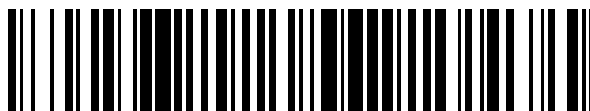


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 431 828**

51 Int. Cl.:

A61F 9/007 (2006.01)

A61B 3/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.10.2010 E 10772970 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.08.2013 EP 2488134**

54 Título: **Dispositivo de medición oftalmquirúrgico**

30 Prioridad:

14.10.2009 DE 102009049430

14.10.2009 US 251391 P

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

28.11.2013

73 Titular/es:

CARL ZEISS MEDITEC AG (100.0%)

Göschwitzer Strasse 51-52

07745 Jena, DE

72 Inventor/es:

KUEBLER, CHRISTOPH;

EICHLER, MICHAEL y

MAIER, TOBIAS

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 431 828 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 medición oftalmoquirúrgico

El invento se refiere a un dispositivo oftalmoquirúrgico, un sistema oftalmoquirúrgico que tiene tal dispositivo, y un método para operar tal dispositivo.

- 5 Hay distintas técnicas oftálmicoquirúrgicas para tratar un cristalino opaco del ojo humano. La técnica más ampliamente utilizada es la facoemulsificación, en la que una punta delgada es introducida en el cristalino enfermo y es excitada con vibraciones ultrasónicas. En su entorno inmediato, la punta vibratoria emulsiona el cristalino de tal manera que los fragmentos de cristalino resultantes pueden ser aspirados a través de una tubería por una bomba. Cuando el cristalino ha sido completamente emulsionado, un cristalino nuevo y artificial puede ser
10 insertado en la bolsa capsular vacía, de tal manera que un paciente tratado de esta manera puede recuperar buena agudeza visual.

- En facoemulsificación, es utilizado un dispositivo que tiene generalmente una punta vibratoria en un dispositivo manual, un conducto o tubería de lavado o enjuague (conducto de irrigación) para transportar el fluido de irrigación al cristalino que ha de ser tratado, y un conducto de succión (conducto de aspiración) para transportar
15 fragmentos de cristalino emulsionado a un recipiente de recogida. Durante el transporte al recipiente de recogida, puede ocurrir que un fragmento de cristalino bloquee el área de entrada de la punta de la pieza de mano. Con una bomba de succión funcionando continuamente, se crea por ello una subpresión aguas abajo en el conducto de aspiración. Los fragmentos de cristalino pueden ser rotos en segmentos más pequeños, por ejemplo por vibraciones ultrasónicas continuadas de la punta, como resultado de lo cual el bloqueo (oclusión) es finalizado
20 bruscamente. La subpresión que se ha creado en el conducto de aspiración tiene el efecto de que, cuando tal oclusión se ha roto, una cantidad de fluido relativamente grande es aspirada del ojo en muy poco tiempo. Esto puede dar como resultado un colapso de la cámara anterior del ojo. Es posible entonces que la bolsa capsular sea extraída hacia la punta de la pieza de mano y sea perforada por la punta. Con tal daño en la bolsa capsular, es posible también que una punta que ha penetrado muy profundamente cause daño al cuerpo vítreo que se encuentra detrás de la bolsa capsular.
25

- Es importante por tanto evitar un colapso de la cámara anterior del ojo cuando se rompa una oclusión. Una condición previa para esto es que la rotura de la oclusión sea identificada rápidamente. Una posibilidad es detectar de forma precisa el perfil de presión en el conducto de aspiración. Si la subpresión disminuye rápidamente, esto es una indicación de que se ha roto una oclusión. Tal información puede ser utilizada para cambiar las vibraciones de
30 la punta de la pieza de mano o cambiar el flujo volumétrico en el conducto de irrigación o conducto de aspiración. En la técnica anterior, esto está descrito, por ejemplo, en el documento US 5.700.240.

- Una desventaja de medir la presión en el conducto de aspiración es que el comienzo de la oclusión y el final de una oclusión son solo detectados relativamente tarde. Si ocurre un bloqueo de la aguja, se crea una subpresión relativamente elevada en el conducto de aspiración solo lentamente, dependiendo de la eficiencia de la bomba de
35 succión. Aunque la elevada subpresión en el conducto de aspiración disminuye relativamente de manera rápida cuando una oclusión es rota, tiene lugar un cambio mucho más rápido en la presión en el conducto de irrigación, con el resultado de que se ha perdido un tiempo valioso antes de que la rotura de una oclusión pueda ser detectada de manera fiable. En este "tiempo muerto", hay un gran peligro de que ocurran los problemas antes descritos, en particular el daño a la bolsa capsular o al cuerpo vítreo que se encuentra detrás de esta última.
40 Un sensor para la medición de presión podría ahora ser situado igualmente en el conducto de irrigación. Sin embargo, una desventaja de tal solución es que, por un lado, tendrían que ser utilizados dos sensores de presión, lo que daría como resultado un diseño muy caro, y, por otro lado, las señales procedentes de dos sensores de presión con constantes de tiempo inevitablemente diferentes tendrían que ser tratadas, y esto daría como resultado un desembolso relativamente elevado en términos de elementos de control.

- 45 Es un objeto del invento hacer disponible un dispositivo oftalmoquirúrgico con el que el comienzo y la rotura de una oclusión pueden detectarse muy rápidamente, de forma muy precisa, de forma económica y con un mínimo desembolso en términos de elementos de control. Es también un objeto hacer disponible un sistema oftalmoquirúrgico que tiene tal dispositivo, y un método para operar tal dispositivo.

