

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 723 752**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/16** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **01.12.2008 PCT/JP2008/003546**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.06.2010 WO10064275**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **01.12.2008 E 08878539 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.02.2019 EP 2368526**

54 Título: **Herramienta de inserción de lente intraocular**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**30.08.2019**

73 Titular/es:

**KOWA COMPANY LTD. (100.0%)  
6-29, Nishiki 3-chome, Naka-ku, Nagoya-shi  
Aichi 460-003, JP**

72 Inventor/es:

**NIWA, KAZUHARU;  
TANAKA, MASAYOSHI y  
SUZUKI, YASUHIKO**

74 Agente/Representante:

**TORNER LASALLE, Elisabet**

**ES 2 723 752 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**

Herramienta de inserción de lente intraocular

## 5 Campo técnico

Esta invención se refiere a una herramienta de inserción de lente intraocular usada para insertar una lente intraocular en el ojo.

## 10 Antecedentes de la técnica

De manera convencional, en cirugía de cataratas y otras operaciones, se ha adoptado un método en el que se extrae la lente de cristalino y se retira de la cápsula mediante una incisión hecha en tejidos oculares tales como la córnea (esclerótica) y la anterior cápsula de lente, y después, se inserta una lente intraocular en el ojo por medio de la incisión anterior para establecerse en la cápsula en lugar de la lente retirada.

15 En tales operaciones que usan una lente intraocular, se usan habitualmente herramientas de inserción para lentes intraoculares tales como aquellas descritas en los documentos de patente 1 y 2. En general, estas herramientas de inserción para lentes intraoculares se usan para colocar una lente intraocular dentro de la cápsula de lente mediante la inserción de la abertura de punta de un cilindro de inserción ubicado en la punta del cuerpo de herramienta a través de una incisión y empujando hacia fuera la lente intraocular en una condición deformada de manera compacta desde la abertura de punta del cilindro de inserción, que se despliega dentro de la cápsula de lente con su propia fuerza restauradora. Usar este tipo de herramienta de inserción permite no solamente minimizar la incisión y ahorrar tiempo y esfuerzo para las operaciones, sino también reducir el riesgo de astigmatismo e infecciones tras la operación.

Mientras tanto, las lentes intraoculares tienen a menudo diferentes formas entre sus lados frontal y trasero tales como aquellas, por ejemplo, con el háptico que se inclinan hacia la superficie frontal de la lente (lado de córnea) con el fin de suprimir cataratas secundarias empujando la zona óptica contra el interior posterior (lado vítreo) de la cápsula de lente. Por este motivo, la lente intraocular requiere que sus lados frontal y trasero se coloquen correctamente en la cápsula.

Sin embargo, las herramientas de inserción convencionales para lente intraocular tenían el problema de que los lados frontal y trasero de la lente intraocular tienden a bascularse dentro de la cápsula. Por tanto, el operario necesitaba desplazar la herramienta de inserción en la dirección de rotación una cantidad que asume un vuelco antes de insertarla en el ojo con el fin de evitar el dificultoso trabajo de invertir el giro de la lente intraocular en la dirección correcta dentro de la cápsula tras la operación, o girar la herramienta de inserción tan pronto como la lente intraocular se despliega en el interior de la cápsula tras sacarse de la herramienta de inserción. Sin embargo, una manipulación de este tipo no es fácil, ya que requiere unas manos expertas. Especialmente, se presionaba al operario para trabajar con cuidado para no provocar ningún daño a la incisión y similar al girar la herramienta de inserción.

Documento de patente 1: JP-A-2003-70829

## 45 Documento de patente 2: JP-A-2004-351196

El preámbulo según la reivindicación 1 puede derivarse del documento WO 2008/029498 A1

## 50 Divulgación de la invención

Problema que la invención trata de solucionar

Ahora bien, esta invención se realizó a partir de los antecedentes de la situación anterior, con el objetivo de solucionar los problemas proporcionando una herramienta de inserción de lente intraocular con una estructura novedosa capaz de colocar los lados frontal y trasero de la lente intraocular de manera más segura en la dirección correcta.

Medios para solucionar el problema

60 Como resultado de estudios minuciosos para solucionar los problemas anteriores, el inventor ha llegado a reconocer que la causa del vuelco de la lente intraocular es su acción de despliegue siguiendo la dirección de la punta de los hápticos dentro de la cápsula. Dicho de otro modo, la lente intraocular doblada dentro de la boquilla de la herramienta de inserción se hace generalmente para que un par de hápticos que se proyectan desde la zona óptica se desplieguen en la dirección frontal-trasera de la dirección de envío al exterior. Uno de los hápticos que se despliega en la dirección frontal se envía al interior de la cápsula antes de la zona óptica por medio de la abertura de punta de la herramienta de inserción y ya ha estado en contacto con la superficie interior de la cápsula en el

momento en el que la zona óptica se envía al interior de la cápsula.

En esta situación, la lente intraocular plegada dentro de la herramienta de inserción se enrolla sustancialmente tras pasar a través del cilindro de inserción tal como se da a conocer, por ejemplo, en el documento de patente 1. Por tanto, el háptico que se despliega desde la periferia de la zona óptica se sacaba a veces de la herramienta de inserción en una condición invertida y se ponía en contacto con la superficie interior de la cápsula en un estado invertido desde la colocación normal. Entonces, llegaba a un punto en el que se hacía una predicción de que la zona óptica gira al revés y se despliega dentro de la cápsula tal como hizo el háptico que se puso en contacto con la superficie interior de la cápsula en una condición invertida habiendo desplegado la zona óptica alrededor de un centro de restricción, es decir, el punto en el que los hápticos enviados anteriormente están en contacto con la superficie interior de la cápsula. Por tanto, el inventor pudo completar esta invención basándose en tal conocimiento nuevo.

Concretamente, un primer modo de esta invención proporciona una herramienta de inserción de lente intraocular que incluye un cuerpo de herramienta en forma de un cilindro adaptado para contener una lente intraocular, un elemento de inmersión que va a ensamblarse al cuerpo de herramienta insertándose en el mismo en una dirección axial desde una parte trasera, una platina en la que la lente intraocular está adaptada para colocarse proporcionada en una parte intermedia del cuerpo de herramienta en la dirección axial, y un cilindro de inserción de forma ahusada en un lado de punta de la platina en la dirección axial, estando adaptado el elemento de inmersión para sumergirse con el fin de mover hacia delante la lente intraocular colocada en la platina en la dirección axial de modo que la lente intraocular se deforma de manera compacta y se empuja hacia fuera a través del cilindro de inserción en un ojo, estando la herramienta de inserción de lente intraocular caracterizada porque: el cilindro de inserción incluye una superficie inferior continua desde una plataforma de lente de la platina, y una superficie superior colocada opuesta con respecto a la superficie inferior; se proporciona un saliente central en una porción central en una dirección de anchura del cuerpo de herramienta en la superficie inferior de una parte introductoria en un lado de la platina del cilindro de inserción para extenderse en la dirección axial del cuerpo de herramienta y hacer que sobresalga hacia la superficie superior para entrar en contacto con una porción central de una superficie posterior de una zona óptica de la lente intraocular enviada al interior del cilindro de inserción; se proporcionan un par de salientes laterales en ambos extremos en la dirección de anchura del cuerpo de herramienta en la superficie superior de la parte introductoria para extenderse en la dirección axial del cuerpo de herramienta y hacer que sobresalga hacia la superficie inferior para entrar en contacto con ambos extremos de una superficie frontal de la zona óptica de la lente intraocular enviada al interior del cilindro de inserción; el elemento de inmersión tiene una superficie de presión de lente formada en una cara de punta del mismo en la dirección axial con una dimensión que abarca desde la superficie inferior hasta la superficie superior en una sección de extremo de punta del cilindro de inserción; y el saliente central y el par de salientes laterales se hacen finalizar en una colocación ligeramente más allá de la parte introductoria.

Según el presente modo, una vez que la lente intraocular se envía al interior de la parte introductoria del cilindro de inserción, el saliente central se pone en contacto con una línea radial en el centro en la superficie posterior de la zona óptica de la lente intraocular, y al mismo tiempo, el saliente lateral se pone en contacto con ambos extremos de una línea radial perpendicular a la línea radial mencionada anteriormente en el centro en la superficie frontal de la zona óptica de la lente. Esto provoca que se ejerza una fuerza de presión hacia la superficie superior a lo largo de la línea radial en el centro en la superficie posterior de la zona óptica, y al mismo tiempo, en la superficie frontal de la zona óptica, provoca que se ejerza una fuerza de presión hacia la superficie inferior en ambos extremos de la línea radial perpendicular a la línea radial mencionada anteriormente en el centro intercalándola en el medio. Como resultado, la zona óptica de la lente intraocular se somete a una deformación inicial en forma de montaña en la que la superficie frontal de la zona óptica se hace convexa en la parte introductoria, y se enrolla de manera incluso más compacta dentro del cilindro de inserción.

Durante un procedimiento de extracción de este tipo, se hace que la lente intraocular en el cilindro de inserción desarrolle un estado denominado "arrugado" en el que la punta del háptico colocada hacia la dirección de extracción o de inmersión se arruga en la zona óptica enrollada. Entonces, al sacar la lente intraocular del cilindro de inserción bajo tal estado de arrugamiento, la zona óptica y el háptico se envían al interior de la cápsula casi simultáneamente, y toda la lente intraocular que incluye esta zona óptica y este háptico se despliegan casi simultáneamente dentro de la cápsula. Como resultado, ahora es posible evitar que la punta del háptico haga tope contra la superficie interior de la cápsula antes de la zona óptica y reducir el riesgo de vuelco de la zona óptica provocado por el tope del háptico contra la superficie interior de la cápsula, posibilitando por tanto una colocación más segura de la lente intraocular en la colocación normal dentro de la cápsula.

Además, los hápticos de la lente intraocular se establecen generalmente sobresalientes desde la periferia externa de la misma en forma de un par de tentáculos, y sus puntas constituyen extremos libres que se curvan en una dirección aproximada de la circunferencia de la lente. Además, cuando se curva la lente intraocular con la herramienta de inserción, los salientes de los hápticos se establecen en una colocación alejada de la línea central de la curva (línea de montaña o valle) de la lente. Por este motivo, cuando se curva la lente intraocular, todos los hápticos se arrollan alrededor de la línea central de la curva de la lente. Como resultado, las puntas de los hápticos acaban sobresaliendo hacia la línea central de la curva (lado de línea de montaña o valle) de la lente. Por tanto, en caso de

línea de valle, las puntas de los hápticos sobresalen hacia el lado posterior de la lente, que es el lado inferior de la herramienta de inserción de modo que, si los hápticos se despliegan antes de la zona óptica, es probable que las puntas de los hápticos entren en contacto con el lado posterior de la cápsula de lente. Dado que se supone que los hápticos soportan de manera segura la lente haciendo tope contra el lado frontal de la cápsula de lente (frente intracapsular), el tope de los hápticos contra la superficie posterior de la cápsula puede afectar de manera adversa a la colocación estable de la lente intraocular. En cambio, según esta invención, hacer que la lente intraocular se pliegue en montaña permite que las puntas de los hápticos sobresalgan hacia el lado frontal de la lente, es decir, el lado superior de la herramienta de inserción. Por tanto, aunque el háptico se despliegue y sobresalga antes de la zona óptica durante la inserción, el háptico desplegado acaba haciendo tope contra el lado frontal de la cápsula de lente (frente intracapsular), lo que normalmente debe suceder, haciendo por tanto más fácil evitar que afecte de manera adversa a la colocación de la lente intraocular. Al mismo tiempo, dado que el háptico se enrolla alrededor de la línea central de la curva de la lente, si se produce el arrugamiento en un estado de pliegue de montaña, el háptico se dobla de tal manera que su lado frontal (correspondiente al lado frontal de la lente) se adelanta en la dirección de inmersión. En cambio, en un estado de pliegue de valle, dado que se invierte la dirección de enrollamiento del háptico en línea con el curvado de la lente intraocular, el háptico se dobla de tal manera que su lado posterior (correspondiente al lado posterior de la lente) se adelanta en la dirección de inmersión durante el arrugamiento. Por tanto, aunque el háptico se despliegue y sobresalga antes de la zona óptica durante la inserción, la punta del háptico se despliega con su lado frontal orientado hacia delante en la dirección de desplazamiento en caso de pliegue de montaña. Por consiguiente, se hace que el háptico desplegado haga tope contra el lado frontal de la cápsula de lente, lo que normalmente debe suceder, mientras que se hace que su lado frontal, que debe hacer tope contra el lado frontal de la cápsula de lente en la colocación normal, haga tope contra el lado frontal de la cápsula de lente. Por tanto, el despliegue de la zona óptica siguiendo el háptico que se hace en contacto con la cápsula de lente en la colocación normal permite que la zona óptica se despliegue de manera más segura en la colocación normal.

Tal como se explicó anteriormente, esta invención se enfoca en el fenómeno de arrugamiento anterior, y al usarse activamente, hace posible colocar la lente intraocular de manera más segura en la colocación normal. Según esta invención, se considera que el arrugamiento se hace de manera más segura adoptando una forma especial mencionada anteriormente e imponiendo una deformación curvada en un estado de pliegue de montaña en la lente intraocular. Dicho de otro modo, muchas herramientas de inserción convencionales dan poca deformación a la lente intraocular en un estado de pliegue de valle en el que la superficie frontal de la zona óptica se hace cóncava. El motivo principal para ello es que, dado que se hace que el elemento de inmersión se mueva a lo largo de la plataforma de lente del cuerpo de herramienta o la superficie inferior del cilindro de inserción, la superficie de soporte de presión de la lente intraocular está colocada en tal superficie inferior. Sin embargo, para que la punta de los hápticos entre en la zona óptica que se ha enrollado en un estado de pliegue de valle, las puntas de los hápticos no solo necesitan moverse a lo largo de la platina o la superficie inferior posterior del cilindro de inserción, sino también entrar en la zona óptica para recorrer la zona óptica colocada en el mismo.

