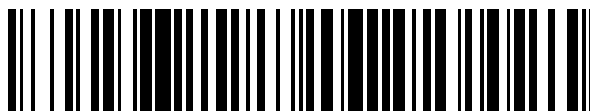


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 741 125**

51 Int. Cl.:

F04B 43/12 (2006.01)

F04B 53/22 (2006.01)

F04B 43/08 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.03.2014 E 17208369 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.05.2019 EP 3312422**

54 Título: **Sistema modular de bomba portátil para cirugía ocular**

30 Prioridad:

15.03.2013 US 201361792659 P

04.02.2014 US 201461935602 P

27.02.2014 US 201414192349

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

10.02.2020

73 Titular/es:

NOVARTIS AG (100.0%)

Lichtstrasse 35

4056 Basel, CH

72 Inventor/es:

BOURNE, JOHN MORGAN y

SUSSMAN, GLENN ROBERT

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 741 125 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

Sistema modular de bomba portátil para cirugía ocular

Referencia cruzada a la solicitud asociada

Esta solicitud se divide de nuestra solicitud de patente europea nº 14768258.7.

5 Campo técnico

La presente descripción se refiere a cirugía ocular, y más específicamente al reemplazamiento quirúrgico del cristalino (lente) de un paciente.

Antecedentes

10 El ojo humano, en términos simples, funciona para proporcionar visión transmitiendo y refractando luz a través de una parte exterior transparente llamada la córnea y enfocando la imagen por medio del cristalino sobre la retina en la parte posterior del ojo. La calidad de la imagen enfocada depende de muchos factores incluyendo el tamaño, forma, y longitud del ojo, y la forma y transparencia de la córnea y del cristalino.

15 Cuando un trauma, edad, o enfermedad hace que el cristalino resulte menos transparente, la visión se deteriora debido a una reducción en la luz transmitida a la retina. Esta deficiencia en el cristalino del ojo es conocida en términos médicos como una catarata. El tratamiento para este estado es a menudo la retirada quirúrgica del cristalino y la implantación de una lente artificial, conocida típicamente como una lente intraocular (IOL).

Una IOL a menudo se puede plegar e insertar en el ojo a través de una incisión relativamente pequeña haciéndola avanzar a través de un cartucho de inserción de IOL, lo que hace que la IOL se pliegue. La IOL es hecha avanzar típicamente a través del cartucho de inserción mediante un dispositivo similar a un empujador.

20 Antes de insertar una IOL, el cristalino viejo es usualmente retirado mediante un proceso llamado facoemulsión. En la facoemulsión, el cristalino del ojo es emulsionado con una pieza manual ultrasónica y aspirado del ojo. Los fluidos aspirados son reemplazados con una irrigación de solución salina equilibrada, manteniendo así la cámara anterior, así como enfriando la pieza manual. El fluido de irrigación y la succión de aspiración son usualmente suministrados por una consola quirúrgica remota, que está acoplada a la pieza manual a través de varios pies (metros) de tubería.

25 Típicamente, se requiere una segunda etapa para retirar completamente el cristalino, ya que la primera etapa sólo extrae las partes principales. Así, después de las facoemulsión, se utiliza una sonda de irrigación-aspiración para aspirar fuera la sustancia cortical periférica restante, mientras se deja intacta la cápsula posterior.

30 El estado relevante de la técnica está representado por el documento US 2008/247892 A1, que divulga un montaje de bomba de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1, y por los documentos US 2011/137231 A1, y GB 2.029.514 A.

Resumen

35 La presente invención proporciona un sistema modular de bomba portátil para cirugía ocular de acuerdo con las siguientes reivindicaciones. Se han descrito una variedad de sistemas, procesos, y técnicas para cirugía ocular. En ciertas implementaciones, un sistema de bomba portátil para cirugía ocular puede incluir un canal adaptado para recibir un fluido y separarlo al menos en dos canales compresibles para crear múltiples flujos y un rotor que tiene una hélice. La hélice puede incluir una primera parte que tiene un radio creciente a lo largo de una primera longitud del rotor en la dirección del flujo de fluido. El radio puede aumentar desde un primer extremo del rotor a un valor máximo. La hélice puede también incluir una segunda parte que tiene un radio constante a lo largo de una segunda longitud del rotor. La hélice está adaptada para comprimir los canales compresibles de una manera peristáltica para capturar y mover fluido a 40 lo largo de los canales.

En implementaciones particulares, la hélice está adaptada para capturar fluido en los canales compresibles de una manera desfasada. La hélice puede, por ejemplo estar adaptada para comprimir los canales compresibles en al menos dos ubicaciones para capturar fluido.

45 La segunda longitud del rotor corresponde a una longitud sobre la que la hélice hace al menos una rotación alrededor del rotor. En ciertas implementaciones, la hélice puede incluir una tercera parte que tiene un radio decreciente a lo largo de una tercera longitud del rotor, disminuyendo el radio de la tercera parte desde el valor máximo en la dirección del flujo de fluido. La primera parte del rotor puede ser más larga que la segunda parte del rotor.

El sistema puede también incluir un canal acoplado a los canales compresibles y adaptado para recibir fluido desde ellos. El sistema puede además incluir un orificio de aspiración adaptado para expulsar el fluido bombeado.

50 En ciertas implementaciones, un proceso para cirugía ocular puede incluir aspirar fluido ocular a un canal de un sistema

de bomba portátil y separar el fluido en múltiples canales compresibles para crear múltiples flujos. El proceso puede también incluir bombear de manera peristáltica el fluido a través de los canales compresibles.

5 En ciertas implementaciones, bombear de manera peristáltica el fluido puede incluir comprimir cada uno de los canales compresibles en al menos dos ubicaciones para capturar fluido. El fluido puede ser capturado en los canales compresibles de una manera desfasada.

10 En algunas implementaciones, bombear de manera peristáltica el fluido puede incluir hacer girar un rotor que tiene una hélice. La hélice puede incluir una primera parte que tiene un radio creciente a lo largo de una primera longitud del rotor en la dirección del flujo de fluido. El radio puede aumentar desde una primera extremidad del rotor a un valor máximo. La hélice puede también incluir una segunda parte que tiene un radio constante a lo largo de una segunda longitud del rotor. La hélice está adaptada para comprimir los canales compresibles de una manera peristáltica para capturar y mover el fluido a lo largo de los canales. Bombear de manera peristáltica el fluido además puede, por ejemplo, incluir comprimir los canales compresibles en al menos dos ubicaciones con la hélice para capturar fluido. El fluido puede ser capturado en los canales compresibles de una manera desfasada con la hélice.

15 El proceso puede también incluir expulsar fluido a través de un orificio de aspiración. En ciertas implementaciones, el proceso puede incluir combinar el fluido procedente de los canales compresibles antes de expulsar el fluido a través del orificio de aspiración.

20 Distintas implementaciones pueden tener una o más características. Por ejemplo, dado que el sistema de bomba es portátil, puede ser situado más cerca de una pieza terminal (por ejemplo una unidad de facoemulsión y/o una unidad de irrigación-aspiración), lo que puede mejorar la estabilidad de la cámara ocular. Como otro ejemplo, los múltiples canales compresibles pueden reducir la turbulencia del flujo hacia atrás, haciendo más fácil para un usuario (por ejemplo un doctor u otro profesional médico) aspirar el fluido desde un ojo. Cuando la turbulencia es demasiado elevada el material que ha de ser aspirado no sigue fácilmente a la pieza terminal.

Una variedad de otras características serán evidentes para los expertos en la técnica a partir de la siguiente descripción y reivindicaciones, así como de los dibujos adjuntos.

25 Breve descripción de los dibujos

La fig. 1 muestra una vista en sección transversal de un sistema de bomba portátil ejemplar para cirugía ocular.

La fig. 2 muestra una vista en sección transversal de un sistema portátil ejemplar para cirugía ocular.

La fig. 3 muestra una sección transversal de una unidad de irrigación-aspiración ejemplar para un sistema portátil de cirugía ocular.

30 La fig. 4A muestra otro sistema de bomba portátil ejemplar para cirugía ocular.

La fig. 4B muestra una vista en sección transversal despiezada ordenadamente del sistema de bomba portátil de la fig. 4A.

La fig. 5 es un diagrama de flujo que ilustra un proceso ejemplar para cirugía ocular.

