

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 384 355**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/16**

(2006.01)

12

### TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08254153 .3**

96 Fecha de presentación: **24.12.2008**

97 Número de publicación de la solicitud: **2074962**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **01.07.2009**

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

30 Prioridad:  
**28.12.2007 JP 2007341157**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**04.07.2012**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**04.07.2012**

73 Titular/es:  
**KOWA COMPANY, LTD.  
6-29, NISHIKI 3-CHOME NAKA-KU  
NAGOYA-SHI AICHI 460-0003, JP**

72 Inventor/es:  
**Tanaka, Masayoshi**

74 Agente/Representante:  
**Ungría López, Javier**

**ES 2 384 355 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**

Instrumento de inserción de lente intraocular

5 La presente invención se refiere a un instrumento de inserción de lente intraocular usado para insertar una lente intraocular en el ojo.

10 Un método empleado en el pasado en el campo de la cirugía de cataratas, consiste en extraer la lente cristalina intracapsular por medio de una incisión quirúrgica realizada en tejidos oculares, tales como la córnea (esclerótica) o la sección de la cápsula anterior de la lente cristalina, y una vez que la lente cristalina se ha retirado, insertar una lente intraocular, que sirve como un sustituto de la parte posterior de la lente cristalina, a través de la incisión y colocándola dentro de la cápsula.

15 En particular, en los últimos años, los métodos que emplean un instrumento de inserción de lente intraocular, como el que se describe en la patente japonesa N° 3412103 o la patente japonesa N° 3420724, han entrado en uso generalizado. Habitualmente, la lente intraocular se insertará en el ojo insertando, en primer lugar, el orificio distal de un tubo de inserción proporcionado en la sección de extremo distal del cuerpo del instrumento a través de una incisión quirúrgica, a continuación, empujando la lente intraocular (que se ha mantenido en un estado de deformación compacta dentro del cuerpo del instrumento) hacia el exterior, a través del orificio distal del tubo de inserción. Empleando un instrumento de inserción como este, la lente intraocular se puede insertar en el ojo sin expandir la incisión quirúrgica que se hizo con el propósito de extraer la lente cristalina, reduciendo de este modo el trabajo que supone la operación quirúrgica, así como reduciendo el riesgo de astigmatismo o infección post-quirúrgicos.

25 Un requisito de un instrumento de inserción de lente intraocular de este tipo, es la excelente facilidad de control, de manera que el cirujano será capaz de realizar de manera constante operaciones delicadas con una alta precisión durante una operación quirúrgica. Esta facilidad de control se refiere a la capacidad del cirujano para realizar el procedimiento de inserción de lente ocular de la manera deseada, y requiere que la lente intraocular se empuje y se inserte en el ojo en el lugar deseado, en la condición deseada y a la velocidad deseada.

30 Para satisfacer esta necesidad, se ha propuesto, por ejemplo en la publicación de patente japonesa examinada N° JP-B-07-079826, un instrumento de inserción equipado en el interior del instrumento de inserción con un mecanismo de accionamiento de primera etapa, adaptado para empujar y hacer avanzar la lente intraocular a una velocidad alta hacia un lugar ligeramente anterior a aquel en el que la lente se empuja hacia el exterior del instrumento de inserción, y un mecanismo de accionamiento de segunda etapa, adaptado para empujar y hacer avanzar a continuación la lente intraocular a una velocidad baja. De acuerdo con este instrumento de inserción, el tiempo del procedimiento general de la etapa de hundimiento puede reducirse haciendo avanzar la lente intraocular a una velocidad alta mediante el mecanismo de accionamiento de primera etapa, mientras que, al mismo tiempo, se asegura la inserción cuidadosa en el ojo haciendo avanzar la lente intraocular a una velocidad baja mediante el mecanismo de accionamiento de segunda etapa, cuando la lente intraocular se empuja hacia el exterior del instrumento de inserción.

45 Sin embargo, un instrumento de inserción, como el que se desvela en el documento JP-B-07-079826 es simplemente un diseño adaptado para aumentar la velocidad de hundimiento del elemento de émbolo en la zona de aproximación, como tal, no ofrece ventajas específicas en relación con el procedimiento de inserción de lente per se. Este instrumento de inserción no es capaz de permitir que el cirujano realice el procedimiento de inserción ocular de la lente de la manera deseada. Específicamente, es necesario que el cirujano inserte la lente en el ojo a la velocidad que el mismo ha elegido, no siendo deseable que se produzca un cambio repentino en la velocidad percibida de empuje de la lente justo un momento antes de empujar la lente hacia el exterior. Es decir, con el fin de permitir que el cirujano realice el procedimiento de inserción ocular de la lente de la manera deseada, será deseable que el cirujano, trabaje con un nivel constante de fuerza de presión, para ser capaz de mover el elemento de émbolo a una velocidad constante hasta el final, y para insertar la lente intraocular en el ojo a una velocidad constante.

55 Si los instrumentos de inserción de diseño convencional se examinan desde este punto de vista, aún no se ha encontrado un instrumento de inserción satisfactorio.

60 Como se ha mencionado anteriormente, la lente intraocular está fabricada de material elástico, con el fin de permitir que la incisión quirúrgica sea más pequeña durante la inserción, y se insertará en el ojo mientras se mantiene en un estado compactado (por ejemplo, un plegado o enrollado) dentro de la sección de tubo de inserción del instrumento de inserción. Por esta razón, cuando la lente intraocular se empuja hacia el exterior del orificio de extremo distal de la sección de tubo de inserción dentro del ojo, la lente intraocular mostrará una recuperación con el fin de expandirse, en base a su elasticidad inherente en el curso de empujarse parcialmente hacia el exterior del orificio de extremo distal. Como resultado de esta fuerza de recuperación que actúa sobre el orificio de extremo distal, la fuerza de reacción producida de este modo actuará en una dirección, haciendo que la lente se expulse de la sección de tubo de inserción.

5 Por esta razón, a pesar del hecho de que el cirujano hace funcionar el elemento de émbolo con un nivel constante de fuerza, como resultado de la acción de expulsión producida por la elasticidad de la lente intraocular per se, la resistencia contra el empuje del elemento de émbolo disminuirá gradualmente, debido a la acción aditiva de la fuerza de recuperación elástica y a una reducción de la resistencia al deslizamiento de la lente intraocular con respecto al tubo de inserción. Como resultado, la lente intraocular puede llegar a expulsarse a una velocidad alta antes de que el cirujano se dé cuenta, con un riesgo de que la lente, en última instancia, se salga del ojo. Esto hará que sea difícil que el cirujano logre la inserción de la manera deseada, y plantea un problema significativo en términos de que el cirujano sea capaz de lograr el procedimiento de inserción de la manera deseada.

10 Incluso cuando el instrumento de inserción, como el que se desvela en el documento JP-B-07-079826, se ha diseñado para cambiar la velocidad de hundimiento a una velocidad baja en una etapa anterior al recorrido de la distancia prescrita, en la medida que se emplea una operación de hundimiento con una fuerza constante en una carrera prescrita, se mantendrá invariable el problema de una tendencia a que la lente intraocular experimente una disminución de la resistencia a una velocidad acelerada, ya que se empuja hacia el exterior del orificio de extremo distal, de manera que la lente intraocular sale antes de que el cirujano se dé cuenta.

20 Para abordar este problema, como con el instrumento de inserción que se desvela en la patente de Estados Unidos N° 4765329, por ejemplo, se ha considerado la idea de incorporar un resorte helicoidal y variar gradualmente la fuerza de accionamiento del elemento de émbolo. Sin embargo, con el instrumento de inserción que se desvela en la patente de Estados Unidos N° 4765329, habrá un aumento inevitable en el número de partes y el número de etapas de montaje; y más que nada, la necesidad de espacio para la instalación del resorte helicoidal hará el instrumento de inserción de mayores dimensiones, y aumentará su peso, lo que da como resultado problemas tales como el control disminuido. La utilidad práctica será de pobres resultados.

25 El documento EP-A1-1424048 desvela un dispositivo de inserción de lente intraocular en el que está basada la parte de pre-caracterización de la reivindicación 1.

30 Por consiguiente, es un objetivo de la presente invención proporcionar un instrumento de inserción de lente intraocular de diseño novedoso, que tiene un diseño sencillo y adaptado para empujar la lente intraocular a una velocidad generalmente invariable a través de toda la etapa de hundimiento. Se proporciona, por lo tanto, un instrumento de inserción de lente intraocular como se define en la reivindicación 1.

35 En el instrumento de inserción de lente intraocular construido de esta forma, la lente intraocular se puede empujar a una velocidad generalmente invariable a lo largo de todo el proceso de hundimiento de la lente intraocular. Específicamente, puesto que el orificio de extremo distal de la sección de tubo de inserción está como un orificio inclinado que está inclinado, la lente intraocular emergerá gradualmente a través del orificio inclinado en asociación con el aumento de la distancia de hundimiento del elemento de émbolo. Por lo tanto, será posible evitar que la lente intraocular experimente una súbita liberación de la acción de expulsión debido a su elasticidad, haciendo que la lente intraocular salga del orificio de extremo distal, tal como puede ocurrir con un orificio de extremo distal de forma circular simple producido por el corte perpendicular al eje central de la sección de tubo de inserción.

45 En este caso, como en la lente intraocular emerge gradualmente a través del orificio inclinado, la acción de expulsión aumenta gradualmente debido a la acción aditiva de la fuerza de recuperación elástica inherente de la lente y una reducción en la resistencia al deslizamiento con respecto a la sección de tubo de inserción. Sin embargo, en el instrumento de inserción construido de acuerdo con el modo actual, debido a la disposición de un mecanismo de graduación de resistencia, adaptado para aumentar gradualmente la fuerza de contacto ejercida sobre una parte deslizante que se ha proporcionado para el elemento de émbolo, la resistencia de funcionamiento del elemento de émbolo aumentará gradualmente cuando la lente intraocular emerja, de manera que la aceleración de la acción de expulsión ejercida por el elemento de émbolo puede reducirse gradualmente. Será posible, por lo tanto, evitar una situación en la que se ejerce una aceleración de la acción de expulsión sobre la lente intraocular antes de que el cirujano se dé cuenta, y para empujar la lente intraocular a lo largo de todo el proceso de hundimiento a una velocidad generalmente constante. En otras palabras, usando el mecanismo de graduación de resistencia será posible compensar la reducción gradual de la resistencia de funcionamiento del elemento de émbolo, en asociación con la lente intraocular que emerge a través del orificio inclinado. Por medio del uso combinado del orificio inclinado y el mecanismo de graduación de resistencia, se podrá presentar al cirujano con un nivel generalmente constante de resistencia de funcionamiento a lo largo de todo el proceso de hundimiento. El cirujano será capaz a continuación de mover el elemento de émbolo a una velocidad constante hasta su finalización por medio de la acción de la fuerza de hundimiento constante, haciendo posible como resultado insertar la lente intraocular a una velocidad constante.

60 Además, en este instrumento de inserción, es posible lograr el mecanismo de graduación de resistencia por medio de un diseño sencillo, en concreto, el de aumentar gradualmente la fuerza de contacto sobre la parte deslizante proporcionada al elemento de émbolo. Como no habrá necesidad de incorporar componentes especiales, tal como un resorte helicoidal del instrumento de inserción desvelado en la patente de Estados Unidos N° 4765329 que se discutió anteriormente, por ejemplo, el instrumento de inserción puede tener un diseño más compacto y ligero, mejorando su facilidad de manejo y control.

Preferentemente, el mecanismo de graduación de resistencia se constituye proporcionando una cara inclinada, inclinada con respecto a una dirección de hundimiento del elemento de émbolo, a al menos una de la parte deslizante del elemento de émbolo, y a una parte de contacto proporcionada en el cuerpo de instrumento y adaptada para deslizarse contra la parte deslizante durante el hundimiento del elemento de émbolo.

5 En el instrumento de inserción de lente intraocular construido de esta manera, cuando la altura de la cara inclinada aumenta gradualmente, el nivel de deformación de la parte de contacto y/o la parte deslizante colocada en contacto contra la cara inclinada aumentará gradualmente también. Dará como resultado un aumento en la fuerza elástica producido por esta deformación, y por lo tanto, un aumento en la magnitud de la carga de contacto ejercida como fuerza de reacción sobre la parte deslizante a través de la cara inclinada. En este caso, puesto que la resistencia de funcionamiento del elemento de émbolo es la resistencia de contacto, la fuerza de fricción no cambiará, sólo cambiará la fuerza normal. Como resultado, la resistencia de funcionamiento del elemento de émbolo aumentará gradualmente. Al hacerlo así, el mecanismo de graduación de resistencia puede implementarse con un diseño sencillo, sin necesidad de ningunas partes adicionales.

15 Al mismo tiempo, utilizando la deformación elástica de la parte deslizante y/o la parte de contacto, la fuerza elástica puede hacerse gradualmente más grande, en asociación con el aumento de la distancia de hundimiento del elemento de émbolo, de manera que la carga de contacto ejercida a través del cuerpo de instrumento y el elemento de émbolo se puede aumentar suavemente, y la resistencia de funcionamiento se puede variar suavemente. Además, por medio del ajuste de la forma de la cara inclinada y de la parte deslizante y/o la parte de contacto dispuesta en contacto contra la cara inclinada, la resistencia de funcionamiento del elemento de émbolo se puede ajustar con precisión.

25 Preferentemente, el mecanismo de graduación de resistencia se constituye formando una zona de desviación adaptada para producir una deformación elástica del elemento de émbolo en una sección longitudinal prescrita de la dirección axial, por medio de la presión de la parte de contacto contra la parte deslizante, y formando en la zona de desviación una parte de la variación de la sección transversal de la superficie transversal del elemento de émbolo que aumenta gradualmente en la dirección de hundimiento del elemento de émbolo.

