

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 680 895**

51 Int. Cl.:

**A61M 16/00** (2006.01)

**A61M 15/00** (2006.01)

**A61M 16/20** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **04.06.2008 PCT/US2008/007003**

87 Fecha y número de publicación internacional: **18.12.2008 WO08153867**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.06.2008 E 08768090 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.05.2018 EP 2162176**

54 Título: **Aparato ventilador mejorado**

30 Prioridad:

**05.06.2007 US 810214**

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

**11.09.2018**

73 Titular/es:

**ALLIED HEALTHCARE PRODUCTS, INC. (100.0%)  
1720 Sublette Avenue  
St. Louis, MO 63110, US**

72 Inventor/es:

**KROUPA, KEVIN, D.**

74 Agente/Representante:

**TORNER LASALLE, Elisabet**

ES 2 680 895 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

Aparato ventilador mejorado

Antecedentes de la invención

5 La invención descrita en la presente memoria versa, en general, acerca de dispositivos de respiración artificial. Más específicamente, las realizaciones de la tecnología descrita en la presente memoria proporcionan un aparato ventilador mejorado.

10 Los ventiladores de emergencia son dispositivos que sustituyen parcial o completamente los dispositivos de reanimación de bolsa-mascarilla como una manera de proporcionar una ventilación mecánica en un entorno de emergencia. Los dispositivos existentes pueden permitir que el usuario, tal como un TUM o paramédico, establezca un volumen tidal (" $V_T$ ") y las respiraciones por minuto (" $rpm$ ") y poco más, en el mejor de los casos. Estos dispositivos existentes son normalmente accionados o alimentados por oxígeno a presión que fluye desde cilindros portátiles de oxígeno comprimido.

15 Los ventiladores de hospital existentes pueden ser difíciles de utilizar por individuos que no están muy cualificados como terapeutas respiratorios. Además, los ventiladores existentes pueden ser muy costosos. Dados los nuevos requisitos de que los hospitales estén preparados para eventos tales como ataques terroristas, desastres naturales o un brote de una enfermedad, tal como la gripe aviar, añadiendo grandes números de ventiladores puede ser una gran carga económica y contar con un personal cualificado durante tal crisis puede ser un problema mayor.

20 Los ventiladores existentes están controlados, normalmente, por un sistema electrónico complejo ("ventiladores exclusivamente eléctricos") o por un sistema complejo de elementos neumáticos ("ventiladores exclusivamente neumáticos"). Con respecto a los ventiladores exclusivamente eléctricos, estos dispositivos adolecen de muchas desventajas. Por ejemplo, los ventiladores exclusivamente eléctricos normalmente incluyen un sistema electrónico frágil de circuitos utilizado para controlar el tiempo de inspiración y el flujo de fluido a través del ventilador. Como resultado, estos tipos de ventiladores tienden a ser relativamente frágiles cuando se comparan con ventiladores controlados neumáticamente. Dado que los ventiladores de emergencia son utilizados, normalmente, en situaciones de emergencia, la durabilidad de los ventiladores es de importancia considerable.

30 Los ventiladores exclusivamente eléctricos también incluyen, normalmente, circuitos electrónicos para controlar y accionar una válvula dosificadora compleja para establecer el flujo de fluido a través del ventilador. El control de tal válvula normalmente requiere una cantidad considerable de energía eléctrica. Como resultado, los ventiladores exclusivamente eléctricos son alimentados, normalmente, mediante una batería de plomo y ácido o de iones de litio. Estos tipos de baterías son relativamente pesados y no son accesibles con facilidad durante situaciones de emergencia. Es decir, en una situación de emergencia, puede no haber disponible fácilmente un suministro de baterías de plomo y ácido o de iones de litio. Además, los ventiladores exclusivamente eléctricos existentes pueden agotar una batería de plomo y ácido o de iones de litio con bastante rapidez. Muchos ventiladores pueden agotar tal batería en menos de ocho horas.

35 Además, el uso de tal válvula normalmente requiere uno o más circuitos de realimentación de la posición para conseguir la precisión requerida de un ventilador. La complejidad añadida de los circuitos de realimentación de la posición solo añade al coste de estos tipos de ventiladores.

