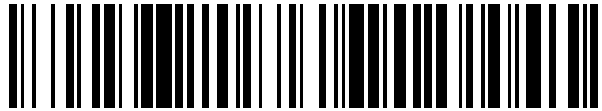


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 568 741**

51 Int. Cl.:

A61M 39/22 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.03.2012 E 12763273 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.02.2016 EP 2688636**

54 Título: **Sistema para el suministro controlado de fluidos médicos**

30 Prioridad:

25.03.2011 US 201113065621

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

04.05.2016

73 Titular/es:

**LEVY, KIMBERLEY (50.0%)
P.O.B 7125
Fort Myers, FL 33911, US y
LEVY, FRANK (50.0%)**

72 Inventor/es:

**LEVY, KIMBERLEY y
LEVY, FRANK**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 568 741 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema para el suministro controlado de fluidos médicos

La presente solicitud reivindica el beneficio de la solicitud de patente US N° 13/065.621 presentada el 25 de Marzo de 2011.

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a un sistema para suministrar de manera segura un volumen controlado de un fluido médico a un paciente y, más particularmente, a un sistema para suministrar un flujo controlado de dióxido de carbono (CO₂) u otro fluido de contraste con el fin de obtener imágenes radiológicas.

Antecedentes de la invención

10 Se han utilizado diversos tipos de equipos médicos para suministrar volúmenes controlados de sustancias líquidas y gaseosas a pacientes. Un campo que implica la administración de dichos fluidos es la radiología, en la que una pequeña cantidad de gas dióxido de carbono o un medio de contraste alternativo se suministran al sistema vascular del paciente con el fin de desplazar la sangre del paciente y obtener imágenes mejoradas del sistema vascular. Tradicionalmente, esto requería que el CO₂ u otros medios fuesen suministrados primero desde un cilindro a presión a una jeringa. A
15 continuación, la jeringa llena se desconecta del cilindro y se vuelve a conectar a un catéter fijado al paciente. Si se necesita CO₂ adicional, la jeringa debe ser desconectada del catéter y debe ser fijada de nuevo al cilindro para el relleno. Este procedimiento, además de ser laborioso y de requerir mucho tiempo, presenta un grave riesgo de introducir aire en el CO₂ o en el fluido de contraste en cada punto de desconexión. La inyección de dicho aire a los vasos sanguíneos del paciente puede ser extremadamente peligrosa e incluso fatal.

20 Recinella et al., en la Patente US N° 6.315.762 describe un sistema de suministro cerrado en el que una bolsa que contiene hasta 2.000 ml de dióxido de carbono u otros medios de contraste es interconectada selectivamente por medio de una llave de paso a la cámara de una jeringa o a un catéter fijado al paciente. Aunque este sistema reduce la introducción de aire al fluido administrado causada la conexión y la desconexión de los componentes individuales, todavía presenta una serie de deficiencias. Por un lado, hay una tendencia a que volúmenes de aire potencialmente peligrosos queden atrapados dentro de la bolsa. Normalmente, esto requiere que la bolsa sea manipulada y purgada múltiples veces
25 antes de ser fijada a la llave de paso y, en última instancia, al catéter. Además, este sistema de suministro no proporciona una operación a prueba de errores, segura y fiable de manera óptima. Si la válvula de la llave de paso es operada incorrectamente para conectar accidentalmente la bolsa llena de dióxido de carbono u otra fuente de dióxido de carbono directamente al catéter del paciente, puede suministrarse súbitamente un volumen peligroso y potencialmente letal de CO₂
30 al sistema vascular del paciente. Es médicamente crítico evitar dicha inundación de CO₂ en los vasos sanguíneos.

Sumario de la invención

Por lo tanto, un objeto de la presente invención es proporcionar un sistema para suministrar, de manera segura y fiable, una dosis controlada de un fluido a un paciente médico.

35 Un objeto adicional de la presente invención es proporcionar un sistema de suministro de fluido (es decir, líquido o gas) que sea particularmente eficaz para su uso en la administración de CO₂ u otros medios de contraste de una manera controlada al sistema vascular del paciente para proporcionar un contraste mejorado para la obtención de imágenes radiológicas.

40 Un objeto adicional de la presente invención es proporcionar un sistema de suministro de fluido y particularmente un sistema de suministro de CO₂/medios de contraste que prevenga que cantidades de aire potencialmente peligrosas entren al fluido y sean administradas, de esta manera, al paciente.

Un objeto adicional de la presente invención es proporcionar un sistema de suministro de fluido que prevenga la inundación accidental del sistema vascular del paciente con dióxido de carbono u otros gases o líquidos administrados bajo presión positiva.

45 Un objeto adicional de la presente invención es proporcionar un sistema de suministro de fluido que presente una operación segura y a prueba de errores, que permita solo la administración con precisión de dosis fiables y controladas de un fluido médico.

Un objeto adicional de la presente invención es proporcionar un sistema de suministro de fluido que pueda ser usado de manera segura y eficaz con prácticamente cualquier fuente de dióxido de carbono u otro fluido médico independientemente de la presión o el entorno en el que se mantiene el fluido.

Un objeto adicional de la presente invención es proporcionar un sistema de flujo de fluido que prevenga que un fluido médico administrado fluya en una dirección no deseada a través del sistema.

El documento US 5135026 describe una válvula médica que tiene indicadores de flujo de fluido.

5 La presente invención resulta del reconocimiento de que un sistema mejorado, a prueba de errores, mejorado, para suministrar de manera segura cantidades controladas de un fluido médico tal como CO₂ u otros medios de contraste a un paciente puede conseguirse mediante la utilización de una válvula de múltiples partes que suministra el fluido en cantidades controladas de manera precisa secuencialmente a través de una serie de jeringas de manera que sea imposible conectar directamente la fuente de fluido al paciente. Al mismo tiempo, el sistema de suministro no tiene que ser desconectado y vuelto a conectar durante la administración del fluido médico. Esto reduce en gran medida la introducción de aire al sistema y al fluido que está siendo administrado.

10 La presente invención proporciona un sistema para el suministro controlado de un fluido médico desde una fuente de dicho fluido a un paciente, en el que dicho sistema comprende: un conducto de entrada para ser conectado comunicativamente a una fuente del fluido médico; un conducto de salida para ser conectado comunicativamente al paciente; jeringas primera y segunda entre dichos conductos de entrada y de salida; un conjunto de válvula de control que interconecta dicho conducto de entrada, dicho conducto de salida, dicha primera jeringa y dicha segunda jeringa, en el que dicho conjunto de válvula de control puede alternar entre un primer estado, en el que dicho conducto de entrada se comunica con dicha primera jeringa para transmitir fluido desde la fuente a dicha primera jeringa, un segundo estado, en el que dicha primera jeringa se comunica con dicha segunda jeringa y está aislada de dichos conductos de entrada y de salida para transmitir fluido desde dicha primera jeringa a dicha segunda jeringa, y un tercer estado, en el que dicha segunda jeringa se comunica con dicho conducto de salida y está aislada de dicho conducto de entrada y dicha primera jeringa para transmitir fluido desde dicha segunda jeringa a dicho conducto de salida; dicho conjunto de válvula de control incluye un cuerpo de válvula que tiene puertos de entrada y de salida alineados, en el que dicho puerto de entrada puede ser conectado comunicativamente a dicho conducto de entrada y dicho puerto de salida puede ser conectado comunicativamente a dicho conducto de salida, en el que dicho cuerpo de válvula incluye además un primer puerto intermedio al cual se conecta, de manera selectiva, dicha primera jeringa y un segundo puerto intermedio al cual se conecta, de manera selectiva, dicha segunda jeringa, en el que dicho conjunto de válvula de control incluye además un elemento de llave de paso montado de manera giratoria dentro de dicho cuerpo e incluye un canal en ángulo que puede alinearse, de manera selectiva, con dicho puerto de entrada y dicho primer puerto intermedio para permitir la comunicación entre dicho conducto de entrada y dicha primera jeringa, dicho primer puerto intermedio y dicho segundo puerto intermedio para permitir la comunicación entre dicha primera jeringa y dicha segunda jeringa, y dicho segundo puerto intermedio y dicho puerto de salida para permitir la comunicación entre dicha segunda jeringa y dicho conducto de salida mientras se previene el flujo de fluido directo desde el puerto de entrada al puerto de salida.

15 En una realización, el conjunto de válvula incluye un cuerpo de válvula que tiene puertos de entrada y de salida alineados que pueden conectarse comunicativamente a los conductos de entrada y de salida, respectivamente. El cuerpo de válvula incluye además un par de puertos intermedios primero y segundo que se extienden de manera axialmente transversal a los puertos de entrada y de salida y transversalmente entre sí. Hay una llave de paso montada de manera giratoria dentro del cuerpo de válvula e incluye un canal en ángulo que tiene un par de segmentos de canal interconectados comunicativamente que se extienden axialmente en un ángulo agudo entre sí. Los segmentos de canal de la llave de paso están interconectados en un ángulo que es generalmente equivalente al ángulo formado entre cada par adyacente de puertos no alineados en el cuerpo de válvula de manera que la llave de paso pueda ser girada para alinear los segmentos de canal con un par adyacente seleccionado de los puertos no alineados para permitir la comunicación de fluido entre esos puertos. Cada uno de los puertos intermedios puede ser conectado a una jeringa respectiva. La llave de paso se ajusta selectivamente entre las posiciones primera, segunda y tercera. En la primera posición, los segmentos de canal interconectan comunicativamente el puerto de entrada y un primer puerto de los puertos intermedios. El fluido introducido a través de la parte de conducto de entrada es transmitido de esta manera a través del puerto de entrada y el canal de la llave de paso al primer puerto intermedio. Este puerto dirige el fluido a una primera jeringa conectada al mismo. En la segunda posición de la válvula, la llave de paso alinea los segmentos de canal con los puertos intermedios primero y segundo, respectivamente. Esto aísla el fluido en la primera jeringa tanto del conducto de entrada como del conducto de salida. La primera jeringa es operada para dirigir el fluido a través del primer puerto intermedio, el canal de la llave de paso y el segundo puerto intermedio al interior de una segunda jeringa unida al segundo puerto intermedio. En la tercera posición de la válvula, la llave de paso se hace girar para alinear los segmentos de canal con el segundo puerto intermedio y el puerto de salida, respectivamente. Esto aísla el fluido en la segunda jeringa de la fuente de fluido, el puerto de entrada y el primer puerto intermedio. A continuación, la segunda jeringa es operada para impulsar el fluido a través del segundo puerto intermedio, el canal de la llave de paso y el puerto de salida al conducto de salida. El conducto de salida dirige este fluido al paciente.

