

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 961 954**

51 Int. Cl.:

A61F 9/007 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.10.2020 PCT/EP2020/080248**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.05.2021 WO21083938**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.10.2020 E 20799679 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.08.2023 EP 4051193**

54 Título: **Dispositivo quirúrgico oftálmico**

30 Prioridad:

29.10.2019 DE 102019216669

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

14.03.2024

73 Titular/es:

**CARL ZEISS MEDITEC AG (100.0%)
Göschwitzer Strasse 51-52
07745 Jena, DE**

72 Inventor/es:

**KÜBLER, CHRISTOPH;
KOHLHAMMER, SUSANNE y
NEUMAIER, MARKUS**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 961 954 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 quirúrgico oftálmico

La invención se refiere a un dispositivo quirúrgico oftálmico.

5 Existen varias técnicas quirúrgicas para tratar una opacidad del cristalino del ojo que en medicina se conoce como catarata. La técnica más común es la facoemulsificación, en la que una aguja fina y hueca (aguja de faco) se introduce en el cristalino mediante una herramienta manual y se estimula con ultrasonidos para que vibre. En este caso se aporta un líquido de limpieza (fluido de irrigación). La aguja hueca que vibra emulsiona el cristalino en su entorno inmediato de manera que, por medio de una bomba de aspiración, las partículas de cristalino que se generan puedan aspirarse a través de la aguja hueca y de un tubo conectado a la misma denominado tubo de aspiración. Una vez que el cristalino se ha emulsionado completamente y extraído, se puede insertar en la bolsa capsular vacía una nueva lente artificial, lo que permite que un paciente tratado de este modo recupere una buena visión.

En la actualidad, la técnica de facoemulsificación funciona con relativa seguridad. En el documento DE102017215677 se revela un sistema quirúrgico correspondiente.

15 Sin embargo, se ha observado que durante la facoemulsificación siempre se produce una fluctuación muy fuerte de la presión intraocular que puede resultar peligrosa para el paciente. Si la presión intraocular disminuye bruscamente, la córnea se desplaza hacia el iris en poco tiempo, con lo que se modifica la superficie convexa de la córnea haciéndola irregular, parcialmente cóncava y ondulada. Esta circunstancia dificulta la visión del cirujano durante la intervención, por lo que el cirujano no puede ver claramente dónde se encuentra en ese momento la punta de una aguja de faco. Como consecuencia, aumenta el riesgo de que la aguja de faco perfora involuntariamente una pared posterior del saco capsular. Este caso se considera una lesión grave para el paciente que no sana por sí sola ni puede curarse mediante intervención médica.

20 La tecnología disponible en la actualidad proporciona algunos mecanismos de protección con los que se intenta evitar una fuerte fluctuación de la presión intraocular. Sin embargo, se ha comprobado que, a pesar de los mecanismos de protección de este tipo, estas fluctuaciones de la presión intraocular se siguen produciendo incluso en situaciones supuestamente carentes de riesgo.

Un objetivo consiste en crear un dispositivo quirúrgico oftálmico con el que se pueda lograr con poco esfuerzo que durante una facoemulsificación no se produzca ninguna fluctuación significativa o que sólo se produzcan unas pocas fluctuaciones significativas de una presión intraocular.

30 La tarea se resuelve mediante el objeto de la reivindicación independiente 1. Otras variantes perfeccionadas ventajosas de la invención son objeto de las reivindicaciones secundarias.

El dispositivo quirúrgico oftálmico según la invención presenta:

- un conducto de fluido de irrigación a través del cual puede fluir un fluido de irrigación desde un recipiente de fluido de irrigación hasta una pieza de mano quirúrgica oftálmica para una facoemulsificación,
- 35 - una primera bomba de fluido dispuesta en la dirección de flujo entre el recipiente de fluido de irrigación y la pieza de mano y diseñada para transportar fluido de irrigación a la pieza de mano,
- un primer dispositivo de determinación del flujo volumétrico dispuesto en la dirección de flujo entre la primera bomba de fluido y la pieza de mano y diseñado para determinar un primer flujo volumétrico,
- 40 - un conducto de fluido de aspiración a través del cual puede fluir el fluido de aspiración desde la pieza de mano hasta un recipiente colector,
- una segunda bomba de fluido dispuesta en la dirección de flujo entre la pieza de mano y el recipiente colector y diseñada para transportar fluido de aspiración al recipiente colector,
- un segundo dispositivo de determinación del flujo volumétrico dispuesto en la dirección de flujo entre la pieza de mano y la segunda bomba de fluido y diseñado para determinar un segundo flujo volumétrico,
- 45 - un elemento diferencial acoplado al primer dispositivo de determinación del flujo volumétrico y al segundo dispositivo de determinación del flujo volumétrico y diseñado para formar una diferencia entre el primer flujo volumétrico y el segundo flujo volumétrico, a fin de generar una señal de flujo volumétrico diferencial,
- un dispositivo de control con una primera entrada para la recepción de la señal de flujo volumétrico diferencial y con una segunda entrada para la recepción de una señal para una presión teórica de fluido de irrigación, estando el dispositivo de control diseñado para determinar una señal para una presión de control de fluido de irrigación a partir de la señal de flujo volumétrico diferencial y de la señal de presión teórica de fluido de irrigación y para suministrarla a la primera bomba de fluido en una salida del dispositivo de control.
- 50