- Estos objetos son conseguidos, en términos del dispositivo, el sistema y el método, por el sujeto de la reivindicación independiente. Desarrollos ventajosos están descritos en las reivindicaciones dependientes. La
50 forma de dos partes de la reivindicación 1 está basada en el documento US 4.870.964.

El dispositivo oftalmoquirúrgico de acuerdo con el invento tiene: un conducto de irrigación a través del cual se puede transportar el fluido de irrigación, un conducto de aspiración a través del cual se puede transportar el fluido de aspiración a una bomba de succión, y un sensor con el que puede ser detectada una presión diferencial entre el

conducto de irrigación y el conducto de aspiración, estando el sensor conectado directamente al conducto de irrigación y al conducto de aspiración.

5 En tal dispositivo, no se detecta directamente la presión en el conducto de aspiración o la presión en el conducto de irrigación. En lugar de utilizar dos sensores, que siempre tienen diferentes constantes de tiempo y cuyas señales son por tanto difíciles de tratar juntas, solamente se utiliza un sensor de acuerdo con el invento. Con este sensor, no es posible detectar la presión relativa en el conducto de aspiración o en el conducto de irrigación, por ejemplo en relación a la presión atmosférica. En vez de ello, las dos presiones son comparadas entre sí y es formada la diferencia. Un punto de referencia, que por ejemplo puede ser la presión ambiente en el caso de un sensor de presión relativo, no está disponible en el dispositivo de medición de acuerdo con el invento con el sensor
10 que mide la presión diferencial. Las ventajas son, por un lado, que solamente es necesario un único sensor, como resultado de lo cual se consigue una solución económica. Por otro lado, le cambio de presión rápido en el conducto de irrigación puede ser utilizado para poder detectar el comienzo y el fin de una oclusión de forma más rápida. Además, no es necesario evaluar los dos sensores con diferentes constantes de tiempo en un dispositivo de control.

15 De acuerdo con una realización del invento, el conducto de irrigación tiene una válvula de irrigación que, vista en la dirección del flujo, está dispuesta aguas arriba de un dispositivo manual para el tratamiento oftalmológico con una punta de aguja vibratoria.

Mediante el accionamiento adecuado de tal válvula de irrigación, es posible terminar o reanudar rápidamente el suministro de un fluido de irrigación. Además, el sensor puede estar dispuesto de tal manera que puede ser accionado por una presión en el conducto de irrigación, cuya presión, vista en la dirección del flujo, está presente
20 aguas arriba de la válvula de irrigación. Esto tiene el efecto de que es posible detectar una condición de fallo del sistema oftalmológico en el que la válvula de irrigación es cerrada y al mismo tiempo es activada una bomba de succión, lo que plantea un peligro para el ojo. En esta condición de fallo, la subpresión que se acumula en el conducto de aspiración es continuada a través del ojo al área del conducto de irrigación situada entre el ojo y la válvula de irrigación. Todo el ojo es expuesto así a una subpresión peligrosa. Sin embargo, en el área del conducto de irrigación situada aguas arriba de la válvula de irrigación, cuando se mira en la dirección del flujo, una presión hidrostática normalmente elevada está aún presente dependiendo de la posición del recipiente de fluido de irrigación, de tal manera que el sensor para detectar la presión diferencial entre el conducto de irrigación y el conducto de aspiración puede detectar una diferencia marcada desde la presente subpresión en el conducto de aspiración.
25
30

El dispositivo tiene preferiblemente una válvula de ventilación en un conducto de ventilación, que conecta el conducto de irrigación directamente al conducto de aspiración. Si, por ejemplo después de que se haya roto una oclusión, la presión de vacío en el conducto de aspiración aumenta de nuevo en la dirección de la presión normal de succión, el conducto de ventilación puede ser abierto adecuadamente por medio de la válvula de ventilación, de
35 tal manera que es posible una rápida compensación de presión y se evita una caída en la presión de succión a un valor demasiado alto.

De acuerdo con otra realización del invento, el dispositivo de medición oftalmológico tiene una unidad de control, en la que el sensor genera una señal que está asociada con la presión diferencial y que puede ser entregada a la unidad de control, que es capaz de controlar el flujo de fluido en el conducto de irrigación y/o en el
40 conducto de aspiración y/o una energía ultrasónica para la pieza de mano. Por ejemplo, la unidad de control, en el comienzo de una oclusión en la pieza de mano, puede aumentar la energía ultrasónica entregada para operar la pieza de mano y, al final de la oclusión, puede reducir la energía ultrasónica entregada. Por medio de la energía ultrasónica aumentada, una partícula que provoca el bloqueo puede ser sometida particularmente de forma intensiva a vibración, de tal manera que hay una probabilidad incrementada de que la partícula se rompa. Cuando esto se ha conseguido finalmente, la energía ultrasónica puede ser reducida después del final de la oclusión, con el fin de minimizar el peligro del daño a la bolsa capsular.
45

El sensor del dispositivo de acuerdo con el invento tiene preferiblemente un elemento móvil de forma bidireccional, tal como una membrana, una lengüeta elástica o una barra, cuya posición puede ser cambiada en función de la presión diferencial entre el conducto de irrigación y el conducto de aspiración, o cuya fuerza ejercida sobre un sensor de fuerza puede ser detectada como una función de la presión diferencial entre el conducto de irrigación y el conducto de aspiración. Tal sensor puede ser producido con un alto grado de sensibilidad y un tiempo de respuesta corto. El sensor tiene preferiblemente una constante de tiempo de $T \geq 10$ ms a una resolución de presión de menos de 666 Pa (kg/ms^2) (5 mm de Hg). Para permitir una medición no invasiva, el dispositivo de medición puede ser diseñado de tal manera que la posición curvada del elemento móvil de forma bidireccional pueda ser
50 detectada por un sensor de desplazamiento sin contacto.
55

El invento se refiere además a un oftalmoquirúrgico con un dispositivo oftalmoquirúrgico como se ha descrito antes, un recipiente de fluido de irrigación, un dispositivo manual, y una bomba de succión para aspiración del fluido de aspiración.