20 Los ejes longitudinales respectivos de los puertos de entrada y de salida están alineados. Los puertos intermedios primero y segundo pueden incluir ejes longitudinales respectivos que forman un ángulo de sustancialmente 60 grados entre sí. El

primer puerto intermedio puede formar un ángulo axial de sustancialmente 60 grados con el eje longitudinal del puerto de entrada y, de manera similar, el eje del segundo puerto intermedio puede formar un ángulo de sustancialmente 60 grados con el eje longitudinal del puerto de salida.

5 El canal angular formado en la llave de paso presenta preferiblemente segmentos de canal con ejes longitudinales respectivos que forman un ángulo de sustancialmente 60 grados. Tal como se usa en la presente memoria, "sustancialmente de 60 grados" significa que los ángulos son precisa o aproximadamente de 60 grados, de manera que los segmentos de canal de la llave de paso sean intercambiables comunicativa y selectivamente con un par respectivo de puertos adyacentes no alineados en cada una de las tres posiciones de válvula. Pueden darse ángulos alternativos cuando los conductos de entrada y salida no están alineados. Una palanca está fijada al cuerpo de la válvula para ajustar la llave de paso entre las tres posiciones de válvula alternativas.

10 El conducto de entrada puede incluir un accesorio para su interconexión, de manera estanca, a una fuente de fluido médico. El accesorio puede incluir una válvula de una vía para limitar el flujo de fluido a una única dirección desde la fuente de fluido al conjunto de válvula y para prevenir el flujo en la dirección opuesta. El conducto de entrada puede incluir tuberías bobinadas. Una segunda válvula de una vía puede estar montada dentro del puerto de entrada del cuerpo de la válvula para restringir el flujo de fluido desde el cuerpo de la válvula al conducto de entrada.

15 El conjunto de válvula puede incluir además una válvula de salida de una vía montada en el puerto de salida, para restringir que el flujo de fluido fluya en una única dirección desde el puerto de salida al conducto de salida y para prevenir el flujo de fluido en la dirección opuesta. Hay formada una segunda sección bobinada de tuberías en la sección de salida.

20 El conducto de salida puede presentar una válvula aguas abajo para descargar y/o purgar fluido y/o para administrar un fluido aditivo al fluido controlado. El conducto de salida puede ser conectado comunicativamente a un catéter del paciente. Una válvula de una vía adicional puede estar presente en la válvula aguas abajo para restringir el flujo del fluido a través de la válvula aguas abajo a una única dirección desde el conducto de salida al catéter del paciente.

25 De manera alternativa, el conducto de salida puede ser conectado a un accesorio aguas abajo que tiene una válvula de una vía para dirigir el flujo de fluido desde el conducto de salida a través del accesorio al paciente. El accesorio puede incluir un puerto que permite que el fluido sea purgado o descargado desde el catéter. El puerto puede ser usado también para administrar medicamentos a través del accesorio y el catéter al paciente. El accesorio aguas abajo puede ser conectado a una jeringa de administración de medicamento o fluido a través de un conducto que está fijado al accesorio aguas abajo. Pueden usarse accesorios Luer™ respectivos para interconectar los conductos de entrada y de salida a la válvula de control. Puede emplearse también un accesorio Luer™ para conectar la válvula o el accesorio aguas abajo al catéter.

30 El sistema de la presente invención puede exhibir, de manera alternativa, un suministro secuencial en múltiples etapas de un fluido médico desde una fuente a un paciente a través de un par de válvulas direccionales o multidireccionales. Una primera válvula de este tipo es operada para suministrar fluido desde la fuente a una primera jeringa o para suministrar fluido desde la primera jeringa a la entrada de una segunda válvula. A continuación, la segunda válvula es operada para suministrar, de manera selectiva, el fluido desde la primera jeringa a través de la segunda válvula a una segunda jeringa. De manera alternativa, la segunda válvula puede ser operada para suministrar el fluido desde la segunda jeringa al catéter o paciente aguas abajo. Una característica crítica de la presente invención es que un volumen o dosis precisa de CO₂ u otro líquido/gas médico es suministrada de manera secuencial en tres etapas distintas desde la fuente al paciente. En cada etapa, la fuente, que está típicamente bajo presión, permanece totalmente aislada del paciente de manera que el fluido sea administrado de una manera mucho más segura que en los sistemas anteriores.

35 La presente invención presenta además un procedimiento para suministrar fluido médico desde una fuente de dicho fluido a un paciente en dosis controladas. El procedimiento implica proporcionar conductos de entrada y de salida que están conectados respectivamente a una fuente de fluido médico y a un paciente. Un conjunto de válvula de control y un par de jeringas primera y segunda están interconectados entre los conductos de entrada y de salida. El conjunto de válvula de control es operado en primer lugar para unir comunicativamente la fuente de fluido y la primera jeringa y el fluido médico es transmitido desde la fuente a la primera jeringa. A continuación, el conjunto de válvula de control es ajustado para unir comunicativamente las jeringas primera y segunda, mientras se aíslan la primera jeringa y la segunda jeringa de la fuente de fluido. A continuación, la primera jeringa es operada para transmitir un fluido médico desde la primera jeringa a la segunda jeringa a través del conjunto de válvula de control. A continuación, la segunda jeringa y el conducto de salida se unen comunicativamente ajustando adicionalmente el conjunto de válvula de control y la segunda jeringa es operada para transmitir el fluido médico desde la segunda jeringa al paciente a través del conducto de salida. La primera jeringa y la fuente de fluido permanecen aisladas de la segunda jeringa.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

Otros objetos, características y ventajas surgirán a partir de la descripción siguiente de una realización preferida y los

dibujos adjuntos, en los que:

La Fig. 1 es una vista en planta algo simplificada y parcialmente esquemática del sistema para el suministro controlado de fluidos médicos según la presente invención;

5 La Fig. 2 es una vista similar a la Fig. 1, en la que el conjunto de válvula de control se amplía en aras de la claridad y se ilustra la construcción interna del conjunto de válvula;

La Fig. 3 es una vista esquemática simplificada del conducto de salida y un accesorio aguas abajo alternativo que puede ser usado para interconectar el conducto de salida al catéter del paciente;

La Fig. 4 es una vista similar a la de las Figs. 1-3, que representa una jeringa de administración de medicamento que está siendo fijada al accesorio aguas abajo por medio de un tubo de conexión;

10 La Fig. 5 es una vista en perspectiva de un conjunto de válvula de control que presenta un asa dual para operar la llave de paso e indicar qué par de puertos de flujo están abiertos;

La Fig. 6 es una vista en elevación y parcialmente esquemática de un sistema alternativo según la presente invención que utiliza un par de válvulas multidireccionales para el conjunto de válvula de control; y

La Fig. 7 es una vista en perspectiva de las válvulas multidireccionales usadas en la realización de la Fig. 5.

15 En las Figs. 1 y 2 se muestra el sistema 10 para suministrar dosis controladas de un fluido de contraste médico tal como dióxido de carbono (CO₂) para su uso en la obtención de imágenes radiológicas de arterias y venas del sistema vascular de un paciente. Aunque esta es una aplicación preferida para el sistema 10, debería entenderse que el sistema puede ser usado para el suministro controlado de otros tipos diferentes de líquidos y gases administrados como parte de diversos procedimientos quirúrgicos y médicos. Tal como se usa en la presente memoria, debería entenderse que el término "fluido" incluye diversos tipos de líquidos y gases médicos. De la misma manera, cuando en la presente memoria se usa el término "gas", debería entenderse que dicha descripción es aplicable igualmente a diversos tipos de líquidos médicos.

20 El sistema 10 incluye un conducto 12 de entrada y un conducto 14 de salida interconectados por un conjunto 16 de control con forma de válvula K de tres etapas. El conducto 12 de entrada interconecta comunicativamente una fuente de dióxido de carbono u otro fluido médico (no mostrado) con el conjunto 16 de válvula. De manera similar, el conducto 14 de salida interconecta comunicativamente un extremo de descarga del conjunto 16 de válvula con un catéter 18 que, a su vez, se conecta de manera operativa a un paciente, no mostrado.

25 El conducto 12 de entrada incluye un accesorio Luer™ 20 que tiene un sello 22 de tubo G, que se conecta de manera selectiva a la fuente de fluido médico, tal como la fuente de CO₂. Debería entenderse que el sistema 10 puede ser usado con diversas fuentes de dióxido de carbono, incluyendo pero sin limitarse a, tanques presurizados, bolsas y el CO₂mmander® fabricado por PMDA, LLC de North Fort Myers, Florida. La fuente específica de dióxido de carbono u otro fluido médico no es una limitación de la presente invención. Una válvula 24 direccional de una vía con un accesorio 26 Luer™ se une comunicativamente al accesorio 20. A su vez, el accesorio 26 se une comunicativamente a un tubo 28 médico bobinado que tiene una longitud de aproximadamente 35,72 cm (18 pulgadas). Pueden emplearse diversas longitudes alternativas dentro del alcance de la presente invención. El extremo distal del tubo 28 presenta un accesorio 30 Luer™.

