

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 610 198**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16 (2006.01)

A61F 9/007 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **04.06.2013 PCT/US2013/044183**

87 Fecha y número de publicación internacional: **12.12.2013 WO13184727**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.06.2013 E 13800853 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.10.2016 EP 2854708**

54 Título: **Dispositivo de inserción de lente intraocular y método para descargar una lente intraocular desde un cartucho**

30 Prioridad:

04.06.2012 US 201261655255 P

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

26.04.2017

73 Titular/es:

**ALCON PHARMACEUTICALS LTD. (100.0%)
Route des Arsenaux 41
1701 Fribourg , CH**

72 Inventor/es:

AULD, JACK R.

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 610 198 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

Dispositivo de inserción de lente intraocular y método para descargar una lente intraocular desde un cartucho

CAMPO TÉCNICO

5 Las invenciones descritas en este documento se refieren en general a dispositivos y métodos para insertar una lente intraocular en un ojo de un animal.

ANTECEDENTES

10 Una catarata es una opacidad que se desarrolla en el cristalino del ojo o en su envoltente (cápsula de la lente), que varía de grado desde una opacidad ligera a completa y que obstruye el paso de la luz. Pronto en el desarrollo de una catarata relacionada con la edad, la potencia de la lente puede ser incrementada, causando una falta de visión de cerca (miopía), y el amarilleamiento y la opacidad graduales de la lente pueden reducir la percepción de colores azules. Las cataratas progresan típicamente de manera lenta para causar pérdida de visión y producen ceguera potencialmente si no se tratan. La condición afecta usualmente a ambos ojos, pero casi siempre un ojo es afectado antes que el otro. Lo que sigue es una lista de diferentes tipos de cataratas:

15 Catarata senil - Caracterizada por una opacidad inicial en la lente, posterior hinchazón de la lente, y contracción final con pérdida completa de transparencia que ocurre en las personas de edad avanzada.

Catarata Morgagniana - Córtex de catarata licuado que forma un fluido blanco lechoso, que puede causar una inflamación severa si la cápsula de la lente se rompe y se produce un escape, ocurriendo como una progresión de la catarata. Sin tratar, la catarata avanzada puede causar un glaucoma facomórfico. Las cataratas muy avanzadas con pequeñas zonas débiles pueden derivar a una dislocación anterior o posteriormente.

20 Catarata resultante de un trauma - Una catarata resultante de un trauma en el ojo en un individuo sano por otro lado. La contusión o trauma penetrante resultante de un daño accidental en el ojo puede dar como resultado la opacidad del cristalino. La cirugía retiniana que implica una vitrectomía para plana dará como resultado una catarata post-operativa seis a nueve meses después de la cirugía. De manera infrecuente, puede ocurrir un evento adverso cuando el cristalino sano por otro lado es tocado por un instrumento quirúrgico durante la cirugía retiniana. El cristalino se opacifica y se forma una catarata al cabo de unos minutos del contacto.

25 Catarata congénita - Una catarata desarrollada en un niño antes o justo después del nacimiento.

En los Estados Unidos, se han informado cambios lenticulares relacionados con la edad, un 42% de ellos entre las edades de 52 y 64, un 60% de ellos entre las edades de 65 y 74, y un 91% de ellos entre las edades de 75 y 85.

30 La catarata relacionada con la edad es responsable del 48% de la ceguera mundial, lo que representa aproximadamente 18 millones de personas, de acuerdo con la Organización Mundial de la Salud. El crecimiento continuado de la población con el desplazamiento de la edad media dará como resultado números incrementados de pacientes con cataratas. El aumento de la radiación ultravioleta resultante del agotamiento de la capa de ozono se espera que aumente adicionalmente la incidencia de cataratas.

35 En muchos países, los servicios quirúrgicos son inadecuados, y las cataratas siguen siendo la causa principal de ceguera. Las cataratas son una gran causa de baja visión tanto en los países desarrollados como en los países en desarrollo. Incluso donde hay disponibles servicios quirúrgicos, la baja visión asociada con cataratas puede permanecer preponderante, como resultado de las largas esperas para las operaciones y barreras para la admisión quirúrgica, tales como coste, falta de información y problemas de transporte del paciente.

40 Varios factores pueden promover la formación de cataratas, incluyendo exposición a largo plazo a la luz ultravioleta, exposición a la radiación ionizante, efectos secundarios de enfermedades tales como la diabetes, hipertensión y edad avanzada, o trauma (posiblemente mucho más temprano); son usualmente un resultado de la desnaturalización de la proteína del cristalino. Los factores genéticos son a menudo una causa de cataratas congénitas, y el historial familiar positivo puede también desempeñar una función en la predisposición de alguien a tener cataratas a una edad más temprana, un fenómeno de "anticipación" en cataratas preseniles. Las cataratas pueden ser también producidas por

45 Un estudio entre los pilotos de Icelandair ha mostrado que los pilotos de líneas aéreas comerciales es probable que desarrollen tres veces más cataratas que las personas con trabajos en los que no vuelan. Esto se ha pensado que es debido a la exposición excesiva a elevadas altitudes a la radiación procedente del espacio exterior, que resulta atenuada por la absorción atmosférica al nivel del suelo. Soportando esta teoría está el informe de que 33 de los 36 astronautas del Apolo implicados en las nueve misiones del Apolo para dejar la órbita de la Tierra han desarrollado cataratas en una etapa más temprana lo que se ha mostrado como causado por la exposición a los rayos cósmicos durante sus viajes. Al menos 39 de los antiguos astronautas han desarrollado cataratas, de los que 36 estuvieron implicados en misiones de elevada radiación tales como las misiones del Apolo.

Las cataratas son también inusualmente corrientes en personas expuestas a la radiación infrarroja, tales como sopladores de vidrio, que sufren del síndrome de exfoliación. La exposición a la radiación de microondas puede causar cataratas. Se sabe también que las condiciones atópicas o alérgicas aceleran la progresión de cataratas, especialmente en niños. Las cataratas pueden también ser causadas por deficiencia de yodo. Las cataratas pueden ser parciales o completas, estacionarias o progresivas, o duras o blandas. Algunos fármacos pueden inducir el desarrollo de cataratas, tales como los corticosteroides y el fármaco antipsicótico quetiapina (vendido como Seroquel, Ketipinor, o Quepin).

La operación para eliminar o quitar cataratas puede ser realizada en cualquier etapa de su desarrollo. Ya no hay razón para esperar hasta que una catarata esté "madura" antes de quitarla. Sin embargo, como toda la cirugía implica algún nivel de riesgo, es usualmente mejor esperar hasta que haya algún cambio en la visión antes de quitar la catarata.

El tratamiento más efectivo y común es hacer una incisión (capsulotomía) en la cápsula de la lente nebulosa para quitarla quirúrgicamente. Pueden utilizarse dos tipos de cirugía ocular para eliminar cataratas: extracción extra-capsular (ECCE) de la catarata y extracción intra-capsular (ICCE) de la catarata. La cirugía ECCE consiste en retirar el cristalino, pero dejando la mayoría de la cápsula del cristalino intacta. A veces se utilizan ondas acústicas de alta frecuencia (facoemulsificación) para romper el cristalino antes de la extracción. La cirugía ICCE implica retirar el cristalino y la cápsula del cristalino, pero es raramente realizada en la práctica moderna. Ya sea en la cirugía extra-capsular o en la cirugía intra-capsular, el cristalino con catarata es retirado y reemplazado por una lente de plástico intraocular (un implante de lente intraocular) que se deja en el ojo permanentemente. La lente intraocular es colocada en un cartucho e insertada a través de la pequeña incisión quirúrgica. El dispositivo de inserción pliega la lente intraocular y la empuja a través de una pequeña aguja. El extremo de la aguja está posicionada dentro de la bolsa capsular. Cuando la lente intraocular plegada sale del extremo de la aguja, se despliega lentamente cuando el cirujano ha manipulado la lente a su posición final. Las operaciones de cataratas son usualmente realizadas utilizando un anestésico local, y al paciente se le deja volver a su casa el mismo día. Hasta principios del siglo veintiuno las lentes intraoculares fueron siempre unifocales; desde entonces los perfeccionamientos en la tecnología intraocular permiten la implantación de una lente multifocal para crear un entorno visual en el que los pacientes dependen menos de las gafas. Tales lentes multifocales son mecánicamente flexibles y pueden ser controladas utilizando los músculos del ojo utilizados para controlar la lente natural.

Son posibles complicaciones después de la cirugía de cataratas, incluyendo endoftalmitis, opacidad capsular posterior y desprendimiento de retina.

La cirugía con láser implica cortar una pequeña área de forma circular de la cápsula de la lente, suficiente para permitir que la luz pase directamente a través del ojo a la retina. Hay, como siempre, algunos riesgos, pero son muy raros efectos colaterales serios. Desde la investigación de 2012 se ha llevado a cabo el uso de láseres de impulso extremadamente corto (femtosegundo) para cirugía de cataratas. Los ultrasonidos de alta frecuencia son actualmente los medios más comunes para extraer la lente con cataratas.

Las cirugías de cataratas son llevadas a cabo en un quirófano en condiciones estériles para impedir el riesgo de infección, particularmente de endoftalmitis; una infección devastadora rápida que puede provocar la ceguera en unos pocos días. El ojo del paciente es limpiado con un antiséptico, y a continuación aislado con una gasa estéril que cubre completamente al paciente dejando solamente el ojo expuesto. Un campo estéril es establecido alrededor del paciente de tal modo que cualquier personal o instrumentación debe ser adecuadamente limpiado, cubierto con gasa o esterilizado siguiendo los procedimientos asépticos estándares.

Con referencia a las figs. 1 y 2, tal tipo de cirugía de cataratas de la técnica anterior incluye utilizar un microscopio quirúrgico para ver el interior del ojo a través de una córnea e iris de un paciente. El cirujano hace típicamente dos incisiones 10, 12 en la córnea del paciente, junto al limbo, para permitir que los instrumentos quirúrgicos tengan acceso al segmento interior del ojo y para implantar una lente intraocular después de que el cristalino con catarata haya sido retirado. Por ejemplo, un dispositivo de inserción 14 de lente intraocular puede ser insertado a través de la incisión 10 y un dispositivo de posicionamiento 16 puede ser insertado a través de la incisión 12.