- 5 El invento se refiere además a un método para operar un dispositivo oftalmoquirúrgico como se ha descrito antes, en el que la presión diferencial entre el conducto de irrigación y el conducto de aspiración es detectada por el sensor. El gradiente de tiempo del perfil de la presión diferencial es preferiblemente determinado. De este modo, el cambio en la presión al comienzo y al final de una oclusión puede ser de detectado incluso más rápidamente. De acuerdo con una realización del invento, la señal del gradiente del perfil de presión diferencial es utilizada para controlar el flujo del fluido y/o la bomba de succión y/o la energía ultrasónica entregada a la pieza de mano.
- 10 Otras ventajas y características del invento son explicadas con referencia a los dibujos adjuntos en los que:
- La fig. 1 muestra una representación esquemática de un sistema oftalmoquirúrgico con un dispositivo de medición oftalmoquirúrgico que no está de acuerdo con el invento;
- La fig. 2 muestra una representación esquemática de los perfiles de presión en un conducto de aspiración y conducto de irrigación del sistema, y de los perfiles de presión en una bomba de succión y en una válvula de irrigación.
- 15 La fig. 3 muestra una representación esquemática de la presión diferencial como una función del tiempo en los perfiles de presión mostrados en la fig. 2;
- La fig. 4A muestra una representación esquemática de las relaciones de control-tecnología de un dispositivo de medición con dos sensores de presión individuales;
- 20 La fig. 4B muestra una representación esquemática de las relaciones de control-tecnología en el dispositivo de medición de acuerdo con el invento;
- La fig. 5 muestra una representación esquemática de los perfiles de presión como una función del tiempo cuando una oclusión es rota; y
- La fig. 6 muestra una representación esquemática del perfil de la presión diferencial como una función del tiempo durante el uso del dispositivo de medición de acuerdo con el invento.
- 25 La fig. 1 es una representación esquemática de un sistema oftalmoquirúrgico 1 que no está en sí de acuerdo con el invento. Un recipiente 2 de fluido de irrigación contiene un fluido de irrigación 3 que puede fluir a través de un conducto de irrigación 4 a un dispositivo manual 5 con una punta 6. La punta 6 está diseñada de tal modo que es capaz, con la ayuda de un conjunto de aguja en vibración por ultrasonido, para romper un cristalino opaco y relativamente duro de un ojo en pequeños fragmentos. El fluido situado en la cámara anterior del ojo y las partículas fragmentadas son guiados a través de un conducto de aspiración 7 a una bomba de succión 8, que descarga el fluido y las partículas en un recipiente 9. Un sensor 10 está dispuesto entre el conducto de irrigación 4 y el conducto de aspiración 7. En este dispositivo, el sensor está conectado por medio de un primer conducto 11 al conducto de irrigación 4, y por medio de un segundo conducto 12 al conducto de aspiración 7. Es así posible que el sensor detecte una presión diferencial entre el conducto de irrigación 4 y el conducto de aspiración 7. Sin embargo, de acuerdo con el invento, el sensor está diseñado de tal manera que un primer conducto 11 y un segundo conducto 12 no están presentes, de tal manera que el sensor 10 es conectado directamente al conducto de irrigación 4 y al conducto de aspiración 7. Al menos parte del conducto de irrigación 4, el sensor de presión diferencial 10 y al menos parte del conducto de aspiración 7 forman juntos un dispositivo 100 de medición oftalmoquirúrgico. Un conducto de ventilación 13, que está provisto con una válvula de ventilación 14, puede ser conectado en paralelo con este dispositivo de medición 100. Si la medición de la presión diferencial por medio del sensor 10 indica que la oclusión ha sido rota, la válvula de ventilación 14 puede ser activada de tal modo que el fluido de irrigación 3 procedente del conducto de irrigación 4 puede pasar a través del conducto de ventilación 13 al conducto de aspiración 7, con el fin de disminuir rápidamente la subpresión en el conducto de aspiración 7.
- 30 La fig. 2 muestra, en el área superior, los perfiles de presión en un conducto de aspiración y en un conducto de irrigación como una función de tiempo. La curva superior 20 describe el perfil de la presión de irrigación, mientras que la curva 30 por debajo de ésta representa el perfil de la presión de aspiración. Se ha supuesto que, antes de la operación de una bomba de succión, la presión hidrostática en el conducto de irrigación es aproximadamente de 10.666 Pa (= 80 mm de Hg), y la presión de aspiración es 0 Pa (= 0 mm de Hg), en conexión con lo cual se observará que estas cifras, y las cifras dadas de aquí en adelante, sirven solamente como ejemplos, y son también posibles valores más altos son más bajos. Con la puesta en marcha de una bomba de succión (véase signo 41 de referencia en la fig. 1), la presión de succión en el conducto de aspiración aumenta (véase signo de
- 45
- 50