30 En el instrumento de inserción de lente intraocular construido de esta manera, en asociación con el aumento de la superficie transversal del elemento de émbolo en la zona de desviación, la fuerza de reacción perpendicular sobre la zona de desviación (que actúa como fuerza de reacción de la desviación del elemento de émbolo) cambiará gradualmente, y por lo tanto, la resistencia de fricción de la parte de contacto aumentará gradualmente. Como resultado, la fuerza de contacto ejercida sobre la parte deslizante se hará gradualmente mayor, y la resistencia de funcionamiento del elemento de émbolo aumentará gradualmente. Al hacerlo así, la fuerza de reacción de la desviación del propio elemento de émbolo puede utilizarse ventajosamente para conseguir un mecanismo de graduación de resistencia de diseño sencillo. Al mismo tiempo que la utilización ventajosa de la desviación del elemento de émbolo, la resistencia de fricción se puede aumentar suavemente, en asociación con el aumento de la distancia de hundimiento del elemento de émbolo, y la resistencia de funcionamiento se puede variar suavemente.

40 La sección de tubo de inserción puede estar formada por un componente transmisor de luz, y una línea de marcaje visible que se extiende en una dirección circunferencial de la sección de tubo de inserción se forma en un lugar prescrito axialmente a una parte trasera del orificio inclinado en la sección de tubo de inserción.

45 En el instrumento de inserción de lente intraocular construido de esta manera, la línea de marcaje se puede usar como un agujero de purga de aire durante el empuje de la lente intraocular. Con esta disposición, el empuje de la lente intraocular se puede realizar más suavemente. Además, puesto que la sección de tubo de inserción está hecha de un componente transmisor de luz y la línea de marcaje es visible desde el exterior, formando la línea de marcaje en un lugar apropiado, será posible usar la línea como una marca durante el procedimiento de inserción. Por ejemplo, por medio del lugar prescrito en el que formar la línea de marcaje, formando la línea de marcaje en un lugar que, con la sección de tubo de inserción insertada en la incisión quirúrgica, se alineará con la incisión quirúrgica, se puede usar como una marca para indicar el lugar de inserción en la incisión quirúrgica. La línea de marcaje en el modo actual se puede usar a la vez como un indicador para marcar tanto un orificio de purga de aire como el lugar de la inserción, o para uno o el otro de éstos. También sería posible formar una pluralidad de líneas de marcaje.

55 El elemento de émbolo tiene preferentemente una muesca dispuesta en una sección de extremo distal del mismo y que está adaptada para mantener una parte trasera de un par de hápticos de la lente intraocular que se extienden a cada lado, y estos hápticos se colocan orientados en la dirección axial del cuerpo de instrumento.

60 En el instrumento de inserción de lente intraocular construido de esta manera, colocando un háptico situado en el lateral del elemento de émbolo en una muesca hecha en el elemento de émbolo, será posible que el háptico escape por entre el elemento de émbolo y el cuerpo de la lente intraocular, haciendo posible que el cuerpo de la lente intraocular y el elemento de émbolo se orienten directamente el uno hacia el otro. Puesto que el elemento de émbolo puede, de esta manera, estar dispuesto en contacto directo con el cuerpo de la lente intraocular cuando se inicia el hundimiento, será posible evitar el enredo del háptico, de manera que el hundimiento puede realizarse de manera más constante.

5 Preferentemente, el cuerpo de instrumento está equipado con una parte de reposo dispuesta en comunicación con el extremo basal de la sección de tubo de inserción; una cara de reposo en la que la lente intraocular reposa y una abertura que se abre hacia el exterior del cuerpo de instrumento se forman en la parte de reposo; y el cuerpo de instrumento está equipado con un cuerpo de cubierta dispuesto para cubrir la abertura, con el elemento de émbolo empujado hacia la cara de reposo por el cuerpo de cubierta.

10 En el instrumento de inserción de lente intraocular construido de esta manera, empujando el elemento de émbolo con el cuerpo de cubierta, puede inhibirse de manera eficaz una deformación no deseada (en particular un levantamiento no deseado de la cara de reposo) del elemento de émbolo, y puede realizarse una operación de hundimiento.

15 Preferentemente, un par de partes salientes de guía que se extienden en la dirección axial se forman en la cara inferior en una parte frontal axial de la cara de reposo en el cuerpo de instrumento, y el elemento de émbolo se guía entre las partes salientes de guía. A continuación, puesto que el elemento de émbolo se puede guiar en la dirección axial del cuerpo de instrumento mientras que se coloca entre las partes salientes de guía, se puede inhibir de manera eficaz una deformación no deseada (en particular un desplazamiento no deseado en la dirección perpendicular al eje de la cara de reposo) del elemento de émbolo, y se puede realizar una operación de hundimiento más estable.

20 Preferentemente, un escalón adaptado para estar en contacto con el elemento de émbolo dentro de una zona de hundimiento se proporciona en el cuerpo de instrumento. Debido a que el elemento de émbolo está en contacto contra el escalón, se puede transmitir al cirujano una sensación de control durante la operación de hundimiento. Esta sensación de control permitirá que el cirujano determine la localización actual de la lente intraocular, y exigirá atención a la operación que le ocupa, llamando la atención sobre el hecho de que, entre otras cosas, será necesaria una operación cuidadosa desde el momento en el que se percibe la sensación de freno. Una pluralidad de pasos se puede formar en la zona de hundimiento del elemento de émbolo.

30 Preferentemente, los agujeros pasantes se forman en la cara de reposo en la que la lente intraocular reposa, un elemento de soporte definido como una parte separada del cuerpo de instrumento está unido a la cara de reposo desde el exterior, y una parte de soporte periférico exterior para sostener la parte periférica exterior de la lente intraocular se constituye pasando las partes de soporte formadas sobre el elemento de soporte a través de los agujeros pasantes para sobresalir por encima de la cara de reposo; y los ganchos de sujeción, adaptados para sujetar la cara de reposo y evitar que las partes de soporte se desprendan de la cara de reposo, y para mantener las partes de soporte en un estado de sobresalir de la cara de reposo, se forman en las partes de soporte.

35 Proporcionando soporte a la sección periférica exterior de la lente intraocular, la lente intraocular se puede sostener en un estado sin contacto con respecto a su sección central, que puede afectar a las características ópticas. El riesgo de posibles daños a la sección central de la lente intraocular se puede reducir de este modo. Además, cuando la lente intraocular se dispone a reposar sobre la cara de reposo, la lente intraocular se puede colocar en reposo sobre la cara de reposo por una operación sencilla, en concreto, la de retirar el elemento de soporte, de manera que las partes de soporte periféricas exteriores que sobresalen hacia arriba de la cara de reposo se retraen debajo de la cara de reposo, permitiendo al cirujano colocar fácilmente la lente intraocular.

40 Además, por medio de los ganchos de sujeción es posible mantener de manera constante un estado en el que las partes de soporte sobresalen hacia el exterior de la cara de reposo, en otras palabras, un estado en el que el elemento de soporte está fijado al cuerpo de instrumento. En el modo presente, en particular, puesto que los ganchos de sujeción se han formado en las partes de soporte, las partes de soporte se pueden acoplar directamente a la cara de reposo, haciendo posible reducir la vibración mediante la parte de soporte, y mejorando la estabilidad posicional de la lente intraocular en el estado de retención. Además, formando los ganchos de sujeción en las partes de soporte, se puede lograr un mecanismo de bloqueo para fijar el elemento de soporte al cuerpo de instrumento con una excepcional eficacia de espacio y eficacia de producción.

50 La invención se describirá además a modo de ejemplo en la siguiente descripción de una realización preferida con referencia a los dibujos adjuntos, en la cual los mismos números de referencia indican elementos similares y en la que:

55 la figura 1 es una vista en planta desde arriba de un instrumento de inserción de lente intraocular de acuerdo con una primera realización de la presente invención;  
 la figura 2 es una vista lateral en alzado del instrumento de inserción de lente intraocular de la figura 1;  
 60 la figura 3 es una vista en planta desde arriba de un cuerpo de instrumento del instrumento de inserción de lente intraocular de la figura 1;  
 la figura 4 es una vista en alzado lateral del cuerpo de instrumento de la figura 3;  
 la figura 5 es una vista en alzado frontal del cuerpo de instrumento de la figura 3;  
 la figura 6 es una vista en alzado trasera del cuerpo de instrumento de la figura 3;  
 65 la figura 7 es una vista en planta desde arriba ampliada fragmentaria del cuerpo de instrumento de la figura 3;  
 la figura 8 es una vista en planta desde arriba de un elemento de soporte del instrumento de inserción de

lente intraocular de la figura 1;

la figura 9 es una vista en alzado lateral del elemento de soporte de la figura 8;

la figura 10 es una vista en planta superior desde arriba de una sección de tubo de inserción del instrumento de inserción de lente intraocular de la figura 1;

5 la figura 11 es una vista en alzado lateral de la sección de tubo de inserción de la figura 10;

la figura 12 es una vista en planta superior desde arriba de un émbolo del instrumento de inserción de lente intraocular de la figura 1;

la figura 13 es una vista en alzado lateral del émbolo de la figura 12;

10 la figura 14 es una vista en planta desde arriba ampliada de una parte del principio del instrumento de inserción de lente intraocular de la figura 1;

la figura 15 es una vista para explicar un modo de funcionamiento del instrumento de inserción de lente intraocular de la figura 1;

la figura 16 es una vista en sección transversal axial del instrumento de inserción de lente intraocular de la figura 1;

15 la figura 17 es una vista en planta desde arriba fragmentada del instrumento de inserción de lente intraocular de la figura 1, para mostrar la posición final saliente del émbolo;

la figura 18 es una vista en planta desde arriba de un émbolo del instrumento de inserción de lente intraocular, de acuerdo con una segunda realización de la presente invención;

20 la figura 19 es una vista en alzado lateral del émbolo del instrumento de inserción de lente intraocular de la figura 18; y

la figura 20 es una vista en sección transversal del instrumento de inserción de lente intraocular de acuerdo con la segunda realización.

### Descripción detallada de las realizaciones preferidas

25 En primer lugar, un instrumento 10 de inserción de lente intraocular, de acuerdo con una primera realización de la presente invención, se representa en las figuras 1 y 2. El instrumento 10 de inserción está adaptado para dar cabida a una lente 14 intraocular en el interior del cuerpo 12 de instrumento, que tiene generalmente una forma tubular perforada en su interior a lo largo de toda su longitud, y abierto en los extremos frontal y posterior, en el cual se inserta un émbolo 16 que sirve como un elemento de émbolo. En el presente documento, "frontal" se refiere a la dirección de hundimiento del émbolo 16 (hacia la izquierda en la figura 1), y "hacia arriba" se refiere a la dirección hacia arriba en la figura 2. "Dirección izquierda-derecha" se refiere a la dirección de izquierda a derecha del instrumento 10 de inserción en la vista trasera (en la figura 1, la dirección hacia arriba está a la derecha y la dirección hacia abajo está a la izquierda).

35 Para describir con mayor detalle, como se representa en las figuras 3 a 6, el cuerpo 12 de instrumento tiene una sección 18 tubular principal de forma generalmente tubular. Una perforación 20 pasante se forma en el interior de la sección 18 tubular principal y, generalmente, con una sección transversal oblonga que pasa a través del mismo en la dirección axial. Una parte 22 similar a una placa, que se extiende en la perpendicular hacia la dirección de la extensión de la sección 18 tubular principal se forma integralmente en un lugar un tanto hacia la parte delantera del extremo posterior de la sección 18 tubular principal.

45 Una plataforma 24 se proporciona como una parte de reposo en la parte frontal de la sección 18 tubular principal en el cuerpo 12 de instrumento. La figura 7 representa la plataforma 24. En la plataforma 24 se forma una ranura 28 rebajada de una dimensión de anchura ligeramente mayor que la dimensión del diámetro del cuerpo 26 principal de la lente 14 intraocular, y que se extiende en la dirección axial. La ranura 28 rebajada tiene una dimensión longitudinal en la dirección axial que es un tanto mayor que la dimensión de anchura máxima (dimensión en la dirección izquierda-derecha en la figura 1) de la lente 14 intraocular, incluidos los hápticos 30, 30 que se extienden a ambos lados de la misma.

50 En este caso, la ranura 28 rebajada tiene una abertura 29 que se abre hacia arriba, y una cara 32 de reposo que se forma en su cara de base. La cara 32 de reposo está definida por una cara plana que tiene una dimensión de anchura ligeramente mayor que la dimensión de anchura mínima (dimensión en la dirección vertical en la figura 1) de la lente 14 intraocular, y la dimensión longitudinal en la dirección axial, que es mayor que la dimensión de anchura máxima (dimensión en la dirección izquierda-derecha en la figura 1) de la lente 14 intraocular. La posición en altura de la cara 32 de reposo es tal que se sitúa por encima de la posición en altura de la cara de base de la perforación 20 pasante en la sección 18 tubular principal; una parte 34 de pared inferior (ver la figura 4) se forma en la parte de borde frontal de la perforación 20 pasante en la sección 18 tubular principal, y se extiende hacia arriba desde la cara de base de la perforación 20 pasante para estar en contacto con la parte de borde posterior de la cara 32 de reposo. Al hacerlo así, la ranura 28 rebajada se comunicará con la perforación 20 pasante, y la dimensión de anchura de la ranura 28 rebajada será aproximadamente igual a la dimensión de anchura de la perforación 20 pasante. Una parte 35 de pared superior, proporcionada como una parte de contacto que se extiende hacia delante y hacia abajo en la diagonal de la cara superior de la perforación 20 pasante, se forma por encima del borde frontal de la perforación 20 pasante. Hacia abajo las paredes 37, 37 salientes se forman sobresaliendo hacia abajo de los bordes de lado a lo ancho de la cara 32 de reposo.