La fig. 6 es una vista en sección transversal de otro sistema de bomba portátil ejemplar.

35 Descripción detallada

La fig. 1 ilustra un sistema 100 de bomba portátil ejemplar para cirugía ocular. El sistema 100 de bomba está ilustrado como acoplado a una pieza terminal 130. La fig. 1 ilustra una parte de la pieza terminal 130 al tiempo que muestra detalles del sistema 100 de bomba. La pieza terminal 130 será descrita con más detalle a continuación. La pieza terminal 130 puede, por ejemplo, ser una unidad de facoemulsión o una unidad de irrigación-aspiración.

40 El sistema 100 de bomba incluye un alojamiento 110. El alojamiento 110 puede, por ejemplo, estar formado a partir de un plástico rígido (por ejemplo policarbonato), metal, o cualquier otro material apropiado. En una primera extremidad 111, el alojamiento 110 incluye un canal 112 para recibir un fluido que ha de ser bombeado. El fluido que ha de ser bombeado puede estar compuesto generalmente de líquidos (por ejemplo, humor acuoso y/o agua/solución salina) y tejido ocular (por ejemplo partes del cristalino emulsionadas, sustancia cortical, y células epiteliales). El canal 112 se divide en dos canales 114a, 114b. Así, una parte del fluido recibido entra en el canal 114a, y una parte del fluido recibido entra en el canal 114b. Las periferias de los canales 114a, 114b pueden estar compuestas del mismo material que el alojamiento 110. Cada uno de los canales 114a, 114b esta acoplado a un canal respectivo 115a, 115b. Los canales 115a, 115b pueden estar compuestos de un material compresible. Los canales 115a, 115b pueden, por ejemplo estar compuestos de silicona o de cualquier otro material elastómero flexible. Los canales 115a, 115b están acoplados a orificios de salida respectivos 116a, 116b. En la implementación ilustrada, los conductos (no visibles) transportan el fluido desde cada orificio de salida 116a, 116b a un lado del sistema 100 de bomba, donde los conductos se unen y el fluido sale a través de un orificio de aspiración, un ejemplo de lo cual se describirá a continuación.

45 50

El sistema 100 de bomba también incluye un rotor 118. El rotor 118 puede, por ejemplo, estar hecho de metal, plástico duro, o cualquier otro tipo de material apropiado. El rotor 118 es generalmente un miembro alargado e incluye una hélice 120 que se enrolla alrededor del eje longitudinal del rotor 118. La hélice 120 incluye un radio medido, por ejemplo, desde un eje longitudinal del rotor. El radio de la hélice 120 puede variar a lo largo de la longitud del rotor. Así, la hélice 120 puede incluir diferentes partes que tienen diferentes radios. En la implementación ilustrada, la hélice 120 tiene un primer radio 121 en una primera extremidad 119a del rotor 118 y aumenta de radio cuando la hélice mueve hacia abajo el rotor 118 hasta que se alcanza un segundo radio 123. En algunos casos, el primer radio 121 puede ser menor que el segundo radio 123. Además, en algunas implementaciones, el segundo radio 123 puede ser un radio máximo de la hélice 120. En algunos casos, el radio máximo de la hélice 120 puede ser mantenido a lo largo de una primera longitud del rotor 118 que corresponde al menos a una revolución de la hélice 120 alrededor del rotor 118. El radio de la hélice 120 puede también disminuir cuando se aproxima a una segunda extremidad 119b del rotor 118. Por ejemplo, el radio de la hélice 120 puede disminuir a lo largo de una segunda longitud del rotor 118 próxima a la segunda extremidad 119b del rotor 118. Por ejemplo, en algunos casos, el radio de la hélice 120 a lo largo de la segunda longitud del rotor 118 próxima a la segunda extremidad 119b del rotor 118 puede disminuir a un radio 125. Además, en algunos casos, la disminución de la hélice 120 próxima a la primera extremidad 119a puede ser más brusca que la disminución de la hélice 120 en la segunda extremidad 119b. En algunos casos, las longitudes del rotor 118 sobre las que la hélice 120 se estrecha en las extremidades 119a, 119b pueden ser sustancialmente las mismas. En otros casos, la longitud del rotor 118 sobre la que se estrecha la hélice 120 en la segunda extremidad 119b pueden ser más larga que la longitud del rotor 118 sobre la que se estrecha la hélice 120 en la primera extremidad 119a.

En funcionamiento, el rotor 118 es hecho girar alrededor de su árbol longitudinal y por ello hace girar a la hélice 120. En las figs. 1, el rotor 118 giraría en el sentido de las agujas del reloj cuando se mira al rotor desde la extremidad 119a. Cuando la hélice 120 gira, la hélice 120 comprime los canales 115a, 115b de tal modo que el fluido es capturado y transportado longitudinalmente entre picos adyacentes de la hélice 120 en cada uno de los canales 115a, 115b. En algunos casos, el canal 115a, 115b puede ser sustancialmente comprimido (es decir, se hace que se toquen paredes opuestas de los canales 115a, 115b) de tal modo que la hélice 120 divide completamente partes de los canales 115a, 115b para impedir que el fluido escape. La fig. 1 ilustra el canal 115a como estando completamente dividido por picos adyacentes de la hélice 120. Con el fluido capturado entre dos puntos, la rotación continuada de la hélice 120 mueve el fluido hacia un orificio de salida 116a, 116b debido a la progresión de la hélice a lo largo del eje longitudinal del rotor 118.

En algunos casos, los canales 115a, 115b puede no ser comprimidos sustancialmente en dos ubicaciones por la hélice 120 para capturar fluido en ellas al mismo tiempo. El ejemplo mostrado en la fig. 1 ilustra tal ejemplo. En algunos casos, la compresión de los canales 115a, 115b puede ser desfasada en 180 grados. Es decir, cuando la hélice 120 está capturando una cantidad de fluido en uno de los canales 115a o 115b comprimiendo el canal en dos puntos (como está ocurriendo en el canal 115a, mostrado en la fig. 1), la hélice 120 no está capturando fluido en el canal 115b. Así, la hélice 120 alterna entre capturar fluido en cada uno de los canales 115a, 115b. Alternando la captura de fluido entre canales 115a, 115b, pueden reducirse los impulsos, que pueden crear una turbulencia de reflujo en el fluido.

En algunos casos, la longitud del rotor 118 en la primera extremidad 119a sobre la que aumenta el radio de la hélice 120 a un valor máximo puede ser tal que el radio aumenta gradualmente. Por ejemplo en algunos casos, esta longitud puede corresponder a una revolución de la hélice 120 alrededor del rotor 118. El aumento gradual en el radio de la hélice 120 reduce la tasa de compresión de los canales 115a, 115b reduciendo por ello la magnitud de los impulsos de reflujo de fluido. La longitud del rotor 118 sobre la que disminuye el radio de la hélice 120 cerca de la extremidad 119b puede ser relativamente corta ya que cualquier turbulencia creada en esta ubicación del rotor 118 no es trasladada de nuevo hacia el ojo.

El sistema 100 de bomba incluye también un motor 122 para accionar el rotor 118. El motor 122 puede, por ejemplo, ser un motor eléctrico, y la alimentación para el motor eléctrico puede ser recibida a través de un conducto. El motor 122 puede, por ejemplo, ser un motor de corriente continua (CC). En ciertos modos de funcionamiento, el motor 122 puede accionar el rotor 118 a varios miles de revoluciones por minuto (RPM). En algunos casos, el motor 122 puede estar acoplado al rotor 118 por un tornillo de ajuste 124. Sin embargo, en otras implementaciones, pueden ser utilizados otros acoplamientos.

El sistema 100 de bomba incluye también un cierre hermético 126. El cierre hermético 126 impide que el fluido lubricante en una cámara 127 para el rotor 118 se fugue del sistema 100 de bomba durante el funcionamiento del sistema 100 de bomba. La cámara 127 está separada del trayecto o de los trayectos que conducen fluido a un paciente, tal como los canales 115a, 115b.