- referencia 32) a un valor estacionario 33. Al mismo tiempo, la presión en el conducto de irrigación disminuye (véase signo de referencia 22) e igualmente alcanza un valor estacionario 23. En estos valores estacionarios 23 y 33, la bomba de succión funciona, por ejemplo, con un volumen de entrega de 60 ml por minuto (véase signo de referencia 42). Si ocurre una oclusión (véase signos de referencia 24 y 34), las presiones en el conducto de irrigación y en el conducto de aspiración cambian. En el conducto de irrigación, la presión aumenta rápidamente de nuevo a la presión hidrostática (véase signo de referencia 25), mientras que la subpresión en el conducto de aspiración aumenta lentamente de modo relativo, hasta que es alcanzado un nivel máximo de, por ejemplo, -79.993 Pa (= -600 mm de Hg) (véase signo de referencia 35). La bomba de succión puede entonces ser desconectada (véase signo de referencia 43). Si la oclusión es rota (véanse signos de referencia 26 y 36), la presión en el conducto de irrigación y en el conducto de aspiración cambian. En el conducto de irrigación, hay una caída de presión muy rápida, poco tiempo después de que la presión aumente rápidamente de nuevo y asuma la presión hidrostática (véase signo de referencia 27). La subpresión en el conducto de aspiración cae rápidamente de modo relativo desde el nivel muy alto de -79.993 Pa (= -600 mm de Hg) (véase signo de referencia 37) y alcanza la presión hidrostática (véase signo de referencia 38). Cuando la bomba de succión es devuelta a su capacidad de succión previa (véanse signos de referencia 44 y 45), las presiones en el conducto de irrigación y en el conducto de aspiración caen de nuevo a los niveles anteriores a la oclusión (véanse signos de referencia 28 y 39). A lo largo del ciclo, una válvula de irrigación estaba en todo momento abierta en el conducto de irrigación, de tal manera que el fluido de irrigación estaba permanentemente disponible (véase signo de referencia 50 en la fig. 2).
- La fig. 3 muestra un perfil 60 de la presión diferencial entre el conducto de irrigación y el conducto de aspiración de manera análoga a la situación mostrada en la fig. 2. Antes de que la bomba de succión sea conectada o activada, la presión diferencial tiene un valor relativamente bajo. Con la bomba de succión activada (véase signo de referencia 61), la presión diferencial entre el conducto de irrigación y el conducto de aspiración aumenta. Si la aguja en la punta 6 del dispositivo manual 5 es bloqueada, la presión diferencial aumenta rápidamente a un valor elevado (véase signo de referencia 62). Cuando una es partícula rota y una oclusión finalizada (véanse signos de referencia 26 y 36 en la fig. 2), la presión diferencial cae muy rápidamente (véase signo de referencia 63 en la fig. 3). Después de que la bomba de succión es activada, la presión diferencial alcanza de nuevo el nivel que existía antes de la oclusión (véase signo de referencia 64).
- El perfil de la presión diferencial en la fig. 3 deja claro que la presión respectiva en el conducto de irrigación y en el conducto de aspiración no es conocida. Ni una presión en el conducto de inspiración ni una presión en el conducto de irrigación es medida de forma separada. Así, ningún componente del sistema oftalmquirúrgico es controlado sobre la base de una presión de irrigación o de una presión de aspiración medidas por separado. La única señal disponible para controlar un componente del sistema se origina a partir del sensor de presión diferencial. No es posible decir a partir de la curva cómo está compuesto este perfil de presión determinado por el sensor de presión diferencial de la presión de irrigación y de la presión de aspiración. No se conoce una referencia a la presión atmosférica. Para evaluar este perfil, es posible utilizar o bien la presión diferencial medida directamente (véase curva 60 en la fig. 3) o bien un gradiente de tiempo del perfil de la curva. El comienzo y final de una oclusión en la aguja de un dispositivo manual pueden ser identificados muy claramente y de forma inequívoca a partir de la curva 60. Tal perfil puede ser utilizado de manera que la aguja del dispositivo manual pueda ser sometida a vibración solamente cuando la presión diferencial no excede de una cantidad predeterminada.
- La fig. 4A es una representación esquemática de la relación de tecnología de control para un dispositivo de medición en el que una presión en el conducto de irrigación y en el conducto de aspiración es grabada de forma separada. La fig. 4B es una representación esquemática de la relación de tecnología de control para el dispositivo de medición de acuerdo con el invento en el que es grabada una presión diferencial entre el conducto de irrigación y el conducto de aspiración. Como puede verse a partir de la fig. 4A, se ha asumido un elemento de retardo de primer orden con la constante de tiempo T_{IRR} para la función de transferencia $G_1(s)$ del sensor para medir la presión en el conducto de irrigación. Se ha supuesto un elemento de retardo de primer orden con la constante de tiempo T_{ASP} para la función de transferencia $G_2(s)$ para el sensor de la presión en el conducto de aspiración. El tratamiento de ambas señales produce una presión p_3 . En las funciones de transferencia, "s" representa la variable compleja. En el diagrama mostrado en la fig. 4B, la presión en el conducto de irrigación y la presión en el conducto de aspiración son alimentadas a un sensor de presión diferencial, que determina a partir de éstas una presión diferencial Δp . La función de transferencia de este sensor de presión diferencial es asumida por un elemento de retardo de primer orden con la constante de tiempo $T_{\Delta p}$. El comportamiento en la medición de la presión diferencial puede ser así detectado solamente con una función de transferencia y una constante de tiempo.
- La fig. 5 muestra el perfil de tiempo de la curva de presión 20 para el conducto de irrigación y de la curva de presión 30 para el conducto de aspiración. Este es un pequeño segmento de la situación mostrada en la fig. 2 al final de una oclusión (véase signo de referencia 26 para la presión en el conducto de irrigación y signo de referencia 36 para la presión en el conducto de aspiración). Si los perfiles de presión son detectados por separado

con sensores de presión individuales, es decir con un sensor de presión para el conducto de irrigación y un sensor de presión para el conducto de aspiración, puede medirse un perfil de presión que es mostrado en cada caso por una línea discontinua en la fig. 5. La línea discontinua 71 muestra el perfil de presión para el conducto de irrigación, mientras que la línea discontinua 72 muestra el perfil de presión para el conducto de aspiración.