40 Con respecto a los ventiladores exclusivamente neumáticos, estos dispositivos tienden a ser más duraderos que los ventiladores exclusivamente eléctricos (con suma probabilidad, debido a que no incluyen la circuitería compleja de los ventiladores exclusivamente eléctricos). Pero los ventiladores exclusivamente neumáticos deben ser monitorizados, normalmente, muy de cerca durante su operación. Estos ventiladores utilizan un sistema de elementos neumáticos alimentados por el fluido que está siendo suministrado al paciente para controlar la sincronización y el flujo del fluido a través del ventilador. Es decir, los ventiladores utilizan una acumulación de presión en el dispositivo como una función de sincronización. Con fugas y/o cambios pequeños en la presión del fluido de la fuente, la función de sincronización y, por lo tanto, el ventilador pueden adolecer de una precisión y/o una exactitud deficientes. Los ventiladores neumáticos cuestan menos que los ventiladores electrónicos complejos pero aún siguen costando varios miles de euros debido a los componentes neumáticos requeridos.

50 Aunque se han presentado algunos ventiladores más económicos en el mercado, estos ventiladores también adolecen de desventajas. Por ejemplo, uno o más de estos ventiladores no incluyen ninguna retroalimentación a un usuario del ventilador. Es decir, un usuario no puede determinar la rpm o el volumen de fluido que está siendo suministrado a un paciente. El usuario debe calcular externamente tal información utilizando, por ejemplo, un cronómetro para determinar el tiempo total de inspiración. Con tales ventiladores, un único usuario no puede asistir a más de una persona en situaciones de emergencia. El usuario debe permanecer con un ventilador para monitorizar continuamente su suministro de fluido a un usuario.

Por lo tanto, existe la necesidad de un ventilador mejorado que sea más sencillo de fabricar, más duradero, más preciso y más exacto que los aparatos existentes según se divulga, por ejemplo, en los documentos US 5.839. 434, US 2005/066968 A1 y JP 2002-143306.

Breve resumen de la invención

5 Una o más realizaciones de la invención descrita en la presente memoria proporcionan un ventilador según la reivindicación 1 que incluye un dispositivo de sincronización, una fuente de alimentación eléctrica y un dispositivo de control del flujo. El dispositivo de sincronización es capaz de controlar un periodo de tiempo durante el cual se suministra un fluido a un paciente. El dispositivo de sincronización puede controlar este periodo de tiempo utilizando un solenoide. El dispositivo de control del flujo controla el caudal con el que el fluido es suministrado al paciente. El  
10 dispositivo de control del flujo puede controlar el caudal utilizando una pluralidad de orificios.

Una o más realizaciones también proporcionan un procedimiento para proporcionar un control mejorado de un ventilador. El procedimiento incluye las etapas de controlar electrónicamente un periodo de tiempo durante el cual se suministra un fluido a un paciente utilizando un solenoide, de controlar el caudal con el que se suministra el fluido al paciente dirigiendo el flujo a través de al menos uno de una pluralidad de orificios que tienen una pluralidad de  
15 distintos diámetros, y de proporcionar un volumen del fluido al paciente permitiendo, durante el periodo de tiempo, que el fluido pase a través del ventilador con ese caudal.

Una o más realizaciones también proporcionan un ventilador que incluye un dispositivo de control de la sincronización inspiratoria y una pluralidad de orificios. El dispositivo de control de la sincronización está configurado para iniciar y detener un flujo de fluido a través del ventilador y está alimentado por al menos una batería. Los  
20 orificios incluyen distintos diámetros y están configurados para controlar el caudal de fluido a través del ventilador.

Breve descripción de las varias vistas de los dibujos

La Figura 1 ilustra un diagrama de un sistema ventilador según una realización de la invención descrita en la presente memoria.

25 La Figura 2 ilustra una vista del ventilador según una realización de la invención descrita en la presente memoria.

La Figura 3 ilustra una vista de la cámara de la fuente de alimentación del dispositivo ventilador según una realización de la invención descrita en la presente memoria.

30 La Figura 4 ilustra una vista del interior del ventilador según la invención descrita en la presente memoria.

La Figura 4A ilustra una vista de una mitad del interior del ventilador según la invención descrita en la presente memoria.

35 La Figura 4B ilustra una vista de la otra mitad del interior del ventilador según la invención descrita en la presente memoria.

La Figura 5 ilustra varias vistas de un dispositivo de control del flujo según la invención descrita en la presente memoria.

40 La Figura 6 ilustra una vista en sección transversal del dispositivo de control del flujo según la invención descrita en la presente memoria.

45 La Figura 7 ilustra un diagrama esquemático de un solenoide en una posición abierta según la invención descrita en la presente memoria.