Por otro lado, en caso de pliegue de montaña en el que la superficie frontal de la zona óptica se hace convexa, las puntas de los hápticos pueden entrar en el espacio formado por debajo de la zona óptica simplemente moviéndose por la platina y la superficie inferior posterior del cilindro de inserción sin necesidad de recorrer la zona óptica. Dicho de otro modo, se forma un espacio (hueco) entre la zona óptica y el cilindro de inserción a medida que progresa de manera gradual el enrollado, mientras que las puntas de los hápticos se envían al interior de este espacio para encerrarse en el mismo, posibilitando por tanto que los hápticos entren en la zona óptica más fácilmente que en el caso de pliegue de valle. Además, la lente intraocular plegada en montaña tiene el centro de su zona óptica distanciado de la parte inferior. En esta situación, según esta invención, dado que la superficie de presión de lente del elemento de inmersión se hace en una dimensión que abarca desde la superficie inferior hasta la superficie superior en la punta del cilindro de inserción, la lente intraocular se deforma significativamente en un estado de pliegue de montaña de modo que el contacto entre la superficie de presión de lente y la zona óptica se mantiene incluso en la punta donde el centro de la zona óptica está distanciado de la superficie inferior para alcanzar la superficie superior, permitiendo por tanto mantener de manera segura la extracción de la lente intraocular. Por este motivo, "la superficie de presión de lente formada con una dimensión que abarca desde la superficie inferior hasta la superficie superior en la punta del cilindro de inserción" según esta invención es lo suficientemente buena para poder ejercer presión de manera estable tanto en la superficie periférica de la lente intraocular colocada en la superficie inferior del cilindro de inserción como en la superficie periférica de la lente intraocular colocada en la superficie superior del cilindro de inserción en un pliegue de montaña, y puede haber un hueco entre la superficie de presión de lente y la superficie superior o inferior hasta el punto de que no interfiere con la presión de la lente intraocular. Más específicamente, no supone ningún problema que haya un hueco entre la superficie de presión de lente del elemento de inmersión y la superficie superior o inferior en la punta del cilindro de inserción hasta el punto de que el hueco es más pequeño que el grosor de la periferia externa de la lente intraocular, pero lo más preferiblemente, la dimensión del hueco con respecto a la superficie inferior o superior se establece en no más de la mitad del grosor de la periferia externa de la lente intraocular.

Los salientes central y laterales pueden formarse cada uno en pluralidad. Dicho de otro modo, tal como se menciona a continuación, el saliente central puede formarse, por ejemplo, mediante un par de salientes que intercalan el elemento de inmersión, o un par de salientes laterales pueden formarse cada uno mediante múltiples salientes con una dimensión sobresaliente mayor a medida que se acerca a la periferia externa de la lente intraocular adaptada

para entrar en contacto con los mismos. Además, los salientes central y laterales no tienen que extenderse exactamente paralelos al eje central del cuerpo de herramienta a lo largo de la totalidad. Por ejemplo, las puntas del par de salientes laterales en la dirección de inmersión de la lente intraocular pueden acercarse la una a la otra para encajar en la forma ahusada del cilindro de inserción, o la distancia de orientación enfrentada entre los salientes laterales (distancia de separación en la dirección de anchura del cuerpo de herramienta) puede hacerse mayor que el diámetro externo de la zona óptica en el acceso de la parte introductoria y reducirse de manera gradual hacia la punta del cilindro de inserción.

Además, los salientes central y laterales son lo suficientemente buenos si están formados al menos en la parte introductoria del cilindro de inserción y pueden provocar la deformación inicial de la lente intraocular en forma de pliegue de montaña, o por ejemplo, pueden extenderse más adelante desde la parte introductoria en la dirección de inmersión, o más hacia atrás desde la misma en la misma dirección. Además, no tienen que estar formados de manera continua por toda la longitud de la parte introductoria, pero pueden estar formados parcialmente en la dirección longitudinal de la misma.

Un segundo modo de esta invención proporciona la herramienta de inserción según el primer modo anterior, en el que una abertura de punta del cilindro de inserción tiene una forma inclinada en la que la superficie superior sobresale más allá de la superficie inferior en la dirección axial del cuerpo de herramienta.

El presente modo puede mantener el estado de arrugamiento durante un periodo de tiempo más largo. Es decir, en caso de una abertura de forma simple en la que el borde de la abertura de punta se extiende en la dirección de anchura del cuerpo de herramienta, el desplegado de la parte que va a exponerse se inicia inmediatamente puesto que todo el lado de zona óptica enrollada se expone de una vez, suponiendo por tanto un riesgo de que sea probable que el háptico se despliegue antes de la zona óptica. En cambio, según el presente modo, dado que se hace que la superficie superior sobresalga más que la superficie inferior, la parte expuesta en la superficie inferior puede mantenerse en un estado de deformación en el interior de la superficie superior y los alrededores. Esto permite mantener un estado de deformación, que es lo que causó el arrugamiento según esta invención, durante un periodo de tiempo más largo, e impedir que el háptico se despliegue antes de la zona óptica de manera más efectiva, y colocar la lente intraocular en la colocación normal de manera más segura.

En el presente modo, más preferiblemente, puede adoptarse un modo en el que el ángulo de inclinación de la abertura de punta con respecto a la superficie perpendicular al eje del cilindro de inserción se forma mayor en el lado de base que el lado de punta. Esto permite que el área que encierra la lente intraocular sea más larga en la dirección axial, posibilitando por tanto mantener el estado de arrugamiento de la lente intraocular durante un periodo de tiempo más largo.

Un tercer modo de esta invención proporciona la herramienta de inserción de lente intraocular según el modo primero o segundo, en el que una distancia de separación entre el par de salientes laterales en sus puntas sobresalientes en la dirección de anchura del cuerpo de herramienta es más pequeña que un diámetro externo de la superficie frontal de la zona óptica de la lente intraocular en una punta de los salientes laterales en una dirección de inmersión de la lente intraocular, y una distancia de separación entre el saliente central y los salientes laterales en una dirección de orientación enfrentada de la superficie superior y la superficie inferior es más pequeña que una distancia de separación entre una periferia externa de la superficie frontal de la zona óptica de la lente intraocular y un vértice de la superficie posterior de la zona óptica en una dirección de un eje óptico en una punta del saliente central en la dirección de inmersión de la lente intraocular. Esto permite que se haga entrar en contacto a cada uno de los salientes central y laterales con el centro posterior de la zona óptica y ambos extremos frontales de la zona óptica, respectivamente, de la lente intraocular de manera más segura, provocando por tanto una deformación inicial de manera más segura en forma de pliegue de montaña.

Un cuarto modo de esta invención proporciona la herramienta de inserción de lente intraocular según cualquiera de los modos primero a tercero, en el que una razón de reducción de un área por longitud en la dirección axial en el cilindro de inserción varía a lo largo de la dirección axial, y una sección intermedia en la dirección axial del cilindro de inserción se forma con la razón de reducción más amplia del área, mientras que una anchura de la superficie inferior en la sección intermedia se hace variar de manera gradual desde una dimensión mayor que el diámetro externo de la lente intraocular hasta dimensiones más pequeñas, y el saliente central y el par de salientes laterales están formados para extenderse en la dirección axial desde un extremo axial en un lado de anchura mayor en la sección intermedia, estando configurada la parte introductoria para incluir una parte de la sección intermedia.

Según el presente modo, en una platina donde la deformación de la lente intraocular es relativamente fácil, la sección intermedia con una razón de reducción de área grande puede provocar una deformación significativa por longitud en la dirección axial. Esto permite que la lente intraocular experimente una deformación más rápidamente al tiempo que se reduce el riesgo de daño a la lente. A causa de la parte introductoria formada para incluir parte de la sección intermedia, la deformación de la lente intraocular en pliegue de montaña provocada por los salientes central y laterales puede producirse de manera más segura en la platina cuando la deformación es relativamente fácil.

Un quinto modo de esta invención proporciona la herramienta de inserción de lente intraocular según el cuarto

modo, en el que las puntas de los salientes central y laterales en la dirección de inmersión de la lente intraocular se sitúan en la sección intermedia.

5 En el presente modo, más preferiblemente, las puntas de los salientes central y laterales pueden establecerse en una colocación en la que la anchura de la superficie inferior se hace más pequeña que el diámetro externo de la lente intraocular en la sección intermedia. Esto permite que la lente intraocular experimente una deformación de manera más segura en un pliegue de montaña. Además, en el presente modo, se hace que el lado de punta de la sección intermedia en el cilindro de inserción sea una región no formadora de los salientes central y laterales. Esto reduce el riesgo de deformar innecesariamente la lente intraocular o aumentar la presión de presionado que daña la lente intraocular debido a los salientes central y laterales que se extienden a lo largo de la totalidad hasta la punta del cilindro de inserción.

15 Un sexto modo de esta invención proporciona la herramienta de inserción de lente intraocular según cualquiera de los modos primero a quinto, en el que un radio de curvatura de la superficie inferior es mayor que el de la superficie superior en la parte introductoria.

20 Según el presente modo, debido a la curvatura diferente entre las superficies inferior y superior, puede restringirse una rotación innecesaria de la lente intraocular en la parte introductoria. Además, dado que la superficie superior se curva de manera más pronunciada que la superficie inferior, la forma de la lente en la parte introductoria puede hacerse similar a la de la zona óptica hecha para que sea un pliegue de montaña en la parte introductoria, restringiendo la aparición de cualquier espacio en exceso al tiempo que se restringe que la lente intraocular se deslice al interior del espacio en exceso, provocando por tanto la deformación de la lente intraocular de manera más segura en forma de pliegue de montaña.

25 En el presente modo, más preferiblemente como un séptimo modo de esta invención, la herramienta de inserción de lente intraocular según el sexto modo, en el que la superficie inferior en la parte introductoria es un plano llano, es decir, el radio de curvatura de la superficie inferior se hace infinito. Esto puede impedir la deformación de la zona óptica en pliegue de valle de manera más efectiva y producir una deformación de pliegue de montaña de manera más segura.

30 Un octavo modo de esta invención proporciona la herramienta de inserción de lente intraocular según cualquiera de los modos primero a séptimo, en el que un extremo posterior del saliente central en la dirección de inmersión de la lente intraocular se extiende hasta la plataforma de lente.

35 Según el presente modo, tras colocar la lente intraocular en la plataforma de lente de la platina, el saliente central puede hacerse tope contra el centro posterior de la zona óptica. Esto permite que la lente intraocular se haga en un estado de pliegue de montaña desde el inicio de la extracción, produciendo de manera más segura la deformación inicial en pliegue de montaña. Al mismo tiempo, puede evitarse el riesgo de que la zona óptica se trabe con el saliente central, como en el caso de poner en contacto la zona óptica con el saliente central en mitad de una operación de extracción.

45 Un noveno modo de esta invención proporciona la herramienta de inserción de lente intraocular según cualquiera de los modos primero a octavo, en el que el saliente central guía el elemento de inmersión en la dirección axial del cuerpo de herramienta entrando en contacto con el elemento de inmersión.

50 Según el presente modo, el mecanismo de guiado del elemento de inmersión puede realizarse utilizando mejor el saliente central. Esto permite que el elemento de inmersión se mueva de manera estable en la dirección axial del cuerpo de herramienta, posibilitando por tanto una extracción más estable de la lente intraocular. Además, el número de partes puede reducirse y el diseño de forma del cuerpo de herramienta simplificarse utilizando mejor el saliente central como mecanismo de guiado de tal elemento de inmersión.

55 Como estructura específica del presente modo, puede proporcionarse al elemento de inmersión una ranura cóncava, por ejemplo, que encaja con el saliente central. Alternativamente, en un décimo modo de la presente herramienta de inserción de lente intraocular, el saliente central comprende un par de carriles de guiado, colocados en ambos lados del elemento de inmersión en la dirección de anchura del cuerpo de herramienta, y en las puntas de los carriles de guiado en la dirección de inmersión de la lente intraocular, una distancia de separación entre los carriles de guiado en sus puntas sobresalientes en la dirección de anchura del cuerpo de herramienta es más pequeña que una distancia de separación entre el par de salientes laterales en sus puntas sobresalientes en la misma dirección.

60 Esto permite que el elemento de inmersión, intercalado entre un par de carriles de guiado, se guíe en la dirección axial del cuerpo de herramienta. Como resulta evidente a partir del presente modo, el saliente central de esta invención puede configurarse en pluralidad.

65 Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es una vista en planta de una herramienta de inserción de lente intraocular como una realización

preferida de esta invención.

La figura 2 es una vista en alzado lateral de la misma herramienta de inserción.

5 La figura 3 es un diagrama de vista en alzado frontal que muestra una lente intraocular que va a contenerse en la misma herramienta de inserción.

La figura 4 es un diagrama en sección tomado a lo largo de la línea 4-4 en la figura 3.

10 La figura 5 es una vista en planta de una platina de la herramienta de inserción mostrada en la figura 1.

La figura 6 es una vista en planta de un cilindro de inserción de la misma herramienta de inserción.

La figura 7 es una vista en alzado lateral del mismo cilindro de inserción.

15 Las figuras 8A, 8B, 8C son vistas en sección transversal tomadas a lo largo de la línea A-A, B-B y C-C en la figura 6.

La figura 9 es una vista en planta de un elemento de inmersión en la herramienta de inserción mostrada en la figura 1.

20 La figura 10 es una vista en alzado lateral del mismo elemento de inmersión.

La figura 11 es un diagrama en sección que explica la contención de la lente intraocular en la misma herramienta de inserción.

25 La figura 12 es un diagrama en sección que corta a través de la línea 12-12 en la figura 11.

Las figuras 13A, 13B, 13C son diagramas en sección que explican la deformación de la lente intraocular.

30 La figura 14 es un diagrama en sección que explica el arrugamiento de la lente intraocular.

Las figuras 15A y 15B son diagramas que explican la dirección de despliegue de un háptico.

35 La figura 16 es un diagrama en sección que explica una realización diferente de esta invención.

La figura 17 es una sección horizontal que muestra una herramienta de inserción como una realización diferente adicional de esta invención.

40 La figura 18 es una vista axonométrica ampliada de una parte principal de la misma herramienta de inserción.

Claves para los símbolos

45 10: Herramienta de inserción, 12: Cuerpo de herramienta, 14: Émbolo, 16: Lente intraocular, 18: Zona óptica, 20: Háptico, 22: Superficie frontal de la zona óptica, 24: Superficie posterior de la zona óptica, 34: Platina, 66: Parte de boquilla, 80: Parte introductoria, 82: Parte de envío al exterior, 84: Superficie inferior, 86: Superficie superior, 90: Carriles de guiado, 92: Carriles laterales, 112: Superficie de presión de lente.