30 El conjunto 16 de válvula de control de tres etapas incluye un cuerpo 32 de válvula con forma generalmente de K, que está compuesto preferiblemente por diversos plásticos, metales y/o aleaciones de metal de grado médico. Típicamente, el cuerpo de válvula incluye una construcción moldeada o si no unitaria. El cuerpo de válvula presenta cuatro puertos 38, 46, 48 y 40 de transmisión de fluido. Más particularmente, el cuerpo 32 de válvula incluye segmentos 34 y 36 de entrada y de descarga alineados, respectivamente, que tal como se muestra mejor en la Fig. 2, incluyen puertos 38 y 40 de entrada y de salida internos alineados respectivos. El cuerpo de válvula incluye también patas 42 y 44 primeras y segundas intermedias. Cada pata se extiende en un ángulo sustancialmente de 60 grados desde las ramas 34 y 36 alineadas del cuerpo 32 de válvula. La pata 42 incluye un puerto 46 intermedio interior y la pata 44 incluye un puerto 48 intermedio interior, que se extiende de manera axialmente longitudinal a través de las patas 42 y 44 respectivas. Los puertos 46 y 48 forman ángulos transversales sustancialmente de 60 grados cada uno con los puertos 38 y 40 axiales respectivos de las ramas 34 y 36 alineadas.

Las patas 42 y 44 transversales se extienden también en un ángulo sustancialmente de 60 grados entre sí. De la misma manera, los ejes longitudinales de los puertos 46 y 48 forman un ángulo sustancialmente de 60 grados.

35 El conjunto 16 de válvula incluye además una llave 59 de paso que, tal como se muestra mejor en la Fig. 2, está montada giratoriamente dentro del cuerpo 32 de válvula. La llave de paso incluye un canal 61 en ángulo que comprende segmentos 63 y 65 de canal interconectados comunicativamente que tienen ejes longitudinales respectivos que se extienden en un

ángulo de aproximadamente 60 grados entre sí. Tal como se usa en la presente memoria, debería entenderse que la expresión "aproximadamente 60 grados" significa que el ángulo formado entre los ejes longitudinales respectivos de los segmentos 63, 65 de canal es sustancialmente equivalente al ángulo formado entre los ejes longitudinales de los pares respectivos de los puertos adyacentes no alineados del cuerpo 32 de válvula (por ejemplo, los pares respectivos de puertos 38, 46; 46, 48; y 48, 40). Esto permite que los segmentos de canal se alineen comunicativamente con un par adyacente seleccionado de entre los puertos en la manera descrita más completamente a continuación. Debería entenderse que, en realizaciones alternativas, los puertos y los segmentos de canal pueden tener otros ángulos correspondientes. Esto es particularmente aplicable cuando los puertos de entrada y de descarga y/o los conductos de entrada y de salida no están alineados.

Tal como se muestra en la Fig. 1, una palanca 67 de válvula está montada al cuerpo 32 de válvula para hacer girar de manera selectiva la llave 59 de paso a una posición seleccionada de entre las tres posiciones. Por ejemplo, en la Fig. 2, la llave de paso es posicionada con los segmentos 63 y 65 de canal del canal 61 en ángulo alineados comunicativamente con los puertos 38 y 46 adyacentes respectivamente. De manera alternativa y tal como se describe más completamente a continuación, la palanca 67 puede ser manipulada para alinear los segmentos de canal con los puertos 46 y 48 respectivos tal como se indica mediante el canal mostrado en líneas punteadas en la posición 61b. Asimismo, la palanca puede ser operada para alinear los segmentos de canal respectivos con los puertos 48 y 40 tal como se indica por medio del canal en ángulo en la posición 61c. Dicho posicionamiento selectivo de la llave de paso permite un suministro de fluido controlado en múltiples etapas a través de la válvula 16 desde el conducto 12 de entrada al conducto 14 de salida. Esta operación se describe más completamente a continuación.

La rama 34 de entrada del cuerpo 32 de válvula presenta un accesorio complementario para interconectarse comunicativamente al accesorio 30 Luer™ en el extremo distal de la tubería 28. De la misma manera, la rama 36 de descarga del cuerpo 32 de válvula presenta un accesorio complementario para interconectarse, de manera operable y comunicable, con un accesorio 50 Luer™ presente en el extremo proximal del conducto 14 de salida. Los elementos restantes del conducto de descarga se describen más completamente a continuación. Los puertos 38 y 40 alineados del cuerpo 32 de válvula incluyen válvulas 52 y 54 de una vía respectivas, Fig. 2, que restringen o limitan el flujo de fluido dentro de los puertos 38 y 40 respectivos a la dirección indicada por las flechas 56 y 58.

Tal como se ilustra adicionalmente en las Figs. 1 y 2, el conducto 14 de salida presenta un tubo 60 médico bobinado que está interconectado comunicativamente entre el accesorio 50 Luer™ fijado a la rama 36 de descarga del cuerpo 32 de válvula y un segundo accesorio 62 Luer™, que está unido comunicativamente a una válvula 64 aguas abajo. La válvula aguas abajo incluye una válvula 66 de una vía que restringe el flujo de fluido desde la tubería 14 a través de la válvula 64 a la dirección indicada por la flecha 68. La válvula 64 presenta un sello 73 de tubo G que previene que el aire entre al sistema antes de conexión de la válvula 64. La válvula 64 incluye también una llave 70 de paso que es operada de manera giratoria dentro de la válvula 64 para depurar o purgar, de manera selectiva, el fluido del sistema 10 a través de un puerto 72. El puerto 74 de salida se une, de manera selectiva, al catéter 18 del paciente. Pueden usarse varias llaves de paso con dos y tres puertos alternativos en la válvula aguas abajo.

Una jeringa 80 de depósito está conectada comunicativamente al puerto 46 axial de la pata 42 de válvula. Dicha interconexión se consigue por medio de un accesorio 82 Luer™ convencional, cuyos detalles serán conocidos para las personas con conocimientos en la materia. De manera similar, una segunda jeringa 84 de aplicación-extracción se conecta, de manera liberable, por medio de un accesorio 86 Luer™ al extremo distal de la pata 44 de válvula. Esto permite que la jeringa 84 se interconecte comunicativamente con el puerto 48 a través de la segunda pata 44 intermedia. Las jeringas 80 y 84 se construyen y operan de una manera que será conocida por las personas con conocimientos en la materia.

El sistema 10 es operado para suministrar CO₂ u otro fluido médico a un paciente de una manera controlada y extremadamente segura y fiable. Esta operación se realiza como se indica a continuación.

El conducto 12 de entrada se interconecta en primer lugar entre una fuente de dióxido de carbono y una rama 34 de admisión del cuerpo 32 de válvula. De manera similar, la sección 14 de salida se interconecta comunicativamente entre la rama 36 de descarga del cuerpo 32 de válvula y la válvula 64 aguas abajo, que a su vez se conecta al catéter del paciente 18. Las jeringas 80 y 84 se unen a las patas 42 y 44 de válvula de manera que las jeringas se comuniquen con los puertos 46 y 48 respectivos. Las jeringas deberían seleccionarse de manera que tengan un tamaño que aloje un volumen deseado de gas a ser administrado al paciente durante la obtención de imágenes radiológicas u otro procedimiento médico/quirúrgico.

Una vez interconectado el conjunto 16 de válvula K de múltiples etapas entre los conductos 12 y 14 de entrada y de salida, y después de la fijación de las jeringas 80 y 84 a las patas 42 y 44 de válvula respectivas, la llave 59 de paso es operada por la palanca 67 de válvula para alinear las patas 63 y 65 del canal 61 de llave de paso con los puertos 38 y 46 de válvula respectivamente. Véase la Fig. 2. A continuación, la fuente de CO₂ se abre o sino se opera según sea necesario para suministrar gas a través del conducto 12 de entrada a la válvula 16. Más particularmente, el gas es

suministrado a través de la válvula 24 de una vía y la tubería 28 al puerto 38 de entrada. La válvula 52 de una vía previene el reflujo de gas al interior de la tubería 28 bobinada. El CO₂ continúa en la dirección indicada por la flecha 56 y es transmitido a través del canal 61 de llave de paso en ángulo al puerto 46 de la pata 42 de válvula. Desde ahí, el gas continúa tal como se indica mediante la flecha 90 a través del accesorio 82 y al interior de la jeringa 80 de depósito. El CO₂ es introducido a la jeringa 80 de depósito de esta manera hasta que llena la jeringa.

Cuando la jeringa 80 de depósito se llena, el operador manipula la palanca 67, Fig. 1 y gira la válvula de control a la segunda posición del canal de llave de paso representada en líneas punteadas como 61b en la Fig. 2. En esa posición, el segmento 63 de canal se alinea comunicativamente con el puerto 46 y el segmento 65 de canal se alinea comunicativamente con el puerto 48. El émbolo 81 de la jeringa 80 de depósito es empujado y el gas depositado previamente en la jeringa 80 es transmitido a través del puerto 46 y el canal 61b de llave de paso en ángulo al puerto 48. Desde ahí, el gas es introducido a la jeringa 84 de aplicación y extracción tal como se indica mediante la flecha 92. Mientras tiene lugar esta operación, sólo los puertos intermedios transversales y sus jeringas conectadas están conectados comunicativamente. Ambas jeringas permanecen completamente aisladas tanto del puerto 38 de entrada como del puerto 40 de descarga o de salida. De manera similar, la fuente de dióxido de carbono y el puerto 38 de entrada unido comunicativamente están aislados del puerto 40 de descarga y el conducto 14 de salida conectado al catéter 18. De esta manera, el paciente está protegido de manera segura contra una administración accidental de una dosis peligrosa de dióxido de carbono directamente desde la fuente.