La Figura 8 ilustra un diagrama esquemático de un solenoide en una posición cerrada según la invención descrita en la presente memoria.

50 La Figura 9 ilustra un diagrama de flujo de un procedimiento para utilizar un ventilador mejorado según una realización.

La Figura 10 ilustra una vista de un conducto susceptible de ser utilizado como un circuito de conexión con el paciente según una realización de la invención descrita en la presente memoria.

55 La Figura 11 ilustra una placa de orificios según la invención descrita en la presente memoria.

La Figura 12 ilustra una vista despiezada del ventilador según una realización de la invención descrita en la presente memoria.

La Figura 13 ilustra una vista en sección transversal del dispositivo de control del flujo según una realización de la invención descrita en la presente memoria.

5 El anterior sumario, al igual que la siguiente descripción detallada de ciertas realizaciones de la tecnología descrita en la presente memoria, serán entendidos mejor cuando sean leídos junto con los dibujos adjuntos. Con el fin de ilustrar la tecnología descrita en la presente memoria, se muestran ciertas realizaciones en los dibujos. Sin embargo, se debería comprender que la tecnología descrita en la presente memoria no está limitada a las disposiciones y a la instrumentación mostradas en los dibujos adjuntos.

#### Descripción detallada de la invención

10 La Figura 1 ilustra un diagrama de un sistema ventilador 100 según una realización de la invención descrita en la presente memoria. El sistema ventilador 100 incluye un dispositivo ventilador 110, una fuente 120 de fluido, una conexión 130 de la fuente de fluido, un circuito 140 de conexión con el paciente, un dispositivo 150 de suministro, una válvula 170 de salida y una válvula 180 de admisión o de entrada. Según se muestra en la Figura 1, el sistema ventilador 100 está conectado con un paciente 160.

15 La fuente 120 de fluido está conectada con el ventilador 110 por medio de una conexión 130 de la fuente de fluido. El ventilador 110 está conectado con el dispositivo 150 de suministro por medio de un circuito 140 de conexión con el paciente. El dispositivo 150 de suministro está conectado con el paciente 160. En una realización, el dispositivo 150 de suministro incluye un puerto 155 de exhalación y/o una válvula unidireccional 157. La válvula unidireccional 157 puede incluir una válvula que solo permita el flujo de fluido en una dirección a través de la válvula 157 y, una vez la presión del fluido que fluye a través de la válvula 157 cae una cantidad suficiente, la válvula 157 se cierra. Por ejemplo, la válvula unidireccional 157 puede comprender una válvula de pato o válvula de pico de pato.

20 La fuente 120 de fluido puede incluir cualquier recipiente que contenga un fluido que ha de ser suministrado al paciente 160 utilizando el ventilador 110. Por ejemplo, la fuente 120 de fluido puede incluir una botella de gas a presión. En una realización, la fuente 120 de fluido incluye una botella de oxígeno a presión. En otra realización, la fuente 120 de fluido incluye una botella de oxígeno a entre 280 kPa y 600 kPa. En otra realización, la fuente 120 de fluido incluye una botella de oxígeno a 344 kPa con una capacidad mínima de flujo de 40 litros por minuto. En otra realización, la fuente 120 de fluido incluye un mezclador de aire y oxígeno de alto caudal. En una realización, la fuente 120 de fluido incluye un adaptador de sistema de seguridad con índice de diámetro ("DISS"). Las botellas de fluido pueden contener gas a presiones elevadas tales como 2000 o más y suministrar gas a 280 kPa hasta 600 kPa utilizando un regulador de fluido para reducir la presión.

30 La conexión 130 de la fuente de fluido, o la conexión 130 con las vías aéreas del paciente, incluye cualquier tubo o manguera que sea capaz de conectarse con una fuente 120 de fluido y una válvula 180 de entrada. Por ejemplo, la conexión 130 de la fuente de fluido puede incluir una manguera de suministro fabricada de cloruro de polivinilo ("PVC"). En otro ejemplo, la conexión 130 de la fuente de fluido puede incluir una manguera de suministro fabricada de caucho.

35 El circuito 140 de conexión con el paciente incluye cualquier tubo o manguera que sea susceptible de conectarse con una válvula 170 de salida y con un dispositivo 150 de suministro. Por ejemplo, el circuito 140 de conexión con el paciente puede incluir un conducto corrugado. El conducto puede estar fabricado de un material tal como acetato de etilenvinilo ("EVA").

