

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 534 552**

51 Int. Cl.:

**A61M 3/02** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.08.2006 E 06790076 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.03.2015 EP 1928538**

54 Título: **Control de la presión intraocular**

30 Prioridad:

**28.09.2005 US 237503**

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

**24.04.2015**

73 Titular/es:

**NOVARTIS AG (100.0%)  
Lichtstrasse 35  
4056 Basel , CH**

72 Inventor/es:

**NAZARIFAR, NADER;  
REED, FREDERICK M.;  
HUCULAK, JOHN C. y  
THOMAS, ROGER D.**

74 Agente/Representante:

**CURELL AGUILÁ, Mireia**

**ES 2 534 552 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

Control de la presión intraocular.

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere en general a sistemas microquirúrgicos y, más particularmente, al control de la presión intraocular en cirugía oftálmica.

10 **Descripción de la técnica relacionada**

Durante la cirugía de pequeña incisión y, particularmente, durante la cirugía oftálmica, se insertan pequeñas sondas en el lugar que se va a operar para cortar, retirar o manipular de otro modo el tejido. Durante estos procedimientos quirúrgicos, típicamente se infunde fluido en el ojo, y el fluido de infusión y el tejido se aspiran del lugar de cirugía.

15 El mantenimiento de una presión intraocular óptima durante la cirugía oftálmica actualmente resulta problemático. Cuando no se realiza aspiración, la presión en el ojo se corresponde con la presión del fluido que se está infundiendo. Esta presión típicamente se menciona como la "presión de caudal cero". Sin embargo, cuando se aplica la aspiración, la presión intraocular cae de manera importante desde la presión de caudal cero, debido a todas las pérdidas de presión en el circuito de aspiración asociado con el flujo de aspiración. Por lo tanto, los cirujanos oftálmicos actualmente toleran presiones a caudal cero más elevadas de lo que se desearía, para compensar en aquellas ocasiones en las que la aplicación haría, de otro modo, descender la presión intraocular a situaciones de ojo blando. Clínicamente, dicha sobrepresión del ojo no es ideal.

25 El documento US 5810765 describe un aparato de irrigación/aspiración para su utilización en una operación de cataratas, que comprende un medio de suministro de fluido de irrigación para suministrar un fluido de irrigación contenido en una botella de irrigación al ojo del paciente, y un medio de aspiración de fluido de irrigación para aspirar, junto con los tejidos separados y similares, el fluido de irrigación suministrado al ojo del paciente. El aparato de irrigación/aspiración se caracteriza por un medio de variación del caudal de irrigación, para variar el caudal de irrigación del fluido de irrigación en el que el medio de suministro de fluido de irrigación suministra el fluido de irrigación, y un medio de control de caudal de irrigación para controlar el medio de variación del caudal de irrigación de acuerdo con la condición de funcionamiento del medio de aspiración de fluido de irrigación para regular el caudal de irrigación, de manera que se suprima la variación de presión en la cámara anterior del ojo del paciente durante la operación de catarata.

35 El documento US 5830176 describe cómo variar el caudal y/o la altura de presión de fluido mediante un instrumento quirúrgico, seleccionando entre una pluralidad de líneas de fluido la que suministrará fluido mediante la línea de infusión del instrumento. Las líneas de fluido conectan con los puertos de suministro de un conector común que prevé un puerto de descarga común en conexión fluida con la línea de infusión. Cada una de las líneas de infusión se encuentra en conexión fluida tanto con una fuente de fluido común, fuentes de fluido en elevaciones diferentes como con fuentes de fluido en presiones iguales o diferentes. El control de flujo se puede basar en la abertura y el cierre de válvulas en las líneas de flujo o el funcionamiento y el paro de bombas o de dispositivos de vacío. Un controlador puede determinar qué control de flujo aplicar dependiendo de la detección de los cambios de presión en el ojo o de las capacidades conocidas de las bombas o los dispositivos de vacío. Dicha detección se puede efectuar con un transductor de presión en el ojo, pero separado de las líneas de infusión y aspiración del instrumento quirúrgico.

50 El documento WO 9825515 (A1) describe un dispositivo y un procedimiento para determinar la presión de fluido interna en la cavidad corporal durante los procedimientos de irrigación. La invención se apoya en mediciones no invasivas y en un aparato quirúrgico calibrado para determinar la presión de fluido interno dinámica. Una vez que se conoce la presión dinámica de fluido interno, se puede generar una señal de control para indicar la necesidad de cambio al equipo de regulación de presión (12), como por ejemplo una bomba (16).