La cirugía incluye típicamente crear un rasgado en círculo completo en el centro de la bolsa capsular en el lado interior, llamado una "capsulorrexis", y retirar el círculo rasgado de la cápsula. A continuación, el cristalino con catarata es retirado utilizando un facoemulsificador, un instrumento de infusión y aspiración ultrasónico que rompe la catarata y aspira los fragmentos, retirando la catarata.

El material cortical persistente que está unido a la superficie interior de la bolsa capsular es a continuación aspirado utilizando un instrumento de infusión/aspiración. La lente intraocular 18 es insertada a continuación utilizando el dispositivo de inserción 14 de lente y posicionada dentro de la bolsa capsular utilizando el dispositivo de posicionamiento 16 u otros dispositivos.

El dispositivo de inserción 14 de lente transfiere la lente intraocular plana 18 a través de la pequeña incisión 10 corneal despejada en la abertura capsular (capsulorrexis) y a su posición final dentro de la bolsa capsular. El dispositivo de inserción 14 empuja la lente plana 18 a través de un cartucho que hace que la lente se pliegue y pase a través de una parte tubular del cartucho que está colocado en la pequeña incisión 10. Cuando la lente 18 emerge fuera de la

extremidad tubular del cartucho 14, se despliega lentamente y vuelve a su forma plana original.

Los recientes avances en instrumentación de láser de femtosegundo han automatizado el proceso de hacer incisiones de entrada y la capsulorrexis así como el corte previo de la catarata haciendo el procedimiento quirúrgico de cataratas más preciso, más seguro, y más fácil de ejecutar para el cirujano.

5 La mayoría de los dispositivos de inserción de lente actuales son instrumentos reutilizables accionados manualmente principalmente con uno de dos medios para empujar la lente: un tornillo de avance o un émbolo. La estrategia del tornillo de avance proporciona una entrega consistente y suave de la lente, sin embargo lentamente, y requiere que el cirujano o un asistente haga girar el tornillo de avance a mano cuando el cirujano posiciona la punta del instrumento.

10 La estrategia del émbolo no requiere un asistente, ya que el cirujano utiliza su pulgar para accionar la lente hacia adelante, muy parecido a inyectar un fármaco desde una jeringuilla. Adicionalmente, el cirujano puede controlar más fácilmente la velocidad de entrega, moviendo rápidamente sin embargo las partes menos críticas y más lentamente los segmentos más delicados. Un inconveniente de la estrategia del émbolo puede surgir cuando la lente resulta pegada dando como resultado un empuje más potente por el cirujano donde al producirse la liberación del impedimento, la lente puede pasarse de su salida y dañar al paciente.

15 La instrumentación reutilizable requiere un nuevo procesamiento (limpieza y esterilización) lo que da como resultado una instrumentación adicional en exceso y un riesgo incrementado de Síndrome de Segmento Anterior Tóxico (TASS) <http://www.cdc.gov/mmwr/preview/mmwrhtml/mm5625a2.htm>.

20 Recientemente, se han hecho esfuerzos para realizar tales cirugías de reemplazamiento de lente utilizando incisiones corneales menores. Por ejemplo, como se ha mostrado esquemáticamente en la ilustración de la fig. 3, típicamente, la extremidad distal de un dispositivo de inserción 14 de lente intraocular es insertada completamente a través de la incisión 10, durante un procedimiento de inserción de una lente intraocular 18.

25 Sin embargo, con referencia a la fig. 4, los cirujanos recientemente han adoptado una técnica de "ayuda para las heridas" ("wound-assist"), en la que sólo una pequeña parte de la punta 20 del dispositivo de inserción 14 de lente intraocular es insertado en la incisión 10, en donde la incisión 10 es menor que las incisiones hechas previamente, tal como durante el procedimiento ilustrado en la fig. 3. Como tal, la lente intraocular 18, en su estado plegado, es empujada y desliza a lo largo de superficies interiores de la incisión 10. Esto permite que la incisión 10 sea menor y la propia herida (incisión 10) resulte un lumen para insertar la lente 18 en el ojo.

30 Durante tal procedimiento, el cirujano puede utilizar la extremidad distal 20 de la punta del dispositivo de inserción 14 intraocular para ayudar a mantener la incisión 10 abierta. Por ejemplo, el cirujano podría aplicar una fuerza lateral en la dirección de la flecha 22 para mantener la incisión 10 abierta de tal manera que la lente 18 pueda ser empujada a su través.

RESUMEN DE LA INVENCION

35 Un aspecto de al menos una de las invenciones descritas en este documento incluye la realización que un diseño del dispositivo de inserción de lente intraocular puede permitir que un cirujano accione y así descargue una lente desde un dispositivo de inserción con una mano puede proporcionar a un cirujano y puede también reducir la fuerza manual que debe ser aplicada por el cirujano. Por ejemplo, en algunos dispositivos convencionales conocidos, tales como dispositivos de émbolo, un cirujano debe utilizar una fuerza manual significativa contra la extremidad proximal del émbolo para empujar la lente a través de la extremidad del dispositivo de inserción. Esto hace más difícil que el cirujano mantenga el dispositivo en la orientación y ubicación deseada durante la inserción. Este problema es más significativo en los procedimientos quirúrgicos más recientemente adoptados tales como el descrito anteriormente en referencia a la fig. 4. Así, un dispositivo de inserción de lente intraocular que proporciona una fuerza de descarga asistida puede ayudar a un cirujano a realizar el procedimiento quirúrgico como desee.

45 Otro aspecto de al menos una de las invenciones descritas en este documento incluye la realización de que los costes significativos para tales dispositivos pueden ser reducidos mediante el uso de un dispositivo insertado que tiene un mecanismo incorporado para almacenar energía para proporcionar una fuerza de descarga, que no está conectado mediante un enlace por ejemplo, a una consola separada. Por ejemplo, algunos tipos conocidos de dispositivos quirúrgicos incluyen motores eléctricos o sistemas neumáticos que son accionados por consolas autónomas que proporcionan o bien alimentación eléctrica a un motor eléctrico o bien aire comprimido a un motor de aire comprimido dentro de una pieza de mano del dispositivo quirúrgico. Tales sistemas requieren que los cirujanos compren o alquilen los dispositivos de consola para utilizar con tales herramientas quirúrgicas especializadas.

50 Así, proporcionando un dispositivo de inserción de lente intraocular con almacenamiento de energía para proporcionar una fuerza de descarga, el dispositivo de inserción de lente intraocular es más portátil y evita el requisito de que un cirujano compre o alquile una consola autónoma separada.

55 Otro aspecto de al menos una de las invenciones descritas en este documento incluye la realización de que dispositivos de almacenamiento de energía compresibles, tales como resortes, o aire comprimido, pueden proporcionar medios

5 convenientes y portátiles para el almacenamiento de energía que puede ser emitida como fuerzas. Sin embargo, tales dispositivos de almacenamiento de energía son más difíciles de controlar para proporcionar, por ejemplo, una salida de velocidad constante. Así, un aspecto de al menos una de las invenciones descritas en este documento incluye la realización que proporcionando un circuito de accionamiento que opera con un fluido sustancialmente incompresible, tal como un líquido, acomoda el uso de mecanismos que pueden proporcionar un control más fino sobre la velocidad de los componentes aguas abajo, incluso cuando se suministra energía mediante un dispositivo de almacenamiento compresible, tal como resortes o aire comprimido.

10 Otro aspecto de al menos una de las invenciones descritas en este documento incluye la realización de que un dispositivo de inserción de lente intraocular sujeto con la mano puede ser hecho con un dispositivo de almacenamiento de energía incorporado y un accionador de control de movimiento, con una simplicidad suficiente para que el dispositivo resultante pueda ser diseñado como un dispositivo de un solo uso y así sea desechable, evitando por ello los costes de nueva esterilización y el potencial de contaminación cruzada. Así, por ejemplo, un dispositivo de inserción de lente intraocular puede incluir un dispositivo de almacenamiento de energía compresible y un accionador configurado para operar fluido sustancialmente incompresible para controlar la liberación de la energía almacenada por el dispositivo de almacenamiento de energía y el movimiento de componentes aguas abajo, tales como un vástago o varilla de inserción de lente.

15 Este resumen es proporcionado para introducir una selección de conceptos en forma simplificada que son descritos adicionalmente a continuación en la descripción detallada. Este resumen no está destinado a identificar características claves o características esenciales del objeto reivindicado, ni está destinado a ser utilizado como una ayuda en la determinación del marco del sujeto reivindicado.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Una comprensión más completa del objeto puede ser derivada haciendo referencia a la Descripción Detallada y a las reivindicaciones cuando son consideradas en combinación con las siguientes figuras, en las que números de referencia similares se refieren a elementos similares a lo largo de todas las figuras.

25 La fig. 1 es una vista en sección ampliada de un ojo humano con un dispositivo de inserción de lente intraocular insertado a través de una incisión en la córnea y un dispositivo de posicionamiento insertado a través de una segunda incisión, con una lente de reemplazamiento intraocular mostrada como siendo parcialmente expulsada desde el dispositivo de inserción de lente intraocular.

La fig. 2 es una vista en planta frontal del procedimiento ilustrado en la fig. 1.

30 La fig. 3 es un diagrama esquemático de una parte de la disposición mostrada en la fig. 1, con la punta distal del dispositivo de inserción de lente intraocular insertada completamente a través de una incisión y descargando una lente de reemplazamiento.

La fig. 4 es una ilustración esquemática de un procedimiento diferente del ilustrado en la fig. 3, en el que la punta distal del dispositivo de inserción de lente intraocular está insertado sólo parcialmente en la incisión.

35 La fig. 5 es una ilustración esquemática de una realización de un dispositivo de inserción de lente intraocular.

La fig. 6 es una vista en perspectiva de otra realización de un dispositivo de inserción de lente intraocular.

La fig. 7 es una vista en alzado lateral y en sección transversal del dispositivo de inserción de lente intraocular de la fig. 6.

La fig. 8 es una vista en alzado lateral y en sección transversal de una parte de un miembro de alojamiento del dispositivo de inserción de lente intraocular de la fig. 7.

40 La fig. 9 es una vista en sección ampliada de una parte de almacenamiento de energía del dispositivo de inserción de lente de la fig. 6 y en una vista parcialmente despiezada de forma ordenada.