En la primera extremidad 111, el alojamiento 110 incluye un adaptador luer hembra 128. El adaptador luer hembra 128 puede estar dimensionado para aceptar un adaptador luer macho 132 de pieza terminal 130. En algunos casos, los adaptadores luer son acoplados mediante un ajuste por fricción. Así, la pieza terminal 130 puede ser separable del sistema 100 de bomba. Otros acoplamientos (por ejemplo mediante rosca) podrían ser utilizados en otras implementaciones. Además, una pieza terminal 130 podría ser fijada de manera permanente a un sistema 100 de bomba. El adaptador luer macho 132 incluye un canal 134 a través del cual es aspirado del fluido desde un ojo. El fluido es transportado a través del canal 134 al canal 112 debido a la acción de bombeo del sistema 100 de bomba.

El sistema 100 de bomba tiene una variedad de características. Por ejemplo, situar el sistema 100 de bomba más cerca

de una pieza terminal 130 (por ejemplo, una unidad de facoemulsión y/o una unidad de irrigación-aspiración) puede mejorar la estabilidad de la cámara. Mantener una presión intraocular estacionaria en el ojo es importante debido a que las fluctuaciones de presión pueden dar como resultado, entre otras cosas, la rotura de la cápsula posterior, la pérdida de células endoteliales, y la inflamación. La estabilidad mejorada de la cámara anterior debería producir resultados clínicos mejorados. Como otro ejemplo, reducir la turbulencia del reflujo puede hacer más fácil para un usuario (por ejemplo un doctor otro profesional médico) aspirar fluido desde el ojo. Cuando la turbulencia es demasiado elevada, el material que ha de ser aspirado no seguirá fácilmente a la pieza terminal. Intentos anteriores en la implementación de tal bomba han dado como resultado pulsaciones indeseadas, que crean turbulencia en el ojo y hacen difícil aspirar materiales desde el mismo. Estas pulsaciones también ocurren en las consolas quirúrgicas, pero su efecto es amortiguado significativamente debido a la longitud del conducto (por ejemplo tubería) a través del cual es extraído el fluido (por ejemplo 6 pies (1,80 m)). Además, una bomba en una consola quirúrgica es típicamente mayor, lo que permite la prolongación del período de los impulsos individuales.

Adicionalmente, como la pieza terminal 130 puede ser separada del sistema 100 de bomba, otra pieza terminal puede ser acoplada al sistema 130 de bomba. Por ejemplo, una pieza manual de facoemulsión puede ser acoplada en primer lugar al sistema 100 de bomba y a continuación una pieza manual de irrigación-aspiración puede ser acoplada al sistema de bomba. Así, el sistema 100 de bomba puede ser utilizado para una variedad de operaciones durante un procedimiento quirúrgico.

Aunque la fig. 1 ilustra un sistema 100 de bomba ejemplar, otros sistemas de bomba pueden incluir menos disposiciones, disposiciones adicionales y/o una disposición diferente de componentes. Por ejemplo, un sistema de bomba puede incluir más de dos canales compresibles. Esto puede aumentar el caudal y/o disminuir la pulsación. Como otro ejemplo, la longitud del rotor 118 sobre la que aumenta el radio de la hélice 120 puede ser más corta o más larga. Como ejemplo adicional, la hélice 120 puede hacer múltiples rotaciones alrededor del rotor 118 en el radio máximo. Como otro ejemplo, puede utilizarse un acoplamiento diferente para la pieza terminal 130. Como otro ejemplo, el canal 112 y/o los canales 114 pueden también estar compuestos de un material compresible. Como otro ejemplo, un sistema 100 de bomba portátil puede no incluir un motor. Por ejemplo, un motor podría estar situado a distancia (por ejemplo en una consola quirúrgica) y acoplado al rotor (por ejemplo mediante un cable de transmisión de par). Como ejemplo adicional, la captura de fluido desfasada puede ser realizada utilizando canales de fluido que tienen diferentes diámetros interiores, comprimiendo de manera desfasada por ello.

La fig. 2 ilustra un sistema ejemplar 200 para cirugía ocular. El sistema 200 incluye una unidad 210 de facoemulsión y una unidad 240 de bomba que están acopladas juntas de manera que pueden separarse. En general, la unidad 210 de facoemulsión está adaptada para fragmentar el cristalino de un ojo en trozos y aspirar los trozos con la succión proporcionada por la unidad de bomba 240, que es similar al sistema 100 de bomba.

La unidad 210 de facoemulsión incluye una parte de cuerpo 220 y una parte de punta 230. La parte de cuerpo 220 incluye un alojamiento 221 que es sustancialmente rígido y puede estar hecho de plástico duro, metal, o cualquier otro material apropiado. La parte del cuerpo 220 puede ser de cualquier longitud, pero es típicamente de entre aproximadamente 4-6 pulgadas (10,16-15,24 cm) de longitud. La parte de cuerpo 220 incluye también un orificio 222 de infusión para recibir fluidos de infusión (por ejemplo, agua/solución salina) para administrar a un ojo durante una fragmentación del cristalino y el proceso de retirada. El fluido puede, por ejemplo, ser proporcionado por una consola quirúrgica o una tubería de suministro de irrigación autónoma. El orificio 222 de infusión vacía en un canal 224 dentro del alojamiento 221.

La parte de cuerpo 220 incluye también resonadores 225. Los resonadores 225 están adaptados para generar vibraciones de alta frecuencia (por ejemplo, ultrasónicas) en respuesta a la energía eléctrica aplicada, que puede ser recibida a través de un conducto eléctrico 226. En implementaciones particulares, los resonadores 225 pueden ser transductores piezoeléctricos.

Dentro del alojamiento 221, la parte de cuerpo 210 incluye un cuerno 227 que es hecho vibrar por los resonadores 225. El cuerno 227 puede, por ejemplo, estar compuesto de metal. El cuerno 227 incluye un canal 228 a través del cual pueden ser aspirados fluido y tejido oculares. El cuerno 227 incluye también un adaptador luer macho 229. En implementaciones particulares, el adaptador luer macho 229 puede estar formado a partir de un polímero, lo que puede facilitar la resistencia a la separación de la unidad 240 de bomba debida a las vibraciones del sistema 200 durante su uso. En otras implementaciones, el adaptador luer macho 229 puede estar compuesto de un metal o de cualquier otro material apropiado.

La parte de punta 230 incluye un manguito 231 que es flexible. El manguito 231 puede, por ejemplo, estar hecho de un material elastómero (por ejemplo silicona). El manguito 231 define un canal 232 al que fluye el fluido en el canal 224. El fluido puede fluir a través del canal 232 hasta que sale por la parte de punta 230, como se ha indicado por las flechas 233.

La parte de punta 230 incluye también una punta quirúrgica 234 situada en su centro. La punta 234 está aplicada con el cuerno 227 de la parte del cuerpo 220 y recibe vibraciones procedentes de los resonadores 225 a su través. La punta 234 puede, por ejemplo, estar hecha de metal (por ejemplo acero inoxidable o titanio). La punta 234 incluye una sección distal 235 que puede ser activada contra un cristalino para emulsionar el cristalino. La sección distal 235 de la punta 234

incluye un orificio (no visible) al que el fluido del ojo (por ejemplo un humor acuoso y/o fluido que irriga el ojo), así como tejido ocular (por ejemplo trozos de cristalino), pueden ser aspirados del ojo, como se ha indicado por las flechas 236. El fluido puede ser transportado hacia abajo a un lumen 237 definido por la punta 234, que comunica con el canal 228 de la parte de cuerpo 220.

- 5 En la implementación ilustrada, la parte de punta 230 se aplica con la parte de cuerpo 220 mediante rosca. En otras implementaciones, puede utilizarse un ajuste con púas o por interferencia.

10 La unidad 240 de bomba incluye un cuerpo 242 que puede estar hecho de metal, plástico duro, o cualquier otro material apropiado. El cuerpo 242 puede ser de cualquier longitud, pero está típicamente entre aproximadamente 4-6 pulgadas (10,16-15,24 cm). El cuerpo 242 aloja, entre otras cosas, un motor 244 que produce un movimiento de accionamiento giratorio. En algunas implementaciones, el motor 244 es un motor eléctrico y produce un movimiento de accionamiento giratorio en respuesta a la alimentación eléctrica suministrada, que es recibida a través del conducto eléctrico 245. En implementaciones particulares, el motor 244 puede ser un motor de corriente continua (CC). En otras implementaciones, el motor 244 puede ser neumático o hidráulico. En aún otras implementaciones, el motor 244 puede ser cualquier dispositivo adecuado operable para generar un movimiento de accionamiento giratorio.