55 El documento US 5676650 (A), que describe un sistema de aspiración e irrigación de un dispositivo oftalmológico para realizar operaciones quirúrgicas en un ojo de un ser vivo, incluye una unidad de irrigación para dirigir un fluido a presión al ojo por un primer paso y una unidad de aspiración para la retirada simultánea de fluido y/o tejido del ojo por un segundo paso. Dicha unidad de aspiración incluye un sistema de bombeo de dos etapas con una bomba de vacío primaria que produce succión para efectuar una extracción de fluido y/o tejido del ojo por el segundo paso y una bomba de vacío secundaria dispuesta aguas abajo de la bomba primaria en un tercer paso en comunicación con el segundo paso, para elevar la presión de succión producida por la bomba primaria.

60 El documento US 2002019607 describe un sistema de irrigación para un dispositivo médico. El sistema de irrigación puede incluir una bomba que puede bombear fluido de irrigación desde un depósito a través de una línea de irrigación. Dicho sistema también puede prever un controlador acoplado a la bomba y un detector de presión de acumulador que detecte la presión de dicha línea de irrigación. El controlador puede variar la velocidad de la bomba en respuesta a un cambio en la presión de la línea, para controlar la presión de la línea de irrigación.

Adicionalmente, el controlador puede supervisar la resistencia del fluido del sistema determinando la velocidad de la bomba y el caudal correspondiente de la bomba. El controlador puede proporcionar una o más señales de salida de seguridad si la resistencia del fluido excede un/os valor/es de umbral.

- 5 De acuerdo con esto, continúa existiendo una necesidad de un procedimiento mejorado para controlar la presión intraocular durante la cirugía oftálmica.

**Sumario de la invención**

- 10 De acuerdo con esto, se proporciona un sistema según se detalla en la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes 2 a 4, se proporcionan particularidades ventajosas.

15 Se proporciona una cámara de infusión que contiene un fluido de irrigación, y se selecciona una presión intraocular deseada. La cámara de infusión se presuriza con un gas presurizado, para proporcionar fluido de irrigación a un dispositivo quirúrgico. Se mide un caudal del fluido en una línea de fluido acoplada fluidicamente con el dispositivo quirúrgico. Se envía a un ordenador una señal correspondiente al caudal medido. Se calcula una presión intraocular prevista con el ordenador, en respuesta a la señal. Se ajusta un nivel de gas presurizado, en respuesta a una segunda señal del ordenador, para mantener la presión intraocular prevista próxima a la presión intraocular deseada.

20 La cámara de infusión prevé una primera cámara destinada a contener un fluido de irrigación y una segunda cámara destinada a contener un fluido de irrigación. La primera cámara no está acoplada fluidicamente con la segunda cámara. Se suministra un fluido de irrigación desde una fuente de infusión a la primera cámara y la segunda cámara. El fluido de irrigación se suministra a un dispositivo quirúrgico desde la primera cámara durante un procedimiento microquirúrgico, y esta etapa finaliza cuando el nivel del fluido de irrigación en la primera cámara alcanza un límite inferior. Después de dicha finalización, el fluido de irrigación se suministra al dispositivo quirúrgico desde la segunda cámara y la primera cámara se vuelve a llenar con el fluido de irrigación de la fuente de infusión.

**Breve descripción de los dibujos**

30 Para una comprensión más completa de la presente invención, y otras ventajas y objetivos de la misma, se hará referencia a la descripción siguiente considerada junto con los dibujos adjuntos, en los que:

35 la Figura 1 es un diagrama esquemático que ilustra el control de infusión en un sistema microquirúrgico oftálmico; y

la Figura 2 es un diagrama esquemático que ilustra el control de infusión y el control de irrigación en un sistema microquirúrgico oftálmico.