La fig. 10 es también una vista en sección transversal de un dispositivo de inserción de lente de la fig. 6 que muestra un dispositivo de almacenamiento de energía que es perforado por un dispositivo de perforación y dentro de capuchones de extremidad roscados sobre el dispositivo de almacenamiento de energía.

45 La fig. 11 es una vista en sección transversal del dispositivo de inserción de la fig. 6 que muestra el movimiento de un pistón después de que un gas de expansión ha sido descargado desde el dispositivo de almacenamiento de energía.

La fig. 12 es una vista en sección ampliada de una parte de accionador del dispositivo de inserción de la fig. 6.

La fig. 13 es una vista despiezada ordenadamente de una parte del soporte de cartucho de lente del dispositivo de inserción de la fig. 6.

50 La fig. 14 es una vista en perspectiva ampliada y despiezada ordenadamente del dispositivo de inserción mostrado en la

fig. 13.

La fig. 15 es una vista en alzado lateral ampliada de un cartucho de lente retirado de la parte del soporte del cartucho de lente.

5 La fig. 16 es una vista del dispositivo de inserción de la fig. 15 con el cartucho de lente insertado en la parte de soporte del cartucho de lente.

La fig. 17 es una vista en sección transversal parcial del dispositivo de inserción de la fig. 16 antes de que el cartucho de lente sea aplicado con un émbolo.

La fig. 18 es una vista en sección transversal del dispositivo de inserción mostrado después de que la parte del soporte de lente haya sido movida axialmente para aplicar el émbolo con el cartucho de lente.

10 La fig. 19 es una ilustración de otra realización del dispositivo de inserción en la fig. 6, en la que el dispositivo de almacenamiento de energía tienen la forma de un resorte.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA REALIZACIÓN PREFERIDA

15 La siguiente descripción detallada es simplemente ilustrativa en su naturaleza y no está destinada a limitar las realizaciones del objeto o la aplicación y usos de tales realizaciones. Como se ha utilizado en este documento, la palabra "ejemplar" significa "servir como un ejemplo, caso, o ilustración". Cualquier implementación descrita en este documento como ejemplar no ha de ser considerada necesariamente como preferida o ventajosa sobre otras implementaciones. Además, no hay intención de que esté limitada por ninguna teoría expresada o implícita presentada en el campo técnico precedente, antecedentes, breve resumen, o en la siguiente descripción detallada.

20 Cierta terminología puede ser utilizada en la siguiente descripción con el propósito de referencia solamente, y así no está destinada a ser limitativa. Por ejemplo, términos tales como "superior", "inferior", "por encima de", y "por debajo de" se refieren a direcciones en los dibujos a los que se ha hecho referencia. Términos tales como "proximal", "distal", "frontal", "posterior", "trasero", y "lateral" describen la orientación y/o ubicación de partes del componente dentro de un marco de referencia consistente pero arbitrario que es aclarado por referencia al texto y a los dibujos asociados que describen el componente bajo discusión. Tal terminología puede incluir las palabras mencionadas específicamente antes, derivadas de ellas, y palabras de importancia similar. De manera similar, los términos "primero", "segundo", y otros de tales términos numéricos que se refieren a estructuras no implican una secuencia u orden a menos que sea indicado claramente por el contexto.

25 Las invenciones descritas en este documento están descritas en el contexto de dispositivos de inserción de lente intraocular para el tratamiento de cataratas. Sin embargo, las invenciones descritas en este documento pueden ser utilizadas en otro contexto así como con respecto a dispositivos quirúrgicos que son requeridos para descargar dispositivos, por ejemplo, en o más allá de los tejidos de un animal, tal como un ser humano.

30 Con referencia a la fig. 5, un dispositivo de inserción 100 de lente intraocular puede incluir un dispositivo 102 de almacenamiento de energía, un dispositivo accionador 104, y una parte 106 de descarga de lente. La parte 102 de almacenamiento de energía puede tener la forma de cualquier tipo de dispositivo de almacenamiento de energía. En algunas realizaciones, la parte 102 de almacenamiento de energía tiene la forma de un dispositivo para almacenar un fluido compresible, resortes mecánicos, u otros tipos compresibles de dispositivos de almacenamiento de energía. Pueden ser utilizados también otros tipos de dispositivos de almacenamiento de energía.

35 En algunas realizaciones, la parte 102 de almacenamiento de energía puede estar configurada para descargar energía mecánica a partir de la energía almacenada en ella. Por ejemplo, cuando el dispositivo 102 de almacenamiento de energía tiene la forma de un recipiente de gas comprimido, el dispositivo 102 de almacenamiento de energía puede descargar tal gas comprimido lo que por ello proporciona una salida de energía mecánica. De manera similar, cuando el dispositivo 102 de almacenamiento tiene la forma de un resorte mecánico, tal resorte puede producir un movimiento lineal o de torsión, lo que también es una forma de energía mecánica.

40 La parte de accionador 104 puede ser cualquier tipo de accionador configurado para proporcionar un accionamiento controlable de la salida de energía mecánica desde la parte 102 de almacenamiento de energía. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la parte de accionador 104 puede tener la forma de un botón o palanca mecánico o electrónico para proporcionar a un usuario medios para controlar la salida de energía mecánica desde la parte 102 de almacenamiento de energía. Por ejemplo, el accionador 104 puede tener la forma de un botón u otros dispositivos electrónicos configurados para proporcionar una resistencia o movimiento variable asociado con un miembro mecánico utilizado para emitir la energía desde la parte 102 de almacenamiento de energía. La parte de accionador 104 puede también proporcionar el control de un miembro de salida configurado para la interacción con la parte 106 de lente intraocular. Por ejemplo, la parte de accionador 104 puede incluir un émbolo de salida u otro dispositivo para interactuar con la parte de lente intraocular.

La parte 106 de lente intraocular puede estar configurada para interactuar con, o retener un cartucho de lente intraocular

que está ampliamente disponible comercialmente en varias fuentes diferentes. Por ejemplo, la parte 106 de lente intraocular puede estar configurada para aplicarse de manera liberable con un cartucho de lente intraocular comercialmente disponible tal como un Monarch disponible de Alcon. La parte 106 de lente intraocular puede también estar configurada para moverse entre una posición abierta configurada para permitir que un cartucho de lente intraocular sea aplicado con la parte 106 de lente y una parte cerrada en la que la parte 106 de lente se aplica con el cartucho de lente.

Como tal, en funcionamiento, la parte de accionador 104 puede ser manipulada por un usuario, tal como un cirujano, para controlar la salida de energía mecánica desde la parte 102 de almacenamiento de energía, para controlar por ello la descarga de una lente desde el cartucho de lente retenida por la parte 106 de lente. Además, el dispositivo de inserción 100 puede estar configurado para ser sujetado con la mano, y en algunas realizaciones, ser desechable.

Con referencia a las figs. 6-18, otra realización del dispositivo de inserción 100 de lente está ilustrado en ellas e identificado por el número de referencia 100A. Las características y componentes del dispositivo de inserción 100A de lente que pueden ser los mismos o similares a los componentes correspondientes del dispositivo de inserción 100 de lente han sido identificados con el mismo número de referencia, excepto en que se les ha añadido la letra "A".

Con referencia a las figs. 6-8, el dispositivo de inserción 100A de lente intraocular incluye también una parte 102A de almacenamiento de energía, una parte de accionador 104A, y una parte 106A de lente.

En la realización ilustrada, con referencia a la fig. 8, el dispositivo de inserción 100A incluye una parte 200 de cuerpo principal que incluye distintas cavidades, rebajes, y conductos, y, en la presente realización proporciona comunicación entre la parte 102A de almacenamiento de energía y la parte de accionador 104A. La fig. 8 ilustra la parte 200 de cuerpo con todos los demás componentes retirados de ella. En algunas realizaciones, ocasionalmente, la parte de cuerpo 200 puede estar hecha de una sola pieza de material formando un cuerpo monolítico. Sin embargo, puede también ser utilizadas otras configuraciones.

En algunas realizaciones, la parte de cuerpo 200 incluye una parte 202 de recepción de almacenamiento de energía. En algunas realizaciones, la parte 202 de recepción está configurada como un rebaje dentro del cuerpo 200, dimensionado y configurado para recibir un recipiente de gas comprimido. En algunas realizaciones, el rebaje 202 puede estar dimensionado para recibir un bote 204 de dióxido de carbono comprimido. Tales recipientes de gas comprimido y, en particular, de dióxido de carbono, están ampliamente disponibles comercialmente.

El alojamiento 200 puede también incluir una cámara de pistón 206 configurada para recibir gas descargado desde el recipiente 204. La cámara de pistón 206 puede incluir dispositivos para interactuar con el gas procedente del recipiente 204 para proporcionar energía mecánica utilizable. Por ejemplo, como se ha mostrado en la fig. 7, un pistón 208 puede estar dispuesto en la parte 206 de la cámara de pistón. En algunas realizaciones, el pistón 208 subdivide la parte 206 de cámara de pistón en una parte receptora de gas y en una parte 210 receptora de líquido.

El alojamiento 200 puede también incluir un conducto 212 que conecta la parte 102A de almacenamiento de energía con la parte de accionador 104A. Por ejemplo, el conducto 212 puede proporcionar un trayecto de flujo entre la parte 210 receptora de líquido a lo largo de la dirección de la flecha 216, a la parte de accionador 104A.

El conducto 212 puede incluir una abertura en una porción de la parte 210 de recepción de líquido, que conduce a una parte 214 de control del accionador, luego a una parte 218 de conector lateral, a otra parte 220 de recepción de líquido de la parte de accionador 104A.

La parte 214 de recepción del accionador puede estar configurada para recibir un accionador para controlar el flujo de fluido a lo largo del conducto 212. Adicionalmente, la cámara 220 puede estar configurada para recibir un pistón 222, descrito en mayor detalle a continuación.

Con referencia continuada a la fig. 8, el cuerpo 200 puede también incluir una parte 230 de montaje del accionador. La parte 230 del montaje del accionador puede tener la forma de un saliente 232 que se extiende radialmente hacia fuera desde el eje longitudinal L del cuerpo 200. El saliente 232 puede incluir una abertura 234 y podría estar configurado para recibir un vástago 236 de accionador (fig. 7).