15 La unidad 240 de bomba incluye también una bomba 246 que es accionada por el motor 244. Como se ha ilustrado, la bomba 246 es una bomba peristáltica del tipo de hélice. La bomba 246 incluye un rotor 247 que tiene una hélice 248 enrollada alrededor del eje longitudinal del motor 247. La hélice 248 tiene un radio que aumenta desde la extremidad de la hélice 248 más próxima a la unidad 210 de facoemulsión a un radio máximo. El radio máximo puede ser mantenido durante una longitud a lo largo del rotor 247 correspondiente a una a cuatro revoluciones de la hélice 248 alrededor del rotor 247. El radio de la hélice 248 puede disminuir a continuación en una extremidad opuesta del rotor 247. La bomba 246 incluye también un material compresible 249 que define múltiples conductos (no vistos en esta vista) adaptados para transportar fluido. Los conductos pueden ser similares a los canales 115a, 115b mostrados en la fig. 1. Los conductos de material compresible 249 no son visibles debido a la naturaleza de la ubicación del corte en sección transversal que define la fig. 2. Por ejemplo, la vista en sección transversal mostrada en la fig. 2 es a 90 grados del corte en sección transversal mostrado en la fig. 1. Sin embargo, la fig. 2 muestra un conducto 250 al que están acoplados los orificios de salida para la bomba 246. Un conducto similar al conducto 250 no es visible en la fig. 1. El conducto 250 recoge así el fluido procedente de los conductos de material compresible 249 y los transporta a un orificio de aspiración 252.

20 En funcionamiento, la bomba 246 aspira fluido y cualquier tejido ocular a través de un canal 251 que está en comunicación con el canal 228. El fluido es aspirado a través del sistema 200 como resultado de la compresión del material compresible 249 por la hélice 248. El fluido es a continuación recogido en el conducto 250 y transportado al orificio de aspiración 252 a través del cual puede ser descargado el fluido aspirado. El material aspirado (por ejemplo fluido y tejido) puede ser transportado a un recipiente (por ejemplo una bolsa o depósito) para contener material biológico.

25 La unidad 240 de bomba también incluye un adaptador 253 acoplado a la extremidad de la unidad 240 de bomba más próxima a la unidad 210 de facoemulsión. El adaptador 253 incluye un adaptador luer hembra 254 que está adaptado para recibir el adaptador luer macho 229 de la unidad 210 de facoemulsión. Los dos adaptadores luer se acoplan entre sí y pueden ser retenidos debido a un ajuste por fricción. El adaptador luer hembra 254 puede, por ejemplo, estar hecho de metal (por ejemplo, acero inoxidable o titanio), plástico, o de cualquier otro material apropiado.

30 En la operación, se han hecho una o más incisiones en el ojo para permitir la introducción de instrumentos quirúrgicos. El usuario (por ejemplo, doctor u otro profesional médico) retira entonces la cara anterior de la cápsula que contiene el cristalino dentro del ojo.

35 La sección distal 235 de la parte de punta 230 puede ser a continuación insertada en el ojo a través de una de las incisiones. La sección distal 235 puede ser llevada a contacto con el cristalino. Los resonadores 225 pueden ser activados a continuación a una frecuencia relativamente elevada (por ejemplo, ultrasónica), haciendo que la sección distal 235 vibre. Como resultado, el cristalino es fragmentado y emulsionado. La unidad 240 de bomba aspira fluido y las partículas de cristalino emulsionadas a través de la punta 234. En algunos casos, el cristalino es roto en dos o cuatro trozos, y cada trozo es emulsionado y aspirado fuera mediante succión a través del lumen 237, el canal 228, el canal 251, y el orificio de aspiración 252. Después de retirar el núcleo duro central del cristalino con facoemulsión, el córtex exterior más blando del cristalino puede ser retirado exclusivamente con succión (por ejemplo con una unidad de irrigación-aspiración).

40 El sistema 200 tiene una variedad de características. Por ejemplo, la ubicación de la unidad de bomba más cerca de una pieza terminal (por ejemplo, unidad de facoemulsión y/o unidad de irrigación-aspiración) puede mejorar la estabilidad de la cámara. Es decir, los beneficios de la presente exposición incluyen una estabilidad de la presión intraocular mejorada dentro de la cámara anterior del ojo. También, la presente exposición proporciona una pulsación reducida en el flujo de fluido y, por ello, una turbulencia de fluido reducida en el ojo. Como resultado, la presente exposición proporciona medios para una aspiración mejorada de materiales desde el ojo.

45 Adicionalmente, como la unidad 210 de facoemulsión puede separarse de la unidad 240 de bomba, puede ser acoplada otra unidad a la unidad 240 de bomba. Por ejemplo, una sonda de irrigación-aspiración o una sonda de vitrectomía

puede ser acoplada a la unidad de bomba. Así, el sistema 200 proporciona un diseño modular y proporciona la capacidad de utilizar la unidad 240 de bomba, para una variedad de operaciones durante un procedimiento.

5 Aunque la fig. 2 ilustra un sistema ejemplar para cirugía ocular, otros sistemas para cirugía ocular pueden incluir menos disposiciones, disposiciones adicionales, y/o una disposición diferente de componentes. Por ejemplo, una unidad de facoemulsión diferente puede ser utilizada con la unidad 240 de bomba. Así, la unidad 240 de bomba es adaptable a diferentes unidades de facoemulsión. Por ejemplo, en algunas implementaciones, una unidad de facoemulsión puede incluir un segundo instrumento metálico fino llamado "cortador" que es utilizado desde un orificio lateral para ayudar con el corte del núcleo a trozos menores. Como otro ejemplo, puede utilizarse una unidad de bomba diferente con la unidad 210 de facoemulsión que tiene un accesorio adaptado para acoplarse con el accesorio de la unidad 210 de facoemulsión.

10 Como ejemplo adicional, la unidad 210 de facoemulsión puede también ser utilizada con una consola quirúrgica estándar. Debido a que la unidad 210 de facoemulsión incluye el adaptador luer macho 229, puede acoplar fácilmente conductos quirúrgicos (por ejemplo, mangueras o tubos) a una consola quirúrgica.

15 Aunque el adaptador luer macho 229 y el adaptador luer hembra 254 están mostrados para ser acoplados mediante un ajuste por fricción, pueden utilizarse diferentes tipos de acoplamiento. Por ejemplo, el adaptador luer hembra 254 puede tener roscas sobre una superficie interior del mismo que se aplican con roscas correspondientes sobre el adaptador luer macho 229. Así, una aplicación de ajuste por fricción y por roscado pueden acoplar la unidad 240 de bomba con la unidad 210 de facoemulsión. En implementaciones particulares, la unidad 240 de bomba puede ser acoplada con la unidad 210 desfalcos en a través de una aplicación por roscado con un adaptador luer. Otros distintos acoplamientos operables para mantener la unidad 210 de facoemulsión y la unidad 240 de bomba en una configuración portátil integrada durante un procedimiento están también dentro del alcance de la presente exposición.

20 La fig. 3 ilustra una unidad 300 de irrigación-aspiración ejemplar. La unidad 300 de irrigación-aspiración puede, por ejemplo, ser utilizada con un sistema de bomba similar al sistema 100 de bomba.

25 La unidad 300 de irrigación-aspiración incluye una parte de cuerpo 310 y una parte de punta 320. La parte de cuerpo 310 incluye un alojamiento 311 que es sustancialmente rígido y puede estar hecho de plástico duro, metal, o cualquier otro material apropiado. La parte de cuerpo 310 también incluye un orificio de infusión 312 para recibir fluidos de infusión, tal como, por ejemplo, agua/solución salina (por ejemplo una solución salina equilibrada), para la administración a un ojo durante un procedimiento ocular, tal como, por ejemplo, un proceso de limpieza y/o pulido del ojo. El fluido puede, por ejemplo, ser suministrado desde una consola quirúrgica. El orificio de infusión 312 se vacía a un canal 314 dentro del alojamiento 311.

30 Dentro del alojamiento 311, la parte de cuerpo 310 incluye un conducto 316. En algunos casos, el conducto 316 puede, por ejemplo, estar compuesto de plástico duro. El conducto 316 define un canal 317 a través del cual el fluido, junto con otros materiales puede ser aspirado.