40 En una realización, el conducto utilizado para la conexión 160 del circuito del paciente es un trozo continuo que incluye secciones susceptibles de ser separadas entre sí para formar trozos más cortos. Por ejemplo, la conexión 160 del circuito del paciente puede separarse en cualquier punto aproximadamente 15,2 cm desde cualquier otro punto, de forma que se pueda crear cualquier longitud que sea un incremento de 15,2 cm a partir del tubo continuo.

45 La Figura 10 ilustra dos vistas 910, 920 de un conducto seccional 930 susceptible de ser utilizado como conexión 160 del circuito del paciente según una realización de la invención descrita en la presente memoria. Según se muestra en la Figura 9, se pueden separar una pluralidad de secciones de conducto 930 (según se muestran en la vista 910) de una conexión continua 160 más larga (según se muestra en la vista 920).

50 El dispositivo 150 de suministro incluye cualquier aparato, dispositivo o sistema que tenga capacidad para recibir fluido procedente del ventilador 110 mediante el circuito 140 de conexión con el paciente y suministrar o proporcionar el fluido al paciente 160. Por ejemplo, el dispositivo 150 de suministro puede incluir una máscara de oxígeno o un tubo endotraqueal. En una realización, el dispositivo 150 de suministro incluye una máscara de oxígeno con un diámetro interior de 22 mm. En otra realización, el dispositivo 150 de suministro incluye un tubo endotraqueal con un diámetro exterior de 15 mm.

55 La válvula 170 de salida incluye cualquier salida, válvula, conexión o abertura con capacidad de proporcionar una comunicación de fluido entre el ventilador 110 y el circuito 140 de comunicación con el paciente. Por ejemplo, la válvula 170 de salida puede incluir una válvula que proporciona una conexión entre el ventilador 110 y el circuito 140 de conexión con el paciente que permite que el fluido fluya desde el ventilador 110 hasta el circuito 140 de conexión

con el paciente. En una realización, la válvula 170 de salida incluye una válvula de conexión de 22 mm. En una realización, la válvula 170 de salida incluye una válvula antisofocación.

5 La válvula 180 de entrada incluye cualquier salida, válvula, conexión o abertura con capacidad para proporcionar una comunicación de fluido entre la conexión 130 de la fuente de fluido y el ventilador 110. Por ejemplo, la válvula 180 de entrada puede incluir una válvula que proporciona una conexión entre la conexión 130 de la fuente de fluido y el ventilador 110 que permite que el fluido fluya desde la conexión 130 de la fuente de fluido hasta el ventilador 110. En una realización, la válvula 180 de entrada incluye un adaptador de DISS. En una realización, la válvula 180 de entrada incluye un filtro. Por ejemplo, la válvula 180 de entrada puede incluir un filtro de bronce sinterizado de 65 micrómetros.

10 En operación, la fuente 120 de fluido y el ventilador 110 están conectados a extremos opuestos de la conexión 130 de la fuente de fluido. La conexión 130 de la fuente de fluido puede estar conectada con la válvula 180 de entrada fijada al ventilador 110.

15 El ventilador 110 y el dispositivo 150 de suministro están conectados a extremos opuestos del circuito 140 de conexión con el paciente. El circuito 140 de conexión con el paciente puede conectarse con la válvula 170 de salida fijada al ventilador 110.

20 Un usuario selecciona un tiempo inspiratorio ("I<sub>t</sub>"). A continuación se describen los detalles de cómo selecciona un usuario el tiempo inspiratorio. Sucintamente, un usuario emplea uno o más botones en el ventilador 110 para seleccionar uno de una pluralidad de tiempos inspiratorios. En una realización, un usuario selecciona un tiempo inspiratorio de uno o dos segundos. Por ejemplo, un usuario puede seleccionar un tiempo inspiratorio de un segundo para utilizar el ventilador 110 en un niño o adulto con un requisito de volumen tidal de 600 mL o menor. En otro ejemplo, un usuario puede seleccionar un tiempo inspiratorio de dos segundos para utilizar el ventilador 110 en un adulto con un requisito de volumen tidal de más de 400 mL.