Al lado de la ranura 28 rebajada (en la presente realización, el lado derecho), una parte 36 de cubierta, proporcionada como el cuerpo de cubierta, se forma integralmente con el cuerpo 12 de instrumento. La parte 36 de cubierta se forma con una dimensión de dirección axial aproximadamente igual a la dimensión de dirección axial de la ranura 28 rebajada, y con una dimensión de anchura un tanto mayor que la dimensión de anchura de la ranura 28 rebajada. La parte 36 de cubierta está unida al cuerpo 12 de instrumento por una parte 38 de unión, generalmente con forma de placa delgada, formada extendiendo el borde superior de la plataforma 24 hacia el lado (en la presente realización, el lado derecho). La parte 38 de unión es más delgada en una parte 40 doblada que se extiende a través de su sección central, aproximadamente a lo ancho en la dirección axial del cuerpo 12 de instrumento, y está adaptada para doblarse en esta parte 40 doblada. La parte 36 de cubierta puede de este modo superponerse sobre la ranura 28 rebajada, doblando la parte 38 de unión, con el fin de cubrir la abertura 29.

En una cara 42 opuesta (la cara colocada en oposición a la cara 32 de reposo) de la parte 36 de cubierta, se forman integralmente un par de partes 44a, 44b de placa de guía de izquierda y derecha, proporcionadas a modo de un par de salientes de guía que se extienden en la dirección axial del cuerpo 12 de instrumento. Estas partes 44a, 44b de placa de guía de izquierda y derecha se forman a lo largo de toda la extensión axial de la parte 36 de cubierta, siendo la distancia entre sus caras opuestas un tanto menor que la dimensión de anchura de la ranura 28 rebajada. El borde periférico exterior de la cara 42 opuesta es ligeramente más grueso alrededor de toda la periferia, y las partes 44a, 44b de placa de guía izquierda y derecha sobresalen hacia el exterior más allá del borde periférico exterior de la cara 42 opuesta.

Una parte 46 de placa de guía central, proporcionada como un saliente de guía que se extiende en paralelo con las partes 44a, 44b de placa de guía izquierda y derecha en la dirección axial del cuerpo 12 de instrumento, se forma integralmente en la cara 42 opuesta, en el lugar de centro aproximado entre las caras opuestas de las partes 44a, 44b de placa de guía izquierda y derecha. La parte 46 de placa de guía central tiene una dimensión en altura tal que sobresale ligeramente hacia el exterior del borde periférico exterior delgado de la cara 42 opuesta, y se forma integralmente con el fin de extenderse desde el borde periférico exterior a lo largo de toda la longitud de la cara 42 opuesta en la dirección axial. Un par de salientes 48, 48 de guía se forman a cada lado de la parte 46 de placa de guía central, en la zona de conexión del borde periférico exterior de la cara 42 opuesta con el borde trasero axial de la parte 46 de placa de guía central. Los salientes 48 de guía tienen generalmente una sección transversal triangular, y se forman integralmente con el fin de sobresalir hacia arriba del borde periférico exterior de la cara 42 opuesta, siendo su dimensión saliente aproximadamente igual a la dimensión saliente de las partes 44a, 44b de placa de guía izquierda y derecha.

Además, una parte 50 de sujeción se forma en la parte 36 de cubierta, en el borde que se extiende opuesto a la parte 38 de unión. Una parte 52 de borde que sobresale hacia el exterior se forma en la plataforma 24, en el mismo borde que se extiende opuesto a la parte 36 de cubierta; y una muesca 54 de sujeción se forma en la parte 52 de borde saliente, en un lugar que corresponde a esta pieza 50 de sujeción.

Un elemento 56 de soporte está dispuesto de manera desmontable por debajo de la cara 32 de reposo de la plataforma 24 que tiene la construcción anterior. Como se representa en las figuras 8 y 9, el elemento 56 de soporte se constituye como un elemento separado del cuerpo 12 de instrumento, y está construido de un par de partes 58, 58 de pared lateral unidas por una parte 60 de placa de unión entre sus caras opuestas. En este caso, la distancia que separa las caras exteriores de las partes 58 de pared lateral será aproximadamente igual a la dimensión del diámetro del cuerpo 26 principal de la lente 14 intraocular. Una parte 62 parte de placa de sostén que sobresale hacia el exterior y se ensancha hacia el exterior, se forma integralmente en el borde inferior de cada una de las partes 58 de pared lateral. La parte 62 de placa de sostén tiene un contorno ligeramente rebajado en la sección central, en la dirección axial en una vista desde arriba.

En la parte de borde superior de cada una de las partes 58, 58 de pared lateral se forma integralmente una primera parte 64 de soporte, proporcionada como una parte de soporte que sobresale hacia arriba, generalmente en un contorno arqueado en una vista desde arriba. En la sección exterior de la cara de extremo superior de cada primera parte 64 de soporte, una pared 66 periférica saliente se forma integralmente hacia el lado interior del elemento 56 de soporte. En este caso, la distancia que separa las paredes 66 periféricas será ligeramente mayor que la dimensión del diámetro del cuerpo 26 principal de la lente 14 intraocular.

Un par de segundas partes 68, 68 de soporte, proporcionadas como partes de soporte que sobresalen hacia arriba con forma oblonga en una vista desde arriba, se forman integralmente en ambos extremos axiales de la parte 60 de placa de unión. En este caso, la localización en altura de las caras de extremo superior de las segundas partes 68 de soporte son equivalentes a la localización en altura de las caras de extremo superior de las primeras partes 64 de soporte. Además, en la cara superior de cada segunda parte 68 de soporte, hacia el exterior del elemento 56 de soporte, se forma integralmente una pared 70 periférica, que sobresale hacia arriba a lo largo de toda la anchura de la segunda parte 68 de soporte; la distancia que separa las paredes 70 periféricas será ligeramente mayor que la dimensión del diámetro del cuerpo 26 principal de la lente 14 intraocular. Además, un gancho 72 de sujeción, que sobresale ligeramente hacia el exterior, se forma a lo largo de toda la anchura de la segunda parte 68 de soporte en su borde superior.

El elemento 56 de soporte que tiene la construcción anterior está adaptado para acoplarse por debajo de la cara 32 de reposo del cuerpo 12 de instrumento. Específicamente, los agujeros 74 pasantes formados en la cara 32 de reposo del cuerpo 12 de instrumento, pasan a través de ésta en la dirección de grosor. Los agujeros 74 pasantes tienen una forma similar a, pero ligeramente mayor que, la de las primeras partes 64 de soporte y las segundas partes 68 de soporte, en una vista desde arriba. Las primeras partes 64 de soporte y las segundas partes 68 de soporte del elemento 56 de soporte pasarán a través de los agujeros 74 pasantes desde el lado inferior de la cara 32 de reposo, con el fin sobresalir por encima de la cara 32 de reposo. Al hacerlo así, los ganchos 72 de sujeción, proporcionados en las segundas partes 68 de soporte, sobresaldrán por encima de la cara 32 de reposo y se acoplarán con la cara superior de la cara 32 de reposo, impidiendo de este modo que las primeras partes 64 de soporte y las segundas partes 68 de soporte lleguen a separarse, y manteniendo el elemento 56 de soporte en un estado de acoplamiento desde el exterior del cuerpo 12 de instrumento con las primeras partes 64 de soporte y las segundas partes 68 de soporte, que sobresalen por encima de la cara 32 de reposo. En la presente realización, los ganchos 72 de sujeción están incluidos en el mecanismo de bloqueo que bloquea el elemento 56 de soporte al cuerpo 12 de instrumento.

Además, una parte 76 de boquilla proporcionada como una sección de tubo de inserción se forma integralmente en el extremo distal axial del cuerpo 12 de instrumento, en la parte frontal de la plataforma 24. La parte 76 de boquilla está representada en las figuras 10 y 11. La parte 76 de boquilla en su conjunto tiene contornos exteriores que gradualmente se estrechan desde el extremo basal (hacia la plataforma 24) hacia el extremo distal en la dirección de su extensión, y tiene una perforación 78 que pasa a través de toda su longitud en la dirección de su extensión.

La perforación 78 se comunica con la plataforma 24 a través de la conexión de un orificio 80 de extremo basal que se abre hacia la plataforma 24 a la cara 32 de reposo. El orificio 80 de extremo basal en su conjunto tiene generalmente una sección transversal elíptica aplanada, con una cara 82 de base definida por una cara plana, y generalmente una cara superior con un contorno arqueado. En este caso, una parte 84 de guía formada por la cara 82 de base, que se conecta sin escalonamientos a la cara 32 de reposo, se forma en la perforación 78. La parte 84 de guía tiene generalmente una sección transversal elíptica aplanada, y se extiende en la dirección axial del cuerpo 12 de instrumento, con una dimensión de anchura y una dimensión de altura generalmente invariable desde del orificio 80 de extremo basal.

También formada en la perforación 78 está una parte 86 de diámetro estrechado, que se comunica con la parte 84 de guía por la parte frontal de la parte 84 de guía, y que tiene una superficie transversal que disminuye gradualmente. La parte 86 de diámetro estrechado disminuye en la superficie transversal hacia su extremo distal, debido a la disminución de la dimensión de anchura de la cara 82 de base y de la cara superior. Sobre la cara 82 de base de la sección de extremo posterior de la parte 86 de diámetro estrechado se forma una cara 88 inclinada, que se inclina gradualmente hacia arriba, hacia la parte frontal en la dirección axial, y esta cara 88 inclinada proporciona un escalón en la cara 82 de base de la perforación 78. La cara superior de la perforación 78 está definida a lo largo de toda su longitud en la dirección axial por una cara plana sin escalonamientos, y la posición en altura de la cara superior de la perforación 78 es generalmente invariable a lo largo de toda su longitud en la dirección axial.

Además, un par de partes 90 salientes de guía que se extienden en la dirección axial del cuerpo 12 de instrumento, con la sección central a lo ancho de la cara 82 de base entre ellas, se forma sobre la cara 82 de base de la parte 84 de guía y la parte 86 de diámetro estrechado. Las partes 90 salientes de guía tienen contornos lineales que sobresalen ligeramente hacia arriba de la cara 82 de base y se extienden paralelos entre sí, con la dimensión de longitud axial de tal manera que su parte de borde frontal en la dirección axial se colocará en un lugar equivalente al borde de lado frontal de la cara 88 inclinada, y sus bordes posteriores en la dirección axial sobresaldrán ligeramente hacia atrás en la dirección axial del orificio 80 de extremo basal. En este caso, haciendo que la sección de borde frontal axial de las partes 90 salientes de guía, formadas en la cara 88 ligeramente más elevada hacia la parte frontal de la cara 88 inclinada en la dirección axial, en el borde delantero de la cara 88 inclinada en la dirección axial, estas tendrán una posición en altura equivalente a la cara 88 inclinada.

Además, en una práctica preferida, las partes 90 salientes de guía se dispondrán aproximadamente en paralelo a una distancia prescrita, separadas una de la otra en la dirección perpendicular al eje del cuerpo 12 de instrumento, con el centro a lo ancho de la cara 82 de base entre ellas. La distancia que separa las partes 90 salientes de guía será ligeramente mayor que la dimensión de anchura de la parte de extremo distal del elemento de émbolo. En la presente realización, en particular, estas son ligeramente mayores que la dimensión de anchura de una parte 100 similar a una varilla del émbolo 16, descrita a continuación.

En la parte 76 de boquilla, hacia la parte frontal de la parte 86 de diámetro estrechado en la dirección axial, se forma una parte 92 de extremo distal que se extiende en una trayectoria recta con una superficie transversal generalmente invariable. Un orificio 94 inclinado se forma en el borde distal de esta parte 92 de extremo distal. Una línea 96 rebajada, proporcionada como una línea de marcaje, se forma en un lugar prescrito en la cara periférica interior de la parte 92 de extremo distal, axialmente hacia atrás desde el orificio 94 inclinado. La línea 96 rebajada está definida por una ranura que se extiende, de manera continua, alrededor de toda la circunferencia de la cara periférica interior de la parte 92 de extremo distal y que se abre hacia el interior de la parte 92 de extremo distal. La línea 96 rebajada tiene unos contornos diagonales en una vista lateral, de tal manera que su sección superior se forma en la parte

frontal de su sección inferior, y en una vista desde arriba su sección superior y su sección inferior se extienden respectivamente en la dirección perpendicular al eje de la parte 92 de extremo distal. En la presente realización, en particular, la línea 96 rebajada se formará con su sección superior en un lugar 6 mm hacia la parte trasera en la dirección axial del orificio 94 inclinado. El cuerpo 12 de instrumento en la presente realización está hecho de un componente que es transmisor de luz, y la línea 96 rebajada que se ha formado en la cara periférica interna de la parte 92 de extremo distal será visible desde el exterior. El orificio 94 inclinado que se ha formado en el borde distal axial de la parte 76 de boquilla está definido por un orificio inclinado cuya cara superior se extiende más hacia delante que la cara inferior, y que en una vista lateral está inclinado con respecto al eje central: L de la parte 76 de boquilla. En particular, en la presente realización, como se ha mencionado anteriormente, el cuerpo 12 de instrumento, incluidas la parte 76 de boquilla y la sección 18 tubular principal, es una parte formada integralmente; además de emplear material de resina sintética, que tiene una alta transmitancia de luz visible, así como el material para hacerla, la pared periférica de la parte 76 de boquilla y la plataforma 24 de la sección 18 tubular principal se diseñarán con una delgadez suficiente, de manera que al menos los contornos exteriores de la lente 14 intraocular alojados en el interior del cuerpo 12 de instrumento, serán visibles de manera visual desde el exterior del cuerpo 12 de instrumento. Por consiguiente, para la pared periférica de la parte 76 de boquilla y la plataforma 24 de la sección 18 tubular principal, en particular, será preferible emplear un molde para conformar resina en el que las caras del molde para conformar estas secciones se han diseñado con alta precisión, aproximándose a un acabado de espejo, con el fin de mejorar la visibilidad de la lente 14 intraocular desde el exterior.