55 La invención se basa en el conocimiento de que una fluctuación de la presión intraocular no sólo puede producirse cuando se rompe una oclusión en la punta de una aguja de faco, normalizándose en muy poco tiempo una presión negativa relativamente alta en el conducto de aspiración. También puede producirse una fluctuación de la presión

intraocular cuando no hay ninguna oclusión en la aguja de faco, es decir, cuando las partículas del cristalino y el líquido se aspiran normalmente y sin ninguna interrupción de la operación. Los inventores han observado que en el punto en el que la aguja de faco atraviesa la córnea, puede producirse una fuga constante de fluido de irrigación. Un punto de punción como éste es mayor que el diámetro de la aguja de faco, dado que antes de la inserción de la aguja de faco se utilizó otro instrumento quirúrgico para realizar una capsulorrhexis que requiere una abertura mayor que la de la aguja de faco. Si la aguja de faco se inserta posteriormente a través de esta abertura, es inevitable un escape del fluido de irrigación en esta abertura durante la facoemulsificación. Esta pérdida de fluido de irrigación se produce de forma irregular cuando el cirujano mueve repetida e irregularmente la aguja de faco en el punto de punción durante la realización de la facoemulsificación. Durante la facoemulsificación, el cirujano se asegura de que la rotura del cristalino duro tenga lugar satisfactoriamente. Sin embargo, el cirujano no puede garantizar que no se escapen cantidades pequeñas o grandes y uniformes de fluido de irrigación a través del punto de punción para evitar una fluctuación de la presión intraocular.

El dispositivo quirúrgico oftálmico según la invención resuelve este problema. Una fuga en el punto de punción del ojo a tratar y, por lo tanto, la pérdida de fluido de irrigación, puede detectarse mediante una comparación de un primer flujo volumétrico en el conducto de fluido de irrigación con un segundo flujo volumétrico en el conducto de aspiración. Con esta finalidad se prevé un primer dispositivo de determinación del flujo volumétrico dispuesto en la dirección de flujo entre la primera bomba de fluido y la pieza de mano y diseñado para determinar un primer flujo volumétrico. Se prevé además un segundo dispositivo de determinación del flujo volumétrico dispuesto en la dirección de flujo entre la pieza de mano y la segunda bomba de fluido y diseñado para determinar un segundo flujo volumétrico. Un elemento diferencial acoplado al primer dispositivo de determinación del flujo volumétrico y al segundo dispositivo de determinación del flujo volumétrico está diseñado para formar una diferencia a partir del primer flujo volumétrico y del segundo flujo volumétrico, a fin de generar una señal de flujo volumétrico diferencial.

Si la diferencia entre el primer flujo volumétrico y el segundo flujo volumétrico es cero, no existe ninguna fuga en el punto de punción del ojo. Sin embargo, si la diferencia es mayor que cero, existe una fuga en la abertura a través de la cual la aguja de faco penetra en la córnea. Según la invención, esta señal de flujo volumétrico diferencial puede suministrarse a una primera entrada de un dispositivo de control diseñado para recibir en una segunda entrada una señal para una presión teórica del fluido de irrigación. El dispositivo de control procesa la señal de flujo volumétrico diferencial y la señal para la presión teórica del fluido de irrigación de manera que se proporcione una señal para una presión de control del fluido de irrigación en una salida del dispositivo de control con el fin de suministrarla a la primera bomba de fluido. A continuación, mediante la primera bomba de fluido se modifica la presión del fluido de irrigación en el conducto de fluido de irrigación, de manera que se pueda compensar la pérdida de fluido de irrigación en el orificio corneal, con lo que se minimiza o elimina cualquier fluctuación de la presión intraocular. El esfuerzo para el uso de un primer dispositivo de determinación del flujo volumétrico y de un segundo dispositivo de determinación del flujo volumétrico, así como el procesamiento de una señal diferencial deducida de los mismos y un control correspondiente de la primera bomba de fluido es reducido. Dado que durante la facoemulsificación el funcionamiento normal sin oclusión en la aguja de faco representa una gran parte del tiempo empleado, por medio del dispositivo según la invención se pueden minimizar o evitar durante este tiempo las fluctuaciones de la presión intraocular, lo que supone una mejora significativa en comparación con los dispositivos convencionales para la facoemulsificación.