**Descripción detallada de las formas de realización preferidas**

40 Las formas de realización preferidas de la presente invención, así como sus ventajas, se entenderán mejor haciendo referencia a las Figuras 1-2 de los dibujos, utilizándose números iguales para partes iguales y correspondientes de los distintos dibujos. Tal como se muestra en la Figura 1, el sistema microquirúrgico oftálmico 10 incluye un manguito a presión 12; una fuente de infusión 14; una cámara de infusión dual 16 provista de una cámara 16a y una cámara 16b; detectores de nivel de fluido 18 y 20; un detector de flujo 22; filtros 24 y 26; un dispositivo quirúrgico 29; un ordenador o microprocesador 28; colectores de gas 30 y 32; una fuente de gas presurizado 34; válvulas solenoide proporcionales 36, 38 y 40; válvulas solenoide "todo/nada" 42, 44, 46, 48, 50, 52, 54; accionadores 56, 58, 60 y 62 y transductores de presión 64, 66 y 68. La cámara de infusión dual 16; los detectores de nivel de fluido 18 y 20; las porciones de las líneas de fluido de infusión 70, 72, 74, 76, 78 y 80 y las porciones de las líneas de gas 84 y 86 preferentemente están dispuestos en un contenedor quirúrgico 27. La fuente de infusión 14; la cámara de infusión dual 16; el detector de flujo 22; los filtros 24 y 26 y el dispositivo quirúrgico 29 están acoplados fluidicamente mediante las líneas de fluido de infusión 70 a 80. La fuente de infusión 14, la cámara de infusión dual 16, los colectores de gas 30 y 32; la fuente de gas presurizada 34 y los accionadores 56, 58, 60 y 62 están acoplados fluidicamente mediante las líneas de gas 82, 84, 86, 88, 90, 92, 94 y 96. La fuente de infusión 14; los detectores de nivel de fluido 18 a 20; el detector de flujo 22; el microprocesador 28; las válvulas solenoide proporcionales 36 a 40; las válvulas solenoide todo/nada 42 a 54; los accionadores 56 a 62 y los transductores de presión 64 a 68 están acoplados eléctricamente mediante interfaces 100, 102, 104, 106, 108, 110, 112, 114, 116, 118, 120, 122, 124, 126, 128, 130 y 132.

60 La fuente de infusión 14 preferentemente es una fuente de infusión flexible. Los detectores de nivel de fluido 18 y 20 pueden ser cualquier dispositivo adecuado para la medición del nivel de fluido en las cámaras de infusión de fluido 16a y 16b, respectivamente. Preferentemente, los detectores de nivel de fluido 18 y 20 pueden medir el nivel de fluido en las cámaras de infusión 16a y 16b de un modo continuo. El detector de flujo 22 puede ser cualquier dispositivo adecuado para la medición del caudal de fluido en la línea de fluido 80. Preferentemente, el detector de flujo 22 es un detector de flujo no invasivo. Los filtros 24 y 26 son filtros microbacterianos hidrofóbicos. Un filtro preferido es el filtro de membrana Versapor® (0,8 micras), disponible en Pall Corporation de East Hills, New York.

El microprocesador 28 puede incorporar el control por retroalimentación y, preferentemente, el control tipo PID. El dispositivo quirúrgico 29 puede ser cualquier dispositivo adecuado para proporcionar fluido de irrigación quirúrgico al ojo, pero, preferentemente, es una cánula de infusión, una empuñadura de irrigación o una empuñadura de irrigación/aspiración.

En funcionamiento, las líneas de fluido 70, 72 y 74; las cámaras 16a y 16b; las líneas de fluido 76, 78 y 80 y el dispositivo quirúrgico 29 están cada uno de ellos cebados con un fluido de irrigación quirúrgico 140 mediante una fuente de infusión presurizadora 14. El fluido de irrigación quirúrgico 140 puede ser cualquier tipo de fluido de irrigación quirúrgico para uso oftálmico, como por ejemplo, la solución de irrigación intraocular BSS PLUS® de Alcon Laboratories, Inc.

La presurización de la fuente de infusión 14 preferentemente se realiza mediante un manguito de presión 12. Más específicamente, el microprocesador 28 envía una señal de control para abrir la válvula solenoide 42 mediante la interfaz 106 y para cerrar las válvulas solenoide 44 y 46 mediante las interfaces 108 y 110, respectivamente. El microprocesador 28 también envía una señal de control para abrir la válvula solenoide proporcional 40 mediante la interfaz 104, de manera que el colector 30 suministre la cantidad adecuada de aire presurizado para accionar el manguito de presión 12. El transductor de presión 68 detecta la presión en la línea de gas 82 y proporciona una señal correspondiente al microprocesador 28 mediante la interfaz 126. Las válvulas solenoide 48 a 54 inicialmente están abiertas, de manera que el colector 32 proporciona aire presurizado para accionar los accionadores 56 a 62 para cerrar las líneas de fluido 72 a 78. El microprocesador 28 envía señales de control para cerrar las válvulas solenoide 48 a 54 mediante las interfaces 114 a 120. El cierre de las válvulas solenoide 48 a 54 acciona los accionadores 56 a 62 para abrir las líneas de fluido 72 a 78. Después de que todas las cámaras y líneas de fluido estén cebadas, el microprocesador 28 cierra los accionadores 56 a 62 y, así, las líneas de fluido 72 a 78. Alternativamente, la presurización de la fuente de infusión 14 únicamente se puede realizar por gravedad.