35 La parte de cuerpo 310 incluye también un adaptador 319. En algunos casos, el adaptador 319 puede ser una parte luer macho. En implementaciones particulares, el adaptador 319 está compuesto de un polímero. En otras implementaciones, el adaptador 319 puede estar compuesto de un metal o de cualquier otro material apropiado. El adaptador 319 es operable para acoplar la unidad 300 de irrigación-aspiración a un sistema de bomba portátil.

40 La parte de punta 320 incluye un manguito 321 que es flexible. El manguito 321 puede, por ejemplo, estar hecho de un material elastómero (por ejemplo silicona). El manguito 321 define un canal 322 que comunica con el canal 314. Así, el canal 322 es operable para transportar fluido desde el canal 314. El fluido fluye a través del canal 322 y sale por la parte de punta 320, como se ha indicado por las flechas 323.

45 La parte de punta 320 incluye también un conducto 324 que se extiende a través del canal 322 del manguito 321. El conducto 324 define un canal 325 que comunica con el canal 317 del conducto 316. El fluido y otros materiales aspirados desde el ojo son transportados a lo largo del canal 325 y al canal 327. El conducto 324 puede, por ejemplo, estar hecho de acero inoxidable o titanio.

50 Una punta 326 está acoplada a una extremidad del conducto 324. La punta 326 incluye un orificio (no visible) al que el fluido en el ojo (por ejemplo, humor acuoso y/o fluido que irriga el ojo) así como tejido (por ejemplo, material cortical y células epiteliales) pueden ser aspirados desde el ojo, como se ha indicado por la flecha 327. El fluido y otros materiales pueden ser transportados a través del canal 325 y del canal 317. La punta 326 puede, por ejemplo, estar hecha de un polímero, silicona, u otro material apropiado.

En la implementación ilustrada, el manguito 321 de la parte de punta 320 se aplica de manera deslizable con la parte de cuerpo 310. En otras implementaciones, puede utilizarse una aplicación con púas, o roscada.

55 En la operación, la unidad 300 de irrigación-aspiración puede ser acoplada a un sistema de bomba portátil, tal como un sistema de bomba similar al sistema 100 de bomba o a la unidad 240 de bomba, descritos anteriormente. La unidad 300 de irrigación-aspiración puede también ser acoplada a una tubería de suministro de irrigación. La tubería de suministro puede ser acoplada a una consola quirúrgica. La punta 326 de la parte de punta 320 puede ser insertada en el ojo a

través de una incisión. El material cortical puede ser aspirado, junto con otro tejido (por ejemplo células epiteliales), al tiempo que se deja la cápsula posterior intacta. De manera simultánea, los fluidos pueden ser irrigados al ojo, por ejemplo, para mantener la estabilidad del ojo. Adicionalmente, si se desea, la cápsula posterior del ojo puede ser pulida con la punta 326.

- 5 La unidad 300 de irrigación-aspiración puede incluir una variedad de características. Por ejemplo, permitiendo que una unidad de bomba esté situada más cerca de la unidad 300 de irrigación-aspiración, se mejora la estabilidad de la cámara anterior. Además, se reducen la pulsación de fluido y la turbulencia asociada con la misma.

Adicionalmente, como la unidad 300 de irrigación-aspiración puede ser separada de una unidad de bomba, puede acoplarse otra unidad a la unidad de bomba. Por ejemplo, puede acoplarse una sonda de facoemulsión o una sonda de vitrectomía a la unidad de bomba. Así, la unidad 300 de irrigación-aspiración proporciona la capacidad de utilizar una unidad de bomba con una variedad de diferentes instrumentos, permitiendo por ello que la unidad 300 de irrigación-aspiración sea utilizada en una variedad de procedimientos quirúrgicos o diferentes operaciones dentro de un único procedimiento quirúrgico. Adicionalmente, la unidad 300 de irrigación-aspiración puede ser utilizada con una consola quirúrgica convencional si se desea.

- 15 Aunque la fig. 3 ilustra una unidad 300 de irrigación-aspiración ejemplar, otros sistemas pueden utilizar otras unidades de irrigación-aspiración y pueden incluir menos disposiciones, disposiciones adicionales, y/o una disposición diferente de componentes.

Las figs. 4A y 4B ilustran otro sistema 400 de bomba ejemplar. El sistema 400 de bomba incluye una parte 410 de accionamiento y una parte 420 de bombeo. El sistema 400 de bomba, puede por ejemplo, ser utilizable en el sistema 200 o para utilizar con la unidad 300 de irrigación-aspiración.

La parte 410 de accionamiento incluye un cuerpo 412. En la implementación ilustrada, el cuerpo 412 es generalmente cilíndrico y puede estar hecho de metal. Sin embargo, en otras implementaciones, el cuerpo 412 puede tener otras formas y estar hecho de otros materiales. El cuerpo 412 incluye una ranura 414 para recibir una parte de la parte 420 de bombeo, como se ha expuesto a continuación. Un motor eléctrico 411 está dispuesto dentro del cuerpo 412. El motor eléctrico 411 está acoplado y puede ser hecho funcionar para hacer girar un rotor 416.

El rotor 416 incluye una hélice 418 que se arrolla alrededor del rotor 416 a lo largo de un eje longitudinal del mismo. En la implementación ilustrada, la hélice 418 tiene un radio menor en una primera extremidad 417 del rotor 416. El radio aumenta a lo largo de una longitud del rotor 416 hasta que alcanza su máximo radio. La parte de la hélice 418 que tiene el máximo radio puede extenderse a lo largo de una longitud del rotor 416. Por ejemplo, el radio máximo puede existir durante al menos una revolución de la hélice 418 alrededor del rotor 416. A lo largo de otra longitud del rotor 416, el radio de la hélice 418 puede disminuir próximo a una segunda extremidad 419 del rotor 416. La alimentación es suministrada a la parte 410 de accionamiento a través de un conducto 419.

La parte 420 de bombeo incluye una envolvente exterior 422 y una envolvente interior 424. La envolvente exterior 422 está dimensionada para ajustarse alrededor del cuerpo 412 de la parte 410 de accionamiento, y la envolvente interior 424 está dimensionada para ajustarse dentro del cuerpo 412. Así, el cuerpo 412 desliza entre la envolvente exterior 422 y la envolvente interior 424. Las envolventes pueden estar hechas de plástico duro, metal, o cualquier otro material apropiado. Dentro de la envolvente interior 424, la parte 420 de bombeo incluye un número de conductos compresibles 426 que incluyen conductos integrados 427. De una manera similar a la descrita anteriormente, la hélice 418 del rotor 416 se aplica a conductos compresibles 426 de tal modo que el material en los conductos integrados 427 es transportado a su través de una manera peristáltica. Por ejemplo, el rotor 416 puede comprimir la sección 426 de bomba de elastómero, causando por ello una acción de bombeo peristáltico para transportar material dentro de los conductos integrados 427. La parte 410 de accionamiento está acoplada al rotor 416 y es accionable para hacer girar el rotor 416.

La parte 420 de bombeo incluye también un adaptador 428 que está configurado para aplicarse a un adaptador correspondiente sobre una pieza terminal (por ejemplo, una unidad de facoemulsión y/o una unidad de irrigación-aspiración). En otras implementaciones, el adaptador 428 puede estar adaptado para ser recibido en un adaptador hembra en una unidad, tal como una pieza manual de facoemulsión, y una pieza manual de irrigación y aspiración, o cualquier otro dispositivo deseado. El adaptador 428 incluye un canal interior 432. El canal interior 432 está en comunicación fluida con los conductos integrados 427. El fluido puede ser aspirado al sistema 400 de bomba a través del canal interior 432. La parte 420 de bombeo incluye también un orificio 430 de fluido a través del cual el fluido puede ser expulsado desde el sistema 400 de bomba.

La parte 410 de accionamiento y la parte 420 de bombeo pueden estar acopladas juntas mediante inserción de una extremidad distal 413 del cuerpo 412 entre la envolvente exterior 422 y la envolvente interior 424 de la parte 420 de bombeo con el orificio 430 de fluido alineado con la ranura 414. El orificio 430 de fluido está dimensionado para ser recibido en la ranura 414 en el cuerpo 412. En el ejemplo ilustrado, la parte 420 de bombeo puede ser hecha girar con relación a la parte 410 de accionamiento de tal modo que el orificio 430 de fluido resida dentro de una parte transversal 415 de la ranura 414. Haciendo girar el orificio 430 de fluido en la ranura 414, el orificio 430 de fluido es hecho que resida en la parte transversal 415 de la ranura 414, haciendo que la parte 420 de bombeo sea fijada a la parte 410 de accionamiento.