El cuerpo 200 puede también incluir otras distintas superficies exteriores y dispositivos para la aplicación con un miembro 240 de aplicación al cartucho deslizante (fig. 6), descrito en mayor detalle a continuación. Por ejemplo, la superficie exterior 242 de la parte 104A de accionador del cuerpo 200 puede incluir distintos dispositivos de aplicación 246, 248, y/o otros rebordes para proporcionar alineación y aplicación con el dispositivo de aplicación 240. Tales características están descritas con mayor detalle a continuación con referencia a la fig. 14.

Con referencia a las figs. 9-11, la parte de almacenamiento 102A está ilustrada con más detalle, incluyendo distintos componentes que pueden estar incluidos dentro del miembro de cuerpo 200. La extremidad distal 250 del miembro de cuerpo 200 puede incluir roscas internas 252 configuradas para aplicación con roscas externas 254 sobre un capuchón 256 de extremidad que se puede retirar.

Adicionalmente, la parte 102A de almacenamiento de energía puede incluir un miembro de conexión 260. El miembro de conexión 260 puede estar configurado para proporcionar una aplicación segura con un dispositivo de almacenamiento de energía elegido utilizado con la parte 102a de almacenamiento de energía. Como se ha observado anteriormente, la realización ilustrada está diseñada para utilizar con un cartucho 204 de dióxido de carbono comprimido. Así, en la realización ilustrada, el miembro de conexión 260 incluye una extremidad 262 de aguas arriba configurada para una aplicación a tope con una extremidad distal 205 del cartucho 204. El miembro de conexión 260 puede también incluir un dispositivo de cierre hermético, tal como una junta tórica 264, para proporcionar una aplicación de cierre hermético con una superficie interior de la cámara de pistón 206. En la realización ilustrada, el miembro de conexión 260 permanece estacionario durante la operación. Así, el dispositivo de inserción 100a también incluye un tornillo de ajuste 266 que se extiende a través de la parte de cuerpo 200 para aplicación segura con el miembro de conexión 260. Pueden también utilizarse otros diseños.

La parte 102A de almacenamiento de energía puede también incluir un pistón acumulador 280. En la realización ilustrada, el pistón acumulador 280 está aplicado deslizablemente con dos superficies. En primer lugar, el pistón acumulador 280 incluye una primera parte 282 aplicada con una superficie interior del miembro de conexión 260 y una parte de aguas abajo 284 aplicada con una superficie interior de la cámara de pistón 206. Adicionalmente, en la realización ilustrada, el pistón 280 incluye una aguja de perforación 286 que está configurada para perforar un cierre hermético que es utilizado comúnmente en cartuchos de gas comprimido, tales como el cartucho 204 de gas comprimido de dióxido de carbono.

El pistón 280 está configurado para moverse deslizablemente a lo largo del eje longitudinal L del dispositivo de inserción 100A. Como tal, el pistón 280 incluye una junta tórica 288 para cerrar herméticamente contra la superficie interior del miembro de conexión 260 y una segunda junta tórica 290 para proporcionar un cierre hermético deslizante con la superficie interior de la cámara de pistón 206.

En algunas realizaciones, el cierre hermético de junta tórica 288 puede estar configurada para mantener todo el gas descargado desde el cartucho 204 en el área 292 dispuesta entre el pistón 280 y el cartucho 204. Adicionalmente, la cámara de pistón 206 puede estar configurada para recibir un fluido sustancialmente incompresible, tal como un líquido, que incluye pero no está limitado a, aceite de silicona, polipropilenglicol, glicerina, solución salina, agua, u otros fluidos sustancialmente incompresibles. Con propósitos de ilustración, el pistón 280 y la parte de aguas abajo o distal de la cámara de pistón 206 puede ser considerada como una cámara 300 de recepción de fluido sustancialmente incompresible. Así, en algunas realizaciones, la junta tórica 290 está configurada para mantener cualquier líquido o fluido en la cámara 300 en la parte distal de la cámara 206.

Durante la operación, cuando el capuchón 256 es roscado en las roscas 252, el cartucho 204 es empujado por ello a la aguja de perforación 286, abriendo por ello el cartucho 204 y liberando el gas comprimido en él al espacio entre el cartucho 204 y el miembro de conexión 260 y la parte 282 de extremidad proximal distal del pistón 280.

Con referencia a la fig. 11, cuando la parte de accionador 104A es accionada apropiadamente, el gas presurizado procedente del cartucho 204 continúa expandiéndose a la parte 292 de recepción del pistón, presurizando por ello cualquiera fluido o líquido en la parte 301 de recepción de fluido sustancialmente incompresible. El accionamiento de la parte de accionador 104A permite que el gas presurizado en la cámara 301 fluya hacia fuera desde ella a la cámara 220 para accionar por ello el pistón 222 longitudinalmente en la dirección de la flecha R (fig. 11), descrito en mayor detalle a continuación.

Con referencia continuada a la fig. 12, la parte de accionador 104A puede incluir un miembro accionador 300 montado con relación al miembro de alojamiento 200 de modo que pueda moverse entre una posición no accionada (ilustrada en la fig. 12) y una posición accionada (no mostrada). Por ejemplo, el miembro de palanca 300 puede estar unido al alojamiento 200 con el miembro de articulación (no mostrado), de tal modo que el miembro accionador puede ser pivotable a lo largo del arco 302. El miembro accionador 300 puede también ser aplicado con el vástago 236 que puede estar configurado para proporcionar una función de control de flujo para controlar el flujo de fluido sustancialmente incompresible desde la cámara 300 hacia la cámara 220 para mover el pistón 222. Por ejemplo, el vástago 236 de pistón puede incluir una extremidad distal 240 que se extiende a través de la abertura 234 del saliente 232 y una extremidad proximal 320 configurada para proporcionar una función de control de flujo.

La extremidad distal 240 del vástago 236 puede incluir una ranura para aplicación con un destornillador para proporcionar un ajuste del posicionamiento del vástago 236. Por ejemplo, el miembro de palanca 300 puede también incluir un miembro de aplicación 310 montado pivotablemente en el miembro de palanca 300. El miembro de aplicación 310 puede incluir una parte roscada 312 configurada para su aplicación con roscas externas sobre la parte distal 240 del vástago 236.

Adicionalmente, un resorte 314 puede proporcionar una carga elástica del miembro de palanca 300 en la posición no accionada. Conectado como tal, cuando el miembro de palanca 300 es movido a través del arco 302, y más particularmente, cuando el miembro de palanca 300 es movido hacia abajo desde la posición ilustrada en la fig. 12, el miembro de aplicación estira del vástago 236 en una dirección distal D, moviendo por ello la parte 320 de control de flujo en la dirección de la flecha D. El resorte 314 proporciona una acción de retorno por carga elástica para devolver el

miembro de palanca 300 a la posición ilustrada en la fig. 12, cuando es liberado por un usuario.

Con referencia continuada a la fig. 12, la parte proximal 320 del vástago 236 puede incluir un miembro de pistón 322 y cierre hermético, en forma de una junta tórica 324. La parte proximal 320 puede también incluir una parte de aguja 326 configurada para cooperar con una parte de estrangulación 328. Utilizando técnicas bien conocidas, la aplicación y cooperación de la parte de aguja 326 con la parte de estrangulación 328 pueden ser utilizadas para controlar un flujo de fluido sustancialmente incompresible a lo largo del conducto 212. Por ejemplo, cuando la palanca 300 es movida hacia abajo desde la posición ilustrada en la fig. 12, el vástago de pistón es movido distalmente en la dirección D, moviendo por ello también la parte de aguja 326 en la dirección de la flecha D, formando por ello o aumentando un espacio entre la parte de aguja 326 y la parte de estrangulación 328. Como tal, el fluido fluye a través del conducto 212, por ejemplo, un fluido sustancialmente incompresible presurizado por el pistón 208 debido a la interacción con el gas descargado desde el cartucho 204 puede fluir por ello a través del conducto 212 hacia el pistón 222.

Cuando el fluido sustancialmente incompresible presiona contra el pistón 222, el pistón 222 también se mueve en la dirección de la flecha D. Este movimiento del pistón 222 puede ser utilizado para descargar una lente desde el cartucho 400. Más específicamente, como se ha ilustrado en las figs. 12 y 13, un émbolo 402 puede estar unido a una extremidad distal del pistón 222. Así, cuando el pistón 222 es movido por el flujo de fluido a través del conducto 212, el émbolo 402 es también movido en la dirección de la flecha D. Este movimiento del émbolo 402 puede ser utilizado para descargar una lente dispuesta dentro del cartucho 400, de una manera que es bien conocida en la técnica.

Con referencia a las figs. 13 y 14, el miembro 240 de aplicación al cartucho puede incluir una parte 430 de recepción del cartucho. Por ejemplo, la parte 430 de recepción del cartucho puede incluir una parte 432 de aplicación al ala distal y una parte 434 de recepción del cuerpo. La parte 432 de recepción del ala y la parte 434 de recepción del cuerpo pueden estar dimensionadas de acuerdo con las dimensiones exteriores de cartuchos 400 de lentes disponibles comercialmente, que son bien conocidos en la técnica.

La parte 432 de recepción del ala distal puede incluir un rebaje diseñado para aplicarse a las alas 436 del cartucho 400 de lente. Así, cuando el cartucho 400 es aplicado con la parte 430 de recepción del cartucho, como se ha mostrado en la fig. 6, el cartucho 400 es generalmente alineado con el émbolo 402.

Con referencia continuada a las figs. 15 y 16, la parte 430 de recepción del cartucho puede opcionalmente incluir una parte 440 de aplicación proximal configurada para aplicarse con una parte proximal del cartucho 400. Por ejemplo, en algunas realizaciones comerciales del cartucho 400, el cartucho 400 incluye alas 442 traseras u otras superficies traseras. La parte 430 de aplicación al cartucho, por ello, puede incluir un rebaje proximal adicional 444 y un dispositivo de aplicación 446, para una aplicación positiva con las alas 442. Así, como se ha mostrado en la fig. 16, cuando el cartucho 400 es aplicado tanto con la parte 432 de aplicación delantera como con la parte 444 de aplicación trasera, extendiéndose el saliente 446 a lo largo de las alas traseras 442, el cartucho 400 es asentado de manera más segura dentro de la parte 430 de recepción del cartucho.