Una vez transferido el gas desde la jeringa 80 de depósito a la jeringa 84 de aplicación y extracción, el operador manipula la palanca 67 de válvula para hacer girar la llave 59 de paso a la tercera posición, que se representa por medio del canal de llave de paso en la posición 61c. Ahí, el segmento 63 de canal se alinea comunicativamente con el puerto 48 y el segmento 65 de canal se alinea de manera similar con el segmento 40 de canal. Para administrar el CO₂ en la jeringa 84 al paciente, el émbolo 83 de la jeringa 84 se empuja en la dirección de la flecha 96. De esta manera, el gas es suministrado a través del puerto 48 y el canal de llave de paso al puerto 40. Desde ahí, el gas pasa en la dirección indicada por la flecha 58 a través de la válvula 54 de una vía y a la tubería 60. De esta manera, el CO₂ es transmitido en la dirección indicada por la flecha 58 a través de la válvula 54 de una vía y a la tubería 60 de la sección 14 de salida. La válvula 54 de una vía previene el reflujo de gas al conjunto de válvula K.

La palanca 67 puede estar configurada como una flecha o sino puede estar marcada para incluir una flecha que apunta en la dirección deseada del flujo de fluido. Con la palanca apuntando hacia el depósito 80, tal como se muestra en la Fig. 1, el canal 61 en ángulo está en la posición mostrada en la Fig. 2 y el flujo de fluido se dirige hacia el depósito 80. De manera alternativa, la palanca puede hacerse girar para que apunte hacia la jeringa 84. En esta posición, el canal está en la posición 61b mostrada en la Fig. 2 y el CO₂ es dirigido desde la jeringa 80 a una jeringa 84. Finalmente, en la tercera etapa del procedimiento, la palanca 67 puede ser dirigida para que apunte hacia el extremo de descarga del puerto 40 y la sección 14 de salida conectada. En esta etapa, el canal 61 en ángulo es dirigido a la posición 61c, mostrada en la Fig. 2, de manera que el flujo de fluido es dirigido desde el depósito 84 a la sección 14 de salida.

El CO₂ es suministrado a través del tubo 60 y al interior de la válvula 64 aguas abajo. Una vez más, una válvula 66 de una vía previene el reflujo de gas hacia la tubería. La llave 70 de paso es operada, según sea necesario, o bien para dirigir el CO₂ al catéter 18 y de esta manera al paciente o bien para purgar el gas a través del puerto 72. El sello 73 de tubo G previene que el aire entre a la línea.

Por consiguiente, el sistema 10 permite el suministro de cantidades controladas de CO₂ al paciente de una manera segura y fiable. Una vez conectados los componentes, pueden permanecer conectados durante todo el procedimiento médico y no tienen que ser desconectados y vueltos a conectar. Esto minimiza la posibilidad de que entre aire al sistema y ponga en peligro al paciente. Se suministran dosis controladas y precisas de CO₂ mediante la operación simple y a prueba de errores de la válvula 16, desde la jeringa 80 de depósito a la jeringa 84 de aplicación y extracción y, a continuación, al paciente. En cada etapa del procedimiento, los extremos de entrada y de salida de la válvula permanecen totalmente aislados entre sí, de manera que se elimina el riesgo de administrar una dosis explosiva y potencialmente mortal de CO₂.

Una vez más, la Fig. 3 describe la rama 36 de descarga del conjunto 16 de válvula. Una vez más, una válvula 54 de una vía está instalada en el puerto 40 para prevenir el reflujo de gas al interior del conjunto 16 de válvula. En esta versión, el tubo 60 está conectado comunicativamente entre la rama 36 de descarga y un accesorio 100 que puede ser usado de manera selectiva para realizar diversas funciones. En particular, el accesorio 100 incluye una válvula 102 de una vía que previene el reflujo de gas al interior del tubo 60. El accesorio 100 incluye un accesorio 104 Luer™ que permite que el accesorio 100 sea conectado, de manera liberable, al catéter 18. Un puerto 106 lavado por descarga está conectado comunicativamente con el accesorio 100 y presenta un sello 108 de válvula G que permite que una jeringa (no mostrada) sea interconectada al puerto 106. Esta jeringa puede ser usada para administrar medicamentos a través del accesorio 100 al catéter 18 conectado. Como resultado, dichos medicamentos pueden ser administrados al paciente sin tener que desconectar los componentes individuales del sistema de suministro de fluido. Esto ahorra un tiempo valioso en un entorno quirúrgico o médico y reduce el riesgo de introducción de aire al sistema. Una jeringa puede ser conectada

también al puerto 106 para purgar o lavar por descarga el catéter según sea necesario o según se desee.

La Fig. 4 representa todavía otra realización de la presente invención en la que un tubo 60 médico está interconectado comunicativamente entre la rama 36 de descarga del conjunto 16 de válvula y un accesorio 100a. El accesorio aguas abajo incluye una vez más una válvula 102a de una vía para prevenir el reflujo de gas o de medicamento al interior del tubo 60. Un accesorio 104a Luer™ interconecta, de manera liberable, el accesorio 100a al catéter 18. Hay un puerto 108a de entrada/descarga formado en el accesorio 100a para introducir, de manera selectiva, medicamento al catéter del paciente a través del accesorio 100a o, de manera alternativa, para purgar o lavar por descarga el catéter según sea necesario. Una línea 110 está conectada comunicativamente al puerto 108a y presenta en su extremo opuesto un accesorio 112 Luer™ para conectar, de manera liberable, la línea a una jeringa 114. La jeringa es conectada a la línea 100 a través del accesorio 112 a fin de suministrar opcionalmente medicamento al catéter 18 a través del accesorio 100a en la dirección indicada por la flecha 116. De manera alternativa, el fluido puede ser purgado o descargado en la dirección de la flecha 121 desde el catéter y/o desde el sistema a través de la línea 110 empujando el émbolo 120 de la jeringa 114 hacia atrás en las direcciones indicadas por la flecha 122.

En versiones alternativas de la presente invención, el fluido médico puede ser transmitido desde una fuente a un paciente en múltiples etapas, tal como se ha descrito anteriormente, pero utilizando múltiples válvulas unidas a jeringas respectivas. En particular, en una primera etapa de la operación, un gas u otro fluido bajo presión es suministrado desde la fuente a través de una primera válvula direccional a una jeringa de depósito conectada comunicativamente a la primera válvula. La jeringa de depósito está conectada también a través de la primera válvula a una segunda válvula que, a su vez, está conectada comunicativamente a una segunda jeringa. La primera válvula es operada de manera que la jeringa de depósito permanezca aislada de la segunda válvula mientras se suministra el fluido desde la fuente a la primera jeringa a través de la primera válvula. Cuando la primera jeringa aloja un volumen seleccionado de fluido, la primera válvula es operada para conectar la primera jeringa con la segunda válvula. La propia segunda válvula es operada para conectar comunicativamente la primera jeringa con la segunda jeringa mientras, al mismo tiempo, se aísla la segunda jeringa del paciente. La segunda jeringa es una jeringa de aplicación y extracción. La primera jeringa es operada con la segunda válvula en la posición anterior para transmitir el fluido desde la primera jeringa a la segunda jeringa. Durante esta etapa de la operación, ambas jeringas permanecen aisladas de la fuente y el paciente. Como resultado, incluso si se “acumula” fluido bajo presión en la jeringa de depósito, esta presión no es suministrada al paciente. Por el contrario, se suministra el volumen deseado del fluido a la jeringa de aplicación y extracción. A continuación, la segunda válvula es operada para unir comunicativamente la jeringa de aplicación y extracción al paciente/catéter de paciente. Una vez más, el paciente/el catéter están totalmente aislados de la fuente de fluido bajo presión. Como resultado, se suministra un volumen seguro y seleccionado de fluido desde la jeringa de aplicación y extracción al paciente.

Pueden emplearse diversas configuraciones de válvula y tipos de válvula direccional para realizar el suministro de múltiples etapas descrito anteriormente. En todas las versiones de la presente invención, es importante que el fluido sea suministrado en primer lugar desde una fuente de fluido a una primera jeringa y, a continuación, sea suministrado secuencialmente a una segunda jeringa. Finalmente, el fluido en la segunda jeringa de aplicación y extracción es suministrado secuencialmente al paciente. Durante cada etapa del procedimiento, la fuente de fluido permanece aislada del paciente. Típicamente, en cualquier momento determinado sólo funciona una etapa del sistema.

En la Fig. 5 se muestra un conjunto 16a de válvula de control alternativo que, una vez más, presenta un cuerpo 32a de válvula generalmente con forma de K que está compuesto por materiales similares a los descritos previamente. Los segmentos 34a y 36a de conductos de entrada y de salida alineados, así como los segmentos 42a y 44a de conductos intermedios o en ángulo están interconectados de manera selectiva para comunicar y transmitir el flujo de fluido a través de pares respectivos de los conductos por medio de una válvula de llave de paso giratoria análoga a la descrita en la realización anterior. En esta versión, la llave de paso se hace girar mediante una palanca 67a de asa dual, que incluye asas 69a y 71a alargadas. Estas asas divergen del cubo de la palanca de la llave de paso en un ángulo de aproximadamente 60 grados, que corresponde al ángulo entre cada par adyacente de conductos 34a, 42a, 44a y 36a de transmisión de fluido en la válvula 16a de control. Cada una de las asas 69a y 71a es alargada y presenta una flecha 73a direccional respectiva que está impresa, realizada o sino está formada sobre el asa.

La palanca 67a de válvula es girada para operar la llave de paso de manera que un par seleccionado de conductos o puertos adjuntos sean interconectados comunicativamente para permitir el flujo de fluido a través de los mismos. En particular, la llave de paso está construida de manera que las asas 69a y 71a estén alineadas con y se extiendan a lo largo de los conductos respectivos que están conectados comunicativamente por medio de la llave de paso. En otras palabras, la palanca 67 de válvula es girada axialmente hasta que las asas 69a y 71a estén alineadas con los conductos adjuntos a través de los cuales se requiere el flujo de fluido. El ángulo entre las asas corresponde al ángulo entre los conductos adjuntos, por ejemplo, 60 grados. Por lo tanto, la palanca 67a puede ser girada para alinear las asas 69a y 71a divergentes respectivamente con cualquiera de los conductos 34a y 42a, 42a y 44a o 44a y 36a. En la Fig. 5, las asas están alineadas con los conductos 44a y 36a, y las flechas 73a apuntan en una dirección que está sustancialmente alineada con esos conductos. Esto indica que la palanca 67a de la válvula es girada y ajustada de manera que el fluido

5 sea capaz de circular o fluir a través del cuerpo 32a de válvula desde el conducto 44a intermedio al conducto 36a de salida. La palanca de válvula es girada para alinearla, de manera selectiva, con los otros pares de conductos y de esta manera abrir el flujo del fluido entre el par seleccionado. El uso de una palanca 67a de válvula de asa dual aclara y facilita el uso del conjunto de válvula de control. Por lo demás, la palanca de válvula empleada en la versión de la Fig. 5 se construye y opera de manera análoga a la palanca de válvula descrita en las Figs. 1-3.