El sistema 400 de bomba tiene una variedad de características. Por ejemplo, el sistema 400 de bomba permite que la acción de bombeo sea realizada cerca de una pieza terminal. Así, puede mejorarse la estabilidad de la cámara anterior del ojo. Adicionalmente, como la parte 420 de bombeo puede ser separada de la parte 410 de accionamiento, la parte 420 de bombeo puede ser retirada después de un procedimiento (por ejemplo debido a estar contaminada con material biológico) al tiempo que se preserva la parte 410 de accionamiento. Así, la parte 410 de accionamiento puede ser utilizada para múltiples procedimientos. Generalmente, la parte 410 de accionamiento sería esterilizada entre procedimientos para diferentes pacientes. Adicionalmente, como el adaptador 428 está configurado para aplicarse a varias piezas terminales (por ejemplo una unidad de facoemulsión y una unidad de irrigación-aspiración), el sistema 400 de bomba puede ser usado para numerosos tipos de procedimientos quirúrgicos y/o para diferentes operaciones de un único procedimiento quirúrgico.

La fig. 6 ilustra otra bomba 600 ejemplar. El sistema 600 puede ser similar al sistema 200 descrito en este documento e incluye una unidad 610 de facoemulsión y una unidad 640 de bomba. La unidad 640 de bomba puede ser similar a un sistema 100 de bomba y a la unidad 240 de bomba, descritas anteriormente, excepto en que la unidad 640 de bomba incluye un único conducto flexible 613. La unidad 640 de bomba está mostrada en la fig. 6 acoplada a una unidad 610 de facoemulsión. La unidad 610 de facoemulsión puede ser sustancialmente la misma que la unidad 210 de facoemulsión, descrita anteriormente. Por ello, la descripción de la unidad 210 de facoemulsión se aplica igualmente a la unidad 610 de facoemulsión y, así, no será repetida.

La unidad 640 de bomba incluye un cuerpo 642 y un motor 644 alojado dentro del cuerpo 642. El motor 644 puede ser similar al motor 244, descrito antes. La unidad 640 de bomba incluye también el conducto flexible 613 que define un canal 615. El conducto flexible 613 puede estar formado de silicona o de cualquier otro material elastómero. La unidad 640 de bomba incluye también un rotor 647 similar a los rotores 118 y 247. El rotor 647 incluye una hélice 648, que también puede ser similar a las hélices 120 y 248. Así, en algunos casos, la hélice 648 puede incluir una parte estrechada de tal modo que un radio de la hélice 648 aumente sobre una longitud de la hélice 648. Por ejemplo, de una manera similar a la hélice 120, la hélice 648 puede incluir una primera parte 618 en una primera extremidad 619 que aumenta gradualmente hasta que se consigue un radio máximo. La hélice 648 puede incluir una segunda parte 620 que se extiende a lo largo de una longitud e incluye un radio constante. El radio constante de la segunda parte 620 puede ser igual al radio máximo de la primera parte 618.

Como se ha explicado anteriormente con respecto al sistema 100 de bomba, el rotor 647 está dispuesto junto a una longitud del conducto flexible 613. De una manera similar al sistema 100 de bomba descrito anteriormente, la hélice 648 comprime el conducto flexible 613 cuando el rotor 647 es hecho girar de tal modo que el fluido es capturado dentro del conducto 615 entre picos adyacentes de la hélice 648 y es transportado a lo largo del conducto flexible 613.

La fig. 5 ilustra operaciones seleccionadas para un proceso ejemplar 500 para cirugía ocular. El proceso 500 puede, por ejemplo, ser llevado a cabo con un sistema similar al sistema 100, 200, 400, o 600.

El proceso 500 requiere aspirar fluido ocular a un canal de entrada de un sistema de bomba portátil (operación 504). El fluido que es bombeado puede estar generalmente compuesto de líquidos (por ejemplo, humor acuoso y/o aguas/solución salina) y tejido ocular (por ejemplo trozos de cristalino emulsionados, sustancia cortical, y células epiteliales). El sistema de bomba portátil puede estar acoplado de manera permanente o separable a una pieza terminal (por ejemplo, una unidad de facoemulsión o una unidad de irrigación-aspiración).

El proceso 500 también requiere la separación del fluido en múltiples canales compresibles (operación 508). El fluido puede, por ejemplo, ser separado en una pluralidad de canales compresibles. En algunos casos, el fluido puede ser separado por transporte a través de un empalme en T o en Y. Sin embargo, en otras implementaciones, son posibles otras uniones. La separación puede ocurrir antes o después de que el fluido entre en un canal compresible. Por ejemplo, el canal de entrada puede ser un canal compresible.

El proceso 500 requiere adicionalmente el bombeo del fluido a través de los canales compresibles de una manera peristáltica desfasada (operación 512). En algunos casos, la bomba debería ser operable para comprimir sustancialmente un canal en dos puntos al mismo tiempo o sustancialmente al mismo tiempo para capturar un volumen de fluido. Para bombear los canales de una manera desfasada, la bomba inicia la captura de fluido en los canales diferentes en diferentes momentos. La bomba puede, por ejemplo, tener una hélice que tiene un radio variable a lo largo de su longitud.

El proceso 500 requiere también la combinación del fluido desde los canales compresibles (operación 516). El fluido procedente de los canales compresibles puede, por ejemplo, ser combinado transportándolo a través de un empalme. En algunos casos, el empalme puede ser un empalme en T o en Y.

El proceso 500 requiere adicionalmente la expulsión del fluido a través de un orificio de aspiración (operación 520). El fluido puede, por ejemplo, ser transportado a un recipiente (por ejemplo una bolsa de plástico).

Aunque la fig. 5 ilustra una implementación de un proceso para cirugía ocular, otros procesos para cirugía ocular pueden incluir menos disposiciones, disposiciones adicionales, y/o una disposición diferente de operaciones. Por ejemplo, un proceso puede incluir operaciones antes de emulsionar el cristalino. Por ejemplo, un proceso puede incluir acoplar de manera separable el sistema de bomba a una pieza terminal (por ejemplo, una unidad de facoemulsión o una unidad de

irrigación-aspiración). Como otro ejemplo, un proceso puede incluir el acoplamiento de manera separable de una unidad de bomba a un motor. Como un ejemplo adicional, un proceso puede incluir separar una pieza terminal y fijar otra pieza terminal. Como otro ejemplo, el fluido procedente de los canales compresibles puede no ser vuelto a combinar. Por ejemplo, el fluido separado puede salir del sistema portátil a través de orificios de aspiración separados. Además, puede realizarse un número de operaciones de una manera contemporánea o simultánea.

Las distintas implementaciones descritas y mencionadas en este documento han sido utilizadas con propósitos solamente ilustrativos. Las implementaciones fueron elegidas y descritas para explicar los principios de la exposición y la aplicación práctica y para permitir a los expertos en la técnica comprender la descripción de distintas implementaciones con distintas modificaciones según sean adecuadas al uso particular contemplado. Así, la configuración física real de componentes puede variar. Por ejemplo, el tamaño o tamaños mencionados de componentes y su dimensionamiento ilustrado relativamente entre sí pueden variar basado en la aplicación. Además, las formas de uno o más componentes pueden variar dependiendo de la aplicación. Así, las implementaciones ilustrativas no deberían ser consideradas como que definen solamente el tamaño físico, la forma, y la relación de componentes. Además, aunque la exposición describe distintos sistemas de bomba y unidad de bomba como estando dirigidos a cirugía ocular, el marco de la exposición no está así limitado. En vez de ello, la cirugía ocular es simplemente una aplicación no limitativa, ejemplar, para la que pueden ser utilizados tales unidades de bomba y sistemas. Está dentro del alcance que tales sistemas y unidades de bomba pueden ser utilizados para otros tipos de cirugías o en áreas totalmente exteriores a la técnica médica.