El dispositivo de control presenta preferiblemente un elemento de multiplicación diseñado para recibir en una entrada la señal de flujo volumétrico diferencial y para emitir en una salida una señal para una presión diferencial. Por consiguiente, el elemento de multiplicación convierte la señal de flujo volumétrico diferencial en una señal de presión. Adicionalmente, el dispositivo de control presenta un elemento de suma diseñado para recibir en una primera entrada una señal para la presión teórica del fluido de irrigación y para recibir en una segunda entrada la señal para la presión diferencial y para, en una salida, suministrar a la salida del dispositivo de control una señal para la presión de control del fluido de irrigación. De este modo, el elemento de suma procesa dos valores de presión y los suma. La señal para la presión teórica del flujo volumétrico la puede aportar un dispositivo de entrada como, por ejemplo, un pedal. La suma de las dos presiones puede aportarse a continuación como presión de control a la primera bomba de fluido en el conducto de fluido de irrigación.

Según una forma de realización, el dispositivo quirúrgico oftálmico presenta un primer temporizador diseñado para preestablecer el desarrollo de la presión teórica del fluido de irrigación en dependencia del tiempo, acoplándose el primer temporizador a la segunda entrada del dispositivo de control. De este modo, la magnitud de una presión teórica del fluido de irrigación no debe suministrarse bruscamente mediante el uso de un interruptor de encendido/apagado del dispositivo de control, sino que ésta puede aumentar lentamente hasta la magnitud de presión teórica del fluido de irrigación por medio del primer temporizador, por ejemplo, según una función exponencial o una función de orden superior. Así se evitan cambios de presión demasiado rápidos en el conducto de fluido de irrigación que se propagarían en el conducto de fluido de irrigación a la pieza de mano y al ojo y que podrían causar una inestabilidad del ojo.

Preferiblemente se puede ajustar una primera constante de tiempo del primer temporizador. En dependencia del tipo de la primera bomba de fluido, de la longitud del conducto de fluido de irrigación, de la sección transversal del conducto de fluido de irrigación y del estado de la pared interior del conducto de fluido de irrigación, puede conseguirse, mediante la constante de tiempo ajustable del primer temporizador, un cambio rápido de la presión en el conducto de fluido de irrigación. Si la constante de tiempo es ajustable, se pueden controlar, por otra parte, un proceso de conexión y un proceso de desconexión de manera que se evite un exceso de una señal. De este modo es posible alcanzar un valor final no mediante una función de salto, sino con un retardo de tiempo, llevándose a cabo, no obstante, esta operación

rápidamente. Esto resulta ventajoso desde un punto de vista médico, dado que un ojo no está expuesto durante una operación a ninguna carga a modo de choque, por lo que los movimientos geométricos del ojo se realizan de forma amortiguada.

Según otra forma de realización se prevé un segundo temporizador diseñado para preestablecer el desarrollo de la presión teórica del fluido de aspiración en dependencia del tiempo y para aportarlo a la segunda bomba de fluido. Con especial preferencia es posible ajustar una segunda constante de tiempo del segundo temporizador. Así, la presión teórica en el conducto de aspiración puede aumentar lentamente hasta la magnitud de la presión teórica del fluido de aspiración, por ejemplo, según una función exponencial o una función de orden superior. De este modo se garantiza que no se introduzcan fluctuaciones de presión adicionales en el conducto de aspiración simplemente mediante la activación de la segunda bomba de fluido. Con especial preferencia, el dispositivo quirúrgico oftálmico presenta tanto el primer temporizador, como también el segundo temporizador, cuyas constantes de tiempo respectivas son ajustables. Así, dependiendo de la longitud del conducto de fluido de irrigación hasta la pieza de mano y de su estado, así como del conducto de aspiración y de su estado, es posible ajustar el aumento de una presión teórica en el conducto de fluido de irrigación y en el conducto de aspiración, de manera que durante la facoemulsificación la presión intraocular permanezca casi o completamente constante en caso de una cantidad variable de fluido de irrigación perdida debido a una fuga en la córnea.

La primera constante de tiempo puede ser del orden de 50 milisegundos a 1000 milisegundos y la segunda constante de tiempo puede ser del orden de 50 milisegundos a 1000 milisegundos. Puede lograrse una presión intraocular casi o completamente estable de forma especialmente fiable si una diferencia entre la primera constante de tiempo y la segunda constante de tiempo presenta una magnitud en un rango mayor que cero y menor que 200 milisegundos.

A continuación se explican otras ventajas y características de la invención con respecto a los siguientes dibujos, en los que se muestra:

Figura 1 una forma de realización de un dispositivo quirúrgico oftálmico, y

Figura 2 diagramas esquemáticos de desarrollos de flujo volumétrico y desarrollos de presión en dependencia del tiempo durante el uso del dispositivo quirúrgico oftálmico.