10 La Fig. 6 representa un sistema 210 según la presente invención, en el que el conjunto de válvula de control comprende un par de válvulas 216 y 316 multidireccionales, mostradas individualmente en la Fig. 6. Estas válvulas se utilizan para realizar un suministro de múltiples etapas de un gas médico tal como CO₂ u otro fluido médico a un paciente en una manera análoga a la descrita anteriormente. Las válvulas 216 y 316 comprenden válvulas multidireccionales estándar del tipo fabricado por Value Plastics, que son adecuadas para su uso en aplicaciones médicas. Dichas válvulas responden automáticamente a una presión de fluido predeterminada permitiendo el flujo de fluido a través de al menos una trayectoria de la válvula y restringiendo dicho flujo a través de al menos otra trayectoria de la válvula. Las personas con conocimientos en la materia comprenderán la construcción de dichas válvulas bidireccionales.

15 La válvula 216 incluye puertos 219, 221 y 223 que están interconectados comunicativamente en una configuración con forma de T. De manera similar, la válvula 316 incluye los puertos 319, 321 y 323 que están interconectados comunicativamente en una configuración con forma de T. El puerto 323 comprende un conector Luer que tiene una tuerca 331 de enclavamiento presente en el mismo.

20 Más particularmente, el puerto 223 de la válvula 216 comprende típicamente un accesorio Luer macho que se conecta a un enclavamiento 225 Luer presente en el extremo de descarga de una primera jeringa 280 de depósito. El puerto 219 de entrada se interconecta a través de una válvula 227 de retención de una vía a un conducto 212 de entrada. El extremo opuesto de ese conducto de entrada se une comunicativamente a un suministro a presión de fluido médico en una manera análoga a la descrita anteriormente. El tercer puerto 221 de la válvula 216 se ajusta a presión al puerto 319 de la segunda válvula 316 multidireccional. El puerto 321 de la válvula 316 se conecta a un enclavamiento 351 Luer formado en el extremo de descarga de una segunda jeringa 384 de aplicación-extracción. La tuerca 331 de enclavamiento del puerto 25 323 de salida Luer permite que la válvula 316 sea conectada a un accesorio 357 Luer complementario de una válvula 364 direccional aguas abajo. La válvula direccional aguas abajo comprende una válvula giratoria que incluye también los puertos 359 y 361. Estos puertos se interconectan, de manera selectiva, al puerto 357 dentro del cuerpo de la válvula 364 y definen colectivamente una configuración con forma de T. Una palanca 373 de válvula direccional es girada según sea necesario para alinear comunicativamente dos de los puertos respectivos. Más particularmente, el asa de la palanca es dirigida a lo largo de y alineada con un puerto seleccionado de entre los puertos 357, 359 y 361 para cerrar ese puerto, de 30 manera que los otros puertos se comuniquen en una manera conocida.

35 El propio puerto 359 de la válvula 364 es interconectado comunicativamente a través de un accesorio 381 Luer estándar a una línea 383. De manera similar, el puerto 361 es unido comunicativamente a través de un accesorio 385 Luer a una válvula 366 direccional de una vía que, a su vez, se conecta a un conducto de salida, es decir un catéter 318 que conduce al paciente.

40 La válvula 364 direccional aguas abajo es operada según sea necesario, para purgar o depurar el gas en exceso del sistema 210 (es decir, girando el asa 373 hacia arriba y alineándola con el puerto 361) o para suministrar una dosis de medicamento seleccionada, agente de contraste u otra sustancia radioscopia al paciente (es decir, girando el asa 373 hacia abajo y alineándola con el puerto 357 de manera que la línea 383 y el catéter 318 estén unidos comunicativamente). La válvula 364 direccional aguas abajo es ajustada de una manera giratoria que conocerá las personas con conocimientos en la materia. Esa válvula puede ser utilizada para diversas funciones dentro del alcance de la presente invención. Debería entenderse que pueden emplearse diversos otros tipos de conexiones de enclavamiento, sellado y/o de comunicación entre los componentes respectivos del sistema 210.

45 El sistema 210 es operado para suministrar gas médico u otro fluido a un paciente de la manera siguiente. En una primera etapa de la operación, el gas u otro fluido bajo presión es suministrado desde la fuente o suministro (tal como se ha descrito anteriormente) a la jeringa 280 de depósito, conectando el suministro al conducto 212 y abriendo el suministro. El CO₂ u otro fluido médico bajo presión es suministrado a través del conducto 212 de entrada y la válvula 227 de retención al puerto 219 de la válvula 210 multidireccional. La válvula multidireccional está construida y opera de una manera conocida de manera que el fluido médico a presión abra de manera efectiva la válvula para interconectar los puertos 219 y 223. Por lo tanto, el fluido es transmitido a través del accesorio 225 Luer al interior del depósito de la primera jeringa 280 y el émbolo P1 de la jeringa se retrae en la dirección de la flecha 291. 50

55 Cuando la jeringa 280 de depósito está llena, el operador oprime un émbolo P1 en una manera convencional. Este empuja el fluido desde el depósito de la jeringa 280 de vuelta a través del puerto 223 de la válvula 216. La presión creada al oprimir el émbolo P1 causa que la válvula 216 multidireccional abra una trayectoria de comunicación entre el puerto 223 y el puerto 221 alineado. El fluido médico desde la primera jeringa 280 es empujado de esta manera a través de la válvula 216 y es suministrado desde el puerto 221 al puerto 319 de la segunda válvula 316 multidireccional. Al mismo

tiempo, la válvula 227 de retención previene que el fluido sea transmitido de vuelta a través del conducto 212 de entrada al suministro de gas o líquido.

5 Cuando el fluido bajo presión es suministrado a través del puerto 319 a la válvula 316, la segunda válvula multidireccional abre una trayectoria de comunicación entre los puertos 319 y 321. Por consiguiente, el fluido médico es transmitido a través de esos puertos interconectados y a través del accesorio 351 Luer al depósito de la segunda jeringa 384 de aplicación y extracción. En la segunda etapa del procedimiento, el fluido es suministrado desde la primera jeringa 280 a la segunda jeringa 384, mientras que permanece aislado del suministro de fluido. El émbolo P2 de la segunda jeringa se retrae en la dirección de la flecha 295 según se llena su depósito. La válvula 316 restringe el flujo de fluido durante esta etapa a la trayectoria definida por los conductos 319 y 321 interconectados y de comunicación.

10 La tercera etapa del procedimiento es completada oprimiendo el émbolo P2. Esto causa que la válvula 316 abra una trayectoria de flujo de comunicación entre los puertos 321 y 323 y restringe la transmisión del gas o líquido de vuelta a través del puerto 319. La válvula 316 transmite el fluido desde la jeringa 384 a través de la válvula 364 direccional aguas abajo y la válvula 366 de retención al catéter 318. Durante esta tercera etapa del procedimiento, el asa 373 típicamente apunta hacia y está alineado con el puerto 359 de manera que los puertos 357 y 361 de la válvula 364 estén conectados comunicativamente. El asa 373 se representa como apuntando en una dirección correspondiente a las "nueve en punto" en la Fig. 6 en aras de la claridad y a fin de ilustrar mejor los puertos de la válvula 364. Al operar la jeringa 384, una dosis seleccionada de gas o líquido médico es suministrada desde el catéter 318 al paciente.

15 La válvula 364 es operada en una manera descrita anteriormente, para realizar las funciones deseadas en conexión con un procedimiento radioscópico. Por ejemplo, para añadir un medicamento o compuesto radioscópico (tal como una sustancia de contraste), el asa 373 es apuntado típicamente hacia abajo (en una posición correspondiente a las "seis en punto") de manera que los puertos 359 y 361 se unan comunicativamente. A continuación, la sustancia que se desea añadir es introducida a través de la línea 383 y la válvula 364 al catéter 318 y, de esta manera, es administrada al paciente. De manera alternativa, el gas puede ser purgado o depurado del sistema girando el asa 373 de manera que apunte hacia y se alinee con el puerto 361 y el catéter 318. Esto interconecta comunicativamente los puertos 357 y 359 de manera que el gas en exceso pueda ser descargado a través de la línea 383. Por consiguiente, en cualquiera de las realizaciones de la presente invención, el sistema puede ser purgado rápida y convenientemente y/o puede añadirse medicamento al gas administrado de una manera rápida y conveniente. En cada caso, el sistema no tiene que ser desconectado, desensamblado y/o ensamblarse de nuevo. Esto ahorra tiempo y esfuerzo considerables y reduce enormemente la posibilidad de introducción de aire al sistema.

20 El sistema 210 puede ser modificado para incluir características y componentes particulares tal como se describe en las realizaciones de las Figs. 1-4. Además, los medios particulares de interconexión de componentes, sellado y operación de válvula pueden ser modificados en una manera que entenderán las personas con conocimientos en la materia con el fin de obtener la manera de operación y los beneficios resultantes exhibidos por la presente invención.

25 El uso de múltiples jeringas es particularmente crítico y elimina el riesgo de acumulación que se produce frecuentemente cuando un fluido médico es suministrado bajo presión directamente desde una fuente de fluido a una única jeringa de suministro. En ese caso, la jeringa puede ser llenada con fluido que excede el volumen nominal de la jeringa debido a una acumulación de presión. Si dicho fluido debe ser suministrado directamente al paciente, esto podría resultar en una sobredosis o inundación de fluido, potencialmente peligrosa. Al transmitir el fluido desde una jeringa de depósito a una segunda jeringa de aplicación y extracción, la presión se compensa y sólo el volumen y la presión de fluido alojados por la segunda jeringa son suministrados de manera segura al paciente.