Después del cebado, un usuario proporciona una presión intraocular deseada al microprocesador 28 mediante una entrada 134. Dicha entrada 134 puede ser cualquier dispositivo de entrada adecuado, pero, preferentemente, es una pantalla táctil o un botón físico. La cámara 16b preferentemente es la cámara de infusión activa inicial. El microprocesador 28 envía señales de control adecuadas para abrir la válvula solenoide 44 y para abrir la válvula solenoide proporcional 36 (mediante la interfaz 100), para proporcionar un nivel adecuado de aire presurizado a la cámara 16b. El transductor de presión 64 detecta la presión en la línea de gas 84 y proporciona una señal correspondiente al microprocesador 28 mediante la interfaz 124. El microprocesador 28 también envía una señal de control adecuada para abrir el accionador 60 y, así, la línea de fluido 78. La cámara 16b suministra fluido presurizado 140 al ojo mediante las líneas de fluido 78 y 80 y el dispositivo quirúrgico 29. El detector de flujo 22 mide el caudal de fluido 140 y proporciona una señal correspondiente al microprocesador 28 mediante la interfaz 132. El microprocesador 28 calcula una presión intraocular prevista, utilizando la señal del detector de flujo 22 y la información de impedancia determinada empíricamente del sistema microquirúrgico 10. A continuación, el microprocesador 28 envía una señal de control de retroalimentación adecuada a la válvula solenoide proporcional 36, para mantener la presión intraocular prevista en o próxima a la presión intraocular deseada durante todas las fases de la cirugía.

El detector de nivel de fluido 20 supervisa continuamente el descenso en el nivel de fluido 140 en la cámara 16b durante la cirugía y proporciona una señal correspondiente al microprocesador 28 mediante la interfaz 130. El microprocesador 28 realiza ajustes a la presión de aire proporcionada a la cámara 16b, para adaptar la diferencia en la altura de la carga del fluido cuando desciende el nivel de fluido 140. Cuando el nivel de fluido 140 en la cámara 16b alcanza un nivel límite inferior, el microprocesador 28 cierra la válvula solenoide 44 y el accionador 60 y abre la válvula solenoide 46 y los accionadores 58 y 62. La cámara 16a es ahora la cámara de infusión activa. El microprocesador 28 envía una señal de control adecuada a la válvula solenoide proporcional 38 mediante la interfaz 102, para proporcionar un nivel adecuado de aire presurizado a la cámara 16a. El transductor de presión 66 detecta la presión en la línea de gas 86 y proporciona una señal correspondiente al microprocesador 28 mediante la interfaz 122. La cámara 16a suministra fluido presurizado 140 al ojo mediante las líneas de fluido 76 y 80 y el dispositivo quirúrgico 29. El detector de flujo 22 mide el caudal de fluido 140 y proporciona una señal correspondiente al microprocesador 28 mediante la interfaz 132. El microprocesador 28 calcula la presión intraocular prevista, tal como se ha descrito anteriormente y, a continuación, envía una señal de retroalimentación adecuada a la válvula solenoide proporcional 38, para mantener la presión intraocular prevista en o próxima a la presión intraocular deseada durante todas las fases de la cirugía. El microprocesador 28 cierra el accionador 58 y la línea de fluido 74 una vez que la cámara 16b se vuelve a llenar con fluido 140.