La figura 1 muestra en una representación esquemática una forma de realización de un dispositivo quirúrgico oftálmico 1. Un recipiente de fluido de irrigación 2 contiene un fluido de irrigación 3 que, a través de un conducto de fluido de irrigación 4 conectado al mismo, se guía a una primera bomba de fluido 5 que puede ser una bomba de diafragma. Desde allí, el fluido de irrigación 3 puede fluir a lo largo del conducto de fluido de irrigación 4 hasta una pieza de mano 6 para la facoemulsificación y pasar a través de una aguja de faco 7, que se perfora a través de una córnea 8, hasta un cristalino de un ojo 9 a tratar. Durante el funcionamiento de una segunda bomba de fluido 11, que es una bomba de succión como, por ejemplo, una bomba de diafragma, las partículas de cristalino emulsionadas y el fluido pueden pasar a través de un conducto dentro de la aguja de faco 7 y de la pieza de mano 6 a lo largo de un conducto de fluido de aspiración 10 hasta la segunda bomba de fluido 11. Desde la segunda bomba de fluido 11, las partículas de cristalino y el fluido, es decir, el fluido de aspiración en su conjunto, se transportan a lo largo del conducto de fluido de aspiración 10 hasta un recipiente colector 12.

En la dirección de flujo entre la primera bomba de fluido 5 y la pieza de mano 6 se dispone un primer dispositivo de determinación del flujo volumétrico 13, con el que se puede determinar un primer flujo volumétrico Q1 en el conducto de fluido de aspiración 4. Preferiblemente, el primer flujo volumétrico Q1 se determina indirectamente mediante el dispositivo de determinación del flujo volumétrico 13, por ejemplo, detectándose una posición de un diafragma o un flotador y determinándose a partir de ésta el flujo volumétrico. En la dirección de flujo entre la pieza de mano 6 y la segunda bomba de fluido 11 se dispone un segundo dispositivo de determinación del flujo volumétrico 14, con el que se puede determinar un segundo flujo volumétrico Q2 en el conducto de aspiración 10. La señal del primer flujo volumétrico Q1 y la señal del segundo flujo volumétrico Q2 se conducen a un elemento diferencial 15 diseñado para formar una diferencia del primer flujo volumétrico Q1 y del segundo flujo volumétrico Q2, a fin de generar una señal 16 correspondiente a un flujo volumétrico diferencial DQ. Por consiguiente, la señal 16 es la diferencia de Q1 menos Q2.

Esta señal 16 se conduce a una primera entrada 171 de un dispositivo de control 17, llegando a un elemento de multiplicación 18 diseñado para recibir en una entrada la señal 16 y emitir en una salida una señal 19 para una presión diferencial. El dispositivo de control 17 presenta adicionalmente un elemento de suma 20 diseñado para recibir en una primera entrada una señal 21 para la presión teórica del fluido de irrigación y para recibir en una segunda entrada la señal 19 para la presión diferencial. El elemento de suma 20 procesa estas dos señales 19 y 21 de manera que se realice la suma de las mismas, a fin de, en una salida del elemento de suma 20, suministrar a la salida del dispositivo de control 17 una señal 22 para una presión de control del fluido de irrigación. A continuación, la señal 22 para la presión de control del fluido de irrigación se suministra a la primera bomba de fluido 5 que modifica de forma correspondiente la presión del fluido de irrigación 3 en el conducto de fluido de irrigación 4.

Si la diferencia entre el primer flujo volumétrico y el segundo flujo volumétrico es cero, la señal 22 para la presión de control del fluido de irrigación también es cero y la primera bomba de fluido 5 no experimenta ningún cambio en su control. Sin embargo, si la señal 16 no es cero, siendo normalmente mayor que cero, la primera bomba de fluido 5 experimenta un cambio en su control debido a la señal 22, por lo que modifica la presión para el fluido de irrigación 3

en el conducto de fluido de irrigación 4. Así se contrarresta el flujo no deseado de fluido fuera del ojo 9 procedente de una fuga 30, véanse las flechas marcadas con la letra L en la figura 1.

El dispositivo quirúrgico oftálmico 1 presenta adicionalmente un primer temporizador 23 diseñado para preestablecer el desarrollo de la presión teórica del fluido de irrigación en dependencia del tiempo. El primer temporizador 23 está acoplado a una segunda entrada 172 del dispositivo de control 17, suministrándose la señal 21 para la presión teórica del fluido de irrigación al elemento de suma 20. El primer temporizador 23 está acoplado a un pedal 24 que recibe una señal para la presión teórica del fluido de irrigación cuando un operario lo acciona adecuadamente.

El pedal 24 está acoplado adicionalmente a un segundo temporizador 25 al que, activando de forma correspondiente el pedal 24, se le puede suministrar una señal para una presión teórica del fluido de aspiración. El segundo temporizador 25 está diseñado para preestablecer el desarrollo de la presión teórica del fluido de aspiración en dependencia del tiempo, pudiéndose suministrar a continuación el mismo a la segunda bomba de fluido 19.