La estructura específica de la línea 96 rebajada no está limitada, a condición de que sea visible desde el exterior. Por ejemplo, en lugar de la línea 96 rebajada, podría usarse una línea elevada compuesta de una nervadura que sobresale ligeramente del exterior de la cara periférica interior de la parte 92 de extremo distal; o en lugar de la línea 96 rebajada, podría producirse un escalón, reduciendo el espesor en el lado de extremo distal del lugar en cuestión. La línea 96 rebajada o la línea elevada, escalón, o similares, también se podrían formar en la cara periférica exterior de la parte 92 de extremo distal. Cuando se forma en la cara periférica exterior de la parte 92 de extremo distal, podría proporcionarse una línea coloreada mediante impresión u otros medios, en lugar de una línea elevada. Además, no hay necesidad de que la línea 96 rebajada o la línea elevada, escalón, la línea impresa etc. formen un anillo continuo alrededor de toda la circunferencia de la parte 76 de boquilla, y pueden formarse sobre sólo partes de la circunferencia. Por supuesto, no es necesario que la línea esté inclinada con respecto al eje central, como lo está en la presente realización.

De acuerdo con la presente realización, la parte 92 de extremo distal está fabricada de material de resina, que tiene transmitancia de luz visible, y por tanto, la lente 14 intraocular que se empuja a lo largo del interior de la parte 76 de boquilla será visible desde el exterior; como se ha señalado, puesto que la línea 96 rebajada está inclinada con respecto al eje central en una vista lateral, durante este proceso la línea 96 rebajada se ajustará aproximadamente a la línea exterior visible de la parte de extremo distal de la lente 14 intraocular, lo que supone un estado enroscado, cuando se empuja a través del interior de la parte 76 de boquilla. Por esta razón, en relación con la localización de la lente 14 intraocular cuando se empuja a través del interior de la parte 76 de boquilla, será posible discernir con mayor facilidad cuándo la localización coincide con la línea 96 rebajada.

El cuerpo 12 de instrumento en la presente realización, descrito anteriormente, se constituye como un único elemento integralmente formado por la sección 18 tubular principal, la plataforma 24, la parte 36 de cubierta, y la parte 76 de boquilla. El elemento 56 de soporte, que se constituye como un elemento separado del cuerpo 12 de instrumento, está unido por debajo a la cara 32 de reposo. Como se menciona anteriormente, el cuerpo 12 de instrumento es un elemento transmisor de luz, e incluso con la apertura 29 de la plataforma 24 cubierta por la parte 36 de cubierta, la lente 14 intraocular alojada dentro del cuerpo 12 de instrumento será visible a través de la parte 36 de cubierta.

El émbolo 16 que se proporciona como el elemento de émbolo se inserta en la perforación 20 pasante desde la parte posterior del cuerpo 12 de instrumento que tiene la estructura anterior. El émbolo 16 está representado en las figuras 12 y 13. El émbolo 16 tiene generalmente forma de varilla, teniendo la dimensión de longitud axial un tanto mayor que la dimensión de longitud axial del cuerpo 12 de instrumento; e incluye una parte 97 de trabajo formada integralmente, generalmente con forma de varilla circular, y una parte 98 de pasarela generalmente con forma de varilla oblonga.

La parte 97 de trabajo incluye una parte 100 similar a una varilla, generalmente con forma de varilla circular que se extiende a lo largo del eje central del émbolo 16; y partes 102 aplanadas con forma de placa delgada que se extienden a ambos lados en la dirección de anchura de la parte 100 similar a una varilla. Las partes 102 aplanadas se extienden desde el extremo posterior de la parte 100 similar a una varilla hacia la dirección de extremo distal, con una dimensión de anchura igual a la de la parte 98 de pasarela; y comenzando aproximadamente en la sección media en la dirección longitudinal de la parte 100 similar a una varilla, tienen partes 104 puntiagudas de una dimensión de anchura que disminuye gradualmente hacia una zona un tanto más hacia atrás desde la parte de extremo distal de la parte 100 similar a una varilla. En este caso, los contornos de las partes 104 puntiagudas en una vista desde arriba se ajustan a la sección transversal horizontal de la parte 86 de diámetro estrechado en la parte 76 de boquilla del cuerpo 12 de instrumento.

Una muesca 105 se forma en la sección de extremo distal axial de la parte 97 de trabajo. En la presente realización, la muesca 105 se abre hacia arriba y hacia ambos lados en la dirección de anchura; su cara periférica interior, en el lado de extremo posterior en la dirección axial en una vista desde arriba se extiende sobre la diagonal con respecto a la dirección axial de la parte 97 de trabajo, y se proyecta en la dirección perpendicular al eje de la parte 97 de trabajo, mientras que su cara periférica interior, en el lado de extremo distal en la dirección axial, está definida como una cara inclinada que en una vista desde arriba se extiende en la dirección perpendicular al eje de la parte 97 de trabajo y se inclina hacia arriba, hacia el extremo distal de la parte 97 de trabajo.

Además, una parte 106 que sobresale hacia arriba, proporcionada como una parte deslizante que sobresale hacia arriba, se forma en la sección media axial de la parte 97 de trabajo. La parte 106 que sobresale hacia arriba tiene una dimensión de anchura igual a la dimensión de anchura de la parte 100 similar a una varilla, y en una localización un tanto más hacia atrás de la sección de extremo distal axial de la parte 100 similar a una varilla, está provista de una cara 108 cónica, como una cara inclinada que se inclina hacia arriba, hacia la parte posterior, y se extiende a lo largo de una dimensión prescrita en la dirección axial. En la presente realización, en particular, la parte de borde frontal de la cara 108 cónica se forma en el mismo lugar en la dirección axial que lo hacen los bordes frontales de las partes 104 puntiagudas, y la sección de borde posterior de la cara 108 cónica se coloca en la parte de borde posterior axial de la parte 100 similar a una varilla.

De lo anterior se apreciará que el émbolo 16, en la presente realización, ha aumentando gradualmente la superficie transversal hacia la parte trasera en la dirección axial, desde las partes de borde frontal axial hacia las partes de borde posterior axial de las partes 104 puntiagudas en las partes 102 aplanadas, y desde la parte de borde frontal axial hacia la parte de borde posterior axial de la cara 108 cónica.

Mientras tanto, la parte 98 de pasarela tiene una dimensión axial que es ligeramente mayor que la dimensión axial de la perforación 20 pasante. La parte 98 de pasarela, sustancialmente en la totalidad de la misma, tiene generalmente una sección transversal en forma de "H", cuyas dimensiones de anchura y altura son ligeramente mayores que las dimensiones de anchura y altura de la perforación 20 pasante. Una placa 111 de empuje que se proyecta en la dirección perpendicular al eje se forma integralmente en la parte de borde posterior de la parte 98 de pasarela.

Además, una parte 112 de sujeción proporcionada como medio de retención se forma un tanto más hacia la parte frontal de la sección media axial de la parte 98 de pasarela. En la parte 112 de sujeción se forma una parte 116 de gancho, que sobresale de un agujero 114 pasante perforando la parte 98 de pasarela en la dirección perpendicular al eje, y sobresale hacia arriba desde la parte 98 de pasarela. Con el émbolo 16 pasado a través de la sección 18 tubular principal del cuerpo 12 de instrumento, la parte 116 de gancho del émbolo 16 entrará en acoplamiento con un agujero 118 de sujeción, perforando la cara superior de la sección 18 tubular principal en la dirección de espesor, manteniendo de este modo el émbolo 16, de manera que se coloque en relación con el cuerpo 12 de instrumento mientras que pasa a través del mismo. Las localizaciones para formar la parte 116 de gancho y el agujero 118 de sujeción se establecen de manera que, en el estado de acoplamiento, la parte de extremo distal de la parte 97 de trabajo sobresaldrá hacia el exterior de la perforación 20 pasante del cuerpo 12 de instrumento, y la muesca 105 se colocará con el fin de sostener por debajo el háptico 30, que se sitúa en el lado trasero axial de la lente 14 intraocular, alojado en la plataforma 24, como se discutirá más adelante. La parte 112 de sujeción y el agujero 118 de sujeción también pueden formarse en la cara inferior o la cara lateral del instrumento 10 de inserción, por ejemplo.

En el instrumento 10 de inserción de lente intraocular que tiene la construcción anterior, en primer lugar, la sección de extremo distal del émbolo 16 se insertará desde la parte trasera en la sección 18 tubular principal del cuerpo 12 de instrumento, y la parte 116 de gancho se presionará hasta el acoplamiento con el agujero 118 de sujeción para colocarlo en la posición inicial. De forma concomitante con el mismo, el elemento 56 de soporte se unirá al cuerpo 12 de instrumento por debajo de la cara 32 de reposo, como se ha descrito anteriormente. Al hacerlo así, la primera parte 64 de soporte y la segunda parte 68 de soporte del elemento 56 de soporte se mantendrán sobresaliendo hacia arriba por encima de la cara 32 de reposo.

A continuación, como se representa en la figura 14, el cuerpo 26 principal de la lente 14 intraocular se colocará descansando sobre las caras de extremo superior de las primeras partes 64 de soporte y las segundas partes 68 de soporte, con los hápticos 30, 30 que se orientan en la dirección axial del cuerpo 12 de instrumento. En la figura 14, para facilitar la comprensión, sólo se muestran la sección pertinente del cuerpo 12 de instrumento, la lente 14 intraocular, las partes de soporte 64, 68 primera y segunda que sobresalen por encima de la cara 32 de reposo, y la sección de extremo distal del émbolo 16 orientada hacia la plataforma 24. En este estado de reposo, la lente 14 intraocular se sostendrá con la sección periférica exterior de su cuerpo 26 principal en un estado de contacto con las partes de soporte 64, 68 primera y segunda, y con su sección central en un estado sin contacto con las partes de soporte 64, 68 primera y segunda. En la presente realización, las partes de soporte 64, 68 primera y segunda están incluidas en la constitución de una parte de soporte periférica exterior. En este estado de reposo, el háptico 30, que en que la lente 14 intraocular es el que se sitúa hacia el lado posterior axial del cuerpo 12 de instrumento, se sostendrá mediante la cara de base de la muesca 105 del émbolo 16. Además, con el émbolo 16 en la posición inicial, una segunda parte 68 de soporte que sobresale de la cara 32 de reposo se colocará en el lado frontal axial

del émbolo 16 (el lado izquierdo en la figura 14). Por lo tanto, la segunda parte 68 de soporte colocada en el lateral del émbolo 16 (el lado derecho en la figura 14) formará un tope para inhibir el progreso hacia delante del émbolo 16, haciendo imposible el progreso hacia delante del émbolo 16 hasta que las segundas partes 68 de soporte se repliegan por encima de la cara 32 de reposo, como se describirá más adelante.

5 Además, las paredes 66, 70 periféricas, formadas en las primeras partes 64 de soporte y las segundas partes 68 de soporte, se colocarán hacia el exterior del cuerpo 26 principal de la lente 14 intraocular. En la presente realización, en particular, las paredes 66 periféricas que se han formado en las primeras partes 64 de soporte se colocarán a cada lado de la lente 14 intraocular sobre un eje diagonal con respecto a la dirección axial del cuerpo 12 de instrumento, mientras que las paredes 70 periféricas, que se han formado en las segundas partes 68 de soporte, se colocarán a cada lado de la lente 14 intraocular en la dirección axial del cuerpo 12 de instrumento. El nivel de desplazamiento de la lente 14 intraocular en la dirección axial y la dirección perpendicular al eje en relación con el cuerpo 12 de instrumento se limitará por lo tanto, y la lente 14 intraocular se mantendrá en un modo estable. Además, en un estado de reposo sobre las partes de soporte 64, 68, el cuerpo 26 principal de la lente 14 intraocular se coloca a una distancia prescrita, lejos de la cara 32 de reposo y sostenida en un estado sin contacto con respecto a la cara 32 de reposo.

20 A continuación la lente 14 intraocular se coloca alojada dentro del cuerpo 12 de instrumento, doblando la parte 40 doblada de manera que la abertura 29 de la plataforma 24 se cubre mediante la parte 36 de cubierta. La parte 36 de cubierta se mantendrá en el estado cerrado a través del acoplamiento de la pieza 50 de sujeción en la muesca 54 de sujeción.

25 La lente 14 intraocular se aloja en el instrumento 10 de inserción de la manera anterior. El instrumento 10 de inserción, de acuerdo con esta realización, con la lente 14 intraocular alojada en su interior, se someterá a continuación a un proceso de esterilización etc., a continuación se envasa y se envía.

30 Cuando la lente 14 intraocular se va a insertar en el ojo usando el instrumento 10 de inserción, de acuerdo con la presente realización, en primer lugar, el elemento 56 de soporte se arrastra hacia abajo del cuerpo 12 de instrumento para separarlo del cuerpo 12 de instrumento. Al hacerlo así, las partes de soporte 64, 68 primera y segunda, que estaban sosteniendo la lente 14 intraocular se retirarán hacia debajo de la cara 32 de reposo, y se repliegan debajo de la cara 32 de reposo de manera que la lente 14 intraocular, a continuación, reposa directamente sobre la cara 32 de reposo. En la presente realización, puesto que la cara 32 de reposo es una cara plana, la lente 14 intraocular se puede colocar reposando de manera estable en la misma; y puesto que la dimensión de anchura de la ranura 28 rebajada es ligeramente mayor que la dimensión de diámetro del cuerpo 26 principal de la lente 14 intraocular, también se evitará la rotación de la lente 14 intraocular en la dirección circunferencial sobre la cara 32 de reposo.