Mejor modo de llevar a cabo la invención

50 Para ilustrar adicionalmente esta invención de manera más específica, se describirán sus realizaciones en detalle a continuación haciendo referencia a cada figura.

55 En primer lugar, las figuras 1 y 2 muestran una herramienta 10 de inserción de lente intraocular como una de las realizaciones de esta invención. La herramienta 10 de inserción contiene una lente 16 intraocular descrita más adelante dentro de un cuerpo 12 de herramienta en una forma aproximada de un cilindro con un orificio pasante en el interior y extremos frontal y trasero abiertos, y está configurada con un émbolo 14 insertado en la misma como un elemento de inmersión. En las siguientes descripciones, la "parte frontal" de la herramienta 10 de inserción significa una dirección en la que el émbolo 14 se saca (lado izquierdo en la figura 1), y la "dirección arriba-abajo" significa la de la figura 2. Además, la "dirección izquierda-derecha" significa la de la herramienta 10 de inserción vista desde una parte trasera (arriba es derecha y abajo es izquierda en la figura 1), y la "dirección de anchura" significa esta dirección izquierda-derecha a menos que se especifique lo contrario. Además, la "parte frontal" del ojo significa el lado de córnea y la "parte posterior" significa el lado vítreo en las siguientes descripciones.

65 Las figuras 3 y 4 muestran diagramas de la lente 16 intraocular contenida en la herramienta 10 de inserción de la presente realización. La lente 16 intraocular es una lente intraocular que se ha dado a conocer al público y comprende una zona 18 óptica que ofrece características ópticas y un par de hápticos 20 que se hace que

sobresalgan desde la zona 18 óptica hacia la periferia. Y, la zona 18 óptica se soporta mediante los hápticos 20 para disponerse en una colocación determinada dentro de la cápsula de lente. En esta situación, la zona 18 óptica, que está dispuesta dentro de la cápsula de lente, está equipada con una superficie frontal de la zona 22 óptica y una superficie posterior de la zona 24 óptica, y las razones de curvatura de las superficies frontal y posterior de la zona 22, 24 óptica se establecen apropiadamente en consideración de características ópticas requeridas y similares. Tal zona 18 óptica está formada, tal como se ha dado a conocer al público, con materiales suaves que son fáciles de deformar tal como PHEMA (polihidroxietilmetacrilato).

Además, el par de hápticos 20 están formados en forma de cordones finos y se hace que sobresalgan hacia direcciones opuestas entre sí desde puntos periféricos opuestos en la dirección diametral de la zona 18 óptica, al tiempo que se hace en forma de una S invertida vista desde la parte frontal en la que la punta de cada saliente se sitúa para envolver la zona 18 óptica en la misma dirección. Adicionalmente, estos hápticos 20 están ligeramente inclinados hacia la parte frontal de la lente a medida que se separan de la zona 18 óptica y dejan que la superficie posterior de la zona 24 óptica empuje contra la superficie interior de la cápsula al tiempo que se contiene en la misma, ejerciendo por tanto efectos para impedir la adhesión de la lente intraocular al iris e inhibiendo una catarata secundaria. En esta situación, como la lente 16 intraocular de la presente realización, se hace como una denominada "lente intraocular de tres piezas" en la que los hápticos 20 están formados con un material diferente de los de la zona 18 óptica, aunque es posible, naturalmente, adoptar la herramienta 10 de inserción de la presente realización para una denominada "lente intraocular de una pieza" y similares en la que los hápticos 20 están formados con el mismo material que el de la zona 18 óptica.

Por otro lado, el cuerpo 12 de herramienta comprende un cuerpo 28 principal de cilindro en forma aproximada de cilindro. En el interior del cuerpo 28 principal de cilindro, está formado un orificio 30 pasante que recorre la dirección axial en una forma en sección transversal aproximada de rectángulo. Además, una parte 32 plana está formada de manera solidaria extendiéndose en la dirección perpendicular a la dirección de extensión del cuerpo 28 principal de cilindro en la ubicación ligeramente hacia delante del extremo posterior del cuerpo 28 principal de cilindro.

Además, en la parte frontal del cuerpo 28 principal de cilindro del cuerpo 12 de herramienta, está formada una platina 34. La figura 5 muestra la platina 34. En la platina 34, está formada una ranura 36 cóncava que se extiende en la dirección axial con una anchura ligeramente mayor que el diámetro de la zona 18 óptica de la lente 16 intraocular. La ranura 36 cóncava está formada en una dimensión longitudinal ligeramente mayor en la dirección axial que la anchura máxima de la lente 16 intraocular que incluye los hápticos 20 y 20 (dimensión izquierda-derecha en la figura 3) en un estado de contención en la platina 34.

En esta situación, la ranura 36 cóncava tiene una abertura 38 que se abre a la parte superior, mientras que una plataforma 40 de lente está formada en su superficie inferior. La plataforma 40 de lente se hace que sea un plano llano que tiene una anchura ligeramente mayor que la anchura mínima (dimensión arriba-abajo en la figura 3) de la lente 16 intraocular y una longitud ligeramente mayor en la dirección axial que la anchura máxima (dimensión izquierda-derecha en la figura 3) de la lente 16 intraocular. La colocación de la plataforma 40 de lente se establece más alta que la superficie inferior del orificio 30 pasante del cuerpo 28 principal de cilindro, y en el extremo frontal del mismo, está formada una pared 41 inferior (véase la figura 2) que se conecta al extremo posterior de la plataforma 40 de lente. Por tanto, la ranura 36 cóncava está en comunicación con el orificio 30 pasante y su anchura es aproximadamente la misma que la del orificio 30 pasante. Además, en la plataforma 40 de lente, está formado un molde 42 en forma de una lente intraocular que indica la dirección de colocación de la lente 16 intraocular en la platina 34. En tal molde 42, la dirección de extensión de los hápticos se hace que forme una S invertida con la superficie frontal de la zona 22 óptica de la lente 16 intraocular colocada hacia arriba cuando se ve desde arriba.

Ahora bien, en el lado lateral de la ranura 36 cóncava (lado derecho en la presente realización), una sección 44 de cubierta está formada de manera solidaria con el cuerpo 12 de herramienta como una tapa de la misma. La sección 44 de cubierta tiene aproximadamente la misma dimensión que la de la ranura 36 cóncava en la dirección axial, al tiempo que está formada con una anchura ligeramente mayor que la de la ranura 36 cóncava. Adicionalmente, la sección 44 de cubierta está conectada al cuerpo 12 de herramienta mediante una sección 46 de articulación en una forma aproximada de una placa fina formada por el extremo superior de la platina 34 que se extiende hacia un lado (lado derecho en la presente realización). La sección 46 de articulación se hace más delgada en una flexión 48 que se extiende en la dirección axial del cuerpo 12 de herramienta en aproximadamente el centro en la dirección de anchura, y puede doblarse en la flexión 48. Esto permite que la sección 44 de cubierta se superponga en la ranura 36 cóncava, doblando la sección 46 de articulación, para cubrir la abertura 38.

Además, en un plano 50 opuesto orientado hacia la plataforma 40 de lente en la sección 44 de cubierta, un par de placas 52a y 52b de guía derecha e izquierda están formadas de manera solidaria con salientes. Estas placas 52a y 52b de guía están formadas por toda la sección 44 de cubierta en la dirección axial manteniendo una distancia entre sí ligeramente más pequeña que la anchura de la ranura 36 cóncava. Mientras tanto, la periferia externa del plano 50 opuesto está formada con un grosor suficiente en todo el recorrido, y las placas 52a y 52b de guía derecha e izquierda sobresalen adicionalmente desde tal periferia externa del plano 50 opuesto.

Además, en el centro aproximado de las placas 52a y 52b de guía derecha e izquierda en el plano 50 opuesto, una



placa 54 de guía central está formada de manera solidaria extendiéndose en paralelo a las placas 52a y 52b de guía derecha e izquierda en la dirección axial del cuerpo 12 de herramienta. La placa 54 de guía central está hecha con una altura que sobresale ligeramente por la periferia externa del plano 50 opuesto formado con un grosor suficiente y formado de manera solidaria para extenderse fuera de la periferia externa por toda la longitud del plano 50 opuesto en la dirección axial. Además, en la junta que conecta la periferia externa del plano 50 opuesto y el extremo posterior de la placa 54 de guía central en la dirección axial, están formados un par de salientes 56 de guiado en ambos lados de la placa 54 de guía central. Los salientes 56 de guiado están formados de manera solidaria para sobresalir desde la periferia externa del plano 50 opuesto en una forma en sección transversal aproximada de un triángulo, y sus dimensiones sobresalientes son aproximadamente las mismas que las de las placas 52a y 52b de guía derecha e izquierda.

Además, en la sección 44 de cubierta, una entrada 58 de líquido que recorre el grosor está formada en un número apropiado y en ubicaciones apropiadas, a través de la cual puede verterse un lubricante apropiado en el interior del cuerpo 12 de herramienta según sea necesario.

Además, en el borde opuesto de la sección 46 de articulación en la sección 44 de cubierta, sobresale una lengüeta 60 de enganche, mientras que en la punta de la abertura opuesta a la sección 44 de cubierta de la platina 34, está formado un borde 62 sobresaliente que sobresale en la dirección opuesta de la sección 44 de cubierta, y en una colocación correspondiente a la lengüeta 60 de enganche en tal borde 62 sobresaliente, está formada una hendidura 64 de enganche.

Además, en la parte frontal de la platina 34 en la punta del cuerpo 12 de herramienta en la dirección axial, una parte 66 de boquilla está formada de manera solidaria como un cilindro de inserción. Las figuras 6 y 7 muestran la parte 66 de boquilla. La parte 66 de boquilla, en conjunto, está formada con una forma externa que se ahúsa hacia la punta desde el extremo de base en lado de platina 34 en la dirección de extensión (a la izquierda en la figura 6), mientras que está formado un orificio 68 pasante que recorre por toda la longitud en la dirección de extensión. Y, uno de los extremos del orificio pasante se hace que sea una abertura 70 de base que comunica con la platina 34, mientras que el otro extremo opuesto a la abertura 70 de base se hace que sea una abertura 72 de punta.

Especialmente, la parte 66 de boquilla en la presente realización, tal como se muestra en la figura 6, comprende una sección 74 de extremo de base, una sección 76 intermedia y una sección 78 de extremo de punta. La sección 74 de extremo de base está formada con aproximadamente una sección transversal constante que se extiende en la dirección axial. Mientras tanto, la sección 76 intermedia y la sección 78 de extremo de punta son de una forma que se ahúsa hacia la punta con el área de sección transversal perpendicular al eje reducida en aproximadamente una proporción constante. En esta situación, la razón de reducción del área por longitud en la dirección axial en la sección 76 intermedia se hace mayor que la de la sección 78 de extremo de punta, y la razón de reducción del área por longitud en la dirección axial en la parte 66 de boquilla se maximiza en la sección 76 intermedia, mientras que la razón de reducción de área se establece lo suficientemente pequeña en la sección 78 de extremo de punta de modo que aproximadamente la sección transversal constante se extiende recta hacia fuera.

Además, en el orificio 68 pasante, están formadas una superficie 84 inferior que continua todo el camino desde la plataforma 40 de lente sin ninguna protuberancia y una superficie 86 superior colocada opuesta por encima de la superficie 84 inferior. Además, la anchura de la superficie 84 inferior en la sección 74 de extremo de base se establece igual a la de la plataforma 40 de lente en la platina 34 y se hace constante en una anchura ligeramente mayor que el diámetro externo de la zona 18 óptica de la lente 16 intraocular, mientras que en la sección 76 intermedia, varía de manera gradual desde una anchura ligeramente mayor que el diámetro externo de la zona 18 óptica hasta anchuras más pequeñas a medida que se mueve desde el lado de la sección 74 de extremo de base hacia la sección 78 de extremo de punta. Y en la presente realización, en el orificio 68 pasante que reduce de manera gradual su anchura hacia la punta, la sección con anchura mayor que el diámetro externo de la zona 18 óptica de la lente 16 intraocular se hace que sea una parte 80 introductoria, y la sección con anchura más pequeña, una parte 82 de envío al exterior, en la que la parte 80 introductoria está formada para incluir la sección 74 de extremo de base así como la sección en la que la anchura del orificio 68 pasante es mayor que el diámetro externo de la zona 18 óptica en la sección 76 intermedia. Por tanto, es difícil que la lente 16 intraocular entre en la parte 82 de envío al exterior en un estado libre sin deformación, y la zona 18 óptica se somete una deformación de flexión una vez que se envía al interior de la parte 82 de envío al exterior.

Adicionalmente, tal como se muestra en la figura 8, el orificio 68 pasante está formado en forma de media luna o torta de arroz redonda, que se deforma de manera gradual en una forma aproximada oval hacia la abertura 72 de punta. Esto permite que el radio de curvatura de la superficie 84 inferior en la sección transversal perpendicular al eje del cuerpo 12 de herramienta se hace mayor que la de la superficie 86 superior en la parte 80 introductoria, y especialmente en la presente realización, la superficie 84 inferior en la parte 80 introductoria se hace que sea un plano llano con un radio de curvatura infinito. Mientras tanto, en la superficie 84 inferior en la punta de la parte 80 introductoria, está formada una pendiente 88 que se inclina de manera gradual hacia arriba a medida que se mueve hacia delante en la dirección axial, mientras que la superficie 84 inferior del orificio 68 pasante se hace que sea una superficie escalonada que incluye la pendiente 88. Por otro lado, la superficie 86 superior del orificio 68 pasante se hace que sea un plano llano sin ningún escalón por toda la longitud en la dirección axial.