25 Un usuario también selecciona las respiraciones por minuto ("rpm"). A continuación se describen los detalles de cómo selecciona un usuario las rpm. Sucintamente, un usuario emplea uno o más botones en el ventilador 110 para seleccionar una de una pluralidad de rpm. En una realización, un usuario selecciona una rpm desde ocho hasta treinta. En una realización, el intervalo de rpm disponibles puede estar limitado en función del tiempo inspiratorio seleccionado por el usuario. Por ejemplo, para un tiempo inspiratorio de un segundo, el intervalo de rpm disponibles puede ser de ocho hasta treinta o de doce hasta veinte. En otro ejemplo, para un tiempo inspiratorio de dos segundos, el intervalo de rpm disponibles puede ser de ocho hasta veinte o de ocho hasta doce.

30 Un usuario también selecciona un volumen tidal ("T<sub>v</sub>"). El volumen tidal seleccionado determina el caudal del fluido a través del ventilador 110 y/o suministrado al paciente 150. A continuación se describen los detalles de cómo selecciona un usuario el volumen tidal. Sucintamente, un usuario emplea un mando del ventilador 110 para seleccionar uno de una pluralidad de volúmenes tidales. En una realización, los volúmenes tidales disponibles y el caudal correspondiente están limitados en función del tiempo inspiratorio seleccionado. Por ejemplo, las configuraciones del volumen tidal disponibles para que sean seleccionadas por un usuario y el caudal correspondiente pueden estar limitados a las mostradas en la siguiente tabla:

Configuración del volumen tidal ("T <sub>v</sub> ") en mL		Caudal en litros por minuto ("LPM")
I <sub>t</sub> = 1 segundo	I <sub>t</sub> = 2 segundos	
200	400	12
240	480	14,4
280	560	16,8
320	640	19,2
360	720	21,6
400	800	24
440	880	26,4
480	960	28,8
520	1040	31,2
560	1120	33,6
600	1200	36

40 El usuario conecta, entonces, el ventilador 110 con el paciente 160 utilizando el circuito 140 de conexión con el paciente y el dispositivo 150 de suministro. Entonces, el ventilador 110 proporciona volúmenes tidales al paciente 160 a las rpm seleccionadas. En una realización, si el paciente 160 comienza a respirar espontáneamente o por sí solo, la válvula antisofocación incluida en la válvula 170 de salida permite que el aire ambiente sea inspirado a través de la válvula 170. En otra realización, se puede añadir a la válvula 170 de salida un sensor con capacidad para detectar una respiración espontánea del paciente. Tal sensor puede detectar una respiración espontánea al detectar una presión negativa en la válvula 170 de salida. Cuando se detecta de esta manera una presión negativa, el ventilador 110 proporciona, entonces, los volúmenes tidales seleccionados al paciente 160 y regula la sincronización para continuar con las rpm seleccionadas después de que se ha logrado la respiración espontánea.

En una realización, el ventilador 110 incluye una pluralidad de alarmas. Por ejemplo, el ventilador 110 puede incluir una o más alarmas que se activan cuando una presión del fluido o gas en el circuito 130 de conexión con el paciente (o la conexión 130 con las vías aéreas del paciente) supera un umbral (o umbral superior de presión de las vías aéreas), la presión del fluido o gas en el circuito 130 de conexión con el paciente (o conexión 130 con las vías aéreas del paciente) cae por debajo de un umbral (o umbral inferior de presión de las vías aéreas), la presión del fluido o gas suministrado por la fuente 120 cae por debajo de un umbral (o umbral de presión de la fuente) y/o un nivel de la fuente de alimentación para el ventilador 110 cae por debajo de un umbral (o umbral de la fuente de alimentación). Dos o más de estos umbrales pueden tener el mismo valor numérico o pueden ser distintos de los otros umbrales. A continuación se describen con más detalle los detalles de cómo funcionan estas alarmas. Cada alarma puede incluir una notificación visual y/o audible, tal como una luz y/o un timbre. En una realización, el ventilador 110 puede incluir un botón o interruptor en un panel 210 de control o un panel 220 de alarma que interrumpe una o más alarmas activadas. Por ejemplo, se puede pulsar un botón o interruptor similar a los botones 216 de control del tiempo o a los botones 218 de control de las rpm para atenuar una luz o detener un timbre que se activa como una alarma. En una realización, la pulsación del botón o del interruptor para detener la alarma detiene temporalmente la alarma durante un periodo dado de tiempo. Tras el periodo dado de tiempo, se reanudará la alarma si no se ha paliado aún el evento por el cual se activó en primer lugar la alarma. En otra realización, la pulsación del botón o del interruptor para detener la alarma solo detiene una alarma audible pero no detiene ninguna alarma visual.