40 A continuación, como se representa en la figura 15, el orificio 94 inclinado de la parte 76 de boquilla se inserta a través de una incisión 119 quirúrgica hecha en el tejido ocular. En este caso, puesto que la línea 96 rebajada se ha formado en la parte 76 de boquilla, la línea 96 rebajada se puede usar como un indicador en el momento de determinar el lugar de la inserción, y el orificio 94 inclinado se puede colocar en un lugar de inserción adecuado, insertando el orificio 94 inclinado hasta la línea 96 rebajada que se alinea con la incisión 119 quirúrgica.

45 A continuación, con la parte 76 de boquilla insertada a través la incisión 119 quirúrgica, la placa 111 de empuje del émbolo 16 se empuja hacia el lateral del cuerpo 12 de instrumento. Al hacerlo así, la punta del émbolo 16 entrará en contacto contra el borde exterior periférico del cuerpo 26 principal de la lente 14 intraocular, que está reposando sobre la cara 32 de reposo, y la lente 14 intraocular se guiará hacia el orificio 80 de extremo basal por el émbolo 16. En este punto, el háptico 30 que está situado hacia el lateral del émbolo 16 de la lente 14 intraocular, reposará dentro de la muesca 105 del émbolo 16, de manera que la punta del émbolo 16 se orienta directamente hacia la cara periférica exterior del cuerpo 26 principal de la lente 14 intraocular, a lo largo de un eje en la dirección diametral de lente, evitando, por lo tanto, el enredo del háptico 30 cuando el cuerpo 26 principal entra en contacto con el émbolo 16.

50 Además, puesto que el háptico 30 se ha colocado dentro de la muesca 105 del émbolo 16, el modo de deformación del háptico 30 se limitará en cierta medida a lo largo del cuerpo 26 principal de la lente 14 intraocular, empujándose por la punta del émbolo 16. De este modo, será posible evitar problemas durante el empuje de la lente 14 intraocular con el émbolo 16, tal como la deformación imprevista del háptico 30, la adhesión del háptico 30 al cuerpo 26 principal, o la sujeción del háptico 30 dentro de la parte 76 de boquilla, así como la deformación o la rotación de la lente 14 intraocular.

60 En la presente realización, en particular, la muesca 105 toma la forma de una única ranura rebajada, que se extiende generalmente en la dirección perpendicular al eje sobre la cara superior del émbolo 16; y la cara de pared de ranura, que se extiende hacia el lado frontal en la dirección de hundimiento del émbolo 16 está definida por una cara inclinada, que se ensancha hacia el lado de orificio de la hendidura rebajada, por lo cual el háptico 30 de la lente 14 intraocular se puede colocar de manera fácil y fiable dentro de la hendidura rebajada, es decir, la muesca 105. Además, la cara de pared de ranura que se extiende hacia el lado posterior, en la dirección de hundimiento del

5      émbolo 16 en la hendidura rebajada, es decir, la muesca 105, está definida por una cara vertical que se eleva aproximadamente en la vertical hacia el orificio de la ranura de la cara base de ranura; y durante la operación de hundimiento del émbolo 16, una vez que el háptico 30 colocado dentro de la muesca 105 se ha guiado de manera fiable en la muesca 105 por la cara inclinada en el lado frontal de la hendidura rebajada (la muesca 105), posteriormente podrá evitarse de manera eficaz que lleguen a desprenderse de la hendidura rebajada (la muesca 105), con el fin de mantenerse de manera estable dentro de la hendidura rebajada (la muesca 105).

10      En la práctica preferida, antes de empujar la lente 14 intraocular, se inyectará un lubricante adecuado en la plataforma 24 o en la parte 76 de boquilla, si es necesario. En la presente realización, en particular, un agujero 120 de inyección se forma pasando a través de la parte 36 de cubierta en la dirección de espesor, de manera que el lubricante se puede inyectar a través del agujero 120 de inyección con la parte 36 de cubierta cerrada. Como alternativa, la inyección de lubricante también podría conseguirse, por ejemplo, inyectando a través del orificio 94 inclinado de la parte 76 de boquilla; abriendo la parte 36 de cubierta e inyectando el lubricante desde la abertura 29 de la plataforma 24; o retirando el émbolo 16 del cuerpo 12 de instrumento e inyectando el lubricante desde el orificio en el extremo posterior de la perforación 20 pasante.

20      Durante el hundimiento del émbolo 16, la cantidad de desplazamiento en la dirección izquierda-derecha por la parte 100 similar a una varilla estará limitada por los salientes 48, 48 de guía, formados en la parte 36 de cubierta y situados a cada lado. Por lo tanto, será posible que el émbolo 16 se hunda de manera estable en la dirección axial. Además, puesto que la parte 46 de placa de guía central y las partes 44a, 44b de placa de guía izquierda/ derecha sobresalen hacia el exterior, hacia la cara 32 de reposo, se limitará el desplazamiento excesivo hacia arriba de la lente 14 intraocular, y será posible que la lente 14 intraocular se guíe suavemente el interior del orificio 80 de extremo basal.

25      En la presente realización, en particular, la parte 106 que sobresale hacia arriba se forma sobresaliendo hacia arriba del émbolo 16, y la cara 108 cónica se forma sobre la cara superior de la parte 106 que sobresale hacia arriba. Como se representa en forma de modelo en la figura 16, en el proceso de hundimiento del émbolo 16, la parte 106 que sobresale hacia arriba se dispondrá en contacto deslizante contra la parte 35 de pared superior de la perforación 20 pasante a través de su cara 108 cónica. Puesto que la cara 108 cónica está definida como una cara inclinada que sobresale gradualmente hacia arriba por la parte trasera en la dirección axial de la parte 100 similar a una varilla, cuando el émbolo 16 se empuja hacia adelante, la fuerza de contacto con la parte 35 de pared superior ejercida sobre la parte 106 que sobresale hacia arriba a través de su cara 108 cónica aumentará. Por lo tanto, el émbolo 16 en la presente realización experimentará gradualmente una resistencia de funcionamiento mayor, ya que se ve empujado más profundamente en el cuerpo 12 de instrumento. En la presente realización, el mecanismo de graduación de resistencia incluye la parte 35 de pared superior del cuerpo 12 de instrumento, y la cara 108 cónica del émbolo 16, impulsada a entrar en contacto con la parte 35 de pared superior.

40      Además, la parte 46 de placa de guía central que se ha formado en la parte 36 de cubierta entrará en contacto con la cara superior del émbolo 16. Esto se hace para empujar el émbolo 16 hacia la cara 32 de reposo, con el fin de inhibir la deformación y el desplazamiento hacia arriba del émbolo 16, de manera que pueda guiarse sin separación apreciable de la cara 32 de reposo, haciendo posible que se empuje suavemente por el orificio 80 de extremo basal.

45      La lente 14 intraocular que se ha guiado en la parte 84 de guía desde el orificio 80 de extremo basal mediante el émbolo 16, se empujará a continuación en la parte 86 de diámetro estrechado a medida que se induce a sobresalir hacia abajo a la sección central del cuerpo 26 principal por las partes 90, 90 salientes de guía, que se han formado sobre la cara 82 de base de la parte 84 de guía, convirtiendo, por lo tanto, la deformación inicial de la lente en una forma cóncava. Además, el desplazamiento y la deformación de la parte 100 similar a una varilla del émbolo 16 en la dirección perpendicular al eje, se limitará manteniéndola entre las partes 90, 90 salientes de guía, haciendo posible que el émbolo 16 se empuje de forma estable en la dirección axial.

50      Además, como la punta del émbolo 16 se desliza en la parte 86 de diámetro estrechado entrará en contacto con la cara 88 inclinada, que se ha formado en la parte de extremo posterior axial de la parte 86 de diámetro estrechado, ofreciendo, de este modo, una sensación de control al cirujano a través del émbolo 16. Por lo tanto, será posible que el cirujano perciba que la punta del émbolo 16 se ha deslizado en la parte 86 de diámetro estrechado, en otras palabras, que la lente 14 intraocular se ha empujado en la parte 86 de diámetro estrechado, y que la lente 14 intraocular, a continuación, ha comenzado a experimentar una deformación en arco.

60      A continuación, cuando el émbolo 16 se empuja más hacia delante, la lente 14 intraocular se guiará a través de la parte 86 de diámetro estrechado hacia el extremo distal, y experimentará una deformación en arco a un tamaño aún más pequeño, y se guiará a continuación hacia la parte 92 de extremo distal de la parte 76 de boquilla. En la presente realización, puesto que la línea 96 rebajada con forma de ranura se ha formado en la pared periférica interior de la parte 92 de extremo distal, la línea 96 rebajada actuará a continuación como un agujero de purga de aire, de manera que la lente 14 intraocular puede empujarse más suavemente. Es decir, usando la línea 96 rebajada como un marcador, empujando el émbolo 16 hacia un lugar en el que el borde frontal de la lente 14 intraocular alcanza la línea 96 rebajada dentro de la parte 76 de boquilla, será posible expulsar rápidamente cualquier aire restante dentro de la parte 76 de boquilla.

A continuación, empujando más el émbolo 16, la lente 14 intraocular se guiará hacia el orificio 94 inclinado de la parte 76 de boquilla. A este respecto, en la presente realización en particular, puesto que el orificio 94 inclinado tiene una forma de orificio diagonal, será posible que la lente 14 intraocular emerja hacia el exterior del elemento 10 de inserción en forma gradual con el aumento del cebador de hundimiento del émbolo 16. Al hacerlo así, la fuerza de recuperación producida por la elasticidad inherente de la lente 14 intraocular se manifestará gradualmente, reduciendo por lo tanto el riesgo de una liberación repentina de la fuerza de recuperación, que podría causar la salida de la lente 14 intraocular. Al mismo tiempo, esta disminución de la resistencia de la lente 14 intraocular a la fuerza de empuje del émbolo 16, debida a la aparición gradual de la lente 14 intraocular hacia el exterior mientras se guía en el orificio 94 inclinado, estará acompañada por la resistencia de funcionamiento creciente del émbolo 16, debida al aumento gradual de la fuerza de contacto ejercida sobre la parte 106 que sobresale hacia arriba por el émbolo 16, como se ha descrito anteriormente, haciendo de este modo posible dotar al cirujano de un nivel generalmente invariable de resistencia de funcionamiento. Como mínimo, será suficiente para aumentar la resistencia de funcionamiento por el mecanismo de graduación de resistencia, que comience a presentarse en el mismo momento en el que la lente 14 intraocular comienza a emerger gradualmente desde el orificio 94; por ejemplo, sería aceptable que la resistencia de funcionamiento comenzara a aumentar gradualmente inmediatamente después del inicio de la operación de hundimiento del émbolo 16, como se ha descrito en la presente realización. La lente 14 intraocular se empujará a continuación hacia el exterior del instrumento 10 de inserción, a través del orificio 94 inclinado, y se insertará en el ojo.

En la presente realización, en particular, la operación de hundimiento se realiza con el háptico 30, que se sitúa al lado posterior de la lente 14 intraocular en la dirección de hundimiento del émbolo 16 colocado en el interior de la muesca 105, que se ha formado en la punta del émbolo 16. Por esta razón, la posición en la que el émbolo 16 se sitúa con la muesca 105, que sobresale completamente hacia el exterior del orificio 94 inclinado, como se representa en la figura 17, con el fin de que el háptico 30 que se ha colocado en el interior de la muesca 105 pueda desacoplarse completamente, se designa como la posición de hundimiento máximo. Esta posición de hundimiento máximo estará limitada, debido a la cara de extremo distal de la parte 98 de pasarela del émbolo 16 que se acopla con las partes 35, 34 de pared superior e inferior del cuerpo 12 de instrumento; en la presente realización, el mecanismo de tope para el émbolo 16 incluye estas partes 35, 34 de pared superior e inferior. Este mecanismo de tope también evitará que el émbolo 16 sobresalga excesivamente hacia el exterior del orificio 94 inclinado, mejorando por lo tanto, la seguridad durante la operación de inserción. Como se apreciará de lo anterior, en la presente realización, la zona hundimiento del émbolo 16 tiene un recorrido que se extiende desde el borde posterior axial de la cara 32 de reposo hacia el orificio 94 inclinado.

En el instrumento 10 de inserción que tiene la construcción anterior, el cuerpo 26 principal de la lente 14 intraocular está sostenido en su sección periférica exterior sólo por las partes 64, 68 de soporte primera y segunda, con el fin de sostenerlo en un estado sin contacto por encima y lejos de la cara 32 de reposo, reduciendo, por lo tanto, el riesgo de daños en la sección central del cuerpo 26 principal. El desplazamiento de la lente 14 intraocular estará limitado por las paredes 66, 70 periféricas, proporcionadas en las partes 64, 68 de soporte primera y segunda, de manera que la lente 14 intraocular puede sostenerse de manera estable, y puede reposar por encima de la cara 32 de reposo con una excelente precisión en la colocación.

Además, en la presente realización, los ganchos 72 de sujeción que mantienen el elemento 56 de soporte en un estado de unión al cuerpo 12 de instrumento, y que mantienen las partes 64, 68 de soporte primera y segunda en un estado saliente por encima de la cara 32 de reposo, se han formado integralmente con las segundas partes 68 de soporte. Por lo tanto, será posible que las segundas partes 68 de soporte estén dispuestas en acoplamiento directo con la cara 32 de reposo, y que las partes 64, 68 de soporte primera y segunda sobresalgan con precisión de los lugares prescritos sobre la cara 32 de reposo, y se mantengan de manera ventajosa en este estado saliente. El mecanismo de bloqueo para fijar el elemento 56 de soporte al cuerpo 12 de instrumento puede producirse con una eficacia de espacio excelente, y puede ofrecerse una sensación de freno cuando los ganchos 72 de sujeción sobresalen con éxito hacia arriba de la cara 32 de reposo, de manera que se puede determinar que el elemento 56 de soporte se ha fijado correctamente.