30 De lo indicado anteriormente, puede verse que el aparato de la presente invención permite un sistema para el suministro seguro de un volumen controlado de un fluido médico a un paciente y, más particularmente, a un sistema para el suministro de un flujo controlado de dióxido de carbono (CO₂) u otro medio de contraste con el fin de obtener imágenes radiológicas. Aunque esta descripción detallada ha establecido realizaciones particularmente preferidas del aparato de la invención, las personas con conocimientos en la materia idearán fácilmente numerosas modificaciones y variaciones de la estructura de la presente invención, todas dentro del alcance de la invención. Por consiguiente, debe entenderse que la presente descripción sólo ilustra los principios de la invención y no limita los mismos.

35 Aunque las características específicas de la invención se muestran en algunos dibujos y no en otros, esto es sólo por conveniencia, ya que cada característica puede ser combinada con cualquiera y todas las otras características según la presente invención. Las personas con conocimientos en la materia idearán otras realizaciones que están dentro de las reivindicaciones siguientes:

REIVINDICACIONES

1. Un sistema (10) para el suministro controlado de un fluido médico desde una fuente de dicho fluido a un paciente, en el que dicho sistema comprende:

un conducto (12) de entrada para ser unido comunicativamente a una fuente del fluido médico;

5 un conducto (14) de salida para ser unido comunicativamente al paciente;

jeringas (80, 84) primera y segunda entre dichos conductos de entrada y de salida; y

10 un conjunto (16) de válvula de control que interconecta dicho conducto de entrada, dicho conducto de salida, dicha primera jeringa y dicha segunda jeringa, en el que dicho conjunto de válvula de control puede ser alternado entre un primer estado, en el que dicho conducto de entrada se comunica con dicha primera jeringa para transmitir fluido desde la fuente a dicha primera jeringa, un segundo estado, en el que dicha primera jeringa se comunica con dicha segunda jeringa y está aislada de dichos conductos de entrada y de salida para transmitir fluido desde dicha primera jeringa a dicha segunda jeringa, y un tercer estado, en el que dicha segunda jeringa se comunica con dicho conducto de salida y está aislada de dicho conducto de entrada y dicha primera jeringa para transmitir fluido desde dicha segunda jeringa a dicho conducto de salida;

15 dicho conjunto de válvula de control incluye un cuerpo (32) de válvula que tiene puertos (38, 40) de entrada y de salida alineados, en el que dicho puerto de entrada puede conectarse comunicativamente a dicho conducto de entrada y dicho puerto de salida puede conectarse comunicativamente a dicho conducto de salida, en el que dicho cuerpo de válvula incluye además un primer puerto (46) intermedio al cual se conecta, de manera selectiva, dicha primera jeringa y un segundo puerto (48) intermedio al cual se conecta, de manera selectiva, dicha segunda jeringa, en el que dicho conjunto de válvula de control incluye además un elemento (59) de llave de paso montado de manera giratoria en el interior de dicho cuerpo e incluye un canal (61) en ángulo que puede alinearse, de manera selectiva, con dicho puerto de entrada y dicho primer puerto intermedio para permitir la comunicación entre dicho conducto de entrada y dicha primera jeringa, dicho primer puerto intermedio y dicho segundo puerto intermedio para permitir la comunicación entre dicha primera jeringa y dicha segunda jeringa, y dicho segundo puerto intermedio y dicho puerto de salida para permitir la comunicación entre dicha segunda jeringa y dicho conducto de salida, caracterizado por que dicha válvula de control previene el flujo de fluido directamente desde el puerto de entrada al puerto de salida.

2. Sistema (10) según la reivindicación 1, en el que dicho canal incluye un par de segmentos de canal de comunicación que se extienden axialmente y en un ángulo agudo entre sí.

30 3. Sistema (10) según la reivindicación 2, en el que, en dicho primer estado, dichos segmentos de canal interconectan comunicativamente dicho puerto (38) de entrada y dicho primer puerto (46) intermedio de manera que el fluido introducido en dicho conducto (12) de entrada es transmitido a través dicho puerto de entrada, dicho canal y dicho primer puerto intermedio a dicha primera jeringa (80).

35 4. Sistema (10) según la reivindicación 2, en el que, en dicho segundo estado, dicho elemento (59) de llave de paso alinea dichos segmentos de canal con dichos puertos (46, 48) intermedios primero y segundo respectivamente para aislar el fluido en dicha primera jeringa (80) de ambos de entre dichos conductos (12, 14) de entrada y de salida y para dirigir el fluido desde dicha primera jeringa a través de dicho primer puerto intermedio, dicho canal y dicho segundo puerto intermedio a dicha segunda jeringa (84).

40 5. Sistema (10) según la reivindicación 2, en el que, en dicho tercer estado, dicho elemento (59) de llave de paso alinea dichos segmentos de canal con dicho segundo puerto (48) intermedio y dicho puerto (40) de salida, respectivamente para aislar el fluido en dicha segunda jeringa (84) de dicha fuente, dicho puerto (38) de entrada y dicho primer puerto (46) intermedio y para transmitir el fluido a través de dicho segundo puerto intermedio, dicho canal y dicho puerto de salida a dicho conducto de salida.

45 6. Sistema (10) según la reivindicación 1, en el que dichos puertos (38, 40) de entrada y de salida incluyen ejes longitudinales respectivos que están alineados.

7. Sistema (10) según la reivindicación 1, en el que dichos puertos (46, 48) intermedios primero y segundo incluyen ejes longitudinales respectivos que forman un ángulo de sustancialmente 60 grados entre sí.

50 8. Sistema (10) según la reivindicación 1, en el que dicho primer puerto (46) intermedio forma un ángulo axial de sustancialmente 60 grados con el eje longitudinal de dicho puerto (38) de entrada y en el que el eje longitudinal de dicho segundo puerto (48) intermedio forma un ángulo de sustancialmente 60 grados con el eje longitudinal de dicho puerto (40) de salida.

9. Sistema (10) según la reivindicación 2, en el que dichos segmentos de canal tienen ejes longitudinales respectivos que forman un ángulo de sustancialmente 60 grados.
- 5 10. Sistema (10) según la reivindicación 1, que incluye además una primera válvula de una vía para restringir el flujo de fluido a una única dirección desde la fuente de fluido a dicho conjunto (16) de válvula de control y una segunda válvula de una vía para restringir el flujo de fluido en una única dirección desde el conjunto de válvula de control a través del conducto de salida al paciente.
11. Sistema (10) según la reivindicación 1, que incluye además una válvula aguas abajo conectada a dicho conducto (14) de salida para al menos uno de entre descargar fluido desde dicho sistema y administrar un fluido aditivo al fluido médico transmitido a través de dicho conducto de salida.
- 10 12. Sistema (10) según la reivindicación 1, en el que dicho conjunto (16) de válvula de control incluye un par distinto de válvulas de control primera y segunda interconectadas para interconectarse respectivamente a dichas jeringas (80, 84) primera y segunda y para interconectar respectivamente dicha primera jeringa a la fuente de fluido y la segunda jeringa al paciente.
- 15 13. Sistema (10) según la reivindicación 12, en el que cada una de dichas válvulas incluye tres puertos interconectados selectivamente, en el que dicha primera válvula tiene un primer puerto conectado comunicativamente a dicho conducto (12) de entrada y un segundo puerto conectado comunicativamente a dicha primera jeringa (80), en el que dicha segunda válvula tiene un primer puerto conectado comunicativamente al conducto de entrada salida y un segundo puerto conectado comunicativamente a dicha segunda jeringa (84), en el que dichas válvulas primera y segunda que tienen terceros puertos respectivos que están interconectados entre sí.
- 20 14. Sistema (10) según la reivindicación 13, en el que cada una de dichas válvulas es una válvula multidireccional, en el que dicha primera válvula de control es operable, de manera selectiva, para suministrar fluido desde la fuente a dicha primera jeringa (80) y, de manera alternativa, desde dicha primera jeringa a dicho tercer puerto de dicha segunda válvula de control, en el que dicha segunda válvula de control es operada, de manera selectiva, para suministrar fluido desde dicha primera válvula a la segunda jeringa (84) y, de manera alternativa, desde dicha segunda jeringa al paciente a través de dicho conducto (14) de salida.
- 25 15. Sistema (10) según la reivindicación 1, en el que dicho elemento (59) de llave de paso es girado por una palanca (67) fijada que tiene un par de asas divergentes que pueden ser alineadas con los puertos respectivos de dicho cuerpo (32) de válvula para indicar que dichos puertos respectivos están conectados comunicativamente por dicho canal de dicho elemento de llave de paso.