El detector de nivel de fluido 18 supervisa continuamente el descenso en el nivel de fluido 140 en la cámara 16a durante la cirugía y proporciona una señal correspondiente al microprocesador 28 mediante la interfaz 128. El microprocesador 28 realiza ajustes en la presión de aire proporcionada a la cámara 16a, para adaptar la diferencia en la altura de la carga de fluido cuando desciende el nivel de fluido 140. Cuando el nivel de fluido 140 en la cámara 16a alcanza un nivel límite inferior, el microprocesador 28 conmuta la cámara 16b para activar la infusión, hace que la cámara 16a quede inactiva y vuelve a llenar la cámara 16a con fluido 140 mediante la línea de fluido 72. Este ciclo entre las cámaras 16b y 16a continúa durante la cirugía.

5 La fuente de infusión 14 preferentemente se supervisa mediante el detector de nivel de flujo (que no se muestra) capaz de proporcionar una señal al microprocesador 28 mediante la interfaz 112 cuando la fuente 14 alcanza un límite de casi vacío. Las cámaras 16a y 16b preferentemente también presentan cada una de las mismas un volumen que permite intercambiar la fuente de infusión 14, cuando está casi vacía, sin interrumpir el procedimiento quirúrgico. Más específicamente, las cámaras 16a y 16b preferentemente presentan cada una de las mismas un volumen de 30 cc aproximadamente. Dicho volumen permite aproximadamente dos minutos para el intercambio de una fuente de infusión casi vacía 14 en condiciones de flujo máximo (por ejemplo vitrectomía central). Además, una vez que se intercambia la fuente de infusión 14, todas las burbujas de aire en las líneas de fluido 70, 72 y 74 se "retirarán" automáticamente cuando la cámara inactiva 16a o 16b se vuelve a llenar, sin la necesidad de cebar de nuevo.

10 En caso de fallo de cualquiera de las cámaras 16a o 16b, el microprocesador 28 preferentemente puede continuar la cirugía con solo una cámara activa. En el caso de fallo de ambas cámaras 16a y 16b, el microprocesador 28 preferentemente puede continuar la cirugía utilizando solo la fuente de infusión 14.

15 La Figura 2 muestra un sistema microquirúrgico oftálmico modificado 10a. Dicho sistema microquirúrgico 10a es similar al sistema microquirúrgico 10, con la excepción de que prevé un sistema de irrigación en adición al sistema de infusión descrito anteriormente para el sistema 10. Más específicamente, el sistema 10a es idéntico al sistema 20 10, con la excepción de que el sistema 10a también incluye una fuente de irrigación 200; líneas de fluido 202 y 206; líneas de gas 208 y 216; válvulas solenoide 210 y 218; accionadores 214 y 222; interfaces eléctricas 212 y 220 y un dispositivo quirúrgico 224. Tal como se muestra en la Figura 2, la fuente de irrigación 200 únicamente está presurizada por gravedad. Tal como podrá apreciar un experto ordinario en la materia, el sistema microquirúrgico 10a permite que el fluido de irrigación quirúrgico 140 se suministre al dispositivo quirúrgico 29 mediante la línea de fluido 80 (infusión) y el fluido de irrigación quirúrgico 140 se suministre a un dispositivo quirúrgico 224 mediante una línea de fluido 206 (irrigación), de forma independiente. El microprocesador 28 puede calcular la información del flujo para el fluido 140 en la línea de fluido 206 supervisando de manera continua el cambio de volumen del fluido del interior de la cámara 16b, tal como se indica mediante el detector de fluido 20.

25 A partir de lo anterior, se puede apreciar que la presente invención proporciona un control mejorado de la presión intraocular con un sistema microquirúrgico. La presente invención se ilustra en el presente documento a título de ejemplo, y un experto ordinario en la materia puede realizar varias modificaciones.

30 Se considera que el funcionamiento y la construcción de la presente invención se pondrán de manifiesto a partir de la descripción anterior. Aunque el aparato y los procedimientos que se han mostrado o descrito anteriormente se han caracterizado como se prefieren, se pueden realizar varios cambios y modificaciones sin apartarse del alcance de la invención, tal como se define en las reivindicaciones siguientes.