Esto puede proporcionar un beneficio sustancial a un cirujano que utiliza el dispositivo de inserción 100a. Por ejemplo, extendiéndose el saliente 446 a lo largo del ala trasera 442, si el cirujano aplica una fuerza al dispositivo de inserción 100a, en la dirección de la flecha F (fig. 16), puede crearse o impartirse un par T sobre el cartucho 400, tendiendo por ello a hacer que el cartucho pivote alrededor de la parte 432 de recepción distal, que puede por ello tender a hacer que la extremidad proximal del cartucho 400 se levante hacia arriba en la dirección de la flecha U. Sin embargo, la parte de aplicación 446 puede ayudar a retener la parte proximal del cartucho 400 dentro de la parte 430 de recepción. Este tipo de fuerza puede ser creada durante la ejecución de procedimientos quirúrgicos que resultan más comunes, tal como se ha descrito anteriormente con referencia a la fig. 4, conocida como la técnica "ayuda para las heridas".

Con referencia continuada a las figs. 14-18, el miembro 240 puede también ser aplicado de manera deslizable con el cuerpo 200. Así, el miembro 240 puede incluir distintas superficies internas configuradas para cooperar con superficies exteriores del cuerpo 200. Así, el miembro 240 puede ser hecho deslizar longitudinalmente a lo largo del cuerpo 200, paralelo al eje longitudinal L del dispositivo de inserción 100a.

Por ejemplo, con referencia a las figs. 17 y 18, la parte 240 puede ser movida a una posición distal, mostrada en la fig. 17. En esta posición, la parte 430 de recepción de la lente está separada del émbolo 402. Como tal, el cartucho 400 puede ser insertado en la parte 430 de recepción del cartucho sin interferencia del émbolo 402. Así, después de que el cartucho es recibido como tal, como se ha mostrado en la fig. 18, la parte 240 puede ser hecha deslizar hacia atrás con relación al cuerpo 200 hasta que el émbolo 402 se aplica o presiona contra una lente dentro del cartucho 400.

Como se ha observado anteriormente, el cuerpo 200 puede incluir varios retenes o rampas u otras partes 246, 248 que pueden aplicarse con una parte del miembro 240 para proporcionar una aplicación positiva a distintas posiciones. Por ejemplo, la parte 240 puede incluir una parte 460 de rampa y gancho configurada para aplicarse con la parte 246 y la parte 248 del miembro de alojamiento 200. Así, el miembro 240 puede ser aplicado positivamente en la posición ilustrada en la fig. 17 con el miembro del cuerpo 200, y a continuación cuando es estirado en la dirección proximal, de modo que mueva el émbolo 402 al cartucho 400, la parte 460 puede aplicarse con la parte proximal del alojamiento 200 para aplicarse por ello en una posición retraída. Otros diseños pueden ser también utilizados para proporcionar la inserción y

retirada convenientes del cartucho 400.

5 Con referencia a la fig. 19, se ha ilustrado otra realización del dispositivo de inserción 100a en ella e identificado en general con el número de referencia 100b. Los componentes del dispositivo de inserción 100b que pueden ser los mismos o similares al dispositivo de inserción 100a son identificados con los mismos números de referencia, excepto en que se ha añadido a los mismos una letra "b".

10 Con referencia continuada a la fig. 19, la parte 102b de almacenamiento de energía puede estar configurada para utilizar una función de almacenamiento de energía comprensiva de un resorte helicoidal 500. El resorte helicoidal puede incluir una extremidad distal 502 aplicada con un pistón 504 y una extremidad proximal 506 mantenida en su sitio con un capuchón 256b que se puede retirar. El pistón 504 puede estar configurado para formar un cierre hermético, por ejemplo, con una junta tórica 506, de modo que contenga operativamente un fluido sustancialmente incompresible en la cámara 202b. Las partes restantes del dispositivo de inserción 100b pueden estar construidas de acuerdo con la descripción del dispositivo de inserción 100a anterior.

15 Aunque se ha presentado al menos una realización ejemplar en la anterior descripción detallada, debería apreciarse que existe un amplio número de variantes. Debería apreciarse también que la realización o realizaciones ejemplares descritas en este documento no están destinadas a limitar el marco, aplicabilidad, o configuración del sujeto reivindicado en ningún modo. En vez de ello, la anterior descripción detallada proporcionará a los expertos en la técnica una hoja de ruta conveniente para implementar la realización o realizaciones descritas. Debería comprenderse que pueden hacerse distintos cambios en la función y disposición de elementos sin salir del marco definido por las reivindicaciones, que incluyen equivalentes conocidos y equivalentes predecibles en el momento de presentar esta solicitud de patente.

20

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de inserción (100) de lente intraocular que comprende:
una parte de soporte (106) de lente intraocular configurada para soportar una lente intraocular para inserción en un ojo de un animal; y
- 5 una parte (102) de almacenamiento de energía configurada para recibir un dispositivo con energía almacenada;
una parte de accionador (104) configurada para recibir energía mecánica desde la parte de almacenamiento de energía y convertir la energía mecánica recibida en movimiento de traslación de una lente soportada en la parte de soporte de lente intraocular;
- 10 en donde la parte de accionador incluye un circuito de fluido llenado con un fluido sustancialmente incompresible y un dispositivo de émbolo, en donde el circuito de fluido transfiere energía desde el dispositivo de almacenamiento de energía al dispositivo de émbolo de modo que mueve el dispositivo de émbolo.
2. El dispositivo de inserción de lente intraocular según la reivindicación 1, en donde la parte de soporte (106) de lente intraocular está configurada para recibir un cartucho de lente intraocular que tiene un alojamiento exterior y una lente intraocular dispuesta en él, y para retener el cartucho de lente intraocular en una posición predeterminada..
- 15 3. El dispositivo de inserción de lente intraocular según la reivindicación 1, en donde la parte (102) de almacenamiento de energía está configurada para recibir un dispositivo con un medio de almacenamiento de energía compresible contenido completamente dentro del dispositivo de inserción de lente intraocular, en donde el dispositivo de inserción de lente de intraocular está configurado para ser portátil.
- 20 4. El dispositivo de inserción de lente intraocular según la reivindicación 1, en donde el movimiento del dispositivo de émbolo expulsa la lente intraocular soportada por la parte de soporte de lente intraocular.
5. El dispositivo de inserción de lente intraocular según la reivindicación 1, en donde la parte de accionador (104) incluye un miembro accionador configurado para ser accionable por una mano de un ser humano, entre una posición no accionada y una posición accionada por un movimiento en una dirección generalmente transversal a un eje longitudinal del dispositivo de inserción de lente intraocular.
- 25 6. El dispositivo de inserción de lente intraocular según la reivindicación 1, en donde la parte (102) de almacenamiento de energía incluye una cámara rebajada configurada para recibir un cartucho (204) de gas comprimido.
7. El dispositivo de inserción de lente intraocular según la reivindicación 6, que comprende adicionalmente una aguja de perforación (286) dispuesta dentro de la parte de almacenamiento de energía y configurada para perforar un cierre hermético de un cartucho (204) de gas comprimido.
- 30 8. El dispositivo de inserción de lente intraocular según la reivindicación 6, que comprende adicionalmente un primer pistón (208) que tiene una primera extremidad que forma un cierre hermético para contener gas comprimido procedente del cartucho (204) de gas comprimido y una segunda extremidad que forma un cierre hermético para contener un fluido sustancialmente incompresible dispuesto en la parte de accionador.
- 35 9. El dispositivo de inserción de lente intraocular según la reivindicación 8, que comprende adicionalmente un segundo pistón (222) que tiene una primera extremidad que forma un cierre hermético para contener el fluido sustancialmente incompresible y una segunda extremidad que actúa contra un émbolo (402) configurado para descargar una lente intraocular soportada por la parte de soporte de lente intraocular.
- 40 10. El dispositivo de inserción de lente intraocular según la reivindicación 1, en donde la parte (206) de soporte de lente intraocular incluye una primera extremidad distal configurada para aplicarse a una parte distal de un cartucho de lente intraocular y una segunda extremidad proximal configurada para aplicarse a una parte proximal de un cartucho de lente intraocular, para resistir por ello movimientos rotacionales de un cartucho aplicado con la parte de soporte de lente intraocular.
- 45 11. El dispositivo de inserción de lente intraocular según la reivindicación 1, en donde la parte (206) de soporte de lente intraocular puede ser movida deslizablemente con relación a la parte de soporte de energía y la parte de accionador (104).
12. El dispositivo de inserción de lente intraocular según la reivindicación 11, que comprende adicionalmente un émbolo (402) configurado para extenderse a un cartucho de lente intraocular soportado por la parte de soporte de lente intraocular, en donde la parte de soporte de lente intraocular puede ser movida deslizablemente con relación al émbolo.
- 50 13. El dispositivo de inserción de lente intraocular según la reivindicación 1, en donde la parte de accionador (104) comprende una válvula de control de flujo.

14. Un método para descargar una lente intraocular desde un cartucho de lente intraocular, comprendiendo el método:
liberar energía almacenada desde un medio de almacenamiento de energía compresible;
conducir la energía liberada desde el medio de almacenamiento de energía compresible con un fluido sustancialmente incompresible a un émbolo;
- 5 mover el émbolo con el fluido sustancialmente incompresible para empujar una lente intraocular fuera de un cartucho de lente intraocular.
15. El método según la reivindicación 14, en donde liberar la energía almacenada desde un medio de almacenamiento de energía compresible comprende abrir un recipiente lleno con gas comprimido.
- 10 16. El método según la reivindicación 14, que comprende adicionalmente insertar un cartucho (204) de gas comprimido en un dispositivo de inserción de lente intraocular.