En el centro en la dirección de anchura en la superficie 84 inferior en tal parte 80 introductoria, están formados un par de carriles 90 de guiado como salientes centrales que sobresalen hacia la superficie 86 superior. Cada carril 90 de guía se hace que sea un saliente que sobresale recto hacia fuera en una dimensión dada en la dirección axial del cuerpo 12 de herramienta. Especialmente, cada carril 90 de guía en la presente realización tiene su punta colocada en la punta de la pendiente 88 en una colocación ligeramente más allá de la punta de la parte 80 introductoria. Particularmente, la punta del carril 90 de guía se extiende hasta una colocación en la que la anchura de la superficie 84 inferior se hace más pequeña que el diámetro externo de la zona 18 óptica de la lente 16 intraocular en la dirección de inmersión de la lente en la sección 76 intermedia. Por otro lado, el extremo posterior del carril 90 de guía se extiende hacia fuera hasta la plataforma 40 de lente más allá del extremo posterior de la parte 80 introductoria y se coloca en una colocación ligeramente hacia delante de una superficie 112 de presión de lente del émbolo 14 ubicada en la colocación inicial explicada más adelante. En este caso, especialmente en la presente realización, la punta del carril 90 de guía se hace que tenga la misma altura y colocación que la superficie 84 inferior como si se succionase de manera gradual al interior de la superficie 84 inferior hacia la punta a medida que la pendiente 88 se hace más alta a medida que va hacia la parte frontal en la dirección axial. Mientras tanto, el extremo posterior del carril 90 de guía se hace, más preferiblemente, para que sea una pendiente que sobresale de manera gradual hacia fuera desde la plataforma 40 de lente hacia la superficie 86 superior en la dirección de extensión del carril 90 de guía. Esto puede reducir el riesgo de que el émbolo 14 se trabe con el carril 90 de guía o de que la lente 16 intraocular se trabe en el caso en el que la lente 16 recorra el carril 90 de guía en mitad de una operación de extracción debido al extremo posterior del carril 90 de guía colocado en la parte frontal de la plataforma 40 de lente.

Este par de carriles 90 de guiado están formados casi en paralelo entre sí con una distancia dada entremedio en la dirección de anchura en la superficie 84 inferior que intercala el centro del mismo en la dirección de anchura, y la distancia de separación entre el par de carriles 90 de guiado en la dirección de anchura es, más preferiblemente, aproximadamente igual a la anchura de una sección 106 de árbol (explicada más adelante) del émbolo 14, y en la presente realización, es ligeramente más pequeña que la anchura de la sección 106 de árbol. Esto permite que el par de carriles 90 de guiado en la presente realización se ubique en ambos lados de la sección 106 de árbol en la dirección de anchura del cuerpo 12 de herramienta durante la operación de empuje hacia dentro del émbolo 14. Además, especialmente en la presente realización, el par de carriles 90 de guiado están formados casi en paralelo entre sí, y la distancia de separación entre ellos en la dirección de anchura del cuerpo 12 de herramienta se establece aproximadamente constante por toda la longitud de los carriles 90 de guiado.

Además, en ambos extremos de la superficie 86 superior en la dirección de anchura de la parte 80 introductoria, se forman carriles 92 laterales como un par de salientes laterales que se extienden hacia fuera hacia la superficie 84 inferior. El carril 92 lateral se hace que se extienda recto en una dimensión dada en la dirección axial del cuerpo 12 de herramienta. Especialmente el carril 92 lateral en la presente realización tiene su punta colocada en aproximadamente la misma colocación que la punta del carril 90 de guía en la dirección axial de la parte 66 de boquilla ligeramente más allá de la parte 80 introductoria, mientras que el extremo posterior está colocado en la colocación de la abertura 70 de base para incluir la superficie 86 superior de la parte 80 introductoria. Especialmente en la presente realización, la punta del carril 92 lateral se hace alinearse con la superficie interior del orificio 68 pasante como si se succionase de manera gradual al interior del orificio 68 pasante a medida que va hacia la punta. Mientras tanto, el extremo posterior del carril 92 lateral, más preferiblemente, se hace que sea una pendiente que sobresale de manera gradual hacia fuera desde la superficie 86 superior hacia la superficie 84 inferior en la dirección de extensión del carril 92 lateral. Esto reduce el riesgo de que la lente 16 intraocular se trabe con el carril 92 lateral. Además, especialmente en la presente realización, el par de carriles 92 laterales están formados casi en paralelo entre sí, y la distancia de separación entre este par de carriles 92 laterales en la dirección de anchura del cuerpo 12 de herramienta se establece aproximadamente constante por toda la longitud del carril 92 lateral.

En esta situación, tal como se muestra en las figuras 4 y 8, la distancia de separación A entre una punta 94 sobresaliente del carril 90 de guía que se dirige hacia la superficie 86 superior y una punta 96 sobresaliente del carril 92 lateral dirigida hacia la superficie 84 inferior en la dirección de orientación enfrentada de la superficie 86 superior y la superficie 84 inferior (dirección arriba-abajo en la figura 8) se hace más pequeña que la distancia de separación B entre la periferia externa de la superficie frontal de la zona 22 óptica en la lente 16 intraocular y el vértice de la superficie posterior de la zona 24 óptica en la dirección del eje óptico de la lente (dirección arriba-abajo en la figura 4) al menos en la punta del carril 90 de guía y carril 92 lateral en la dirección axial del cuerpo 12 de herramienta. Además, la distancia de separación C entre el par de carriles 92 laterales en la punta 96 sobresaliente en la dirección de anchura del cuerpo 12 de herramienta (dirección izquierda-derecha en la figura 8) se hace más pequeña que el diámetro externo D de la superficie frontal de la zona 22 óptica de la lente 16 intraocular al menos en la punta del carril 92 lateral en la dirección axial del cuerpo 12 de herramienta. Y especialmente en la presente realización, el saliente central está configurado por un par de carriles 90 de guiado, y la distancia de separación E entre el par de carriles 90 de guiado en la punta 94 sobresaliente en la dirección de anchura del cuerpo 12 de herramienta (dirección izquierda-derecha en la figura 8) se hace más pequeña que la distancia de separación C entre el par de carriles 92 laterales en la punta 96 sobresaliente en la dirección de anchura del cuerpo 12 de herramienta al menos en la punta del carril 90 de guía en la dirección axial del cuerpo 12 de herramienta. Y especialmente en la presente realización, dado que el par de carriles 90 de guiado y el par de carriles 92 laterales están formados cada uno aproximadamente en paralelo entre sí, las relaciones anteriores de  $A < B$  y  $E < C$  se establecen por toda la longitud donde el carril 90 de guía y el carril 92 lateral se orientan el uno hacia el otro,

mientras que la relación de  $C < D$  se establece por toda la longitud del carril 92 lateral.

5 Bajo estas circunstancias, la distancia de separación A entre la punta 94 sobresaliente del carril 90 de guía y la punta 96 sobresaliente del carril 92 lateral se establece, más preferiblemente, como  $0,05 \text{ mm} \leq A \leq 1,0 \text{ mm}$ . Lo más probable, si tal distancia de separación A es más pequeña que 0,05 mm, la presión de tope impuesta en la lente 16 intraocular se aumenta hasta suponer un riesgo de no poder doblar uniformemente las partes que hacen tope contra ambos carriles 92 laterales, mientras que, si la distancia de separación A es mayor que 1,0 mm, existe un riesgo de que la lente 16 intraocular falle al entrar en contacto con los carriles 92 laterales.

10 Además, la distancia de separación B entre la periferia externa de la superficie frontal de la zona 22 óptica y el vértice de la superficie posterior de la zona 24 óptica en la dirección del eje óptico de la lente en la lente 16 intraocular puede adoptar valores apropiados dentro del intervalo de límites superior e inferior según la norma de la lente intraocular, pero más preferiblemente, se establece como  $0,1 \text{ mm} \leq B \leq 1,2 \text{ mm}$ . Lo más probable, es puesto que, si tal distancia de separación B es más pequeña que 0,1 mm, se hace más difícil conservar la forma de la lente 16 intraocular, mientras que, si la distancia de separación B es mayor que 1,2 mm, existe un riesgo de dificultades al doblar la lente.

20 Además, la distancia de separación C entre el par de carriles 92 laterales en la dirección de anchura del cuerpo 12 de herramienta en las puntas 96 sobresalientes se establece, más preferiblemente, como  $3,0 \text{ mm} \leq C \leq 6,4 \text{ mm}$ . Lo más probable, es puesto que, si la distancia de separación C es más pequeña que 3,0 mm, el espacio para plegar en montaña la lente 16 intraocular reduce el riesgo de aumentar la resistencia de deslizamiento de la lente 16 intraocular contra la superficie interior del orificio 68 pasante, mientras que, si la distancia de separación C es mayor que 6,4 mm, existe un riesgo de que la lente 16 intraocular falle al entrar en contacto con los carriles 92 laterales en ambos lados.

25 Además, el diámetro externo D de la superficie frontal de la zona 22 óptica de la lente 16 intraocular puede adoptar valores apropiados dentro del intervalo de límites superior e inferior según la norma de la lente intraocular, pero más preferiblemente, se establece como  $5,5 \text{ mm} \leq D \leq 6,5 \text{ mm}$ . Lo más probable, es puesto que, si el diámetro externo D de la superficie frontal de la zona 22 óptica es más pequeña que 5,5 mm, tienden a producirse problemas tales como el deslumbramiento, mientras que, si el diámetro externo D es mayor que 6,5 mm, la incisión para insertar la lente en el interior de la cápsula de lente pasa a ser mayor.

35 Además, la distancia de separación E entre el par de carriles 90 de guiado en la dirección de anchura del cuerpo 12 de herramienta en la punta 94 sobresaliente se establece, más preferiblemente, como  $0,5 \text{ mm} \leq E \leq 4,0 \text{ mm}$ . Lo más probable, es puesto que, si tal distancia de separación E es más pequeña que 0,5 mm, el par de carriles 90 de guiado se convierte virtualmente en un único saliente que se extiende en la dirección axial en el centro de la superficie 84 inferior, suponiendo un riesgo de interferencia con el movimiento del émbolo 14, mientras que, si la distancia de separación E es mayor que 4,0 mm, se aleje demasiado del centro de la superficie posterior de la zona 24 óptica, suponiendo un riesgo de fallar al ejercer presión hacia arriba en el centro de la misma.

40 Mientras tanto, tal como se muestra en la figura 7, la abertura 72 de punta está formada en la punta de la parte 66 de boquilla, en la que la abertura 72 de punta se hace que sea una pendiente inclinada desde un plano M perpendicular al eje central L de la parte 66 de boquilla en una vista lateral sobresaliendo la superficie 86 superior más allá de la superficie 84 inferior. Especialmente en la abertura 72 de punta de la presente realización, una sección 98 lineal con aproximadamente un ángulo de inclinación constante está formada en el lado más cercano a la superficie 86 superior, mientras que, en el lado más cercano a la superficie 84 inferior, una sección 100 de curvado que continúa desde la sección 98 lineal está formada con un ángulo de inclinación mayor que la sección 98 lineal en el que tal ángulo de inclinación cambia más rápidamente a medida que se acerca a la superficie 84 inferior. Esto hace la abertura 72 de punta en la presente realización en una forma de curva aproximada que muestra un lado convexo hacia el exterior de la parte 66 de boquilla en la vista lateral. Sin embargo, la abertura 72 de punta, en la vista lateral, puede configurarse solamente mediante una sección lineal o una sección de curva por toda la longitud, o si no, puede adoptarse una forma hecha de curvas con una relación de curvatura que varía de manera continua.

55 Tal como se explicó anteriormente, el cuerpo 12 de herramienta en la presente realización es un producto moldeado de manera solidaria que tiene el cuerpo 28 principal de cilindro, la platina 34, la sección 44 de cubierta, y la parte 66 de boquilla. El cuerpo 12 de herramienta está formado con un elemento ópticamente transparente de modo que la lente 16 intraocular contenida en el cuerpo 12 de herramienta puede verse a través de la sección 44 de cubierta incluso bajo la condición en la que la abertura 38 de la platina 34 está cubierta con la sección 44 de cubierta.

60 Entonces, el émbolo 14, como elemento de inmersión, se inserta en el orificio 30 pasante desde la parte posterior del cuerpo 12 de herramienta hecho en una estructura de este tipo que va a ensamblarse al mismo. Las figuras 9 y 10 muestran el émbolo 14. El émbolo 14 está formado con el mismo material que, por ejemplo, el cuerpo 12 de herramienta y está hecho en una forma aproximada de un vástago que tiene una longitud ligeramente mayor en la dirección axial que la del cuerpo 12 de herramienta en la dirección axial, en el que una parte 102 activa en forma aproximada de cilindro y una parte 104 de inserción en una forma aproximada de un vástago rectangular están formadas de manera solidaria.

La parte 102 activa está configurada para incluir la sección 106 de árbol en forma aproximada de cilindro que se extiende a lo largo del eje central del émbolo 14 y secciones 108 aplanadas en forma de una placa fina que se extiende hacia fuera hasta ambos lados en la dirección de anchura de la sección 106 de árbol. Las secciones 108 aplanadas se extienden hacia fuera hacia la punta desde el extremo posterior de la sección 106 de árbol con la misma anchura que la parte 104 de inserción, mientras que una porción 110 ahusada está formada con su anchura reducida de manera gradual a medida que va desde aproximadamente la parte intermedia de la sección 106 de árbol en la dirección longitudinal hacia la colocación ligeramente atrás desde la punta de la misma. En esta situación, la forma de la porción 110 ahusada cuando se ve desde arriba está diseñada para encajar en la sección transversal horizontal de la sección 76 intermedia en el orificio 68 pasante de la parte 66 de boquilla.

La sección 106 de árbol se hace que se extienda recta en la dirección axial con una sección transversal constante en una forma aproximada ovalada, y la cara de punta de la sección 106 de árbol se hace que sea la superficie 112 de presión de lente que se extiende en la dirección perpendicular al eje de la sección 106 de árbol. Tal superficie 112 de presión de lente está formada con una dimensión que abarca desde la superficie 84 inferior hasta la superficie 86 superior al menos en la sección 78 de extremo de punta de la parte 66 de boquilla. Adicionalmente, en la punta de la sección 106 de árbol en la dirección axial, está formado un corte 114. En la presente realización, el corte 114 se abre hacia arriba en la sección 106 de árbol y se hace en forma de ranura a través de la dirección de anchura de la sección 106 de árbol, y la periferia interna del mismo ubicada en la parte frontal en la dirección axial se hace que sea una pendiente que se inclina hacia arriba a medida que va hacia la parte frontal en la dirección axial, mientras que la periferia interna ubicada hacia la parte trasera en la dirección axial se hace que sea un plano vertical que se eleva hacia arriba.