En una realización, el umbral o umbral superior de presión de las vías aéreas para la presión del fluido o gas en el circuito 130 de conexión con el paciente es inferior o igual a 5,1 kPa. Es decir, el umbral superior de presión de las vías aéreas no es superior a 5,1 kPa. Por ejemplo, el umbral puede ser de 5,1 kPa.

En una realización, el ventilador 110 puede incluir un mecanismo de seguridad de alivio de la presión. Este mecanismo puede aliviar la presión en el ventilador 110 cuando la presión interna supera el umbral superior de presión de las vías aéreas. El mecanismo de seguridad de alivio de la presión puede implementarse en una placa de alivio de la presión, un resorte y un puerto de salida. Por ejemplo, el mecanismo de seguridad de alivio de la presión puede implementarse en la placa 630 de alivio de la presión, el resorte 635 y el puerto 640 de salida descritos a continuación con respecto al dispositivo 434 y a la Figura 6.

En una realización, una alarma que se produce cuando la presión en la conexión 130 con las vías aéreas del paciente supera un umbral termina o se quita cuando transcurre una cantidad predeterminada de tiempo, siendo la presión superior de las vías aéreas inferior al umbral. En otras palabras, después de que la presión en la conexión 130 supera el umbral superior de presión de las vías aéreas, se activa la alarma y se mantiene activa (es decir, continúa con una notificación audible y/o visual para un usuario). La alarma continúa en su estado activo hasta que la presión cae por debajo del umbral superior de presión de las vías aéreas y se mantiene por debajo del umbral durante una cantidad predeterminada de tiempo. Por ejemplo, si la presión cae por debajo de un umbral de 5,1 kPa durante al menos 25 segundos, la alarma termina o se quita.

En una realización, el umbral inferior de presión de las vías aéreas para la presión del fluido o gas en el circuito 130 de conexión con el paciente es de 493 Pa. Además, puede haber un lapso de tiempo mínimo durante el cual la presión del fluido en el circuito 130 de conexión con el paciente debe encontrarse en el umbral, o por debajo mismo, antes de que se active la alarma. Por ejemplo, la alarma puede estar configurada para que no se active a no ser que la presión en el circuito 130 de conexión con el paciente se encuentre a 493 Pa, o por debajo, durante al menos 15 segundos.

En una realización, la alarma se activa cuando la presión del fluido o gas suministrado por la fuente 120 cae por debajo de un umbral de 275 kPa. En otra realización, este umbral es de 262 kPa. Además, la alarma puede permanecer activada hasta que esta presión aumente por encima del umbral predeterminado durante una cantidad predeterminada de tiempo. En una realización, esta cantidad de tiempo es de 15 segundos.

En una realización, la alarma que se activa cuando el nivel de la fuente de alimentación para el ventilador 110 cae por debajo de un umbral se activa cuando queda una mínima cantidad de tiempo de alimentación en la fuente. Es decir, la alarma se dispara cuando la fuente de alimentación solo puede alimentar el ventilador 110 durante una mínima cantidad de tiempo. La mínima cantidad de tiempo puede calcularse determinando el nivel de tensión restante en la fuente de alimentación capaz de accionar el ventilador 110 durante la mínima cantidad de tiempo. En una realización, esta mínima cantidad de tiempo es de dos horas. En otras palabras, esta alarma se activa cuando solo quedan dos horas de alimentación por batería para alimentar el ventilador 110. En otra realización, la alarma se dispara cuando la tensión restante en la fuente de alimentación cae por debajo de un umbral. Por ejemplo, la alarma puede dispararse cuando queda una cantidad predeterminada de tensión en una o más fuentes de alimentación por batería. Estas alarmas de la fuente de alimentación pueden ser desactivadas o quitadas cuando se recarga la fuente de alimentación, de forma que permanezca en la fuente de alimentación más de una cantidad mínima predeterminada de tiempo o de tensión.

En una realización, una o más de estas alarmas es un indicador visual, tal como una luz. Por ejemplo, una alarma puede ser un diodo emisor de luz ("LED") que se ilumina cuando se activa la alarma y no se ilumina cuando no se

activa la alarma. En otra realización, una o más de estas alarmas es una notificación audible. Por ejemplo, una alarma puede ser un pitido o un sonido reiterado de pitidos que se produce cuando se activa la alarma y es silenciosa cuando no se activa la alarma.

5 La Figura 2 ilustra una vista del ventilador 110 según una realización de la invención descrita en la presente memoria. El ventilador 110 incluye un panel 210 de control, un panel 220 de alarma, un interruptor 230 de activación/desactivación, un mando 240 de control del volumen tidal y una puerta 250 de la fuente de alimentación.