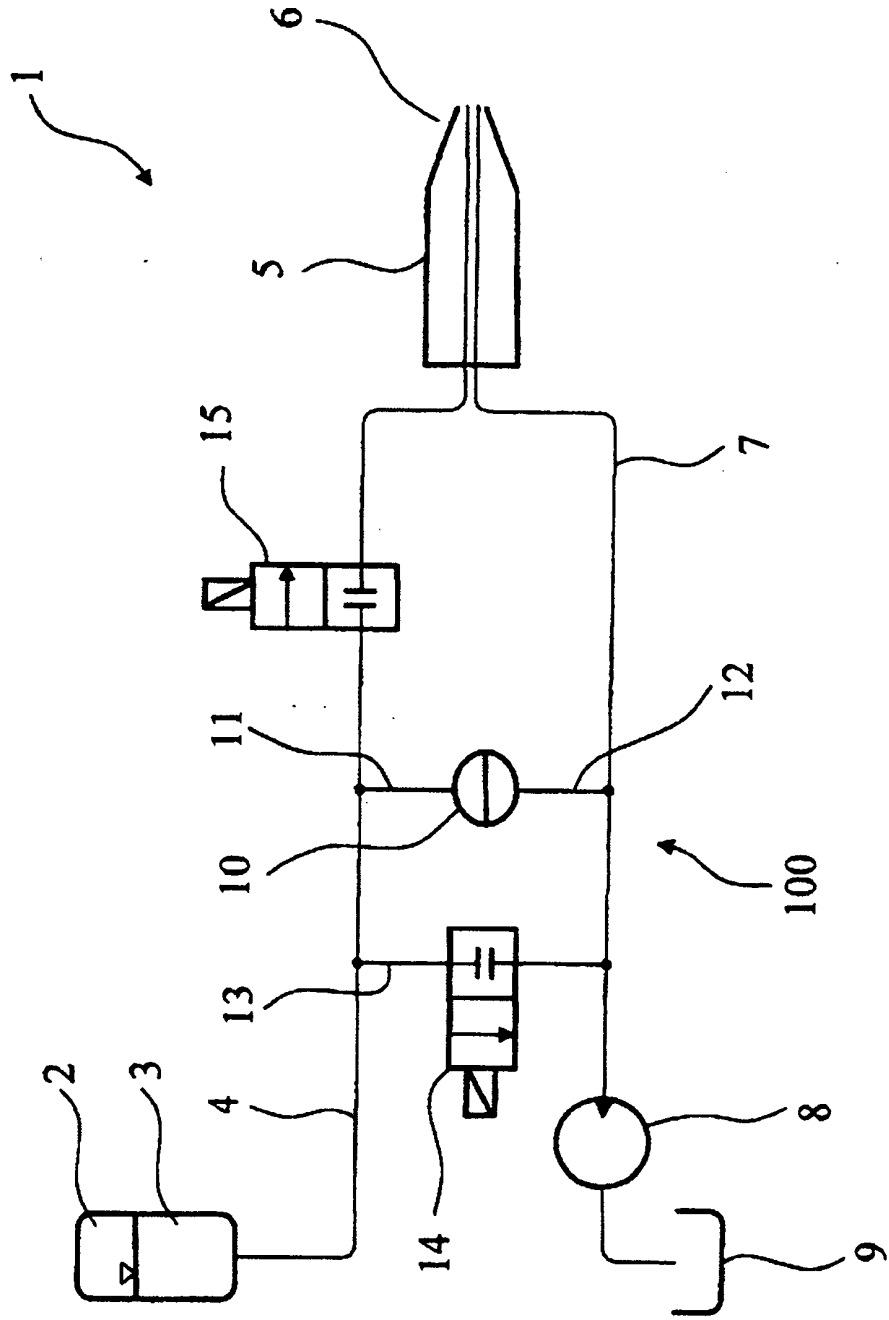
- 5 El sensor de presión que registra la presión en el conducto de irrigación tiene una constante de tiempo relativamente grande al nivel de $T_{IRR} = 50$ ms. Esto es debido al hecho de que, en la técnica anterior, si un sensor de presión está en efecto presente en toda el conducto de irrigación, es utilizado para detectar la presión hidrostática del fluido de irrigación, de tal manera que se puede cambiar la posición vertical del recipiente del fluido de irrigación, si así se requiere. Tal sensor de presión es relativamente lento. Puede deducirse a partir del perfil de la curva 71 que la fuerte caída en la presión de irrigación cuando la oclusión derrota es apenas detectada, a cuenta de la gran constante de tiempo del sensor de presión de irrigación, con el resultado de que la curva es "emborronada". En contraste, el sensor de presión para el conducto de aspiración se pretende que sea capaz de detectar las fluctuaciones de presión de forma relativamente rápida, con el resultado de que en la mayor parte de los casos tal sensor de presión tiene una constante de tiempo con un valor relativamente bajo en la región de, por ejemplo, $T_{ASP} = 10$ ms. El perfil de la curva 72 muestra que el perfil de presión en el conducto de aspiración puede ser detectado fácilmente y, como resultado, no hay mucho "emborronado". Además de los valores de presión mostrados por las curvas 71 y 72 de acuerdo con el tratamiento de señal mostrado en la fig. 4A da como resultado en el perfil de suma mostrado por el signo de referencia 73 (véase fig. 6). Si el sensor de presión de irrigación es omitido, y solamente se utiliza el sensor de presión de aspiración que responde de forma relativamente rápida para la evaluación, una rotura de una oclusión no puede ser detectada lo bastante rápidamente, debido a que la presión de aspiración cambia sólo de forma relativamente lenta.