Cuando se usa el instrumento 10 de inserción de la presente realización es posible que la lente 14 intraocular repose sobre la cara 32 de reposo mediante una operación muy sencilla, concretamente, la de separar el elemento 56 de soporte del cuerpo 12 de instrumento. En el instrumento 10 de inserción de la presente realización, puesto que la precisión constante en la colocación se ofrece por las partes 64, 68 de soporte primera y segunda, como se ha mencionado anteriormente, a pesar de la sencillez de la operación será posible que la lente 14 intraocular repose sobre la cara 32 de reposo con una excelente precisión en la colocación. Además, puesto que la lente 14 intraocular está reposando con la abertura 29 de la plataforma 24 mantenida cubierta por la parte 36 de cubierta, puede evitarse que la lente 14 intraocular caiga fuera del instrumento 10 de inserción. También se proporciona una ventaja higiénica, debido a la reducida probabilidad de contacto de la lente 14 intraocular con el entorno exterior.

Además, en el instrumento 10 de inserción de la presente realización, el orificio 94 inclinado se define como un orificio inclinado que se abre en la diagonal con respecto al eje central de la parte 76 de boquilla. Por lo tanto, la acción de expulsión producida por la elasticidad de la lente 14 intraocular se manifestará de manera gradual, reduciendo, por lo tanto, el riesgo de que la lente 14 intraocular se salga de repente del orificio 94 inclinado.

Además, en la presente realización, el mecanismo de graduación de resistencia para aumentar gradualmente la fuerza de contacto del émbolo 16 ejercida sobre la parte 106 que sobresale hacia arriba, incluye la parte 35 de pared superior del cuerpo 12 de instrumento, y la cara 108 cónica del émbolo 16, que está dispuesta en contacto contra la parte 35 de pared superior; y está diseñado de manera que la resistencia de funcionamiento del émbolo 16 aumentará a medida que el émbolo 16 se hunda hacia adelante. De este modo, será posible evitar una situación en la que la aceleración de la acción de expulsión se ejerza sobre la lente 14 intraocular antes de que el cirujano se dé cuenta; y empujar la lente 14 intraocular hacia adelante a una velocidad generalmente constante durante todo el proceso de hundimiento.

10 Específicamente, debido a la forma diagonal del orificio 94 inclinado, la lente 14 intraocular que se ha guiado en el orificio 94 inclinado emergerá al exterior gradualmente, y la acción de expulsión producida por la elasticidad de la lente per se aumentará gradualmente. En otras palabras, la resistencia de la lente 14 intraocular a la fuerza de empuje del émbolo 16 disminuirá gradualmente cuando la lente 14 intraocular se guíe en el orificio 94 inclinado. No obstante, si el cirujano acciona el émbolo 16 con un nivel de fuerza constante, hay un riesgo de que se ejerza una aceleración de la acción de expulsión sobre la lente 14 intraocular, provocando que la lente 14 intraocular se salga. Por consiguiente, en la presente realización, debido al mecanismo de graduación de resistencia, será posible que la resistencia de funcionamiento del émbolo 16 aumente gradualmente cuando la lente 14 intraocular emerja gradualmente del orificio 94 inclinado. Por lo tanto, a través de una combinación de una disminución gradual de la resistencia a la fuerza de empuje del émbolo 16, debida al orificio 94, y un aumento gradual de la resistencia de funcionamiento del émbolo 16, debida al mecanismo de graduación de resistencia, será posible por primera vez ofrecer una resistencia de funcionamiento generalmente constante al émbolo 16, haciendo posible que el cirujano realice el procedimiento de inserción de lente ocular en la forma deseada a una velocidad generalmente invariable.

Además, en el instrumento 10 de inserción construido de acuerdo con la presente realización, el mecanismo de graduación de resistencia tiene una construcción sencilla, compuesta de la parte 35 de pared superior del cuerpo 12 de instrumento, y la cara 108 cónica del émbolo 16, por lo que el peso del instrumento 10 de inserción se puede reducir, y la facilidad de manejo y control del aparato 10 de inserción puede mejorarse.

Aunque la invención se ha descrito detalladamente en el presente documento en términos de una única realización preferida, esta realización es meramente ejemplar, y la divulgación específica en el presente documento no debe interpretarse como una limitación en ningún sentido.

Por ejemplo, la estructura específica del mecanismo de graduación de resistencia para el aumento gradual de la resistencia de funcionamiento del elemento de émbolo no se limita a la descrita en la primera realización anterior. Las figuras 18 y 19 representan un émbolo 130 proporcionado como el elemento de émbolo en una segunda realización de la presente invención. En la presente realización, sólo la forma del elemento de émbolo difiere de la de la primera realización, y por consiguiente, solo se muestra el émbolo 130. En la siguiente descripción, los elementos que son sustancialmente idénticos a los de la primera realización anterior se señalan como símbolos en los dibujos, sin proporcionar una descripción.

El émbolo 130 tiene una cara cónica de una dimensión de longitud en la dirección axial diferente de la cara 108 cónica del émbolo 16 de la primera realización anterior. Específicamente, la cara 132 cónica que se forma sobresaliendo de la cara superior de la parte 100 similar a una varilla del émbolo 130, se define con su parte de borde frontal axial situada ligeramente hacia atrás de la parte de borde trasero de las partes 104 puntiagudas de las partes 102 aplanadas, y su parte de borde trasero situada ligeramente hacia atrás de su parte de borde frontal axial. Al hacerlo así, la cara 132 cónica del émbolo 130 tendrá una dimensión de longitud axial que es suficientemente más pequeña en comparación con la cara 108 cónica del émbolo 16 de la primera realización, y se ofrecerá con un ángulo más pronunciado de inclinación. Una parte 143 plana que se extiende en la dirección axial, con una dimensión de altura invariable, se forma en la parte de borde trasero de la parte 97 de trabajo desde la parte de borde trasero de la cara 132 cónica. Al hacerlo así, el émbolo 130 en la presente realización tendrá una sección transversal que aumenta gradualmente hacia la parte trasera en la dirección axial desde la parte de borde frontal axial hacia la parte de borde trasero axial de las partes 104 puntiagudas en las partes 102 aplanadas, y desde la parte de borde frontal axial hacia la parte de borde trasero axial de la cara 132 cónica.

El émbolo 130 de esta estructura se insertará en un cuerpo 12 de instrumento de una estructura similar a la de la primera realización descrita anteriormente. Como se representa en forma de modelo en la figura 20, cuando el émbolo 130 de la presente realización se empuja hacia dentro, la parte de extremo distal de la cara 133 de base de la parte 100 similar a una varilla experimentará, en primer lugar, un desplazamiento hacia arriba en contacto deslizante contra las partes 90 salientes de guía. A medida que el émbolo 130 se empuja más, la parte 106 que sobresale hacia arriba del émbolo 130, a través de su cara 132 cónica, llegará a colocarse en contacto deslizante contra la parte 35 de pared superior que se ha formado en la cara de extremo frontal de la perforación 20 pasante del cuerpo 12 de instrumento, y el émbolo 130 se desplazará hacia abajo por la parte 35 de pared superior. La cara 133 de base y la parte 106 que sobresale hacia arriba se verán, de este modo, frenadas por las partes 90 salientes de guía y la parte 35 de pared superior, y entre las partes 90 salientes de guía y la parte 35 de pared superior, el émbolo 130 en su conjunto experimentará una deformación elástica en una condición de desviación cóncava hacia arriba. En la presente realización, la parte 106 que sobresale hacia arriba y la cara 133 de base de la parte 100

similar a una varilla del émbolo 130, constituyen las partes deslizantes, y las partes 90 salientes de guía y la parte 35 de pared superior que están dispuestas en contacto con ellas constituyen las partes de contacto. Una zona 135 de desviación se forma entre las partes 90 salientes de guía y la parte 35 de pared superior.

5 En este caso, las partes 104 puntiagudas dan al émbolo 130 un aumento de la dimensión de anchura moviéndose hacia la parte posterior, mientras que la cara 132 cónica le da un aumento de la dimensión de altura moviéndose hacia la parte posterior. Una parte de la variación de la sección transversal que incluye las partes 104 puntiagudas y la cara 132 cónica se forma, de este modo, en la sección media en la dirección axial del émbolo 130; como el émbolo 130 se empuja hacia dentro, la sección de la gran superficie transversal del émbolo 130 que está colocada dentro de la zona 135 de desviación se hará más larga. Como resultado, la fuerza de reacción de desviación aumentará, el nivel de fuerza de reacción vertical que actúa como fuerza de reacción de desviación sobre las partes 90 salientes de guía y la parte 35 de pared superior variará gradualmente, y por lo tanto, la resistencia de fricción de la cara 133 de base y la parte 106 que sobresale hacia arriba con respecto a las partes 90 salientes de guía y la parte 35 de pared superior, aumentarán gradualmente en asociación con los mismos. Por lo tanto, la resistencia de funcionamiento del émbolo 130 aumentará gradualmente. Por lo tanto, en la presente realización, el mecanismo de graduación de resistencia incluye las partes 90 salientes de guía y la parte 35 de pared superior como las partes de contacto; la zona 135 de desviación; y las partes 104 puntiagudas y la cara 132 cónica que constituyen la parte de la variación de la sección transversal del émbolo 130.

20 Mientras que las caras 108, 130 cónicas formadas en los émbolos 16, 130 en las realizaciones anteriores primera y segunda tienen cada una un ángulo de pendiente constante, sería aceptable, por ejemplo, que los ángulos de pendiente de estas caras 108, 130 cónicas variaran en la dirección axial de los émbolos 16, 130. Al hacerlo así, la fuerza de contacto ejercida sobre la parte 106 que sobresale hacia arriba a través de la cara 108, 130 cónica se puede ajustar a un grado más alto, y la resistencia de funcionamiento del émbolo 16, 130 se puede ajustar a un grado más alto.

Además, también sería posible dotar al cuerpo 12 de instrumento de una cara inclinada adaptada para un contacto deslizante contra la parte deslizante del elemento de émbolo. Por ejemplo, en lugar de la cara 108 cónica, se podría formar una cara vertical en la cara de extremo frontal axial de la parte 106 que sobresale hacia arriba como la parte deslizante del émbolo 16, como en la primera realización anterior; y una cara inclinada que aproxima gradualmente la parte 106 que sobresale hacia arriba, hacia la parte frontal en la dirección axial, podría formarse en la cara de extremo inferior de la parte 35 de pared superior por medio de la parte deslizante formada en el cuerpo 12 de instrumento, con el fin de constituir el mecanismo de graduación de resistencia.

35 No es esencial que el mecanismo de bloqueo que sujeta el elemento 56 de soporte al cuerpo 12 de instrumento se forme en las segundas partes 68 de soporte, al igual que los ganchos 72 formados en las segundas partes 68 de soporte descritos anteriormente. En lugar de los ganchos 72 de sujeción, sería posible, por ejemplo, dar a las primeras partes 64 de soporte y a las segundas partes 68 de soporte contornos con una dimensión que aumenta gradualmente, en un vista desde arriba, hacia el lateral de la parte 62 de placa de sostén, y forzar a estas primeras partes 64 de soporte y segundas partes 68 de soporte en los agujeros 74 pasantes formados en la cara 32 de reposo, para sujetar el elemento 56 de soporte al lado posterior de la cara 32 de reposo a través de la fuerza de recuperación de los agujeros 74 pasantes y la fuerza de fricción entre los elementos; o para sujetar las partes 58 de pared lateral del elemento 56 de soporte, enganchándolas entre las paredes 37 que sobresalen hacia abajo (ver figura 5), que sobresalen hacia abajo de los bordes a lo ancho de la cara 32 de reposo.

45 El instrumento de inserción de lente intraocular de la presente invención no se limita a suministrarse con la lente intraocular alojada en el mismo de antemano, como se describe en las realizaciones anteriores, y puede suministrarse por separado de la lente intraocular, con la lente intraocular que se coloca en el instrumento en el momento de la cirugía.

50 Además, aunque la lente 14 intraocular alojada en el instrumento 10 de inserción tiene un cuerpo 26 principal y unos hápticos 30 que se forman como elementos separados, sería posible, por supuesto, que el cuerpo 26 principal y los hápticos 30 estuvieran formados integralmente por el mismo componente.

## REIVINDICACIONES

1. Un instrumento (10) de inserción de lente intraocular que comprende:

5 un cuerpo (12) de instrumento que tiene en general forma tubular para dar cabida a una lente (14) intraocular, y que incluye una sección (76) de tubo de inserción dispuesta en una sección de extremo distal del cuerpo (12) de instrumento en una dirección axial; y un elemento (16) de émbolo, adaptado para insertarse en el cuerpo (12) de instrumento desde una parte trasera en la dirección axial, y adaptado para moverse hacia delante para insertar la lente (14) intraocular en un ojo, de manera que la lente (14) intraocular sufre una deformación compacta en asociación con un desplazamiento hacia delante en la dirección axial por el elemento (16) de émbolo, y está adaptada para que pueda empujarse hacia el exterior a través de la sección (76) de tubo de inserción, la sección (76) de tubo de inserción tiene en un extremo distal de la misma un orificio (94) inclinado, que se abre en diagonal con respecto a un eje central de la sección (76) de tubo de inserción, el elemento (16) de émbolo está equipado con una parte (106) deslizante que se desliza contra el cuerpo de instrumento durante su desplazamiento en una dirección de hundimiento en el cuerpo (12) de instrumento, **caracterizado por que** se proporciona un mecanismo (35, 108) de graduación de resistencia para aumentar gradualmente la resistencia de funcionamiento del elemento (16) de émbolo, aumentando gradualmente la fuerza de contacto ejercida sobre la parte (106) deslizante cuando la lente (14) intraocular emerge gradualmente del orificio (94) inclinado por el hundimiento del elemento (16) de émbolo en el cuerpo (12) de instrumento.