La figura 2 muestra varios diagramas esquemáticos de desarrollos de flujo volumétrico y desarrollos de presión en dependencia del tiempo.

El diagrama 100 muestra un desarrollo de un flujo volumétrico de fluido de irrigación $Q(\text{IRR})$ en dependencia del tiempo. En el período hasta el tiempo t_1 , todavía no fluye ningún fluido de irrigación a través del conducto de fluido de irrigación, véase 101 en el diagrama 100. Esto también se aplica al fluido de aspiración en el conducto de fluido de aspiración, véase 201 en el diagrama 200 que representa el desarrollo del flujo volumétrico de fluido de aspiración $Q(\text{ASP})$ en dependencia del tiempo. En el conducto de fluido de irrigación prevalece una presión estacionaria p_1 hasta el tiempo t_1 , véase 401 en el diagrama 400 que representa el desarrollo de la presión del fluido de irrigación $p(\text{IRR})$ en dependencia del tiempo. En el conducto de fluido de aspiración, la presión de aspiración es igual que cero hasta el tiempo t_1 , véase 601 en el diagrama 600 que representa la presión del fluido de aspiración $p(\text{ASP})$ en dependencia del tiempo. En el diagrama 500 se representa la presión intraocular $p(\text{IOP})$ en dependencia del tiempo. Aquí se puede ver que en el tiempo t_1 la presión intraocular es mayor que cero, lo que corresponde al estado normal del ojo.

Se supone que en el tiempo t_1 el pedal se acciona, de manera que la primera bomba de fluido 5 y la segunda bomba de fluido 11 bombeen fluido respectivamente. El flujo volumétrico del fluido de irrigación aumenta, véase 102, y alcanza un valor de estado estacionario, véase 103 en el diagrama 100. Al mismo tiempo, el flujo volumétrico del fluido de aspiración también aumenta, véase 202, y también alcanza un valor de estado estacionario, véase 203 en el diagrama 200. Dado que el fluido de irrigación fluye en el conducto de fluido de irrigación y que el fluido de aspiración fluye en el conducto de aspiración, en estos conductos también se genera una presión de fluido correspondiente. La presión del fluido de irrigación $p(\text{IRR})$ aumenta, véase 402, y alcanza un valor estacionario, véase 403 en el diagrama 400. De igual modo, la presión del fluido de aspiración aumenta, véase 602, y alcanza un valor estacionario, véase 603 en el diagrama 600. Si la primera constante de tiempo τ_1 para el aumento de la presión del fluido de irrigación y la segunda constante de tiempo τ_2 para el aumento de la presión del líquido de aspiración no difieren en más de 200 milisegundos, la caída de la presión intraocular es escasa o nula, véase 502 en el diagrama 500.

Si se produce una pérdida de fluido de irrigación como consecuencia de la existencia de una fuga 30 en el ojo, la presión del fluido de irrigación en el conducto de fluido de irrigación 4 entre la primera bomba 5 y la aguja de faco 7 disminuye, por lo que la primera bomba 5 proporciona un mayor flujo volumétrico de fluido de irrigación, véase 104. No se influye en el flujo volumétrico del fluido de aspiración y éste permanece constante, véase 204. Mediante el dispositivo quirúrgico oftálmico 1 según la invención se determina una diferencia entre el flujo volumétrico del fluido de irrigación y el flujo volumétrico del fluido de aspiración que es mayor que cero, véase 304 en el diagrama 300 que representa un flujo volumétrico diferencial DQ en dependencia del tiempo. Por lo tanto, el elemento de suma 20 recibe una señal de la presión teórica del fluido de irrigación y una señal de una presión diferencial, de manera que una presión de control del fluido de irrigación correspondientemente aumentada actúe sobre la primera bomba de fluido 5, véase 404. Así, mientras que el fluido de irrigación sale de una fuga 30 en el ojo 9, en el conducto de fluido de irrigación predomina una presión de fluido de irrigación más alta. Como consecuencia, la presión intraocular en el ojo permanece inalterada durante este tiempo, véase 504.

Si el tamaño de la fuga 30 vuelve a disminuir debido, por ejemplo, a una posición diferente de la aguja de faco, reduciéndose por lo tanto también una salida involuntaria de fluido de irrigación en el ojo, la primera bomba de fluido puede mantener la presión habitual del fluido de irrigación con un flujo volumétrico menor, véase 105. De este modo se reduce el flujo volumétrico diferencial, véase 305. La presión del fluido de irrigación vuelve a alcanzar la presión teórica, véase 405, que corresponde a la presión según 403. En este caso, la presión intraocular permanece invariable, véase 505. No se influye en la presión del conducto del fluido de aspiración, véase 605.