- Si el sensor de presión diferencial de acuerdo con el invento es utilizado con tratamiento de señal de acuerdo con la fig. 4B, en que el sensor tiene una constante de tiempo de $T_{\Delta P} = 10$ ms, esto da como resultado en el perfil de curva indicado por el signo de referencia 80 (véase fig. 6). Una comparación entre las curvas 73 y 80 muestra que, con la curva 80, puede ser detectado un cambio en la presión diferencial de 33.331 Pa (= 250 mm de Hg) después de solo aproximadamente el 40% del tiempo que es necesario cuando se utilizan dos sensores de presión convencionales. La medición con el dispositivo de medición de acuerdo con el invento es por tanto mucho más rápida, de tal manera que el control de las características del flujo y/o de la energía ultrasónica para el dispositivo manual puede ser iniciado más rápidamente. El cambio muy rápido en la presión de irrigación puede ser detectado mejor por el sensor de presión diferencial, con el resultado total de que es posible una reacción más rápida a una oclusión que se rompe.

REIVINDICACIONES

- 1.- Un dispositivo oftalmquirúrgico (100) que tiene:
- un conducto de irrigación (4) a través del cual puede ser transportado el fluido de irrigación (3),
 - un conducto de aspiración (7) a través del cual puede ser transportado el fluido de aspiración a una bomba de succión (8), y
 - un sensor (10) con el que puede ser detectada una presión diferencial entre el conducto de irrigación (4) y el conducto de aspiración (7),
- caracterizado por que el sensor (10) está conectado directamente al conducto de irrigación (4) y al conducto de aspiración (7).
- 2.- Un dispositivo (100) según la reivindicación 1, en el que el conducto de irrigación (4) tiene una válvula de irrigación (15) que, mirando en la dirección del flujo, está dispuesta a aguas arriba de un dispositivo manual (5) para tratamiento oftalmquirúrgico.
- 3.- Un dispositivo (100) según la reivindicación 2, en el que el sensor (10) está dispuesto de tal manera que puede ser accionado por una presión en el conducto de irrigación (4), cuya presión, mirando en la dirección del flujo, está presente aguas arriba de la válvula de irrigación (15).
- 4.- Un dispositivo (100) según una de las reivindicaciones 1 a 3, en el que el dispositivo (100) tiene una válvula de ventilación (14) en un conducto de ventilación (13), que conecta el conducto de irrigación (4) directamente al conducto de aspiración (7).
- 5.- Un dispositivo (100) según una de las reivindicaciones 1 a 4, cuyo dispositivo (100) tiene una unidad de control, en que el sensor (10) genera una señal que está asociada con la presión diferencial y que puede ser entregada a la unidad de control, que es capaz de controlar el flujo del fluido en el conducto de irrigación (4) y/o en el conducto de aspiración (7) y/o una energía ultrasónica para el dispositivo manual (5).
- 6.- Un dispositivo (100) según la reivindicación 5, en el que la unidad de control, al comienzo de una oclusión en el dispositivo manual (5), aumenta la energía ultrasónica entregada para operar el dispositivo manual (5), y al final de la oclusión, reduce la energía ultrasónica entregada.
- 7.- Un dispositivo (100) según una de las reivindicaciones 1 a 6, en el que el sensor (10) tiene un elemento móvil de forma bidireccional, tal como una membrana, una lengüeta elástica o una barra, cuya posición puede ser cambiada como una función de la presión diferencial entre el conducto de irrigación y el conducto de aspiración, o cuya fuerza ejercida sobre un sensor de fuerza puede ser detectada como una función de la presión diferencial entre el conducto de irrigación (4) y el conducto de aspiración (7).
- 8.- Un dispositivo (100) según una de las reivindicaciones 1 a 7, en el que el sensor (10) tiene una constante de tiempo $T \geq 10$ ms a una resolución de presión de menos de 0,666 Pa.
- 9.- Un dispositivo (100) según cualquiera de las reivindicaciones 7 y 8, en el que la posición curvada del elemento puede ser detectada por un sensor de desplazamiento sin contacto.
- 10.- El sistema oftalmquirúrgico (1) con un dispositivo de medición (100) según una de las reivindicaciones 1 a 9, un recipiente de fluido de irrigación (2), un dispositivo manual (5) para el tratamiento oftalmológico, y una bomba de succión (8) para la aspiración de fluido.

