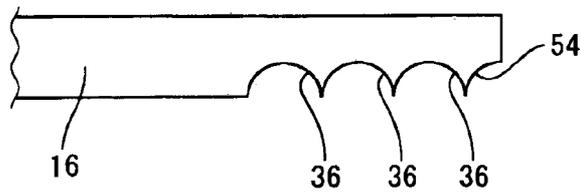


FIG.33

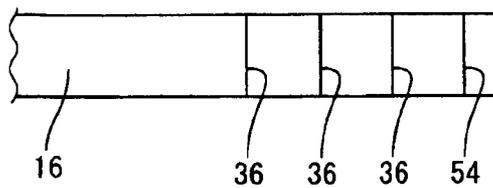


FIG. 34

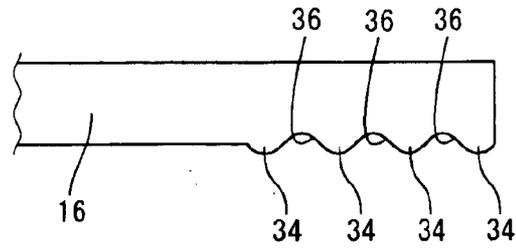


FIG. 35

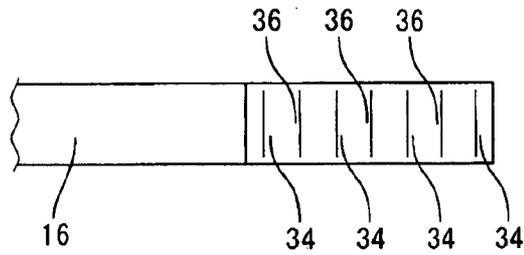


FIG. 36

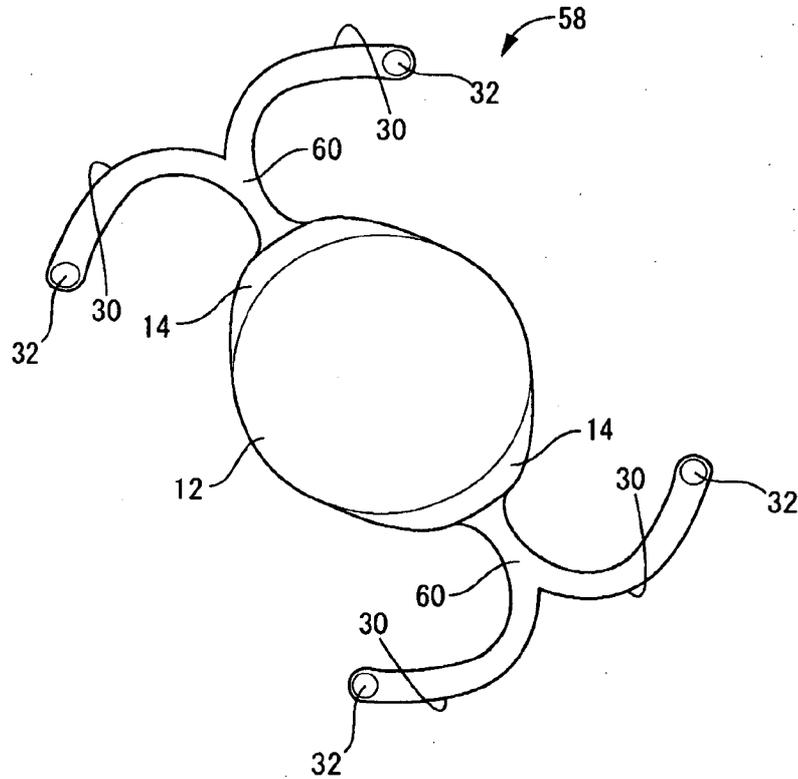


FIG.37

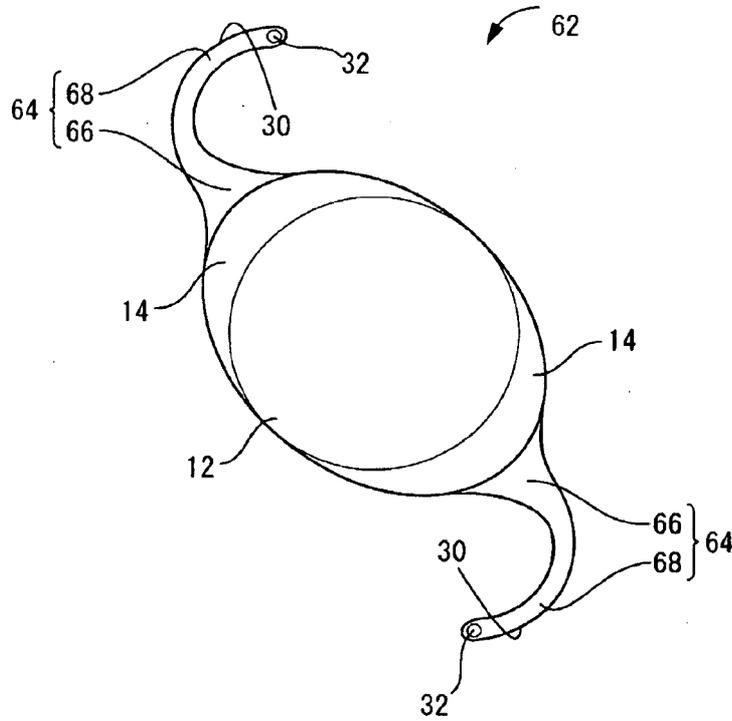


FIG.38

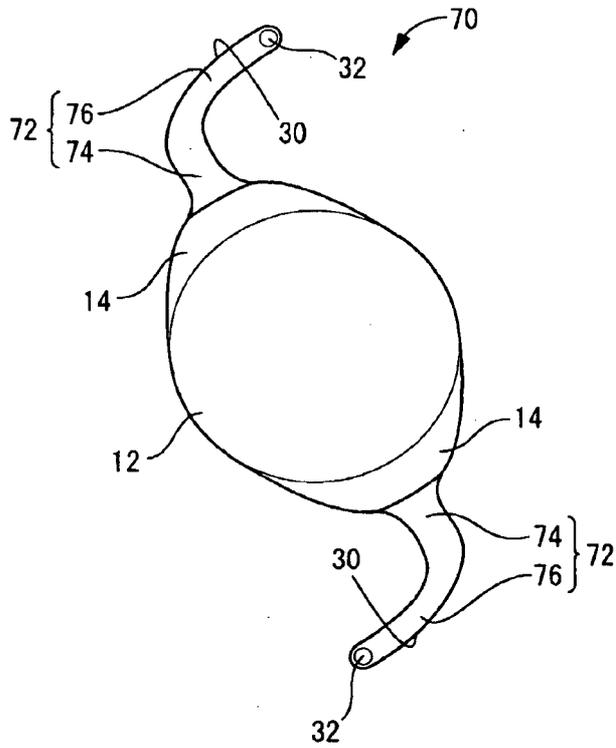


FIG. 39