30

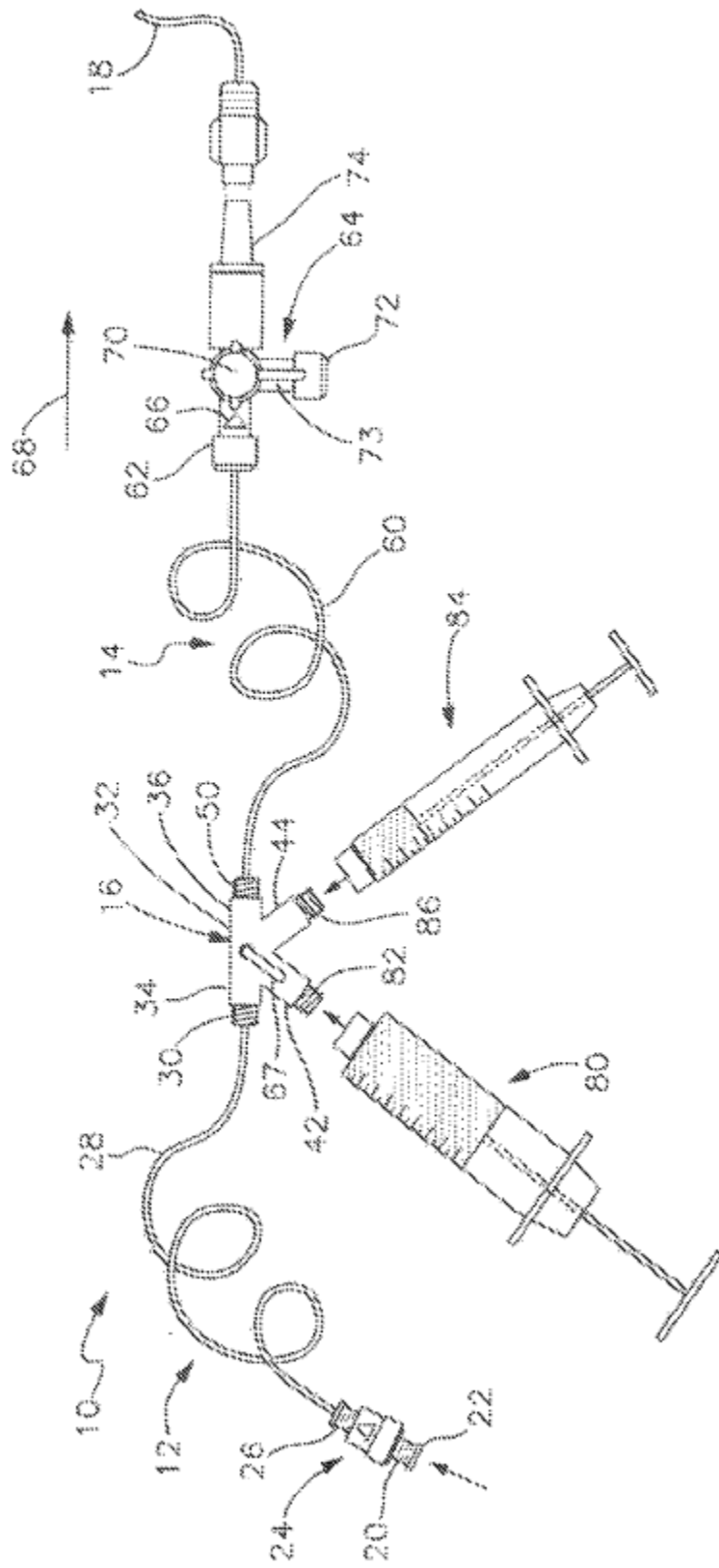


Fig. 1

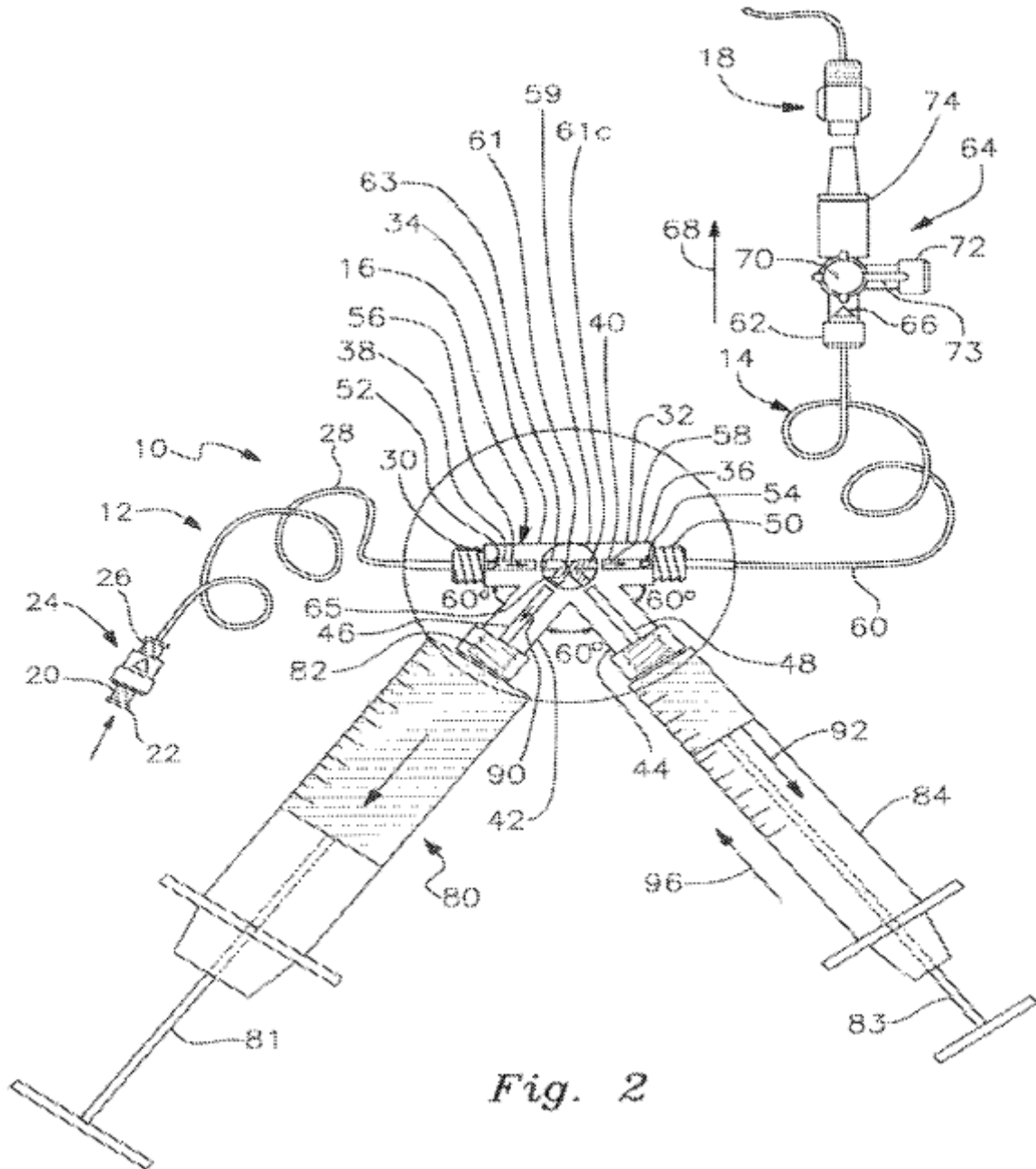


Fig. 2

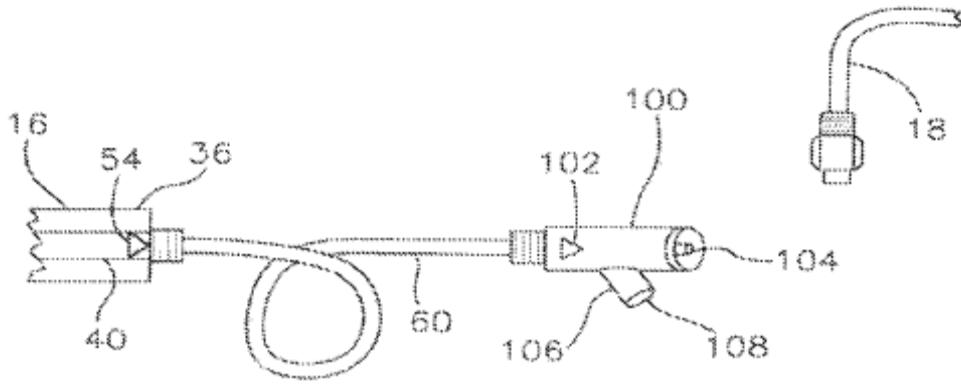


Fig. 3

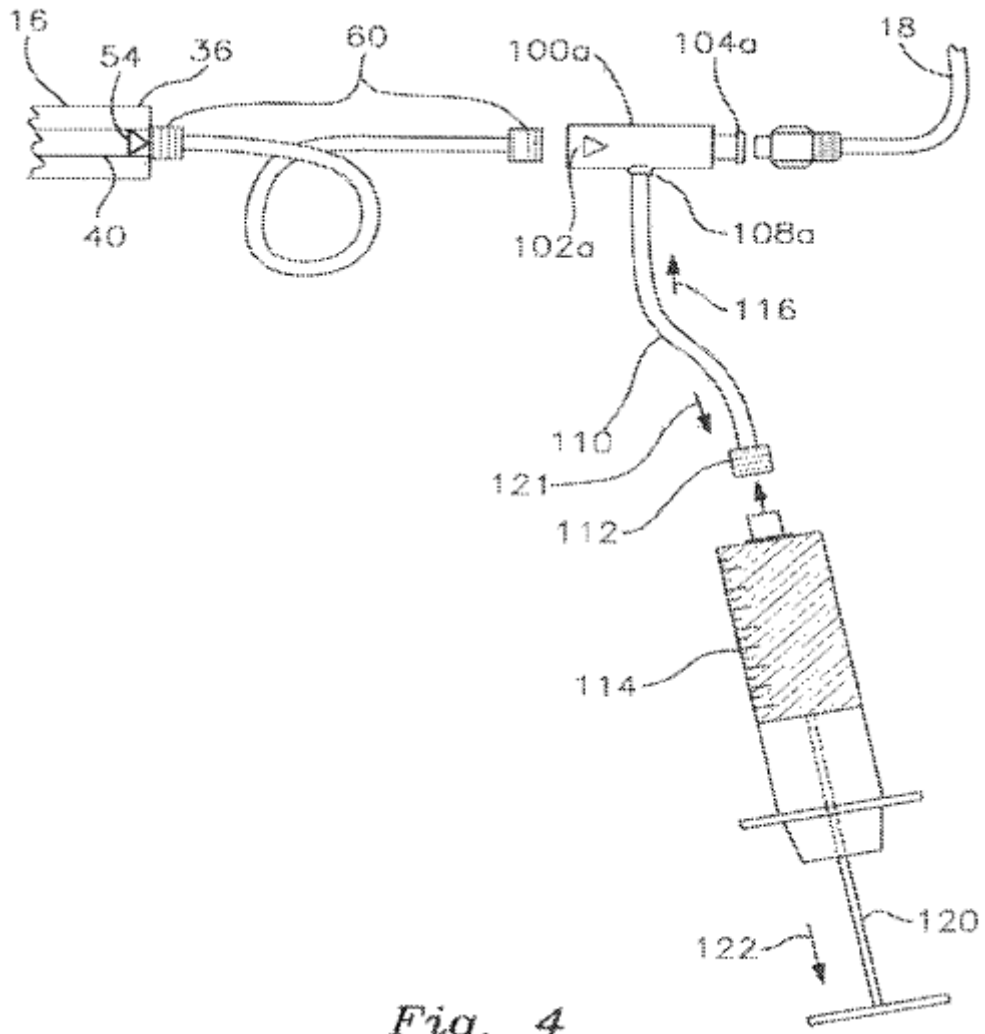