La variación del flujo volumétrico del fluido de irrigación también puede ser relativamente alta, véase 106, con lo que se registra una magnitud mayor para el flujo volumétrico diferencial DQ , véase 306. Esto da lugar a un cambio mayor en la presión del fluido de irrigación, véase 406, por lo que la presión intraocular puede permanecer sin cambios, véase 506.

Si ya no se acciona el pedal, no tiene lugar ninguna activación de la primera bomba 5 ni de la segunda bomba 11, por lo que el flujo volumétrico de irrigación y el flujo volumétrico de aspiración disminuyen al valor cero, véanse 107 y 207. En tal caso también disminuye la presión en el conducto de fluido de irrigación y en el conducto de aspiración, véanse 407 y 607.

Lista de referencias

	1	Dispositivo quirúrgico oftálmico
	2	Recipiente de fluido de irrigación
5	3	Fluido de irrigación
	4	Conducto de fluido de irrigación
	5	Primera bomba de fluido
	6	Pieza de mano quirúrgica oftálmica
	7	Aguja de faco
10	8	Córnea
	9	Ojo
	10	Conducto de fluido de aspiración
	11	Segunda bomba
	12	Recipiente colector
15	13	Primer dispositivo de determinación del flujo volumétrico
	14	Segundo dispositivo de determinación del flujo volumétrico
	15	Elemento diferencial
	16	Señal de flujo volumétrico diferencial
	17	Dispositivo de control
20	18	Elemento de multiplicación
	19	Señal de presión diferencial
	20	Elemento de suma
	21	Señal de presión teórica del fluido de irrigación
	22	Señal de presión de control del fluido de irrigación
25	23	Primer temporizador
	24	Pedal
	25	Segundo temporizador
	171	Primera entrada del dispositivo de control
	172	Segunda entrada del dispositivo de control
30	DQ	Flujo volumétrico diferencial
	L	Fuga
	p	Presión
	p(ASP)	Presión de fluido de aspiración
	p(IOP)	Presión intraocular
35	p(IRR)	Presión del fluido de irrigación
	Q1	Primer flujo volumétrico
	Q2	Segundo flujo volumétrico
	Q(ASP)	Flujo volumétrico del fluido de aspiración
	Q(IRR)	Flujo volumétrico del fluido de irrigación
40	t	Tiempo
	τ	Constante de tiempo

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo quirúrgico oftálmico (1) que presenta:

- 5 - un conducto de fluido de irrigación (4) a través del cual puede fluir un fluido de irrigación (3) desde un recipiente de fluido de irrigación (2) hasta una pieza de mano quirúrgica oftálmica (6) para una facoemulsificación,
- una primera bomba de fluido (5) dispuesta en la dirección de flujo entre el recipiente de fluido de irrigación (2) y la pieza de mano (6) y diseñada para transportar fluido de irrigación (4) a la pieza de mano (6),
- un primer dispositivo de determinación del flujo volumétrico (13) dispuesto en la dirección de flujo entre la primera
- 10 bomba de fluido (5) y la pieza de mano (6) y diseñado para determinar un primer flujo volumétrico (Q1),
- un conducto de fluido de aspiración (10) a través del cual puede fluir un fluido de aspiración desde la pieza de mano (6) hasta un recipiente colector (12),
- una segunda bomba de fluido (11) dispuesta en la dirección de flujo entre la pieza de mano (6) y el recipiente colector (12) y diseñada para transportar el fluido de aspiración al recipiente colector (12),
- 15 - un segundo dispositivo de determinación del flujo volumétrico (14) dispuesto en la dirección de flujo entre la pieza de mano (6) y la segunda bomba de fluido (11) y diseñado para determinar un segundo flujo volumétrico (Q2),

caracterizado por

- 20 - un elemento diferencial (15) acoplado al primer dispositivo de determinación del flujo volumétrico (13) y al segundo dispositivo de determinación del flujo volumétrico (14) y diseñado para formar una diferencia entre el primer flujo volumétrico (Q1) y el segundo flujo volumétrico (Q2), a fin de generar una señal de flujo volumétrico diferencial (16),
- un dispositivo de control (17) con una primera entrada (171) para la recepción de la señal de flujo volumétrico diferencial (16) y con una segunda entrada (172) para la recepción de una señal (21) para una presión teórica del
- 25 fluido de irrigación, estando diseñado el dispositivo de control (17) para determinar, a partir de la señal de flujo volumétrico diferencial (16) y de la señal de presión teórica del fluido de irrigación (21), una señal (22) para una presión de control del fluido de irrigación y para suministrarla a la primera bomba de fluido (5) en una salida del dispositivo de control (17).