2. El instrumento (10) de inserción de lente intraocular de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el mecanismo (35, 108) de graduación de resistencia se constituye proporcionando una cara (108) inclinada, que está inclinada con respecto a una dirección de hundimiento del elemento (16) de émbolo, a al menos una de la parte (106) deslizante del elemento (16) de émbolo, y una parte (35) de contacto proporcionada en el cuerpo (12) de instrumento, y adaptada para deslizarse contra la parte (106) deslizante durante el hundimiento del elemento (16) de émbolo.

3. El instrumento (10) de inserción de lente intraocular de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el mecanismo (35, 108) de graduación de resistencia se constituye proporcionando en el cuerpo (12) de instrumento una parte (35) de contacto, adaptada para deslizarse contra la parte (106) deslizante durante el hundimiento del elemento (16) de émbolo; proporcionando una zona (135) de desviación adaptada para producir una deformación elástica del elemento (16) de émbolo en una sección longitudinal prescrita de la dirección axial por la presión de la parte (35) de contacto contra la parte (106) deslizante; y proporcionando en la zona (135) de desviación una parte (104, 132) de variación de la sección transversal de la superficie transversal del elemento (16) de émbolo que aumenta gradualmente en la dirección de hundimiento del elemento (16) de émbolo.

4. El instrumento (10) de inserción de lente intraocular de acuerdo con la reivindicación 2, en el que el mecanismo (35, 108) de graduación de resistencia se constituye proporcionando una zona (135) de desviación, adaptada para producir una deformación elástica del elemento (16) de émbolo en una sección longitudinal prescrita de la dirección axial por la presión de la parte (35, 90) de contacto contra la parte (106, 133) deslizante; y proporcionando en la zona (135) de desviación una parte (104, 132) de variación de la sección transversal de la superficie transversal del elemento (16) de émbolo que aumenta gradualmente en la dirección de hundimiento del elemento (16) de émbolo.

5. El instrumento (10) de inserción de lente intraocular, de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en el que la sección (76) de tubo de inserción está formada por un componente transmisor de luz; y una línea (96) de marcaje visible, que se extiende en una dirección circunferencial de la sección (76) de tubo de inserción, se forma en un lugar prescrito axialmente a una parte trasera del orificio (94) inclinado en la sección (76) de tubo de inserción.

6. El instrumento (10) de inserción de lente intraocular, de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-5, en el que el elemento (16) de émbolo tiene una muesca (105) que está dispuesta en una sección de extremo distal del mismo, y que está adaptada para mantener una parte trasera de un par de hápticos (30) de la lente (14) intraocular que se extienden a cada lado, los cuales están adaptados para colocarse orientados en la dirección axial del cuerpo (12) de instrumento.

7. El instrumento (10) de inserción de lente intraocular, de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-6, en el que el cuerpo (12) de instrumento tiene una parte (24) de reposo dispuesta en comunicación con un extremo basal de la sección (76) de tubo de inserción, la parte (24) de reposo está provista de una cara (32) de reposo en la que la lente (14) intraocular está adaptada para reposar, y una abertura (29) que se abre a un lado exterior del cuerpo (12) de instrumento; y el cuerpo (12) de instrumento está equipado con un cuerpo (36) de cubierta dispuesto para cubrir la abertura (29), con el elemento (16) de émbolo adaptado para que pueda empujarse hacia la cara (32) de reposo por el cuerpo (36) de cubierta.

8. El instrumento (10) de inserción de lente intraocular, de acuerdo con la reivindicación 7, en el que un par de partes (90) salientes de guía, que se extienden en la dirección axial se forman sobre una cara inferior en una parte frontal axial de la cara (32) de reposo en el cuerpo (12) de instrumento, y el elemento (16) de émbolo está adaptado para que pueda guiarse entre las partes (90) salientes de guía.

9. El instrumento (10) de inserción de lente intraocular, de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-8, en el que un escalón (88), adaptado para estar en contacto con el elemento (16) de émbolo dentro de una zona de hundimiento del elemento (16) de émbolo, se proporciona en el cuerpo (12) de instrumento.

5 10. El instrumento (10) de inserción de lente intraocular, de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-9, en el que los agujeros (74) pasantes se forman en la cara (32) de reposo en la que la lente (14) intraocular está adaptada para reposar, un elemento (56) de soporte definido como una parte separada del cuerpo (12) de instrumento está fijado a la cara de reposo desde un lado exterior, y una parte de soporte periférico exterior para sostener una parte periférica exterior de la lente (14) intraocular se constituye pasando las partes (64, 68) de soporte, formadas sobre el elemento (56) de soporte a través de los agujeros (74) pasantes con el fin de sobresalir hacia el exterior por encima de la cara (32) de reposo; y los ganchos (72) de sujeción, adaptados para sujetar la cara (32) de reposo y evitar que las partes (64, 68) de soporte se desprendan de la cara (32) de reposo, y mantener las partes (64, 68) de soporte en un estado en el que sobresalen hacia el exterior de la cara (32) de reposo, se forman sobre las partes (64, 68) de soporte.

15

FIG.1

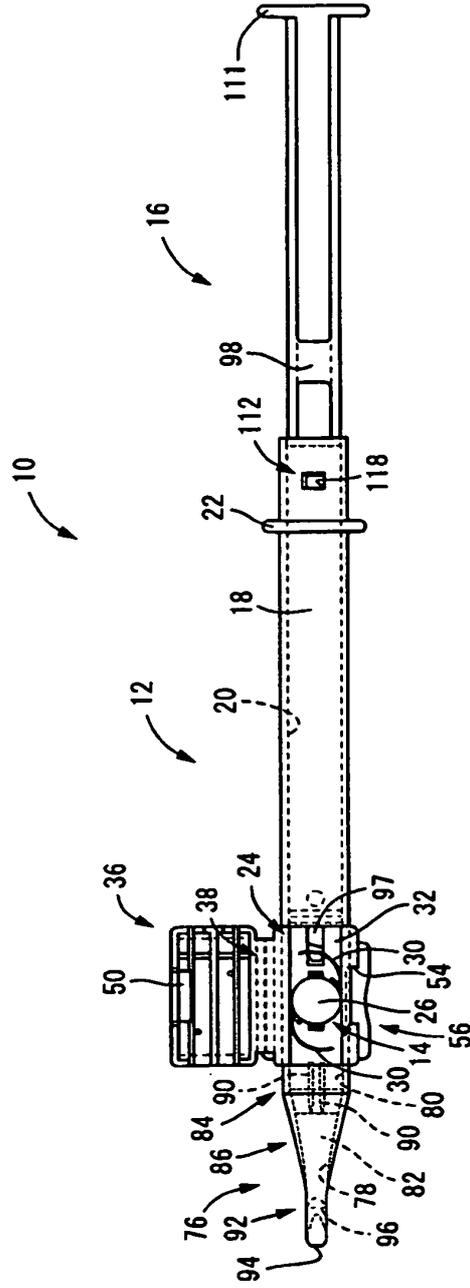


FIG.2

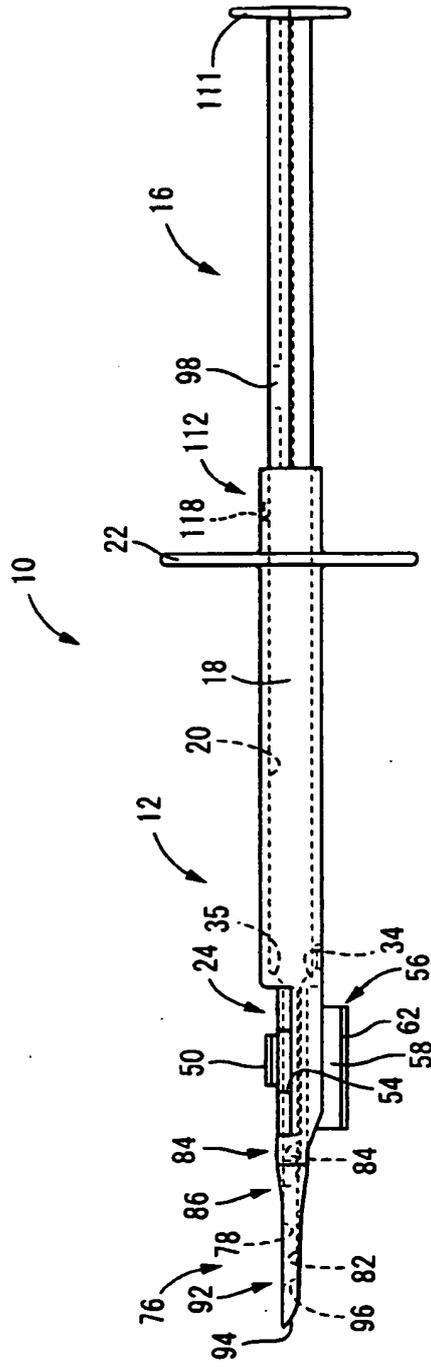


FIG.3

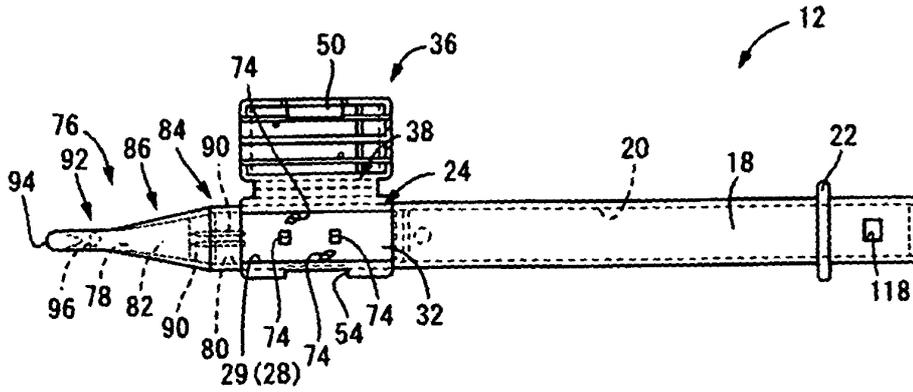
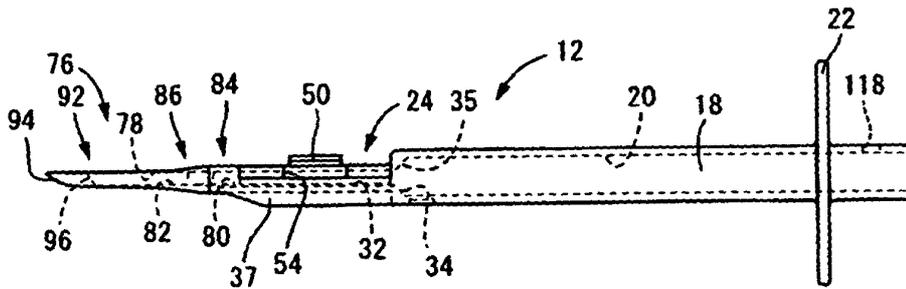
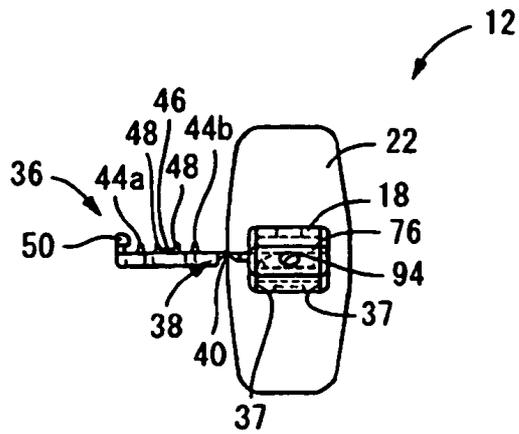