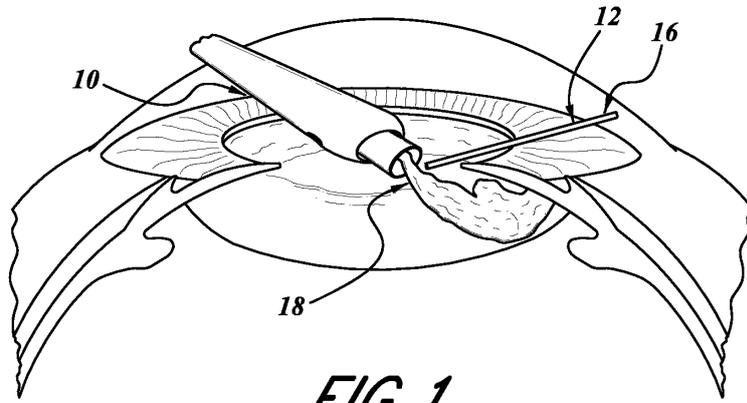


FIG. 1

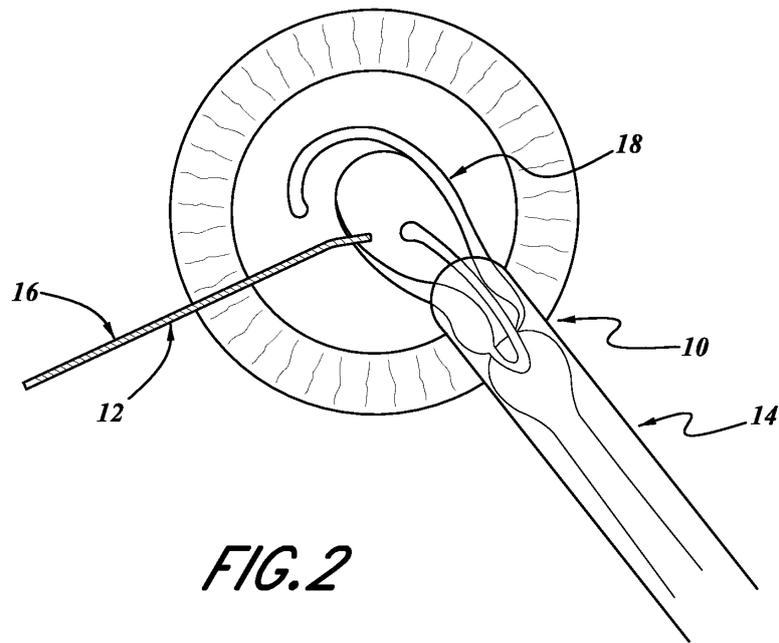


FIG. 2

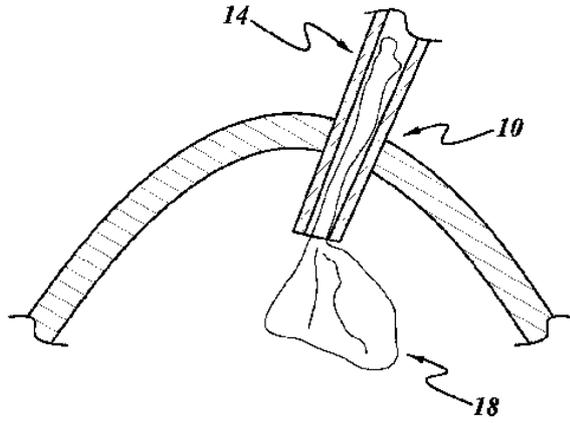


FIG. 3

(Estado de la Técnica)

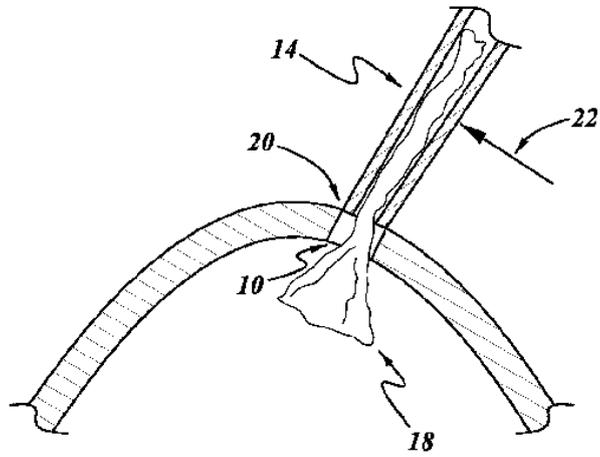


FIG. 4

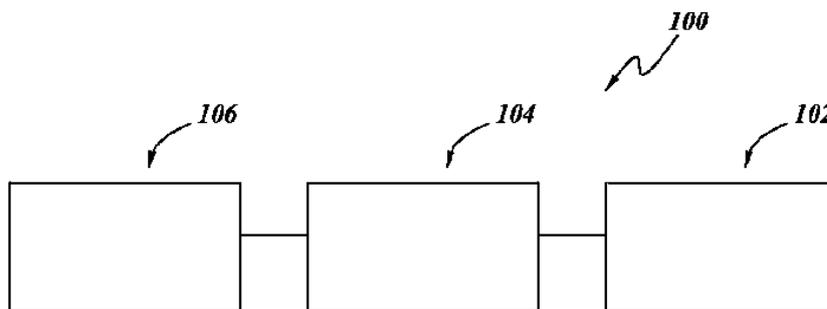
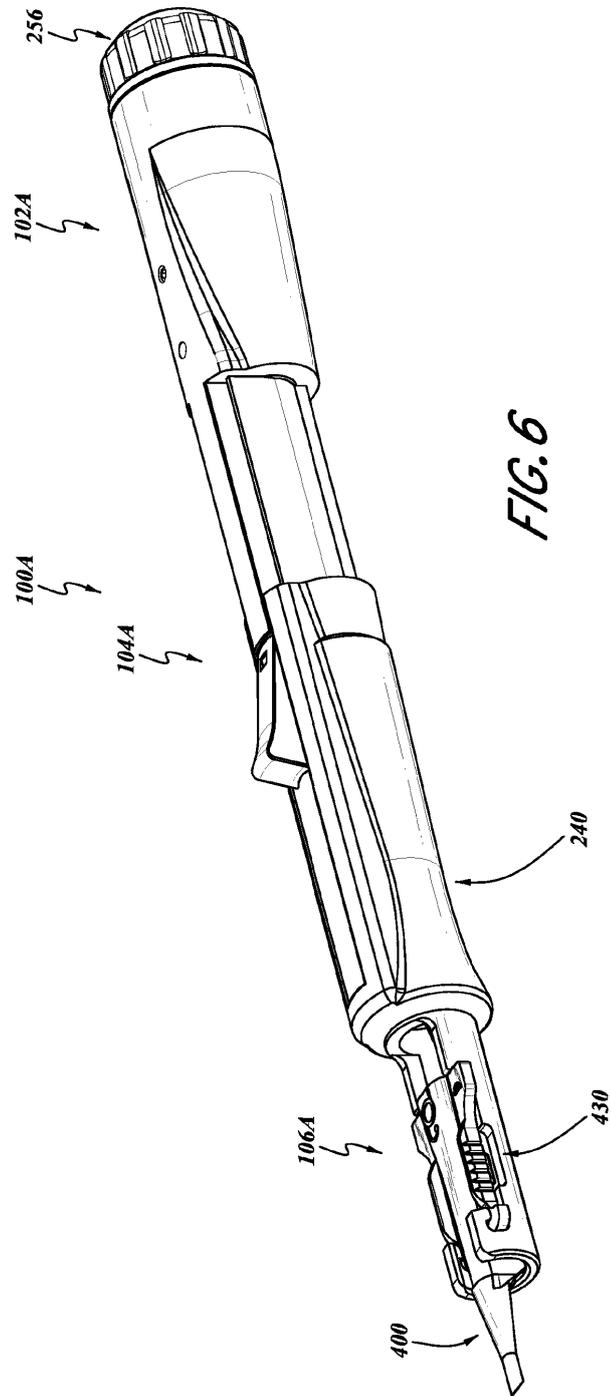