**REIVINDICACIONES**

1. Sistema microquirúrgico de presión intraocular (10), que comprende:

- 5 una cámara de infusión (16), presentando dicha cámara de infusión una primera cámara (16b) destinada a contener un fluido de irrigación (140) y una segunda cámara (16a) destinada a contener un fluido de irrigación, no estando dicha primera cámara (16b) fluidicamente acoplada con dicha segunda cámara (16a);
- 10 un primer detector de nivel de fluido (20) destinado a medir el nivel de fluido de irrigación en dicha primera cámara (16b) y un segundo detector de nivel de fluido (18) destinado a medir el nivel de fluido de irrigación en dicha segunda cámara (16a);
- 15 una fuente de infusión (14) fluidicamente acoplada con dicha primera cámara (16b) para proporcionar el fluido de irrigación a dicha primera cámara y fluidicamente acoplada con dicha segunda cámara (16a) para proporcionar el fluido de irrigación a dicha segunda cámara;
- 20 una fuente de gas presurizado (34) fluidicamente acoplada con dicha primera cámara (16b) y fluidicamente acoplada con dicha segunda cámara (16a);
- 25 una disposición de válvula (34-46) y una disposición de accionador de válvula (56-62) adaptadas para dirigir el gas desde la fuente de gas presurizado (34) hasta dicha primera cámara (16b) y hasta dicha segunda cámara (16a);
- un dispositivo quirúrgico (29) destinado a proporcionar fluido de irrigación a un ojo, fluidicamente acoplado con dicha primera cámara (16b) y fluidicamente acoplado con dicha segunda cámara (16a);
- un detector de flujo (22) para medir un caudal de fluido de irrigación entre dicha primera cámara (16b) y dicho dispositivo quirúrgico, y entre dicha segunda cámara (16a) y dicho dispositivo quirúrgico; y
- 30 un microprocesador (28) configurado para:
- recibir una entrada de presión intraocular deseada mediante una entrada de usuario (134);
- 35 enviar señales de control adecuadas mediante una interfaz de disposición de accionador de válvula (56-62) de manera que se proporcione un nivel adecuado de aire presurizado a dicha primera o segunda cámara (16b, 16a) de manera que se proporcione el fluido de irrigación a dicho dispositivo quirúrgico (29),
- recibir una señal procedente de dicho detector de flujo (22) correspondiente a un caudal de fluido de irrigación;
- 40 calcular una presión intraocular prevista utilizando la señal procedente de dicho detector de flujo (22) e información de impedancia de dicho sistema microquirúrgico (10) determinada empíricamente;
- 45 enviar una señal de control de retroalimentación adecuada mediante una interfaz de disposición de accionador de válvula (56 a 62) de manera que se mantenga la presión intraocular prevista en o próxima a la presión intraocular deseada, durante todas las fases de la cirugía;
- estando dicho microprocesador (28) configurado asimismo para:
- 50 recibir una señal procedente de dicho primer detector de nivel de fluido (20) correspondiente al nivel de fluido en dicha primera cámara (16b) y, cuando se determina que el nivel de fluido de irrigación en dicha primera cámara alcanza un límite inferior, enviar señales de control adecuadas mediante una interfaz de disposición de accionador de válvula (56-62), de manera que finalice el suministro de fluido de irrigación al dispositivo quirúrgico (29) desde dicha primera cámara (16b);
- 55 enviar señales de control adecuadas mediante una interfaz de disposición de accionador de válvula (56-62) de manera que se proporcione un nivel adecuado de aire presurizado a la segunda cámara (16a), para proporcionar el fluido de irrigación a dicho dispositivo quirúrgico (29) desde dicha segunda cámara (16a); y
- 60 enviar señales de control adecuadas mediante una interfaz de disposición de accionador de válvula (56-62) de manera que se vuelva a llenar dicha primera cámara (16b) con dicho fluido de irrigación procedente de dicha fuente de infusión (14).

2. Sistema según la reivindicación 1, en el que el microprocesador (28) está configurado asimismo para:

65

utilizar el segundo detector de nivel de fluido (18) para determinar cuándo dicho fluido de irrigación (140) en dicha segunda cámara (16a) alcanza un segundo límite inferior;

5 finalizar dicho suministro de dicho fluido de irrigación (140) a dicho dispositivo quirúrgico (29) de dicha segunda cámara (16a) cuando dicho nivel de dicho fluido de irrigación en dicha segunda cámara (16a) alcanza dicho segundo límite inferior;

10 reiniciar dicho suministro de dicho fluido de irrigación (140) a dicho dispositivo quirúrgico (29) de dicha primera cámara (16b); y

volver a llenar dicha segunda cámara (16a) con dicho fluido de irrigación (140) procedente de dicha fuente de infusión (14) durante dicha etapa de reinicio.