Mientras tanto, la parte 104 de inserción está formada en una dimensión ligeramente mayor que la del orificio 30 pasante en la dirección axial. Tal parte 104 de inserción es en forma en sección transversal aproximada de H casi en su totalidad, y su anchura y altura son ligeramente más pequeñas que las del orificio 30 pasante. Además, alrededor de la periferia del extremo de la parte 104 de inserción, una placa 116 de presión en forma de disco está formada de manera solidaria extendiéndose en la dirección perpendicular al eje.

Además, ligeramente hacia delante de la parte intermedia de la parte 104 de inserción en la dirección axial, una sección 118 de enclavamiento está formada como medios de sostén. En la sección 118 de enclavamiento, una lengüeta 120 está formada sobresaliendo al interior del orificio pasante que recorre la parte 104 de inserción en la dirección perpendicular al eje y que sobresale hacia arriba desde la parte 104 de inserción. Entonces, el émbolo 14 se mantiene en un estado insertado con su colocación fija con respecto al cuerpo 12 de herramienta mediante el enganche de la lengüeta 120 con un orificio 122 de enclavamiento hecho en la parte superior del cuerpo 28 principal de cilindro para penetrar a través de la dirección de grosor bajo la condición en la que el émbolo 14 se inserta en el cuerpo 28 principal de cilindro del cuerpo 12 de herramienta. Además, las posiciones en las que se forman la lengüeta 120 y el orificio 122 de enclavamiento se establecen de tal manera que la superficie 112 de presión de lente del émbolo 14 está ligeramente separada de la zona 18 óptica de la lente 16 intraocular contenida en la platina 34 en la dirección de inmersión hacia la parte trasera y el corte 114 está colocado para soportar el háptico 20 ubicado hacia la parte trasera en la dirección de inmersión desde abajo. Mientras tanto, la sección 118 de enclavamiento y el orificio 122 de enclavamiento pueden formarse, por ejemplo, en la parte inferior o el lado de la herramienta 10 de inserción.

La herramienta 10 de inserción de lente intraocular estructurada según lo anterior se ofrece para el uso por parte del operario en una condición de colocación inicial en la que la punta del émbolo 14 se inserta en el cuerpo 28 principal de cilindro del cuerpo 12 de herramienta desde la parte trasera y la lengüeta 120 se enclava en el orificio 122 de enclavamiento.

Entonces, la lente 16 intraocular se coloca en la plataforma 40 de lente de la platina 34, donde la sección 44 de cubierta ya se había abierto o está recién abierta por el operario, de tal modo que la superficie posterior de la zona 24 óptica se orienta hacia la plataforma 40 de lente. Después, la sección 46 de articulación se dobla y la abertura 38 de la platina 34 se cubre con la sección 44 de cubierta. Esto permite que la lengüeta 60 de enganche se enganche con la hendidura 64 de enganche de modo que la sección 44 de cubierta se mantiene cerrada y, tal como se muestra mediante un diagrama en las figuras 11 y 12, la lente 16 intraocular se establece en contención dentro del cuerpo 12 de herramienta. En la figura 12, los hápticos 20 de la lente 16 intraocular se omiten.

Bajo tal condición de colocación en la plataforma 40 de lente, la zona 18 óptica se sitúa alejándose de la superficie 112 de presión de lente del émbolo 14 establecida en su colocación inicial hacia la parte frontal en la dirección de inmersión, mientras que el háptico 20 ubicado en la parte trasera en la dirección de inmersión se contiene en el corte 114 que va a soportarse por la superficie inferior de la misma. Además, dado que la anchura de la ranura 36 cóncava se hace solo ligeramente mayor que el diámetro de la zona 18 óptica de la lente 16 intraocular, se impide que la lente 16 intraocular rote alrededor de la circunferencia en la plataforma 40 de lente. Además, especialmente en la presente realización, el centro de la superficie posterior de la zona 24 óptica de la lente 16 intraocular se pone en contacto con el carril 90 de guía debido a su extensión todo el camino hasta la plataforma 40 de lente.

Mientras tanto, va a verse un lubricante apropiado en la platina 34 y la parte 66 de boquilla por medio de la

entrada 58 de líquido según sea necesario, mientras permanece cerrada la sección 44 de cubierta. Sin embargo, el lubricante puede verterse a través de la abertura 72 de punta de la parte 66 de boquilla, a través de la abertura 38 de la platina 34 con la sección 44 de cubierta abierta, o a través de la abertura posterior del orificio 30 pasante después de hacer salir el émbolo 14 desde el cuerpo 12 de herramienta.

5 Posteriormente, la abertura 72 de punta de la parte 66 de boquilla se inserta en una incisión hecha en el tejido ocular. En la presente realización, dado que la abertura 72 de punta está en una forma en pendiente, la inserción en la incisión puede hacerse con bastante facilidad.

10 Entonces, la placa 116 de presión del émbolo 14 se empuja al interior del cuerpo 12 de herramienta que conserva la parte 66 de boquilla insertada en la incisión. Esto hace que la superficie 112 de presión de lente del émbolo 14 haga tope contra el centro de la periferia externa de la zona 18 óptica de la lente 16 intraocular colocado en la plataforma 40 de lente de modo que la lente 16 intraocular se guía hacia la abertura 70 de base mediante el émbolo 14. En esta situación, dado que el háptico 20 ubicado en el lado del émbolo 14 en la lente 16 intraocular se coloca en el corte 15 114 del émbolo 14, la superficie 112 de presión de lente del émbolo 14 se orienta directamente hacia la periferia externa de la zona 18 óptica, evitando por tanto un riesgo que implique al háptico 20 cuando la superficie 112 de presión de lente hace tope contra la zona 18 óptica.

Mientras tanto, especialmente en la presente realización, el corte 114 se hace en forma de ranura cóncava que se extiende aproximadamente en la dirección de anchura en la parte superior del émbolo 14, al tiempo que la pared de ranura en el lado frontal del émbolo 14 en la dirección de inmersión se hace que sea una pendiente que se despliega al lado de abertura de la ranura cóncava. Esto permite que los hápticos 20 de la lente 16 intraocular se coloquen fácilmente y de manera segura en el corte 114 en una forma de ranura cóncava. Adicionalmente, dado que la pared de ranura a la parte trasera del émbolo 14 en la dirección de inmersión en el corte 114 en una forma de ranura 20 cóncava se hace que sea un plano aproximadamente vertical que se eleva desde la parte inferior de la ranura hacia su abertura, se impide de manera efectiva que los hápticos 20 que entran en el corte 114 se deslicen hacia fuera de la ranura cóncava (corte 114) durante la extracción operación del émbolo 14 tras introducirse de manera segura en el corte 114 en la pendiente en el lado frontal de la ranura cóncava (corte 114), sosteniéndose por tanto de manera segura en un estado de inserción en la misma.

30 Entonces, al empujar hacia dentro la placa 116 de presión del émbolo 14 hacia el cuerpo 12 de herramienta, el enganche entre la lengüeta 120 y el orificio 122 de enclavamiento se libera, y la superficie 112 de presión de lente hace tope contra el centro de la periferia externa de la zona 18 óptica. En esta situación, se restringe que la sección 106 de árbol del émbolo 14 tenga un desplazamiento de exceso en la dirección izquierda-derecha intercalándose mediante salientes 56 y 56 de guiado formados en la sección 44 de cubierta desde ambos lados del cuerpo 12 de herramienta en la dirección de anchura, y al mismo tiempo, que se desplace en exceso hacia arriba haciendo tope 35 contra la placa 54 de guía central. Esto permite que la sección 106 de árbol se mueva de manera segura en la dirección axial del cuerpo 12 de herramienta. Además, especialmente en la presente realización, tal como se muestra mediante la línea imaginaria en la figura 13A, el desplazamiento de la sección 106 de árbol en la dirección axial del cuerpo 12 de herramienta puede hacerse de manera más segura poniendo en contacto la sección 106 de árbol con el par de carriles 90 de guiado en ambos lados del cuerpo 12 de herramienta en la dirección de anchura y guiarse en la dirección axial del mismo.

45 Además, dado que la placa 54 de guía central y las placas 52a y 52b de guía derecha e izquierda instaladas en la sección 44 de cubierta sobresalen hacia la plataforma 40 de lente con la sección 44 de cubierta que permanece cerrada, se restringe el desplazamiento hacia arriba en exceso de la lente 16 intraocular, haciendo posible guiar suavemente la lente 16 intraocular al interior de la abertura 70 de base.

50 Entonces, la lente 16 intraocular enviada al interior de la parte 80 introductoria por medio de la abertura 70 de base, tal como se muestra mediante un diagrama en la figura 13A, tiene el centro de la superficie posterior de la zona 24 óptica puesto en contacto con los carriles 90 de guiado que sobresalen desde la superficie 84 inferior, mientras que los carriles 92 laterales que sobresalen desde la superficie 86 superior están cada uno en contacto con ambos extremos de la superficie frontal de la zona 22 óptica en la dirección perpendicular a la dirección de inmersión. Esto provoca que se ejerza tensión hacia la superficie 86 superior en el centro de la superficie posterior de la zona 24 55 óptica, al tiempo que se provoca que se ejerza otra tensión hacia la superficie 84 inferior en ambos extremos de la superficie frontal de la zona 22 óptica en la dirección perpendicular a la dirección de inmersión. Como resultado, la zona 18 óptica de la lente 16 intraocular se deforma en un estado de pliegue de montaña en la que la superficie frontal de la zona 22 óptica se hace convexa hacia la superficie 86 superior.

60 En esta situación, la superficie 86 superior se hace curvarse en la parte 80 introductoria, al tiempo que la superficie 84 inferior está hecha con una relación de curvatura mayor que la superficie 86 superior, o especialmente en la presente realización, para que sea un plano llano con una relación de curvatura infinita. Esto permite que la sección transversal del orificio 68 pasante en la dirección perpendicular al eje en la parte 80 introductoria sea similar a la forma de la lente 16 intraocular en un estado de pliegue de montaña, que restringe la formación de espacio en exceso tanto como sea posible y restringe el deslizamiento de la lente 16 intraocular en el espacio en exceso, al 65 tiempo que la lente 16 intraocular puede seguir la sección transversal del orificio 68 pasante, posibilitando por tanto

la producción de una deformación de pliegue de montaña de manera más segura.

Adicionalmente, en la presente realización, los carriles 90 de guiado se extienden a la plataforma 40 de lente, y los carriles 90 de guiado y el centro de la superficie posterior de la zona 24 óptica están en contacto entre sí desde el momento en el que la lente se coloca en la plataforma 40 de lente. Esto hace posible de antemano provocar una deformación apropiada de pliegue de montaña de la zona 18 óptica antes de que se envíe a la parte 80 introductoria, posibilitando por tanto hacer contacto con los carriles 92 laterales cuando la lente se envía a la parte 80 introductoria y producir una deformación de pliegue de montaña de manera más segura.

Entonces, la lente 16 intraocular que se sometió a una deformación inicial en un estado de pliegue de montaña en la parte 80 introductoria se envía a la abertura 72 de punta a través de la parte 82 de envío al exterior para experimentar una deformación menor. En esta situación, cuando la punta del émbolo 14 alcanza la sección 76 intermedia, una sensación moderada se percibe por el operario debido al tope de la punta del émbolo 14 contra la pendiente 88 formada en la superficie 84 inferior. Esto permite que el operario se informe de que la punta del émbolo 14 ha alcanzado la sección 76 intermedia, es decir, se ha iniciado la deformación de flexión de la lente 16 intraocular.

Entonces, la lente 16 intraocular que ha experimentado una deformación inicial en un estado de pliegue de montaña en la parte 80 introductoria, tal como se muestra mediante un diagrama en la figura 13B, se deforma a un tamaño más pequeño como si se enroscase a medida que pasa a través de la sección 76 intermedia. En esta situación, la zona 18 óptica se deforma en línea con la forma interior del orificio 68 pasante, con el estado de pliegue de montaña que progresa más, y la superficie frontal de la zona 22 óptica se enrosca en un estado de tope contra la superficie 86 superior. Entonces, la zona 18 óptica, tal como se muestra mediante un diagrama en la figura 13C, se enrosca hasta un tamaño más pequeño en una forma aproximada ovalada en la sección 78 de extremo de punta de la parte 66 de boquilla en línea con el orificio 68 pasante que se hace en una forma aproximada ovalada a medida que va hacia la punta.

En esta situación, el háptico 20 colocado hacia la parte frontal de la lente 16 intraocular en la dirección de inmersión se fuerza a entrar en la zona 18 óptica enroscada a medida que la zona 18 óptica se enrosca en línea con la forma interior del orificio 68 pasante. Esto provoca que se produzca el estado de arrugamiento en la lente 16 intraocular dentro del orificio 68 pasante tal como se muestra mediante un diagrama en la figura 14.

Especialmente en la presente realización, los carriles 90 de guiado y los carriles 92 laterales se hacen finalizar en una colocación ligeramente más allá de la parte 80 introductoria, y la parte 82 de envío al exterior se hace para que sea casi por completo una región no formadora de carriles 90 de guiado y carriles 92 laterales. Dicho de otro modo, solo es necesario para los carriles 90 de guiado y los carriles 92 laterales provocar la deformación inicial en pliegue de montaña hasta la lente 16 intraocular. En esta situación, según la presente realización, es posible evitar imponer una tensión excesiva en la lente 16 intraocular reduciendo el riesgo de dañarla y permitir una extracción más suave de la misma sin formar ningún carril 90 de guiado o carriles 92 laterales en la parte 82 de envío al exterior.

Además, tal como se muestra mediante un diagrama en la figura 14, la superficie 112 de presión de lente se forma en una dimensión que abarca desde la superficie 84 inferior hasta la superficie 86 superior al menos en la sección 78 de extremo de punta de la parte 66 de boquilla. Esto, haciendo un pliegue de montaña, hace que el área de contacto de la zona 18 óptica con la superficie 112 de presión de lente flote desde la superficie 84 inferior, y aunque el área de contacto, especialmente en la sección 78 de extremo de punta, con la superficie 112 de presión de lente casi alcanza la superficie 86 superior, el estado de tope entre la superficie 112 de presión de lente y la zona 18 óptica puede mantenerse de manera estable, posibilitando por tanto asegurar la extracción de la lente 16 intraocular incluso en un estado de pliegue de montaña. Sin embargo, como resulta evidente a partir de la descripción anterior, solo es necesario para la superficie 112 de presión de lente presionar tanto en la periferia externa de la zona 18 óptica colocada en la superficie 84 inferior como en la periferia externa de la zona 18 óptica colocada en el lado de la superficie 86 superior en un pliegue de montaña, y no supone ningún problema que haya un hueco más pequeño que el grosor de la periferia externa de la zona 18 óptica entre la superficie 112 de presión de lente y la superficie 84 inferior o superficie 86 superior.