FIG.1



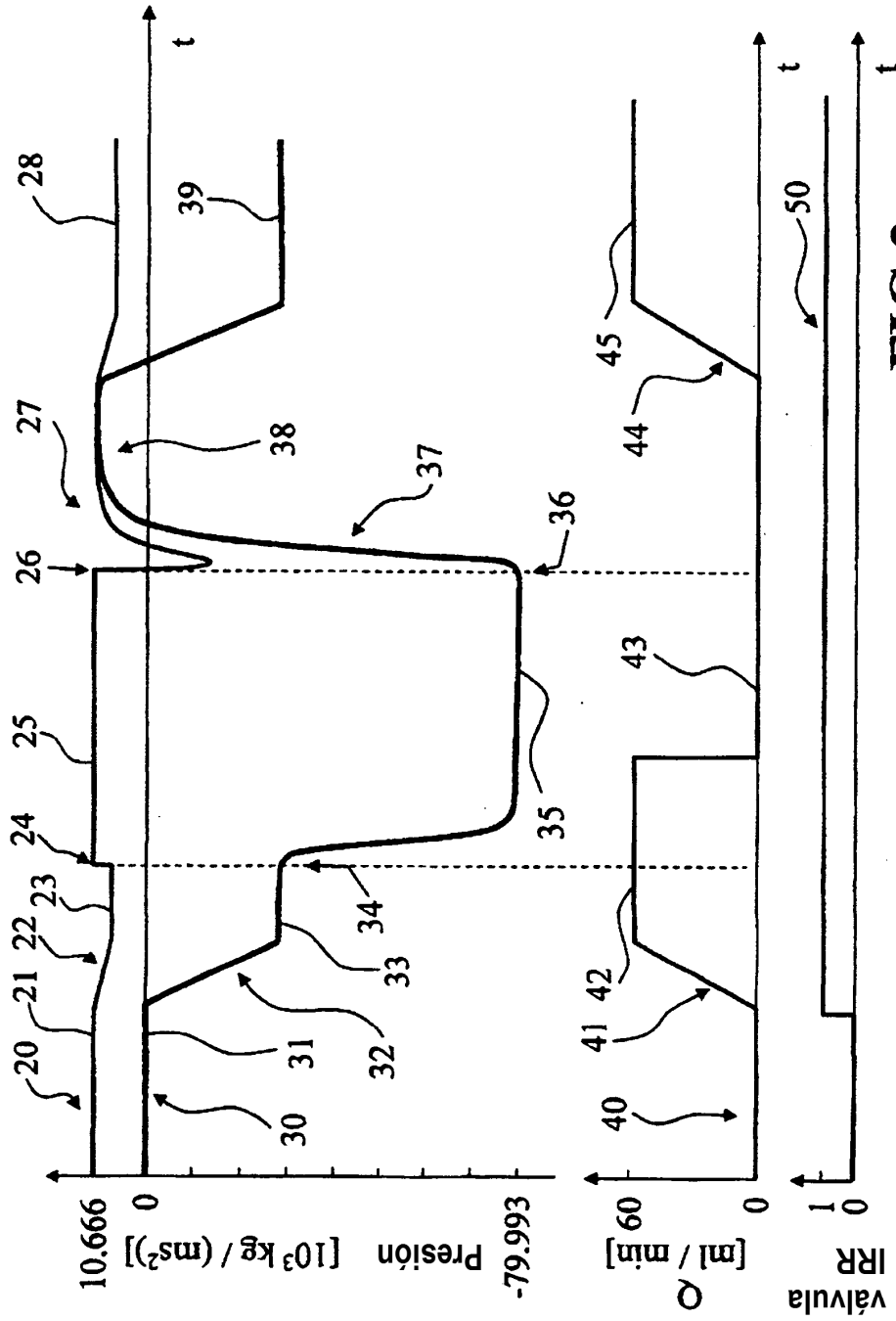
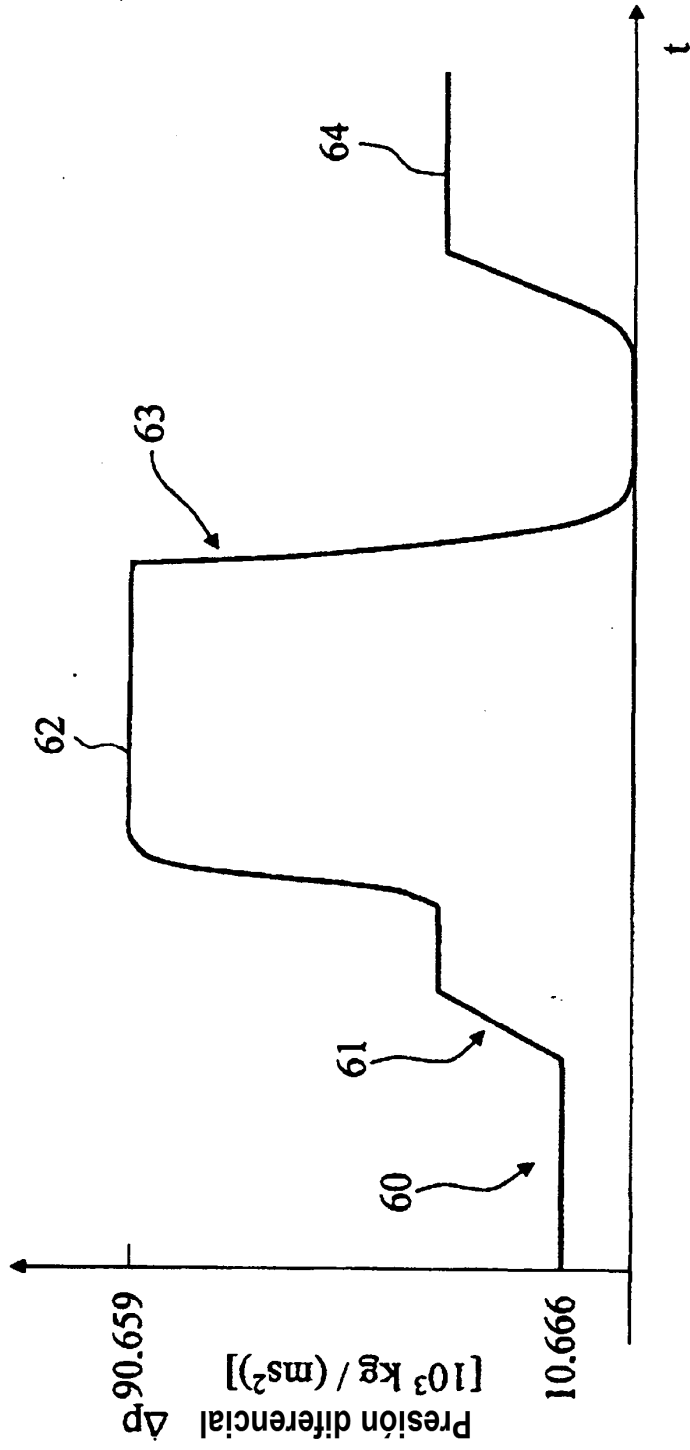
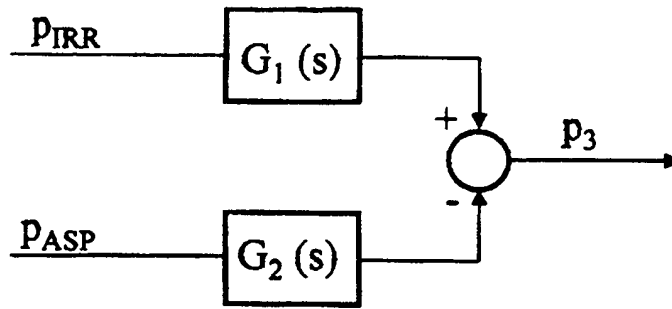