15 3. Sistema según la reivindicación 2, que comprende asimismo un detector de nivel de fluido para supervisar dicha fuente de infusión (14), y en el que el microprocesador (28) está configurado asimismo para utilizar dicho detector de nivel de fluido para detectar cuándo dicha fuente de infusión (14) alcanza un tercer límite de nivel inferior.

20 4. Sistema según la reivindicación 1, que comprende asimismo una fuente de irrigación (200) que no está fluidicamente acoplada con dicha fuente de infusión (14) y un segundo dispositivo quirúrgico (224), y en el que el microprocesador (28) está configurado asimismo para:

proporcionar dicho fluido de irrigación (140) de dicha fuente de irrigación (200) a una de entre dicha primera cámara (16b) o dicha segunda cámara (16a), y

25 proporcionar dicho fluido de irrigación (140) a dicho segundo dispositivo quirúrgico (224) de dicha una de entre dicha primera cámara (16b) o dicha segunda cámara (16a).

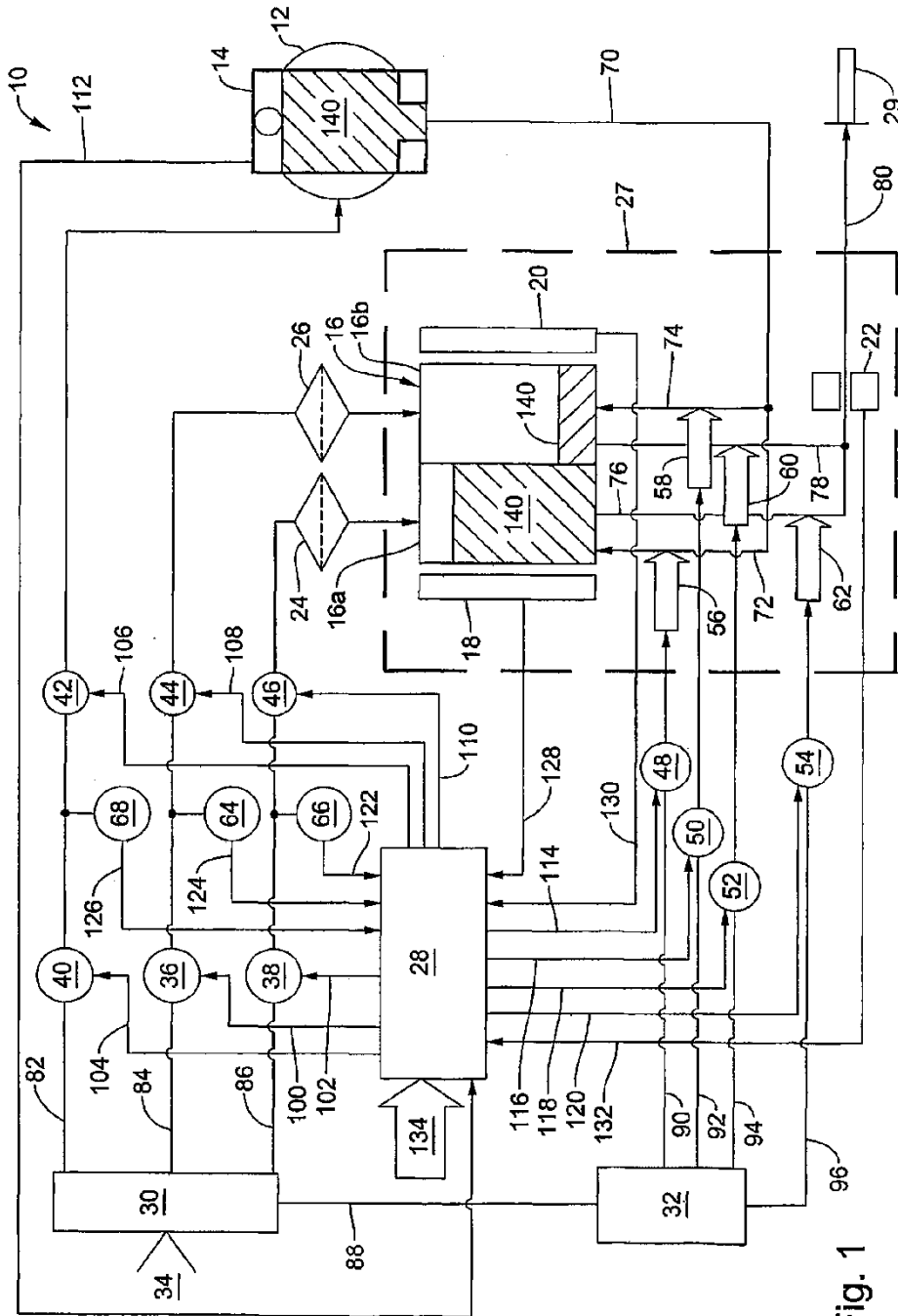


Fig. 1



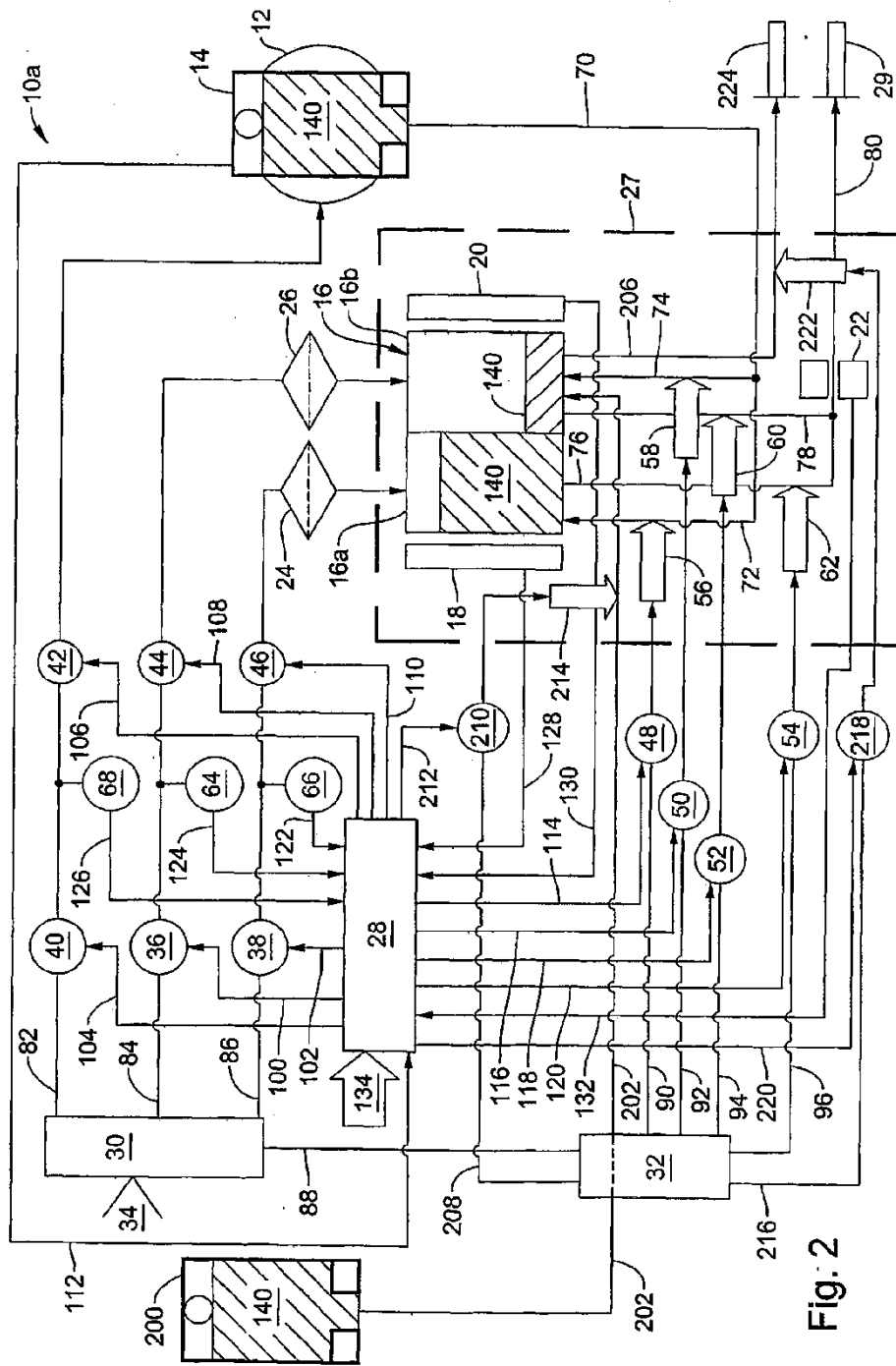


Fig. 2