30 2. Dispositivo quirúrgico oftálmico (1) según la reivindicación 1, presentando el dispositivo de control (17):

un elemento de multiplicación (18) diseñado para recibir en una entrada la señal de flujo volumétrico diferencial (16) y para emitir en una salida una señal (19) para una presión diferencial, y

35 un elemento de suma (20) diseñado para recibir en una primera entrada la señal (21) para la presión teórica del fluido de irrigación y para recibir en una segunda entrada la señal para la presión diferencial (19) y para, en una salida, suministrar a la salida del dispositivo de control (17) la señal (22) para la presión de control del fluido de irrigación.

40 3. Dispositivo quirúrgico oftálmico (1) según una de las reivindicaciones anteriores, previéndose un primer temporizador (23) diseñado para preestablecer el desarrollo de la presión teórica del fluido de irrigación en dependencia del tiempo y acoplado a la segunda entrada (172) del dispositivo de control (17).

45 4. Dispositivo quirúrgico oftálmico (1) según una de las reivindicaciones anteriores, previéndose un segundo temporizador (25) diseñado para preestablecer la presión teórica del fluido de aspiración en dependencia del tiempo y para suministrarla a la segunda bomba de fluido (11).

5. Dispositivo quirúrgico oftálmico (1) según una de las reivindicaciones 3 o 4, siendo posible ajustar una primera constante de tiempo del primer temporizador (23).

50 6. Dispositivo quirúrgico oftálmico (1) según la reivindicación 5, encontrándose la primera constante de tiempo en un rango de 50 milisegundos a 1000 milisegundos.

7. Dispositivo quirúrgico oftálmico (1) según una de las reivindicaciones 4 a 6, siendo posible ajustar una segunda constante de tiempo del segundo temporizador (25).

55 8. Dispositivo quirúrgico oftálmico (1) según la reivindicación 7, encontrándose la segunda constante de tiempo en un rango de 50 milisegundos a 1000 milisegundos.

60 9. Dispositivo quirúrgico oftálmico (1) según una de las reivindicaciones 7 u 8, presentando una diferencia entre la primera constante de tiempo y la segunda constante de tiempo una magnitud situada en un rango mayor que cero y menor que 200 milisegundos.