Fig. 4

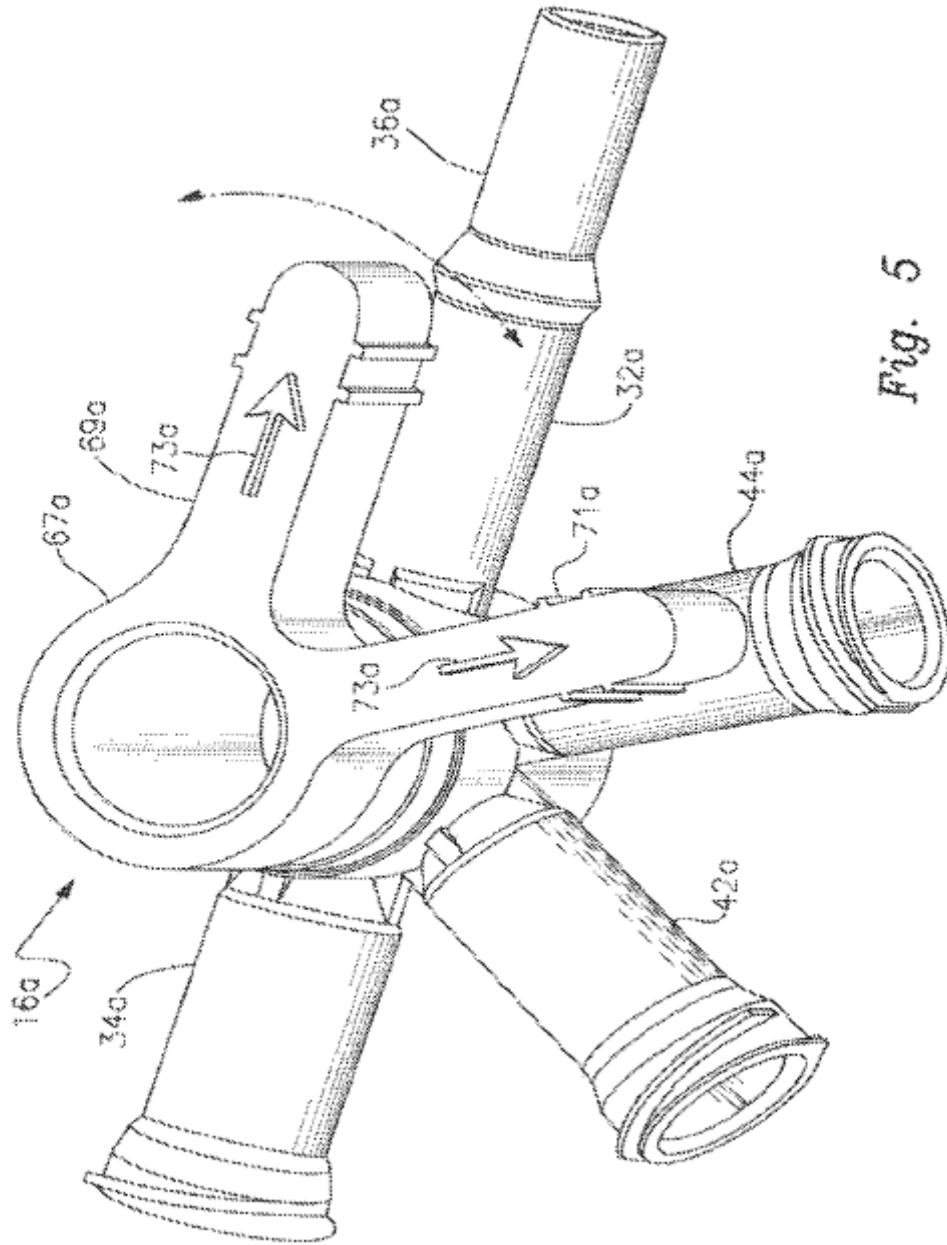


Fig. 5

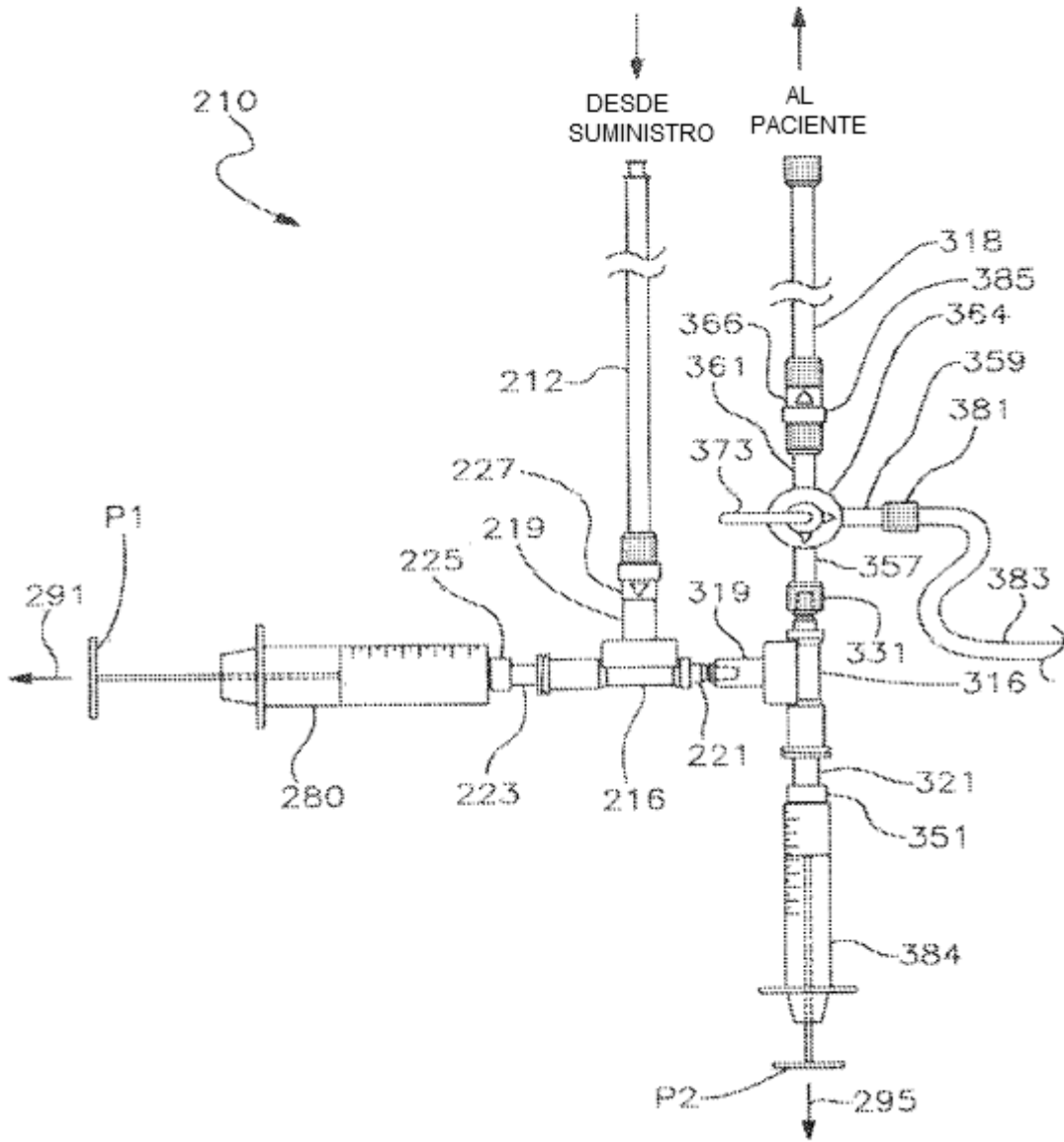


Fig. 6

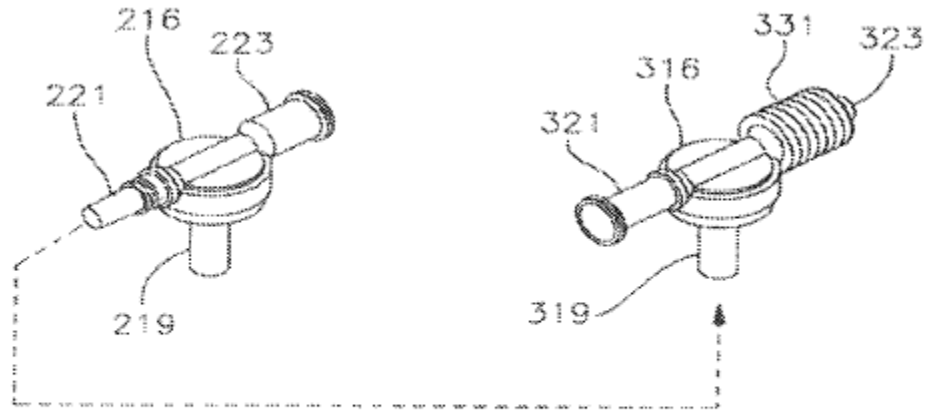


Fig. 7