FIG.4



# FIG.5



# FIG.6

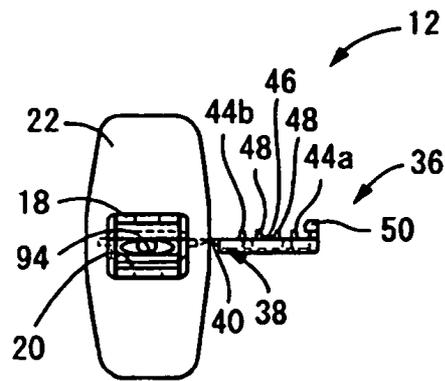
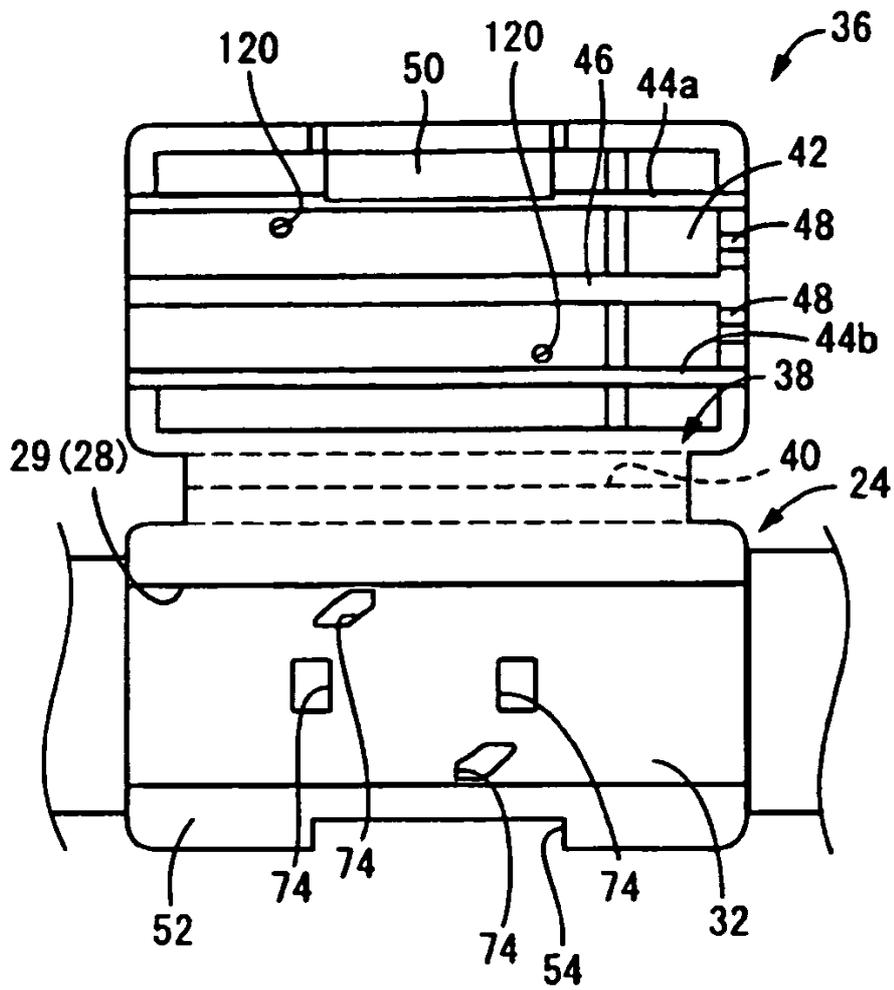
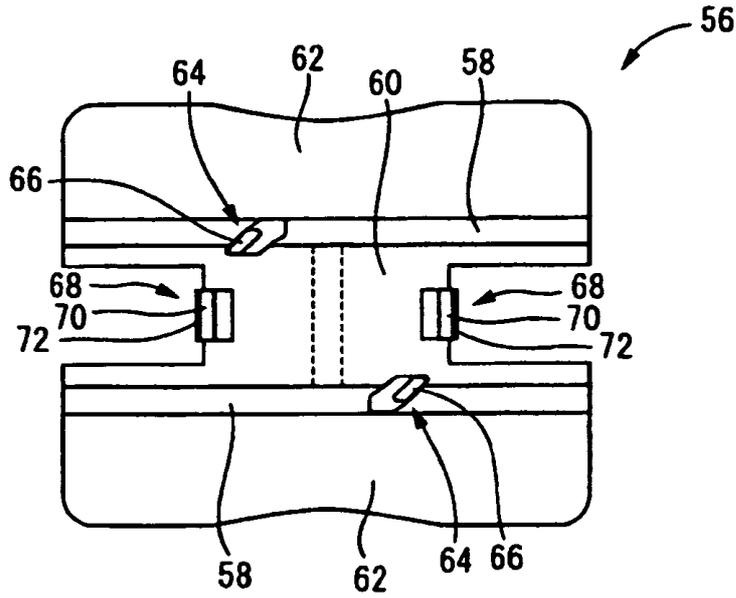


FIG.7



# FIG.8



# FIG.9

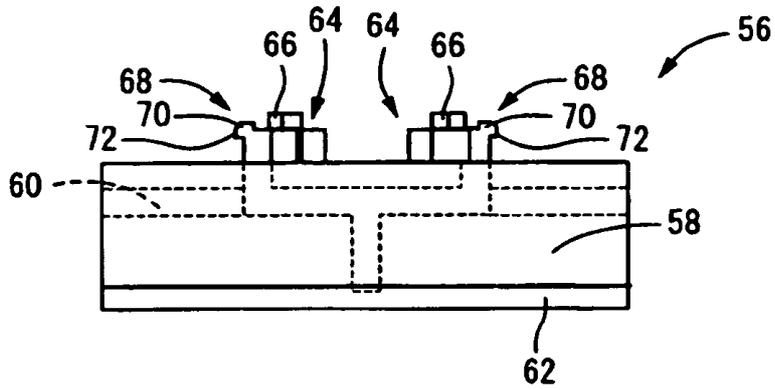


FIG.10

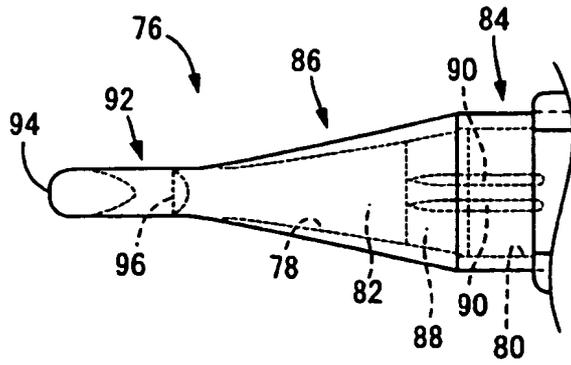


FIG.11

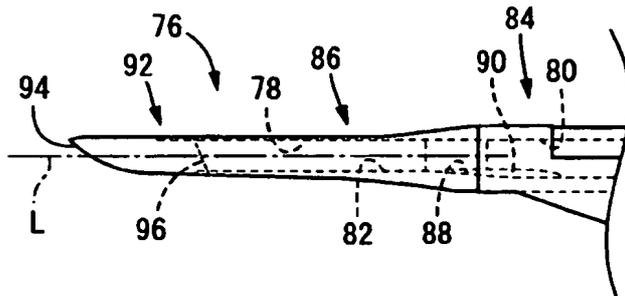


FIG.12

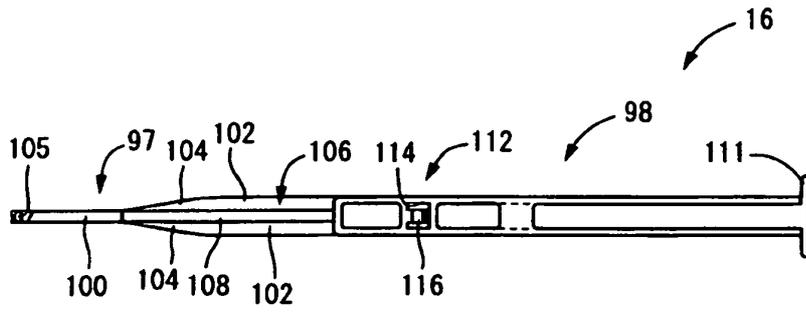


FIG.13

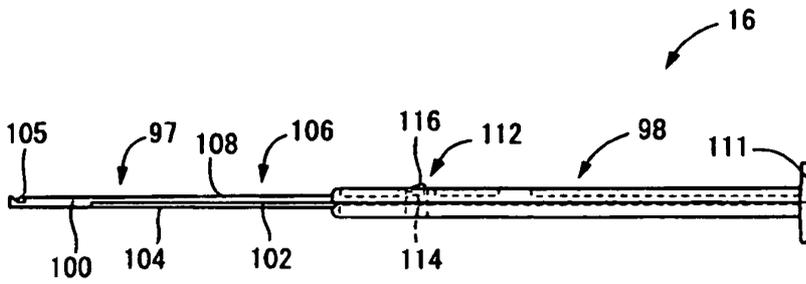
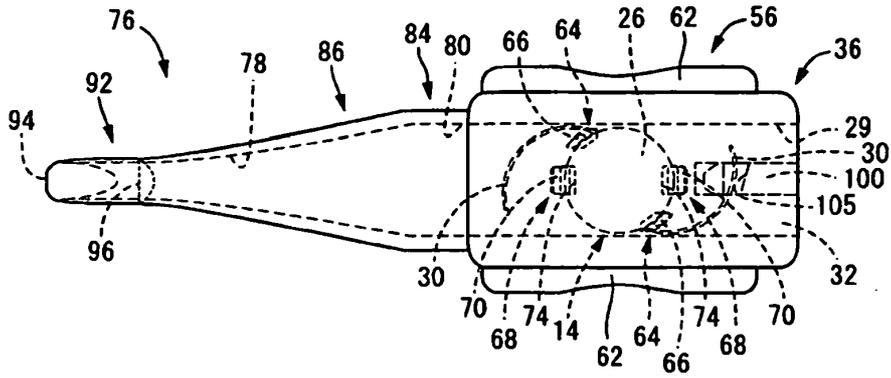


FIG.14



# FIG.15

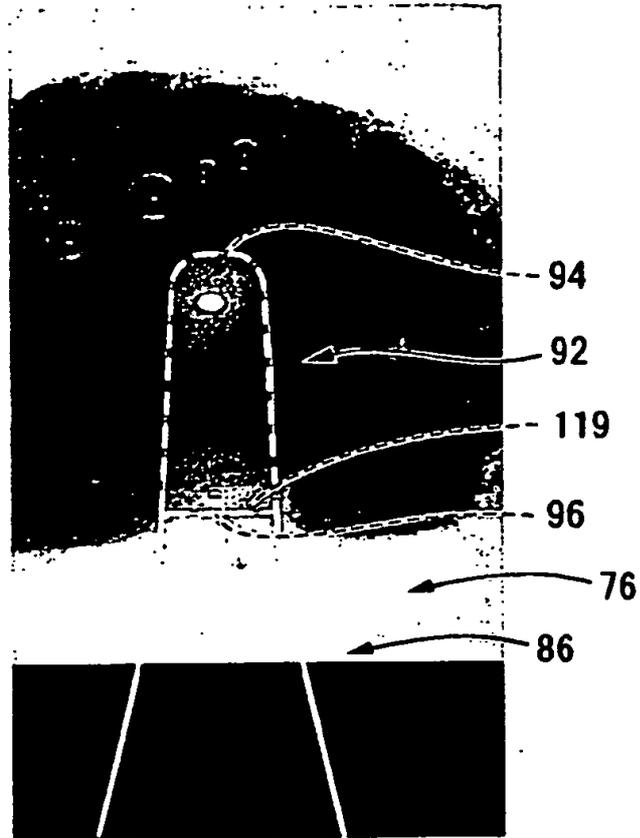


FIG.16

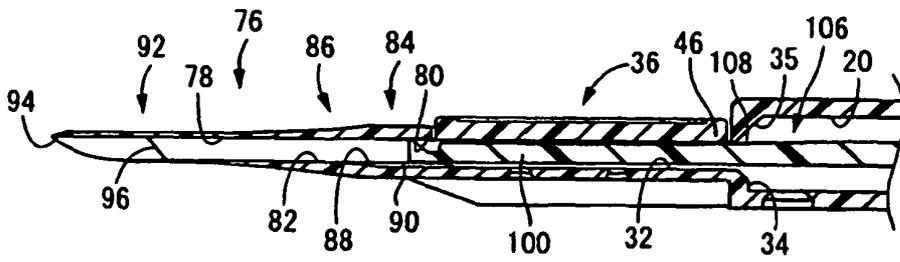


FIG.17

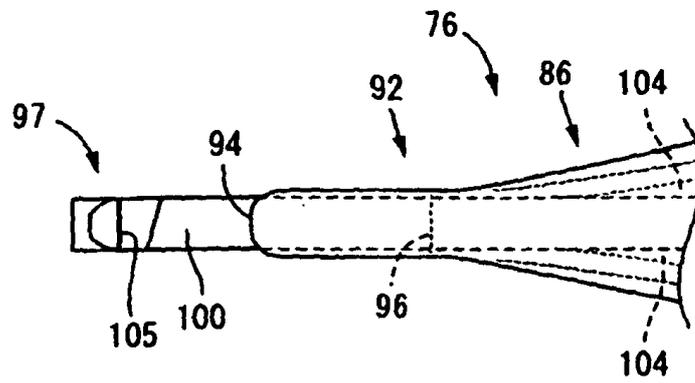


FIG.18

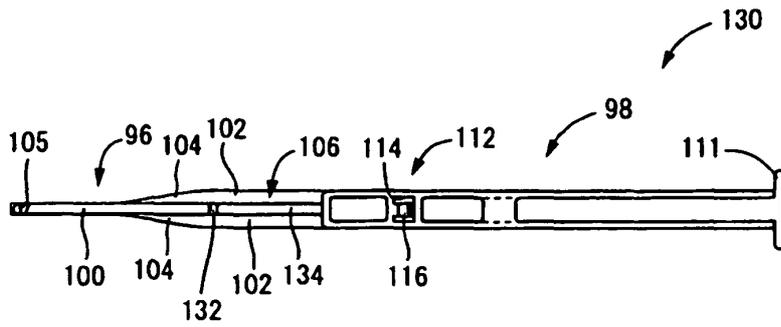


FIG.19

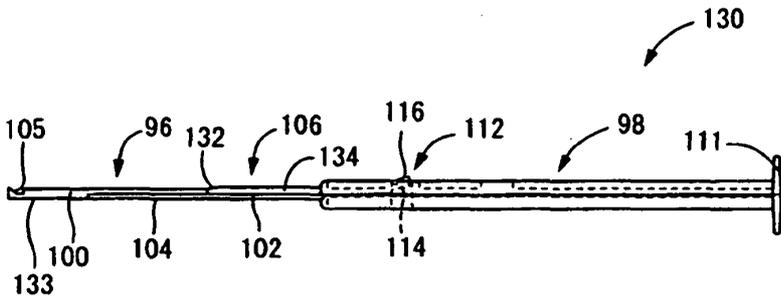


FIG.20