Entonces, la lente 16 intraocular se envía a la abertura 72 de punta de la parte 66 de boquilla que mantiene un estado de arrugamiento de este tipo. En esta situación, dado que la abertura 72 de punta se hace en forma de pendiente, la lente 16 intraocular puede exponerse de manera gradual desde la abertura 72 de punta al tiempo que mantiene la deformación, es decir, según la presente realización, el estado de arrugamiento de la lente 16 intraocular durante un periodo de tiempo más largo. Esto permite que la lente 16 intraocular se saque del cuerpo 12 de herramienta en el estado de arrugamiento y se inserte en la cápsula, y mediante la restricción de que el háptico 20 anterior entre en contacto con el interior de la cápsula, puede producirse el consiguiente riesgo de haber invertido la lente 16 intraocular.

Además, incluso cuando el háptico 20 se despliega y sobresale hacia fuera antes de la zona 18 óptica durante el procedimiento de su exposición desde la abertura 72 de punta, tal como se muestra mediante un diagrama en la figura 15A, la punta del háptico 20 se despliega y sobresale hacia fuera hacia la superficie frontal de la zona 22

5 óptica en el lado superior de la herramienta 10 de inserción. En cambio, tal como se muestra mediante un diagrama en la figura 15B, en el estado de arrugamiento en un pliegue de valle, la punta del háptico 20 se despliega y sobresale hacia fuera hacia la superficie posterior de la zona 24 óptica en el lado inferior de la herramienta 10 de inserción. Por tanto, mediante la creación de un estado de arrugamiento en un pliegue de montaña, se hace que el háptico 20 haga tope contra el lado frontal de la cápsula de lente (frente intracapsular), lo que normalmente debe suceder, en comparación con desplegar y sobresalir desde un estado de arrugamiento en un pliegue de valle, incluso cuando el háptico 20 se despliega y sobresale antes de la zona 18 óptica, haciendo por tanto más fácil evitar un efecto adverso en la colocación de la lente 16 intraocular. Al mismo tiempo, la punta del háptico 20 que se despliega y sobresale hacia fuera desde un estado de arrugamiento en un pliegue de montaña lo hace con su lado frontal (correspondiente al lado frontal de la lente) orientado hacia delante en la dirección de traslado. En cambio, la punta del háptico 20 que se despliega y sobresale hacia fuera desde un estado de arrugamiento en un pliegue de valle lo hace con su lado posterior (correspondiente al lado posterior de la lente) orientado hacia delante en la dirección de traslado. Por tanto, en la punta del háptico 20, su lado frontal puede hacer tope contra el lado frontal de la cápsula de lente de manera más segura, lo que normalmente debe suceder, desplegando y haciendo sobresalir hacia fuera desde el estado de arrugamiento en un pliegue de montaña que se opone al estado de arrugamiento en un pliegue de valle. Y, al tener la zona 18 óptica desplegada al igual que el háptico 20 que entró en contacto en la colocación normal, la zona 18 óptica puede desplegarse en la colocación normal de manera más segura que se opone al caso de pliegue de valle.

20 Por tanto, al usar la herramienta 10 de inserción de lente intraocular en la presente realización, pasa a ser posible crear un estado de arrugamiento de manera más segura provocando una deformación inicial de manera más segura a la lente 16 intraocular en un pliegue de montaña, y mediante la inserción de la lente 16 intraocular en la cápsula bajo tal condición de arrugamiento, pasa a ser posible colocar la superficie frontal de la zona 22 óptica y la superficie posterior de la zona 24 óptica de la lente 16 intraocular en la colocación normal dentro de la cápsula de manera más segura. Como resultado, se vuelve innecesario hacer rotar de manera inversa la herramienta 10 de inserción tanto como tenía que hacer antes el operario, posibilitando por tanto una inserción más fácil y más segura de la lente 16 intraocular.

30 Una de las realizaciones de esta invención se ha explicado anteriormente, la cual es solo un ejemplo, y esta invención no ha de interpretarse en un sentido limitado por ninguna descripción específica de tal realización. En la siguiente descripción, se omiten explicaciones detalladas para los elementos y partes con estructuras similares a las de la realización anterior, aplicando los mismos números de referencia que los de la realización anterior a las figuras.

35 Por ejemplo, las longitudes y las posiciones de extremo de los carriles 90 de guiado y los carriles 92 laterales pueden establecerse como apropiadas. Por ejemplo, en la realización anterior, cada extremo frontal de los carriles 90 de guiado y los carriles 92 laterales sobresale hacia delante ligeramente más allá de la parte 80 introductoria en la dirección de inmersión de la lente, y los extremos posteriores de los carriles 90 de guiado sobresalen hacia fuera de la parte 80 introductoria hacia la parte trasera en la misma dirección para colocarse en la plataforma 40 de lente, pero esta invención no se limita a tal concepto. Para dar un ejemplo más específico, los extremos de parte trasera de los carriles 90 de guiado pueden colocarse dentro de la parte 80 introductoria, o los extremos posteriores de los carriles 92 laterales pueden sobresalir desde la parte 80 introductoria.

45 Además, en la realización anterior, el par de carriles 90 de guiado y el par de carriles 92 laterales están formados cada uno aproximadamente en paralelo entre sí, y las distancias de separación entre sí se establecieron aproximadamente constantes por toda la longitud, pero estas distancias pueden variarse a lo largo de la dirección longitudinal, o por ejemplo, la distancia de separación puede establecerse ligeramente más corta en línea con la forma ahusada en la sección 76 intermedia de la parte 66 de boquilla. Por tanto, en el extremo posterior de la dirección de inmersión, la distancia de separación entre el carril 90 de guía y el carril 92 lateral en la dirección arriba-abajo, por ejemplo, puede establecerse mayor que la distancia de separación B entre la periferia externa de la superficie frontal de la zona 22 óptica y el vértice de la superficie posterior de la zona 24 óptica en la dirección de eje óptico de la lente. Esto permite que la zona 18 óptica se guíe de manera más suave entre ambos pares carriles 90 y 92. Además, las alturas sobresalientes de estos carriles 90 de guiado y carriles 92 laterales pueden variarse a lo largo de la dirección longitudinal.

55 Además, el número de salientes centrales y laterales no es limitado. En la realización anterior, por ejemplo, el saliente central se formó mediante el par de carriles 90 de guiado, pero tal como se muestra mediante un diagrama en la figura 16 por ejemplo, el saliente central puede formarse mediante un solo carril 90 de guía que se extiende en el centro en la dirección de anchura en la superficie 84 inferior. Además, también tal como se muestra mediante un diagrama en la figura 16, uno de los salientes laterales puede formarse mediante múltiples carriles 92 laterales. En esta situación, más preferiblemente, la dimensión sobresaliente desde la superficie 86 superior hacia la superficie 84 inferior del carril 92 lateral es mayor a medida que se acerca al borde de la superficie 86 superior en la dirección de anchura. De este modo, puede ejercerse tensión en la lente 16 intraocular para producir una deformación de pliegue de montaña de manera más efectiva.

65 Además, en la realización anterior, el mecanismo de guiado del elemento de inmersión está configurado para guiar el émbolo 14 con el par de carriles 90 de guiado en la dirección axial, pero un mecanismo de este tipo no es

necesariamente esencial, y la forma específica del mecanismo de guiado no está limitada a la realización anterior. Tal como se muestra mediante un diagrama en la figura 16, por ejemplo, un solo carril 90 de guía que se extiende en el centro en la dirección de anchura en la superficie 84 inferior puede formarse como un saliente central, mientras que, mediante la formación de una ranura cóncava que encaja con el mismo en la superficie inferior del émbolo, que no se muestra en la figura, el émbolo puede guiarse en la dirección axial mediante una función de guiado de la ranura cóncava y el carril 90 de guía.

Mientras tanto, en la realización anterior, como herramienta de inserción de lente intraocular, se describió a modo de ejemplo un tipo de herramienta de inserción que contiene en su cuerpo de herramienta una lente intraocular preparada de manera independiente para la operación, pero naturalmente, esta invención puede aplicarse a un denominado "tipo preestablecido de herramienta de inserción" dotado de una lente intraocular contenida en el mismo tal como se muestra mediante un diagrama en las figuras 17 y 18. En este caso, la figura 17 se muestra con la sección 44 de cubierta omitida, y la figura 18 se muestra con un elemento 204 de porte, que se explicará más adelante, retirado. En una herramienta 200 de inserción de lente intraocular mostrada en las figuras 17 y 18, se forma un orificio 202 pasante que recorre el cuerpo 12 de herramienta en una ubicación apropiada de la plataforma 40 de lente y el elemento 204 de porte se ensambla de manera que puede desunirse del lado opuesto de la plataforma 40 de lente en el cuerpo 12 de herramienta. Una parte 206 de porte que soporta la lente 16 intraocular se proporciona en tal elemento 204 de porte, mientras que la parte 206 de porte se hace sobresalir por encima de la plataforma 40 de lente por medio del orificio 202 pasante cuando se ensambla. Mientras tanto, el elemento 204 de porte se conserva ensamblado con el cuerpo 12 de herramienta por medio del enganche de sus lengüetas proporcionadas en la parte 206 de porte con la plataforma 40 de lente.

La herramienta de inserción 200 con la estructura anterior se ofrece al operario en un estado de contención de la lente 16 intraocular en la que el elemento 204 de porte está ensamblado al cuerpo 12 de herramienta y la lente 16 intraocular se porta mediante la parte 206 de porte que sobresale por encima de la plataforma 40 de lente con la sección 44 de cubierta cerrada. Entonces, durante la operación, al desunir el elemento 204 de porte del cuerpo 12 de herramienta, la parte 206 de porte se retira desde la plataforma 40 de lente de modo que la lente 16 intraocular se coloca en la misma. En esta situación, según el presente aspecto, operaciones erróneas tales como establecer la lente con la parte frontal y trasera invertidas en la platina 34 pueden impedirse preestableciendo la lente 16 intraocular en el elemento 204 de porte en la colocación normal donde la superficie posterior de la zona 24 óptica se orienta hacia la plataforma 40 de lente.

Además, especialmente la herramienta de inserción 200 en el presente aspecto tiene carriles 90 de guiado extendidos más hacia atrás en comparación con la realización anterior todo el camino hasta la parte inferior de la punta del émbolo 14 que se estableció como una colocación inicial. Esto permite, según el presente aspecto, que el émbolo 14 se guíe en la dirección axial del cuerpo 12 de herramienta desde el comienzo de la operación de extracción, posibilitando por tanto una extracción estable del émbolo 14.

Mientras tanto, para verificar la eficacia de esta invención, se prepararon herramientas de inserción estructuradas según la realización anterior como ejemplos de trabajo y otras herramientas de inserción que no tienen salientes laterales con otras configuraciones iguales a los ejemplos de trabajo como ejemplos comparativos, y para cada uno de estos ejemplos de trabajo y comparativos, se llevaron a cabo las operaciones de extracción de la lente intraocular estableciendo la potencia a +6,0D, la relación de curvatura en la superficie posterior de la zona óptica en aproximadamente 50 mm, la relación de curvatura en la superficie frontal de la zona óptica en aproximadamente 70 mm, y se observaron las direcciones de deformación de la lente intraocular. Como resultado, como para los ejemplos comparativos, se deformaron dos de treinta ejemplos en un pliegue de valle, y un ejemplo se deformó en una forma de S donde coexisten un pliegue de montaña y un pliegue de valle, mientras que, como para los ejemplos de trabajo, los 30 ejemplos se deformaron en un pliegue de montaña. Esto demuestra que la deformación de pliegue de montaña de la lente intraocular puede generarse de manera más segura según esta invención.