Se han descrito distintos sistemas y técnicas para cirugía ocular, y se han mencionado o sugerido otros muchos. Sin embargo, los expertos en la técnica reconocerán fácilmente que pueden hacerse una variedad de adiciones, supresiones, sustituciones, y modificaciones en estos sistemas y técnicas aunque consiguiendo aún la cirugía ocular.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema modular (400) de bomba portátil para cirugía ocular, comprendiendo el sistema:
una parte (420) de bombeo que comprende:
- 5 un alojamiento (110);
una cavidad cilíndrica formada dentro del alojamiento; y
conductos compresibles (115a, 115b, 426), estando cada uno de los conductos compresibles adaptado para crear un flujo de fluido separado; y
una parte (410) de accionamiento que comprende:
- 10 un cuerpo (412); y
un rotor (118, 247, 416) dispuesto en el cuerpo, pudiendo ser recibido el rotor en la cavidad cilíndrica después del acoplamiento de la parte de accionamiento a la parte de bombeo;
caracterizado por que
- 15 el alojamiento (110) de la parte de bomba (420) comprende una envolvente exterior (422) y una envolvente interior (424), en donde el cuerpo (412) de la parte de accionamiento es deslizante entre la envolvente interior y la envolvente exterior después del acoplamiento de la parte de accionamiento a la parte de bombeo (420);
en donde el cuerpo (412) de la parte de accionamiento comprende una ranura (414) formada en él, incluyendo la ranura una parte transversal (415); y
- 20 en donde la parte de bombeo (420) comprende además un orificio (430) de fluido que puede ser recibido en la ranura y asegurado a la parte transversal de la ranura por rotación de la parte de bombeo con relación a la parte de accionamiento.
2. El sistema de bomba según la reivindicación 1, en el que el rotor (118, 247, 416) comprende una hélice (248, 418) en donde la hélice está adaptada para aplicarse a los conductos compresibles (115a, 115b, 426) de tal modo que el material en los conductos compresibles es transportado a su través de una manera peristáltica cuando el rotor (118, 247, 416) es hecho girar.
- 25
3. El sistema de bomba según la reivindicación 1 que comprende además una unidad (210) de facoemulsión portátil, en donde la parte de bombeo (420) comprende un accesorio (254, 428), y en donde la unidad de facoemulsión está acoplada a la parte de bombeo en el accesorio.
- 30
4. El sistema de bomba según la reivindicación 3, en el que la unidad (210) de facoemulsión está adaptada para recibir succión desde una consola quirúrgica para aspirar material desde un ojo.
- 35
5. El sistema de bomba según la reivindicación 1, que comprende además una unidad (300) de irrigación-aspiración portátil, en donde la parte de bombeo (420) comprende un accesorio (254, 428), y en donde la unidad de irrigación-aspiración está acoplada a la parte de bombeo en el accesorio.
- 40
6. El sistema de bomba según la reivindicación 5, en el que la unidad (420) de bomba está adaptada para proporcionar succión para aspirar material a través de la unidad (300) de irrigación-aspiración.
7. El sistema de bomba según la reivindicación 1, en el que la parte de accionamiento (410) comprende además un motor (122, 244, 411) acoplado al rotor (416).