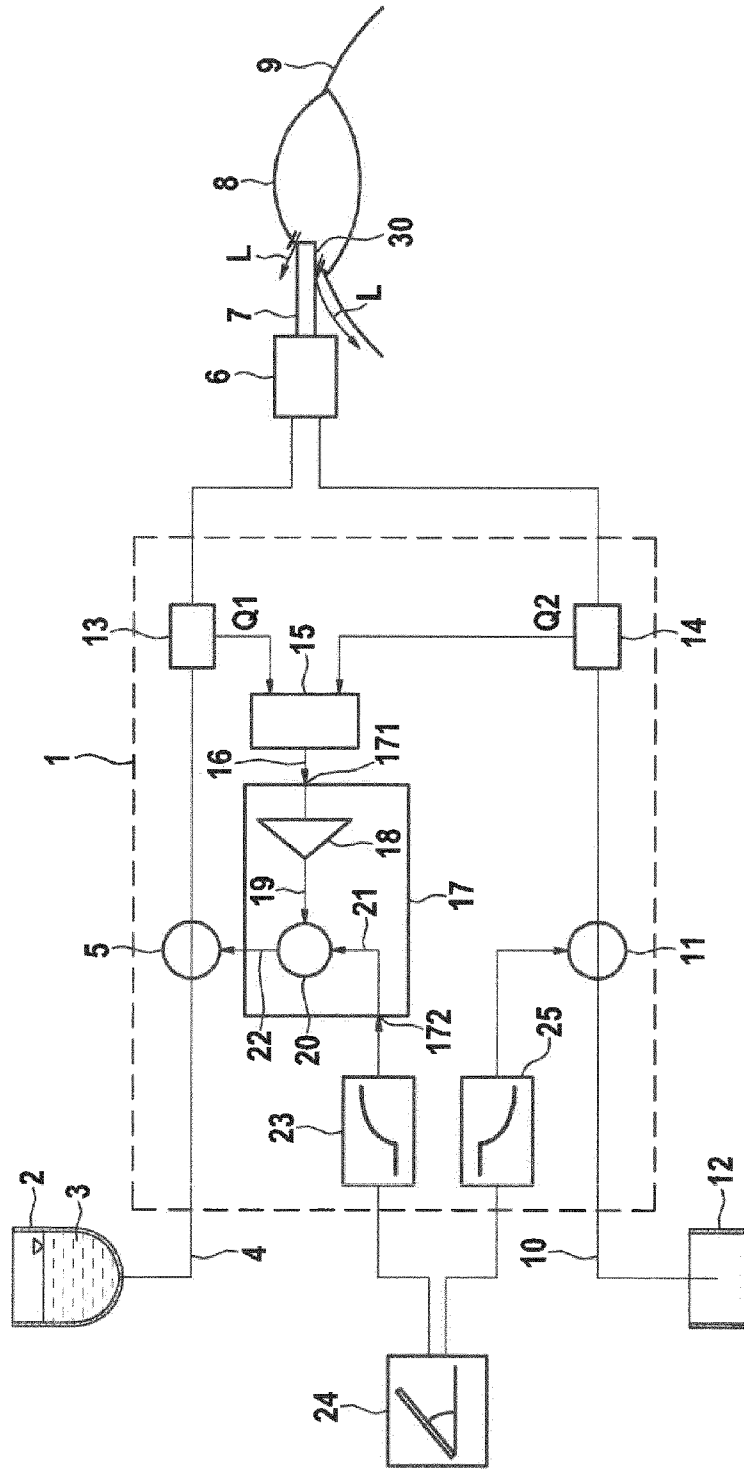


Fig. 1

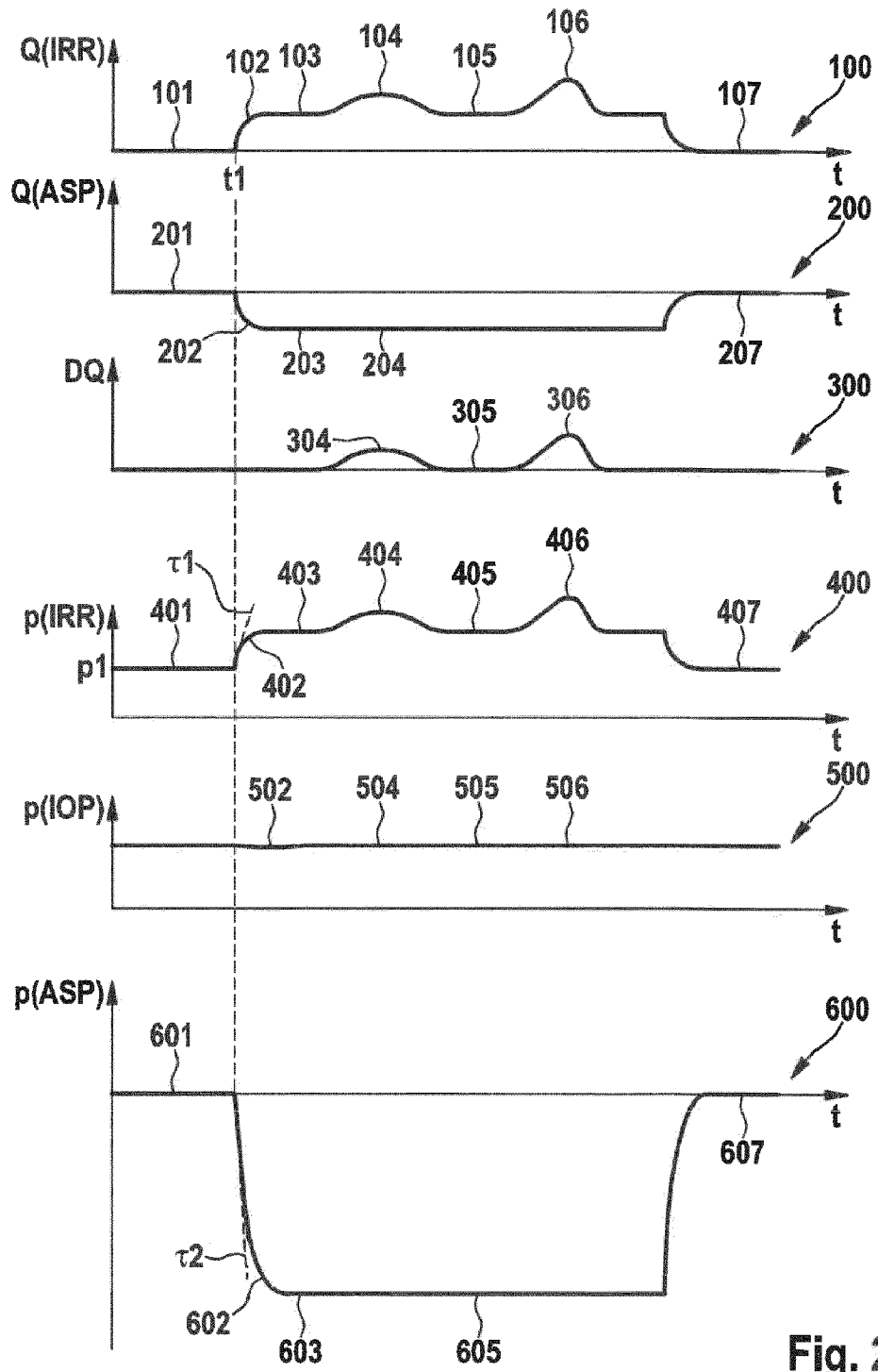


Fig. 2