**REIVINDICACIONES**

1. Herramienta (10, 200) de inserción de lente intraocular que incluye un cuerpo (12) de herramienta en forma de un cilindro adaptado para contener una lente (16) intraocular, un elemento (14) de inmersión que va a ensamblarse al cuerpo (12) de herramienta insertándose en el mismo en una dirección axial desde una parte trasera, una platina (34) en la que la lente (16) intraocular está adaptada para colocarse proporcionada en una parte intermedia del cuerpo (12) de herramienta en la dirección axial, y un cilindro (66) de inserción de forma ahusada en un lado de punta de la platina (34) en la dirección axial, estando adaptado el elemento (14) de inmersión para sumergirse con el fin de mover hacia delante la lente (16) intraocular colocada en la platina (34) en la dirección axial de modo que la lente (16) intraocular se deforma de manera compacta y se empuja hacia fuera a través del cilindro (66) de inserción en un ojo:
- el cilindro (66) de inserción incluye una superficie (84) inferior continua desde una plataforma (40) de lente de la platina (34), y una superficie (86) superior colocada opuesta con respecto a la superficie (84) inferior;
- se proporciona un saliente (90) central en una porción central en una dirección de anchura del cuerpo (12) de herramienta en la superficie (84) inferior de una parte (80) introductoria en un lado de la platina (34) del cilindro (66) de inserción para extenderse en la dirección axial del cuerpo (12) de herramienta y hacer que sobresalga hacia la superficie (86) superior
- se proporcionan un par de salientes (92) laterales en ambos extremos en la dirección de anchura del cuerpo (12) de herramienta en la superficie (86) superior de la parte (80) introductoria para extenderse en la dirección axial del cuerpo (12) de herramienta y hacer que sobresalga hacia la superficie (84) inferior, estando la herramienta (10) de inserción de lente intraocular caracterizada porque:
- el elemento (14) de inmersión tiene una superficie (112) de presión de lente formada en una cara de punta del mismo en la dirección axial con una dimensión que abarca desde la superficie (84) inferior hasta la superficie (86) superior en una sección (78) de extremo de punta del cilindro (66) de inserción; y
- el saliente (90) central y el par de salientes (92) laterales se hacen finalizar en una colocación ligeramente más allá de la parte (80) introductoria, se hace que el saliente (90) central entre en contacto con una porción central de una superficie posterior de una zona (24) óptica de la lente (16) intraocular cuando se envía al interior del cilindro (66) de inserción, el par de salientes (92) laterales deben entrar en contacto con ambos extremos de una superficie frontal de la zona (22) óptica de la lente (16) intraocular cuando se envía al interior del cilindro (66) de inserción, de modo que la zona (18) óptica de la lente (16) intraocular se somete a una deformación inicial en forma de montaña en la que la superficie frontal de la zona (22) óptica se hace convexa en la parte (80) introductoria.
2. Herramienta (10, 200) de inserción de lente intraocular según la reivindicación 1, en la que una abertura (72) de punta del cilindro (66) de inserción tiene una forma inclinada en la que la superficie (86) superior sobresale más allá de la superficie (84) inferior en la dirección axial del cuerpo (12) de herramienta.
3. Herramienta (10, 200) de inserción de lente intraocular según la reivindicación 1 o 2, en la que una distancia de separación entre el par de salientes (92) laterales en sus puntas (96) sobresalientes en la dirección de anchura del cuerpo (12) de herramienta es más pequeña que un diámetro externo de la superficie frontal de la zona (22) óptica de la lente (16) intraocular en una punta de los salientes (92) laterales en una dirección de inmersión de la lente (16) intraocular, y una distancia de separación entre el saliente (90) central y los salientes (92) laterales en una dirección de orientación enfrentada de la superficie (86) superior y la superficie (84) inferior es más pequeña que una distancia de separación entre una periferia externa de la superficie frontal de la zona (22) óptica de la lente (16) intraocular y un vértice de la superficie posterior de la zona (24) óptica en una dirección de un eje óptico en una punta del saliente (90) central en la dirección de inmersión de la lente (16) intraocular.
4. Herramienta (10, 200) de inserción de lente intraocular según una cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en la que una razón de reducción de un área por longitud en la dirección axial en el cilindro (66) de inserción varía a lo largo de la dirección axial, y una sección (76) intermedia en la dirección axial del cilindro (66) de inserción está formada con la mayor razón de reducción del área, mientras que una anchura de la superficie (84) inferior en la sección (76) intermedia se hace variar de manera gradual desde una dimensión mayor que el diámetro externo de la lente (16) intraocular hasta dimensiones más pequeñas, y el saliente (90) central y el par de salientes (92) laterales están formados para extenderse en la dirección axial desde un extremo axial en un lado de anchura mayor en la sección (76) intermedia, estando configurada la parte (80) introductoria para incluir una parte de la sección (76) intermedia.
5. Herramienta (10, 200) de inserción de lente intraocular según la reivindicación 4, en la que las puntas de los salientes (90, 92) centrales y laterales en la dirección de inmersión de la lente (16) intraocular están colocadas en la sección (76) intermedia.

6. Herramienta (10, 200) de inserción de lente intraocular según una cualquiera de las reivindicaciones 1-5, en la que un radio de curvatura de la superficie (84) inferior es mayor que el de la superficie (86) superior en la parte (80) introductoria.
- 5 7. Herramienta (10, 200) de inserción de lente intraocular según la reivindicación 6, en la que la superficie (84) inferior en la parte (80) introductoria es un plano llano.
8. Herramienta (10, 200) de inserción de lente intraocular según una cualquiera de las reivindicaciones 1-7, en la que un extremo posterior del saliente (90) central en la dirección de inmersión de la lente (16) intraocular se extiende hasta la plataforma (40) de lente.
- 10
9. Herramienta (10, 200) de inserción de lente intraocular según una cualquiera de las reivindicaciones 1-8, en la que el saliente (90) central entra en contacto con el elemento (14) de inmersión y se adapta de ese modo para guiar el elemento (14) de inmersión en la dirección axial del cuerpo (12) de herramienta.
- 15
10. Herramienta (10, 200) de inserción de lente intraocular según la reivindicación 9, en la que el saliente (90) central comprende un par de carriles (90) de guiado, colocados en ambos lados del elemento (14) de inmersión en la dirección de anchura del cuerpo (12) de herramienta, y en las puntas de los carriles (90) de guiado en la dirección de inmersión de la lente (16) intraocular, una distancia de separación entre los carriles (90) de guiado en sus puntas (94) sobresalientes en la dirección de anchura del cuerpo (12) de herramienta es más pequeña que una distancia de separación entre el par de salientes (92) laterales en sus puntas (96) sobresalientes en la misma dirección.
- 20
11. Herramienta (10, 200) de inserción de lente intraocular según una cualquiera de las reivindicaciones 1-10, en la que una parte (82) de envío al exterior del cilindro (66) de inserción ubicada en un lado de punta de la parte (80) introductoria del cilindro (66) de inserción se hace para que sea casi por completo una región no formadora del saliente (90) central y el par de salientes (92) laterales.
- 25



FIG.2

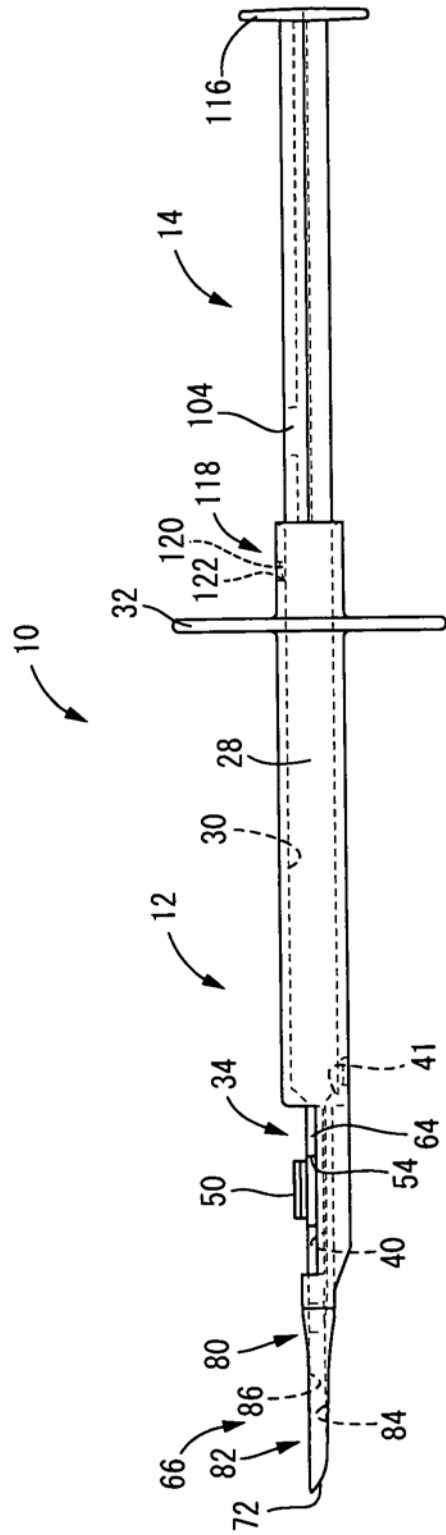


FIG.3

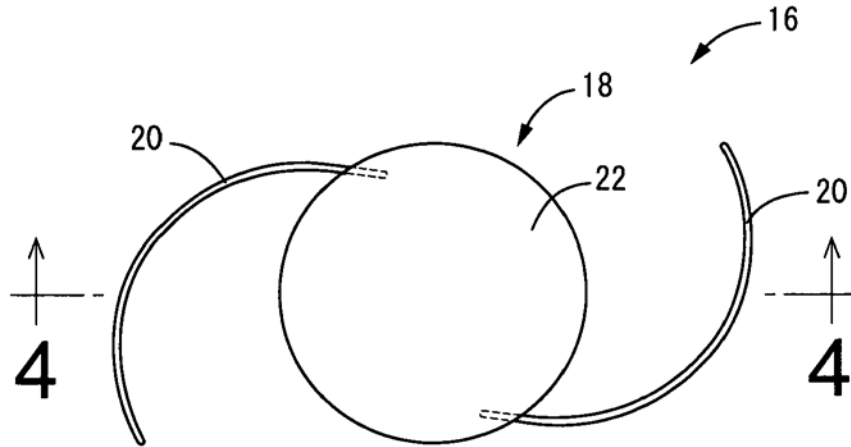


FIG.4

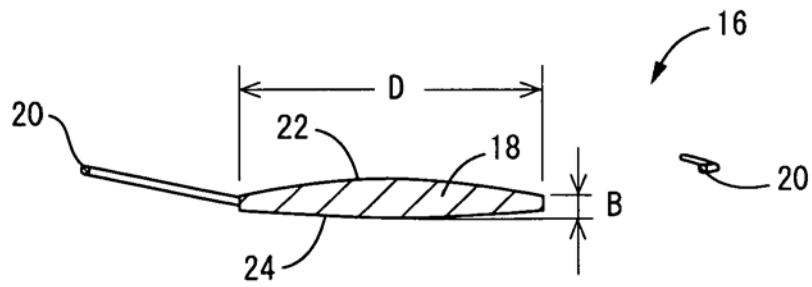


FIG.5

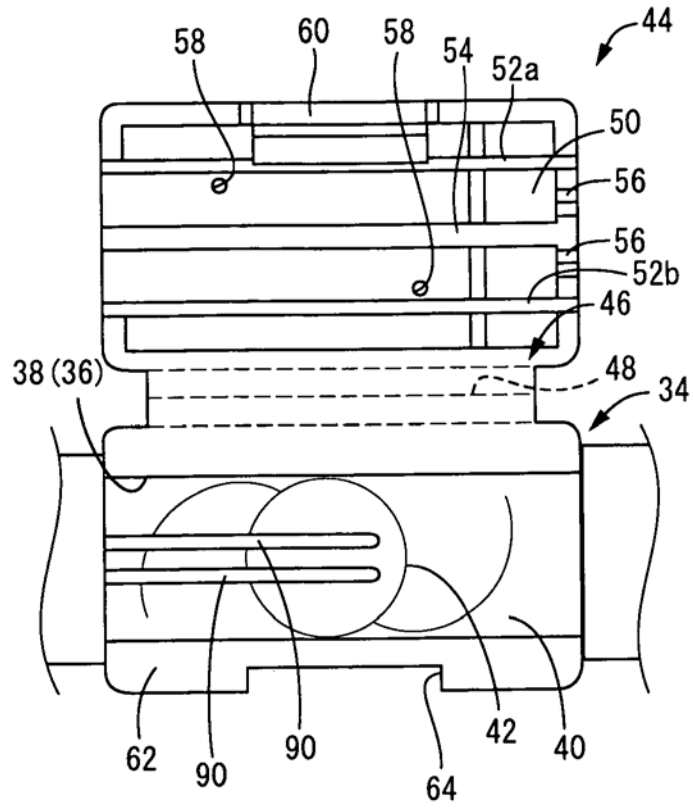


FIG.6

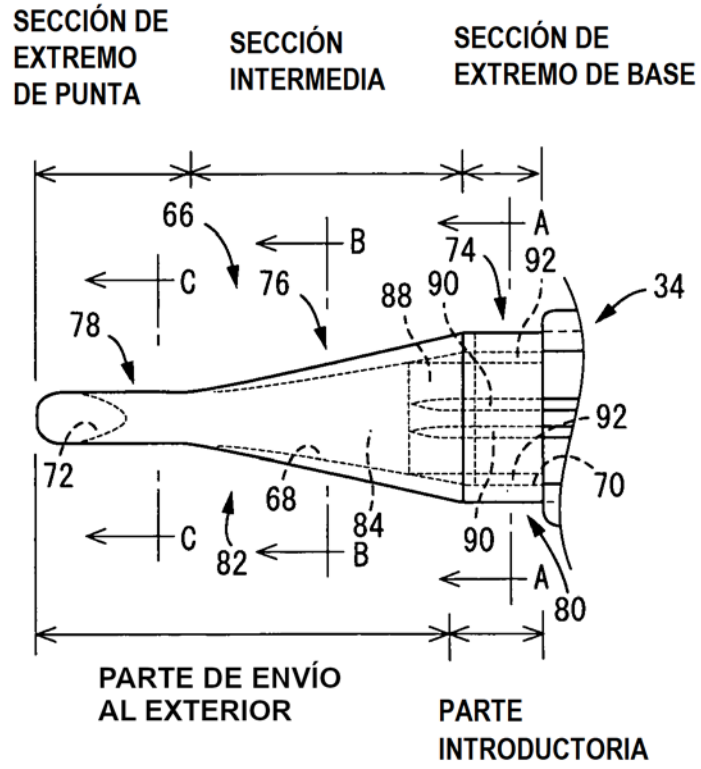
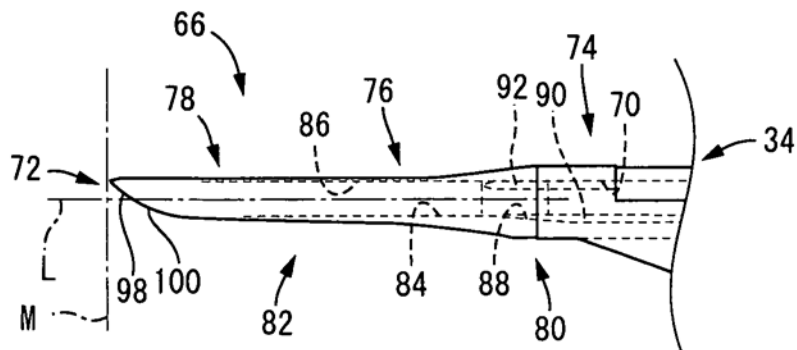
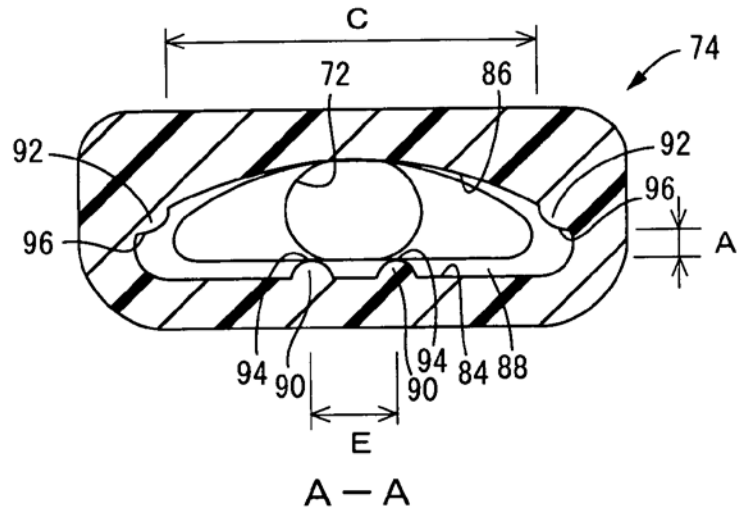