FIG. 2

FIG.3

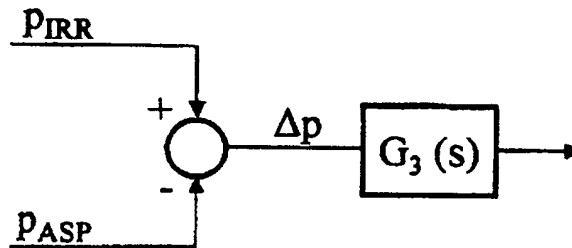




$$G_1(s) = \frac{1}{T_{IRR} \cdot s + 1}$$

$$G_2(s) = \frac{1}{T_{ASP} \cdot s + 1}$$

FIG.4A



$$G_3(s) = \frac{1}{T_{\Delta p} \cdot s + 1}$$

FIG.4B

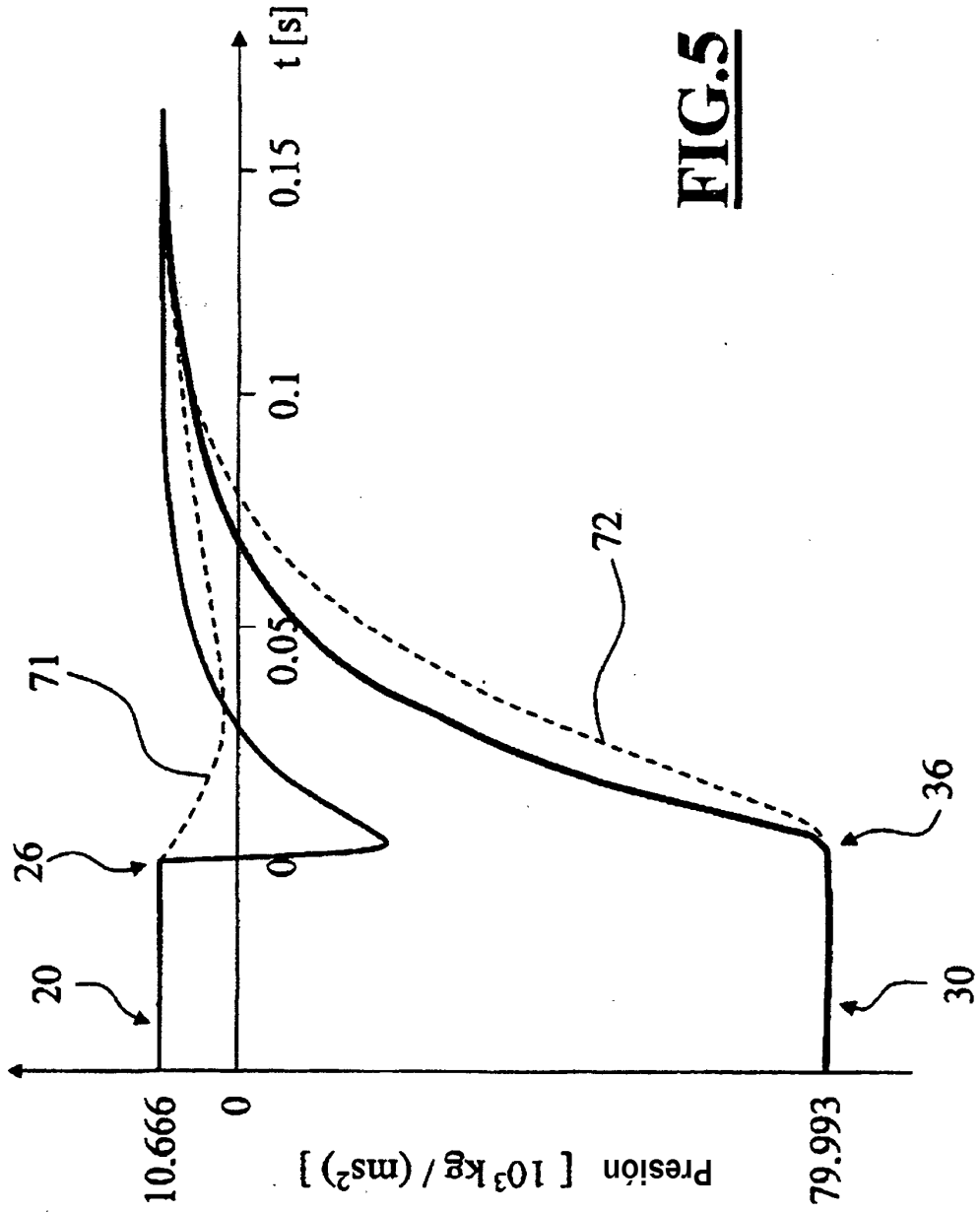


FIG.5