FIG. 5



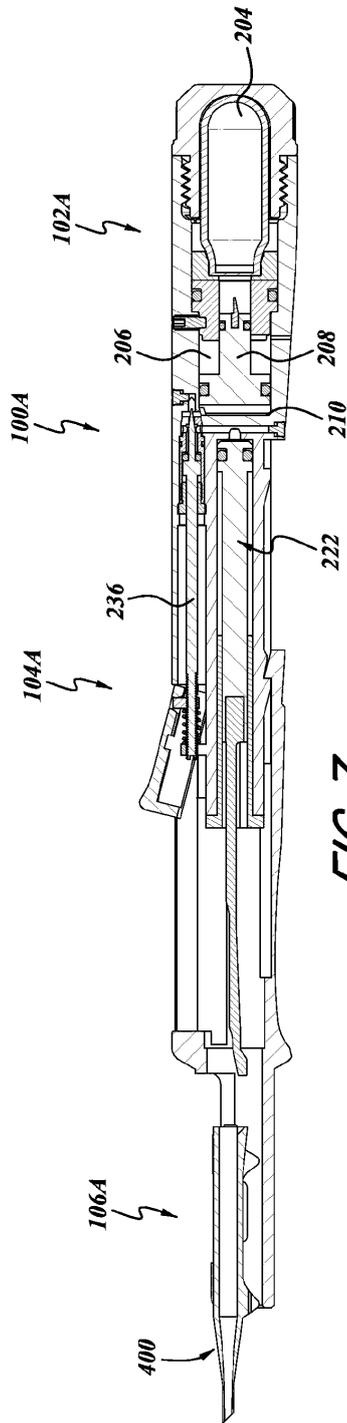


FIG. 7

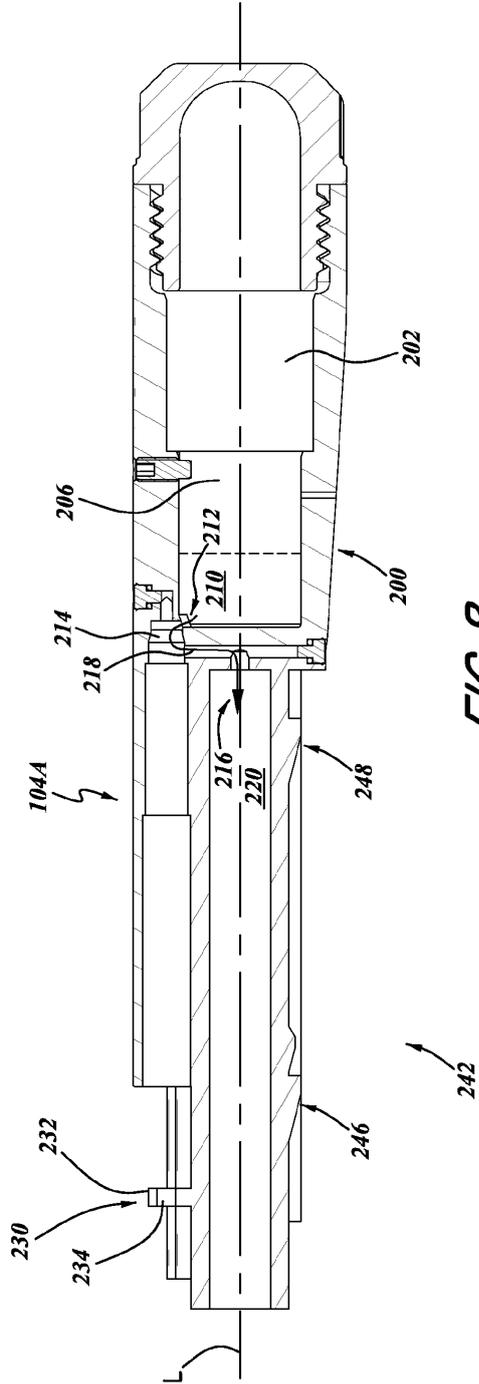


FIG. 8

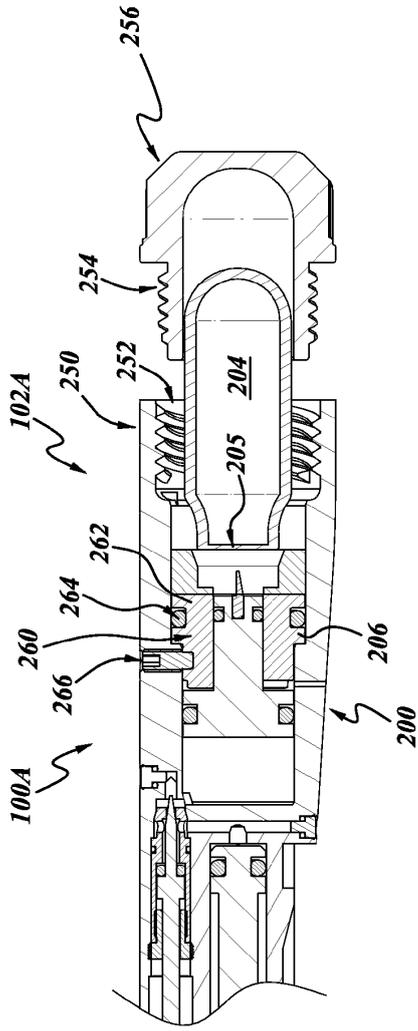


FIG. 9

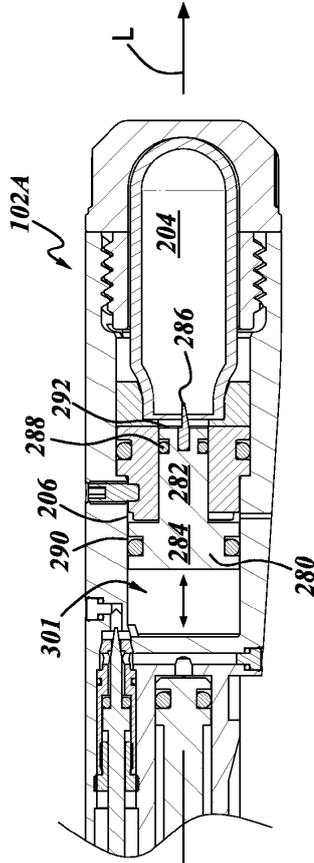


FIG. 10

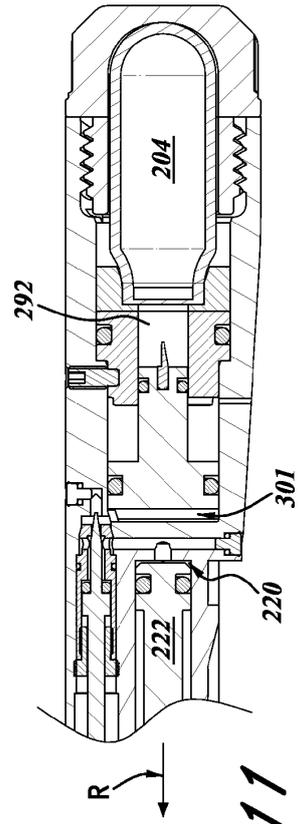


FIG. 11

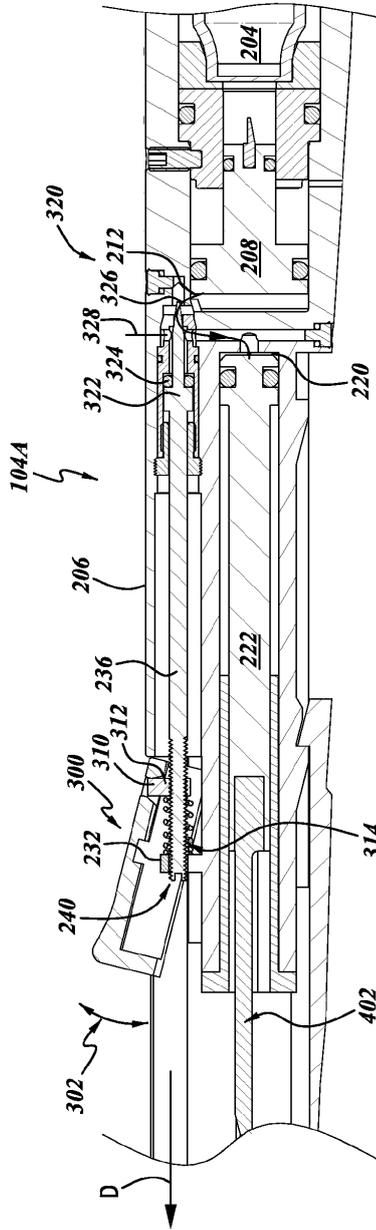


FIG. 12