10 El panel 210 de control incluye una ventana 212 de visualización de las rpm, una ventana 214 de la presión de las vías aéreas, botones 216 de control del tiempo inspiratorio (también denominados botones 216 de inspiración) y botones 218 de control de las rpm (también denominados botones 218 de las rpm). Aunque solo se muestran dos botones para cada uno de los botones 216 de inspiración y de los botones 218 de las rpm, se puede utilizar un mayor número de botones para cualquiera de los conjuntos de botones según una realización de la invención descrita en la presente memoria.

15 El panel 220 de alarma incluye uno o más indicadores visuales de una o más alarmas. En la realización mostrada en la Figura 2, el panel 220 de alarma incluye tres LED, uno para cada una de la alarma de presión elevada de las vías aéreas, de la alarma de baja presión de gas (o fluido) de la fuente y de la alarma de baja batería (o fuente de alimentación). Además, uno o más de los LED puede producir destellos para indicar una alarma de baja presión (tal como cuando la presión del fluido o gas en la conexión 130 con las vías aéreas del paciente cae y se mantiene por debajo de un umbral durante una cantidad dada de tiempo. Por ejemplo, este tiempo puede ser de 15 segundos, pero se pueden utilizar otros tiempos.

20 La Figura 3 ilustra una vista de una cámara 310 de la fuente de alimentación del ventilador 110 según una realización de la invención descrita en la presente memoria. La cámara 310 de la fuente de alimentación es un área rebajada del ventilador 110 que está configurada para acceder a ella retirando la puerta 250 de la fuente de alimentación. Por ejemplo, la cámara 310 de la fuente de alimentación puede incluir un rebaje con conexiones o cables eléctricos 520 para una o más fuentes 320 de alimentación, según se muestra en la Figura 3.

25 En una realización, el dispositivo 110 incluye un sistema o dispositivo eléctrico de sincronización (descrito con más detalle a continuación) que es capaz de funcionar con una cantidad relativamente pequeña de tensión o de corriente. Por ejemplo, el dispositivo eléctrico de sincronización puede funcionar con 3,0 voltios o menos de corriente continua.

30 En una realización, las fuentes 320 de alimentación incluyen baterías alcalinas. Por ejemplo, el dispositivo eléctrico de sincronización puede funcionar con la tensión o corriente suministrada por dos baterías alcalinas de tamaño "D". Permitiendo que el dispositivo de sincronización funcione con baterías alcalinas comunes, se vuelve considerablemente más sencillo encontrar una fuente 320 de alimentación para el dispositivo ventilador 110 en una situación de emergencia. Además, los ventiladores existentes utilizan baterías de plomo y ácido como fuentes de alimentación eléctrica. Estas baterías son muy grandes, pesadas y difíciles de encontrar en comparación con las baterías alcalinas. Aunque se pueden utilizar dos baterías alcalinas de tamaño "D", también se pueden utilizar otros tipos y combinaciones de baterías. Por ejemplo, también se puede utilizar una única batería alcalina o de litio (o cualquier otra batería capaz de proporcionar tensión), o cualquier combinación de baterías capaz de proporcionar la mínima tensión requerida para operar el ventilador 110. En una realización, una o más baterías pueden suministrar al ventilador 110 tres o menos voltios. Estos voltios pueden ser aumentados por un circuito de subida de tensión. De forma alternativa, una o más baterías pueden suministrar al ventilador 110 más de tres voltios y no requiere ninguna circuitería de subida de tensión.

40 En una realización, la o las fuentes 320 de alimentación permiten que el dispositivo de sincronización del ventilador 110 opere durante al menos ocho horas a temperatura ambiente, suponiendo que una fuente 120 de fluido no se agote antes de que se completen las ocho horas. En una realización preferente, una o más fuentes 320 de alimentación permiten que el dispositivo de sincronización opere continuamente durante al menos ocho horas a temperatura ambiente (de nuevo, suponiendo que la fuente 120 de fluido no se agote antes de eso). En una realización más preferente, dos baterías alcalinas (tales como baterías alcalinas de tamaño "D", por ejemplo) que actúan como fuentes 320 de alimentación permiten que el dispositivo de sincronización opere continuamente durante al menos ocho horas a temperatura ambiente (de nuevo, suponiendo que la fuente 120 de fluido no se agote antes de eso).