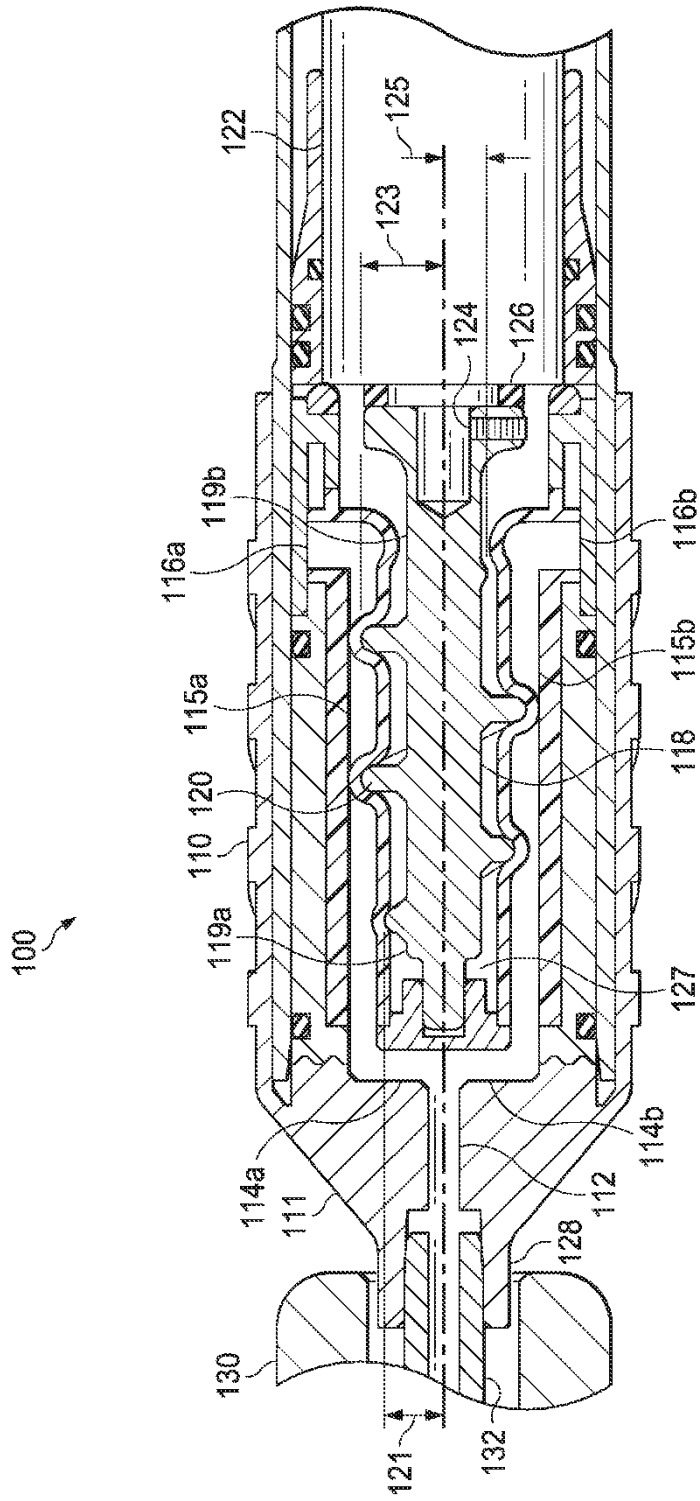


FIG. 1

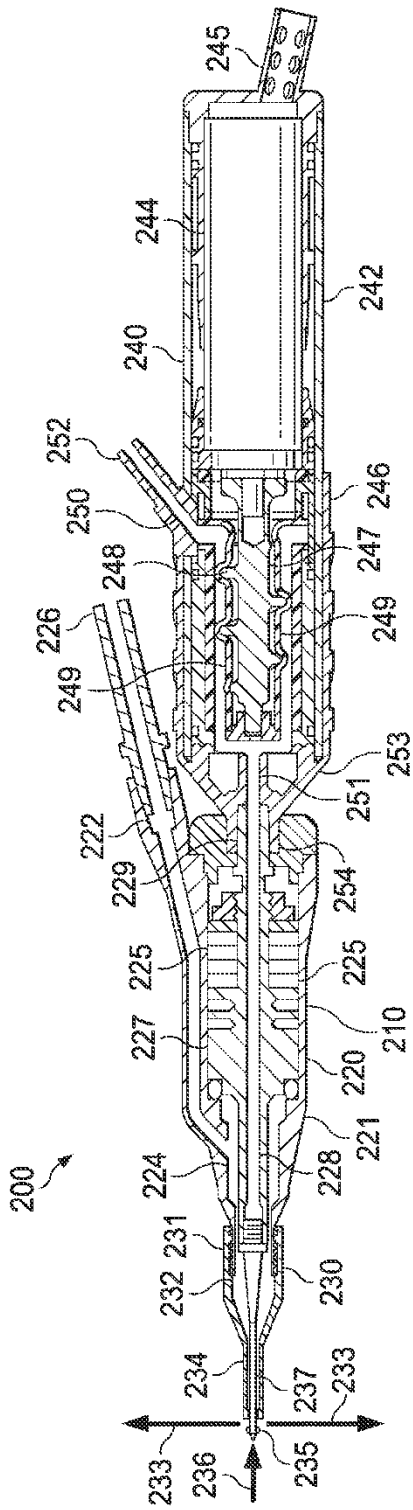


FIG. 2

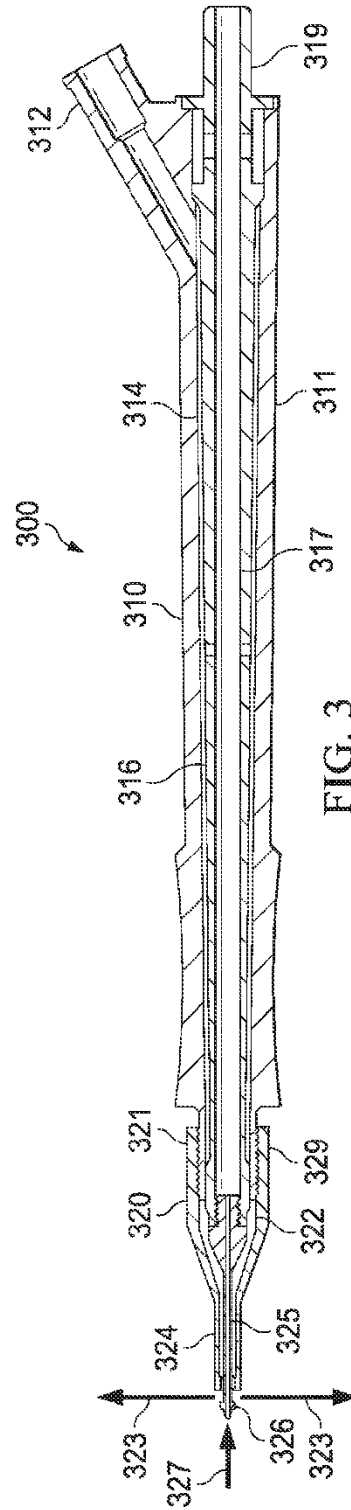


FIG. 3

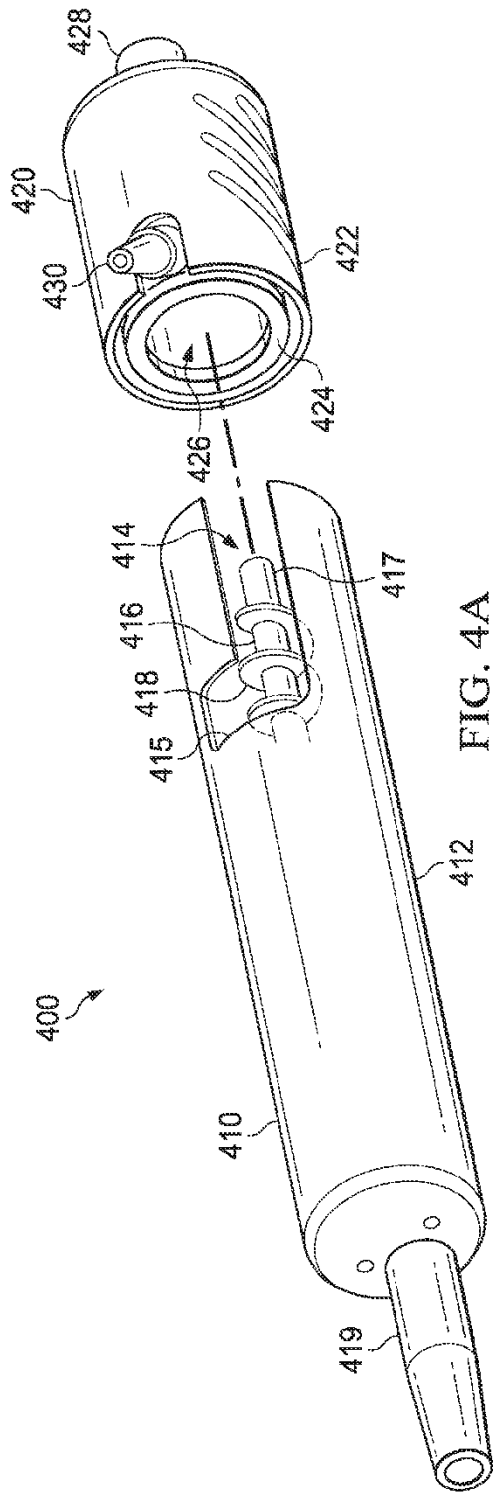


FIG. 4A

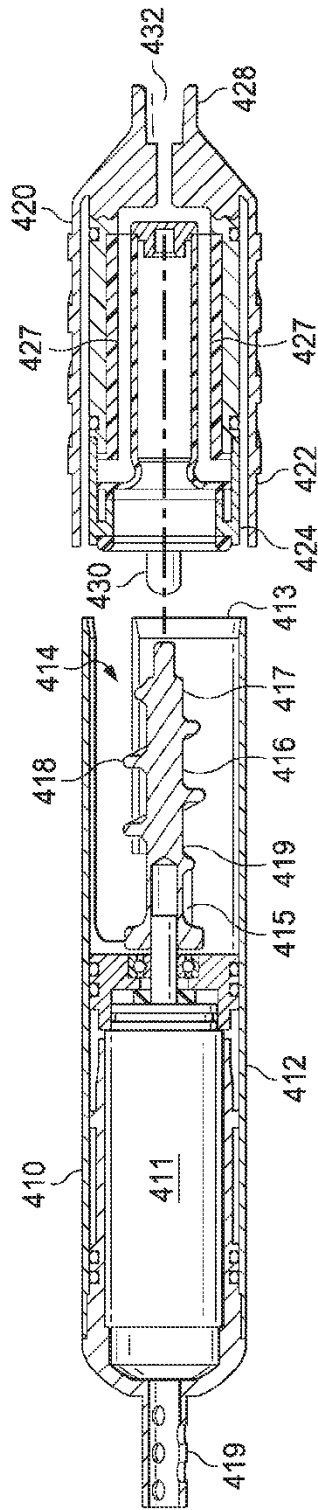


FIG. 4B

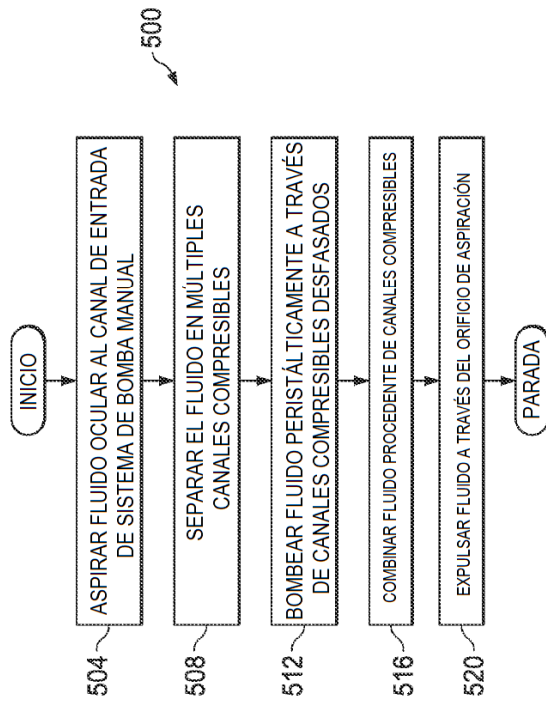


FIG. 5

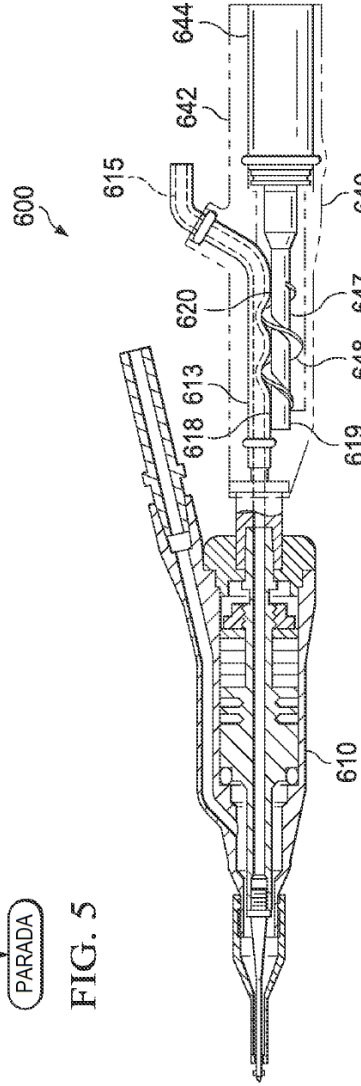


FIG. 6