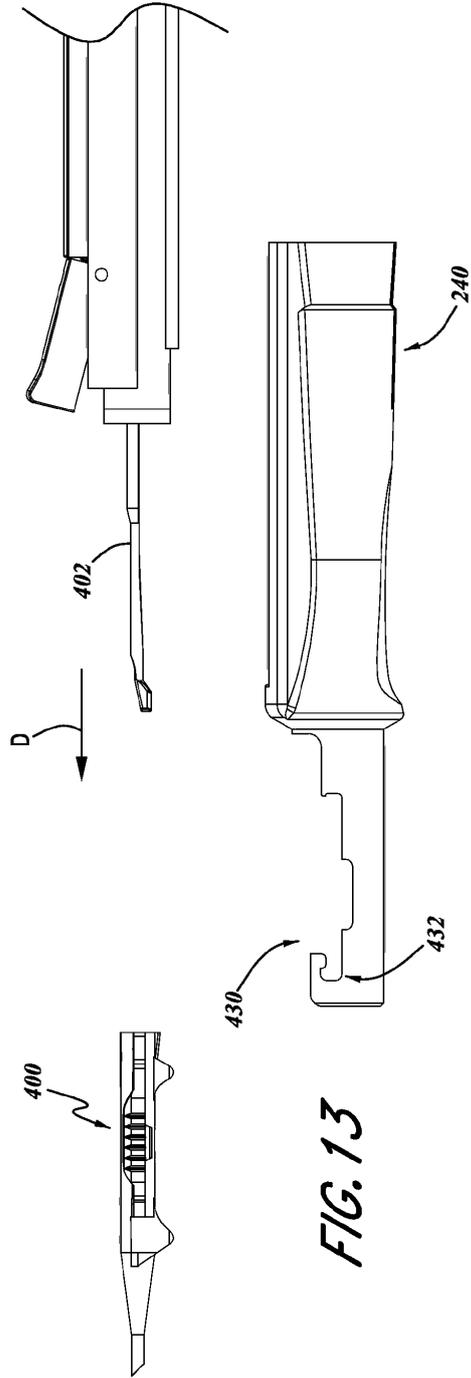


FIG. 13

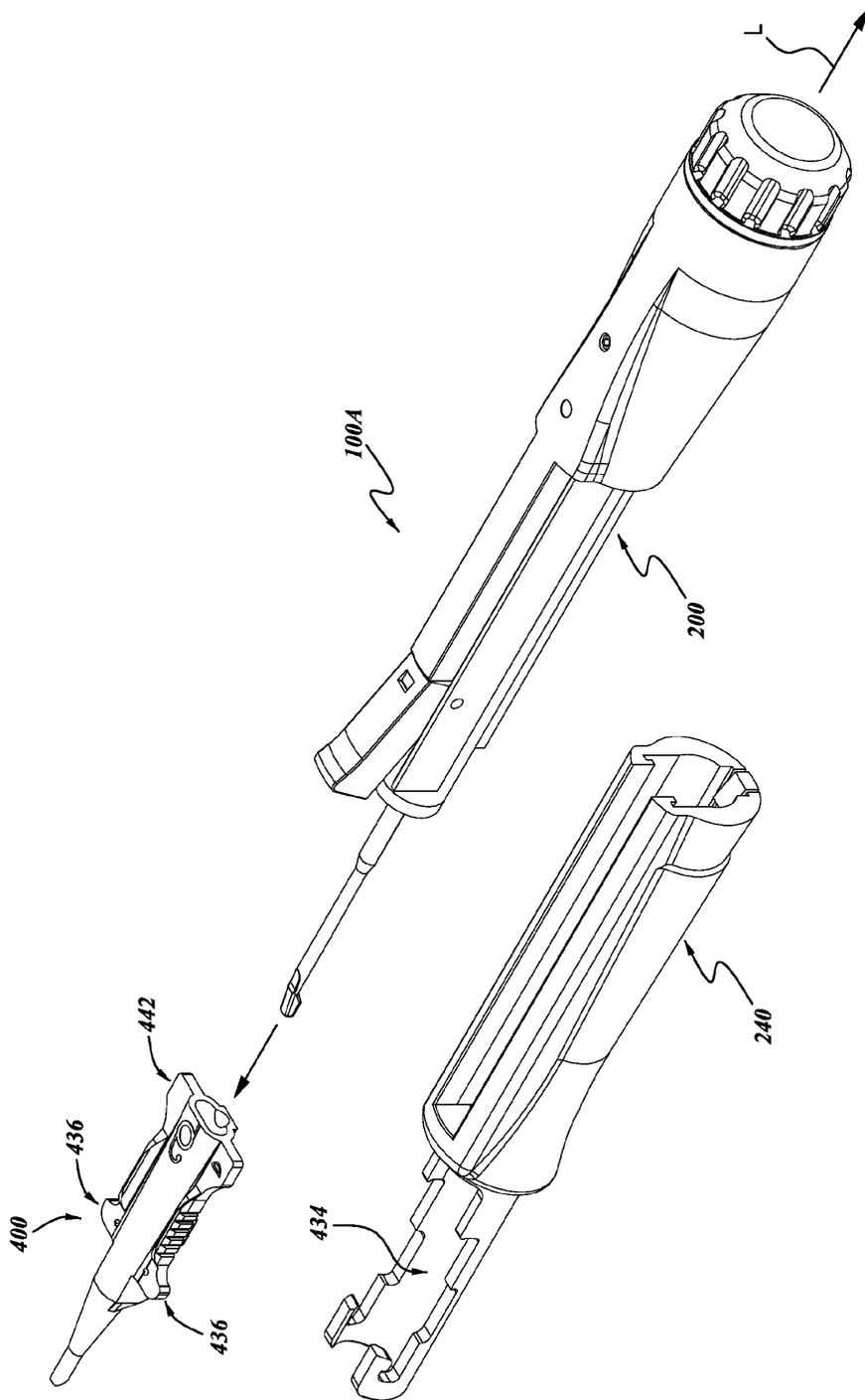
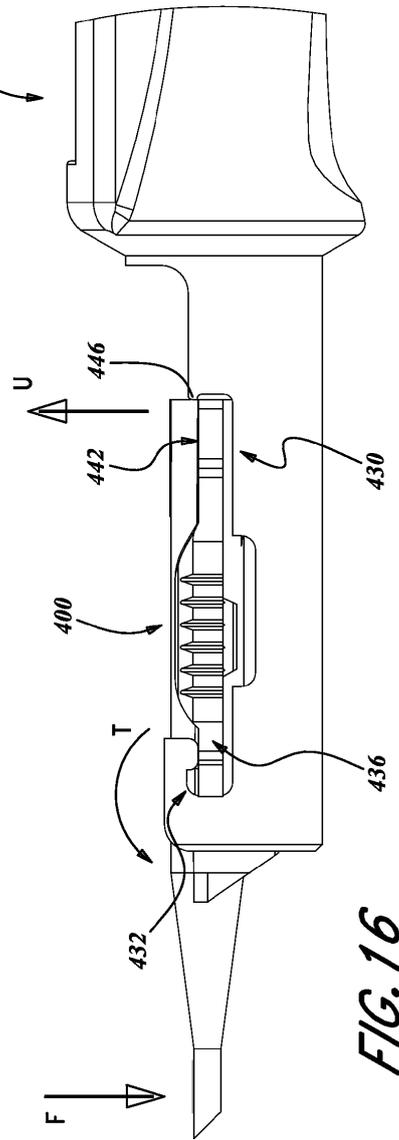
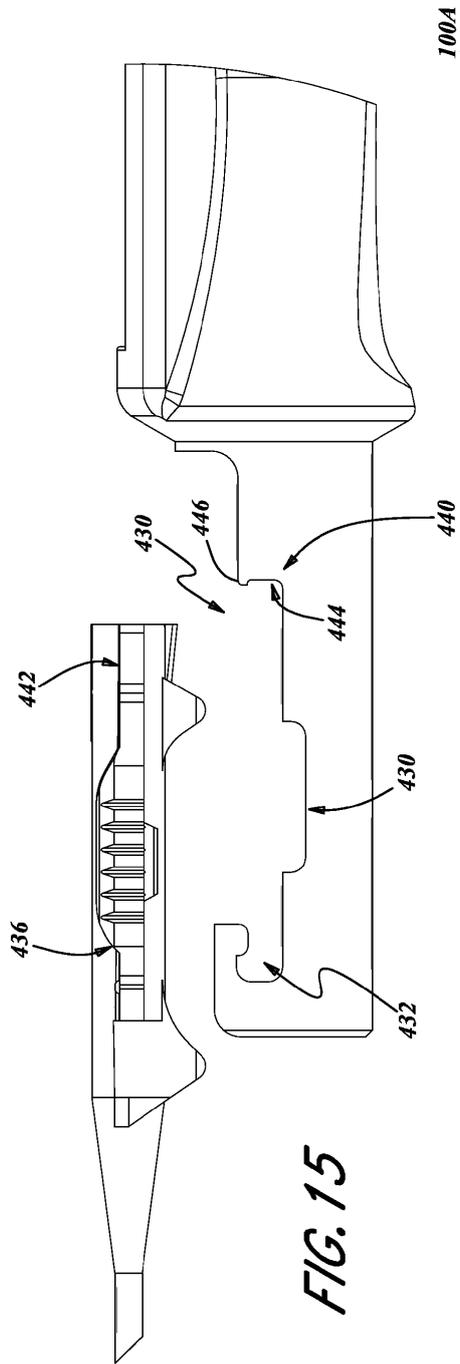


FIG. 14



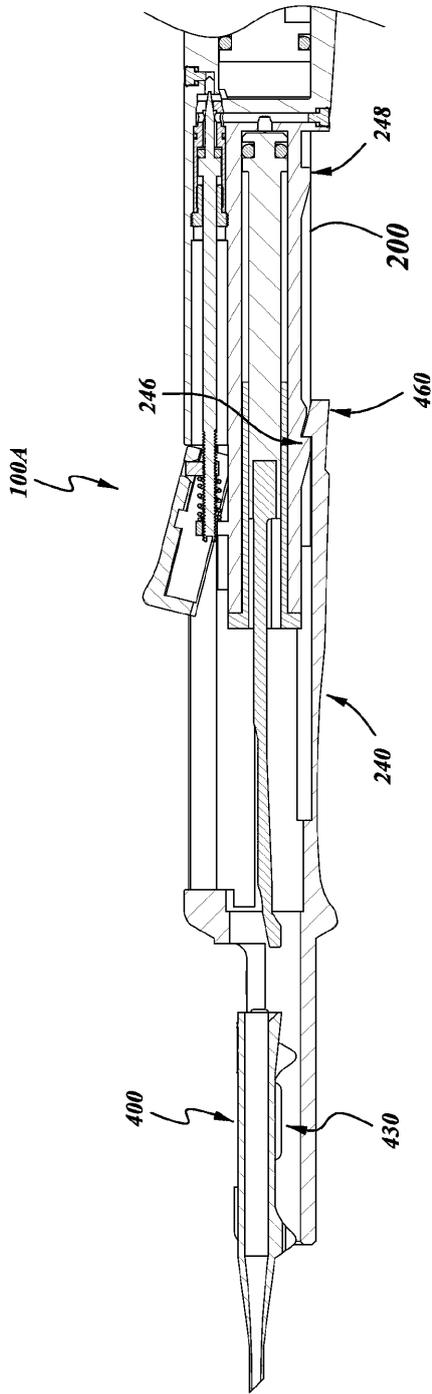


FIG. 17

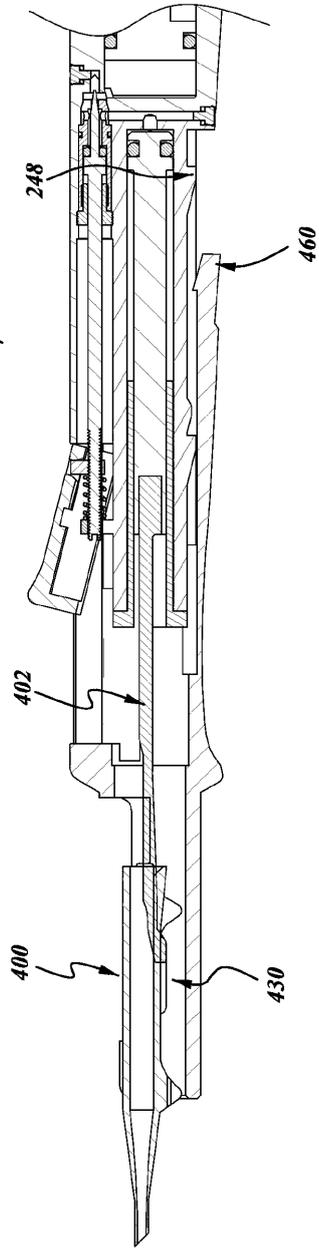


FIG. 18

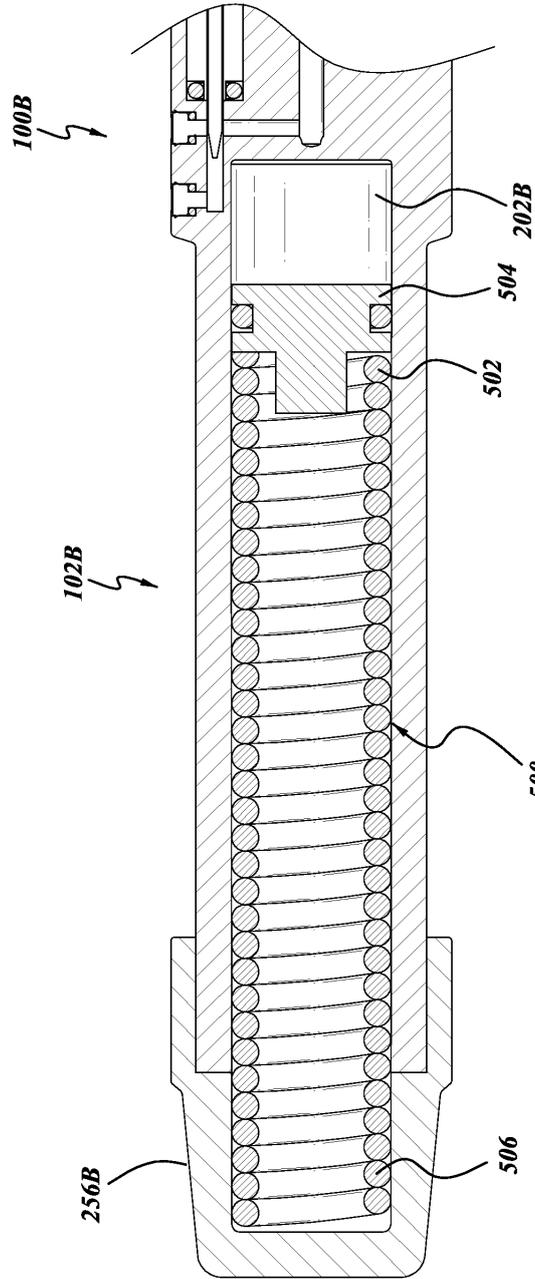


FIG. 19