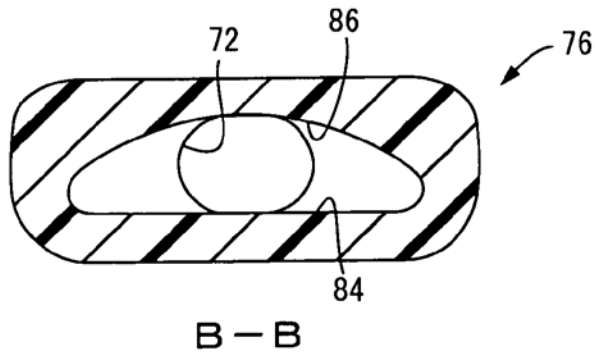
FIG.7



# FIG.8A



# FIG.8B



# FIG.8C

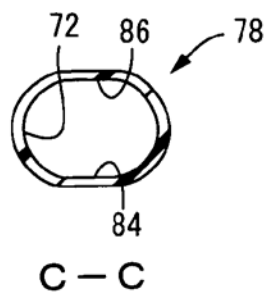




FIG.9

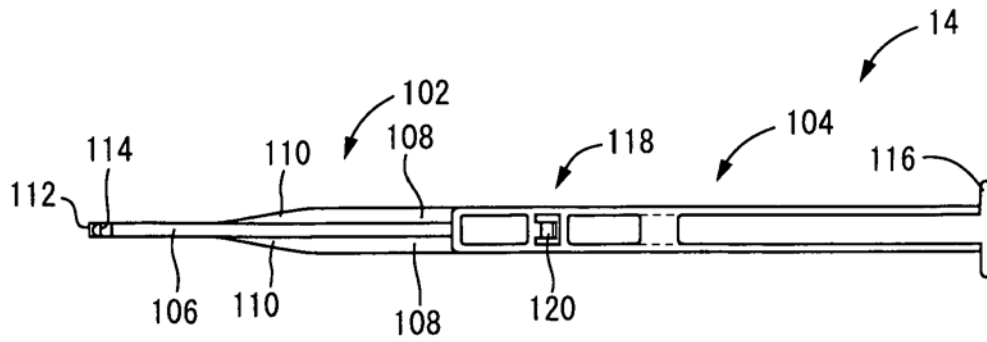


FIG.10

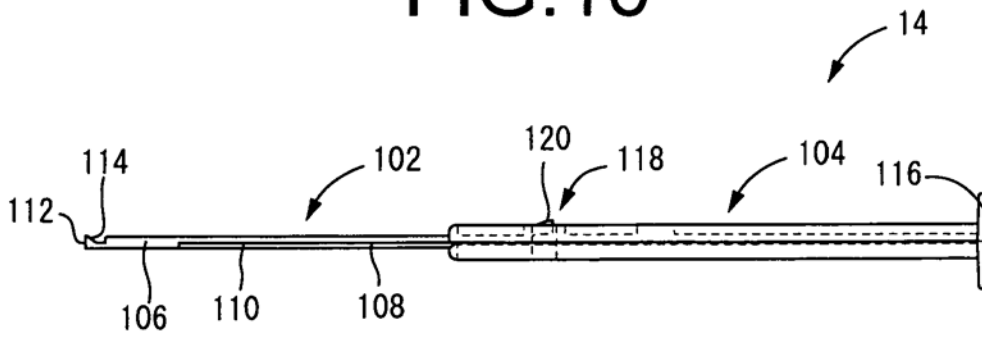


FIG.11

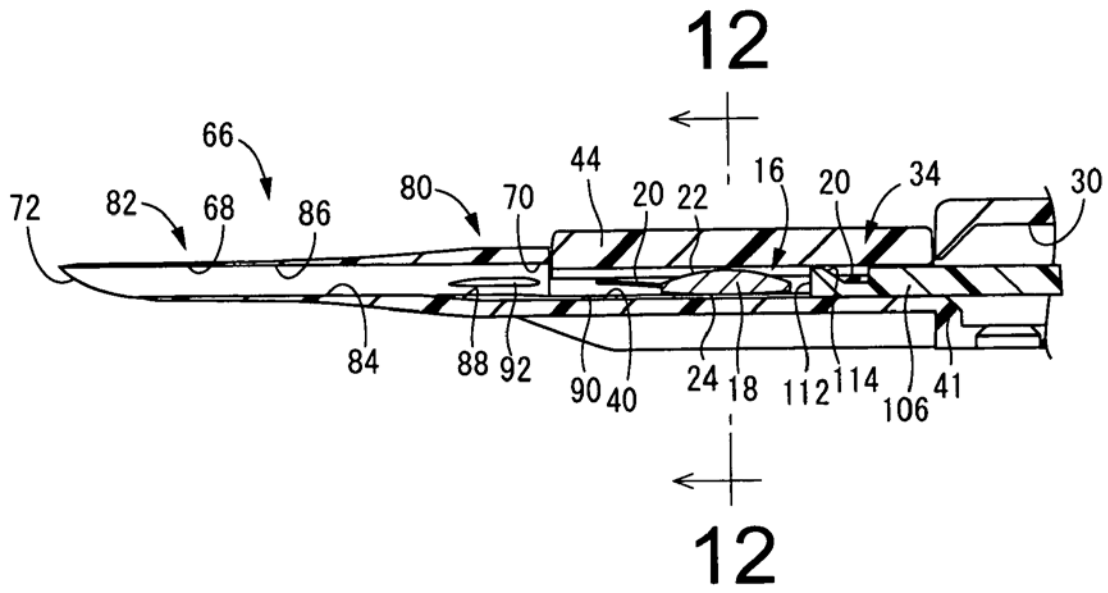


FIG.12

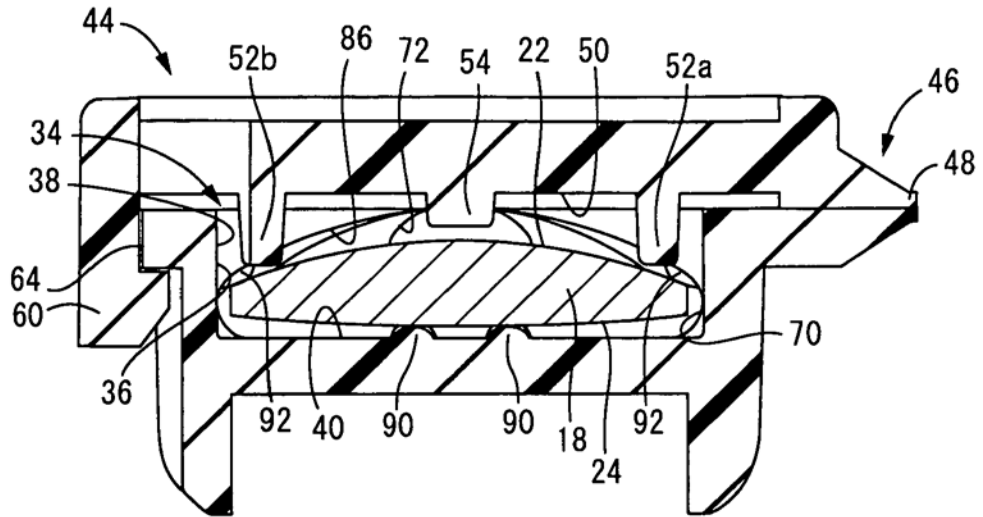


FIG.13A

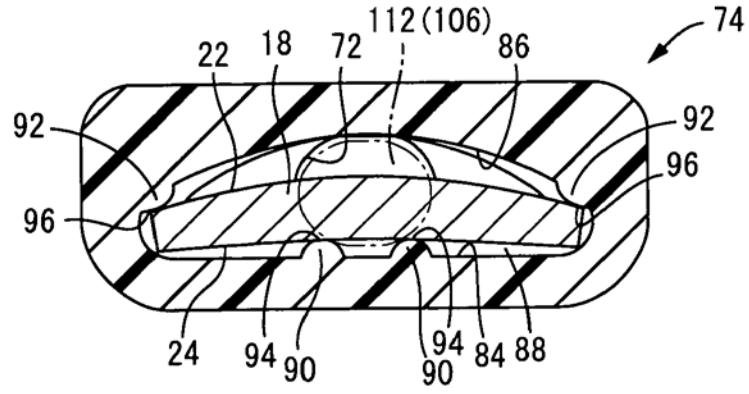


FIG.13B

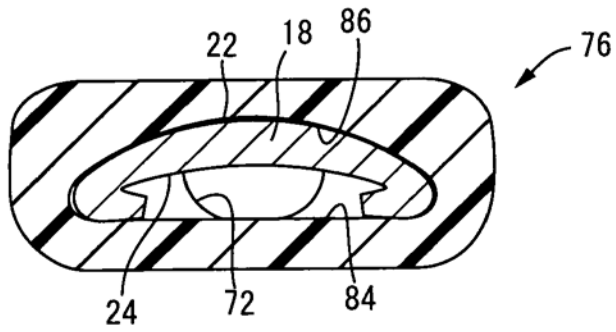


FIG.13C

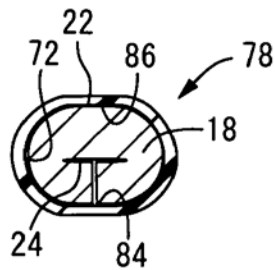


FIG.14

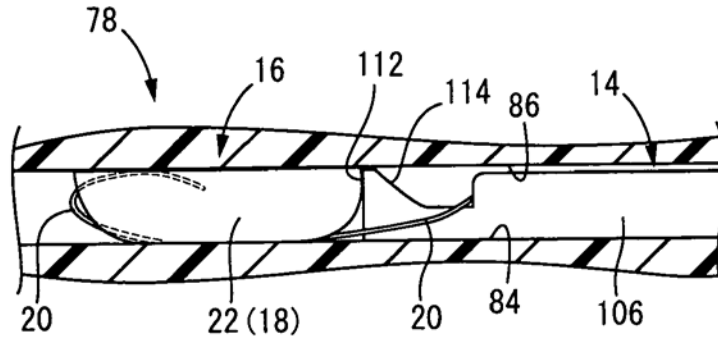


FIG. 15A

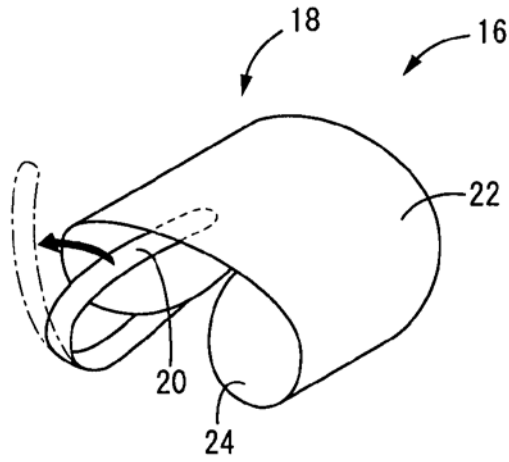


FIG. 15B

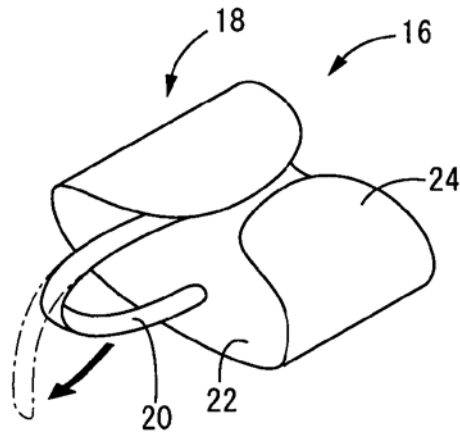
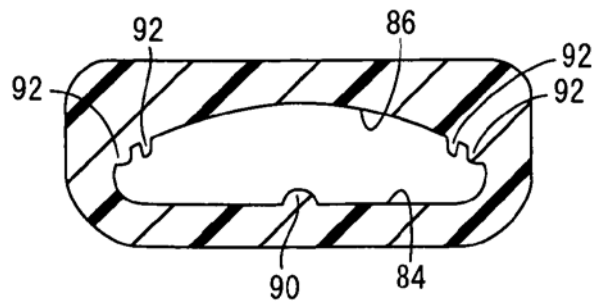


FIG. 16



# FIG.17

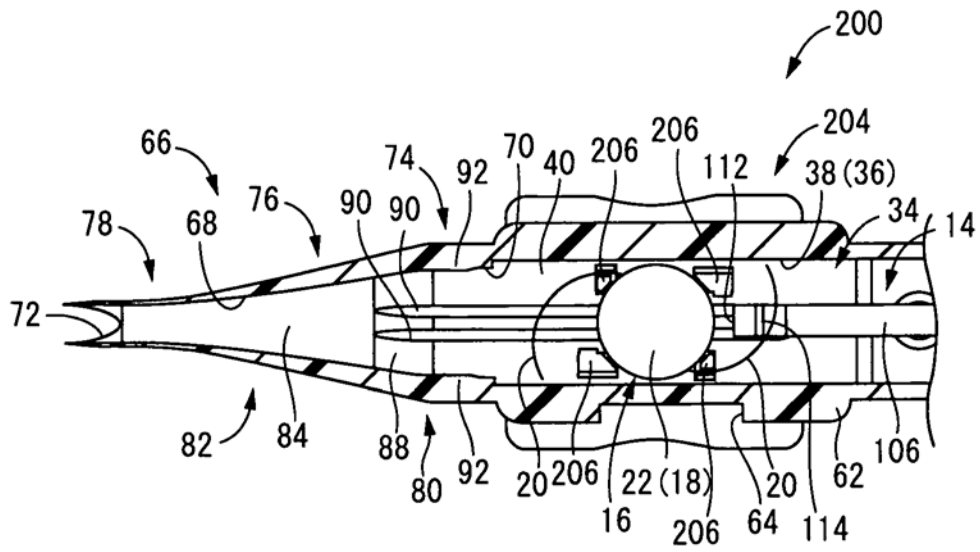


FIG.18