50 En una realización, la o las fuentes 320 de alimentación permiten que el dispositivo de sincronización del ventilador 110 opere durante al menos doce horas a temperatura ambiente, suponiendo que una fuente 120 de fluido no se agote antes de que se completen las doce horas. En una realización preferente, una o más fuentes 320 de alimentación permiten que el dispositivo de sincronización opere continuamente durante al menos doce horas a temperatura ambiente (de nuevo, suponiendo que la fuente 120 de fluido no se agote antes de eso). En una realización más preferente, dos baterías alcalinas (tales como baterías alcalinas de tamaño "D", por ejemplo) que actúan como fuentes 320 de alimentación permiten que el dispositivo de sincronización opere continuamente durante al menos doce horas a temperatura ambiente (de nuevo, suponiendo que la fuente 120 de fluido no se agote antes de eso).

En una realización aún más preferente, la o las fuentes 320 de alimentación permiten que el dispositivo de sincronización opere durante al menos cuarenta y ocho horas a temperatura ambiente (de nuevo, suponiendo que la fuente 120 de fluido no se agote antes de eso). En una realización aún más preferente, una o más fuentes 320 de alimentación permiten que el dispositivo de sincronización opere continuamente durante al menos cuarenta y ocho horas a temperatura ambiente (de nuevo, suponiendo que la fuente 120 de fluido no se agote antes de eso). En una realización aún más preferente, dos baterías alcalinas (tales como baterías alcalinas de tamaño "D", por ejemplo) que actúan como fuentes 320 de alimentación permiten que el dispositivo de sincronización opere continuamente durante al menos cuarenta y ocho horas a temperatura ambiente (de nuevo, suponiendo que la fuente 120 de fluido no se agote antes de eso). Por "operando" y "operar", se quiere decir que la fuente 320 de alimentación proporciona suficiente energía al ventilador 110 de forma que el ventilador 110 pueda suministrar una o más respiraciones a un paciente 160.

En una realización, se utiliza el interruptor 230 de activación/desactivación para activar o desactivar el circuito 514. Es decir, cuando se pulsa el interruptor 230 de forma que se active el ventilador 110, se suministra energía al circuito 514 desde la fuente 320 de alimentación. Por el contrario, cuando se pulsa el interruptor 230 de forma que se desactive el ventilador 110, ya no se suministra energía al circuito 514 desde la fuente 320 de alimentación.

La Figura 12 ilustra una vista despiezada del ventilador 110 según una realización de la invención descrita en la presente memoria. El ventilador 110 incluye una pluralidad de paneles 1210, 1220 y 1230, una pluralidad de tornillos 1240, una fuente 320 de alimentación, una pluralidad de contactos eléctricos 1250, dos mitades 400 y 500 de un alojamiento del ventilador 110, una pluralidad de presillas 1260, una válvula 170 de salida, una válvula antisofocación 1270, una pluralidad de arandelas 1280, una válvula 1290 de alivio de la presión, un cubretornillo 1212, un adaptador 1214 de codo, una combinación 435 de bola y resorte, un conector regulador 1216, un circuito 514, un dispositivo 434 de control del flujo, un regulador 414, una válvula 180 de admisión/entrada, un solenoide 416, un conector 420 en Y, una púa 436 de solenoide, una etiqueta adhesiva 1218, un mando 240, un panel 210 de control, un panel 220 de alarma y una junta tórica 1282. El ventilador 110 también puede incluir uno o más filtros 1284 y/o tuercas 1286. Los filtros 1284 pueden insertarse en un orificio de entrada o de salida del ventilador 110. Por ejemplo, se puede insertar un filtro 1284 en la válvula 180 de admisión para filtrar algunas impurezas, o todas ellas, en el fluido suministrado al ventilador 110 a través de la válvula 180 de admisión.

Los paneles 1210, 1220 y 1230 pueden combinarse para formar la puerta 250 de la fuente de alimentación.

Los subconjuntos de pluralidad de tornillos 1240 están configurados para llevar a cabo varias funciones. Por ejemplo, los tornillos 1240 pueden ser utilizados para: (a) sujetar entre sí los paneles 1210, 1120 y 1230 y para rodear la cámara 310 de la fuente de alimentación, (b) sujetar entre sí las mitades 400, 500 del ventilador utilizando las presillas 1260, (c) mantener el solenoide 416 en su lugar en una mitad del alojamiento 400 del ventilador, (d) conectar el mando 240 con la proyección 610 y/o (e) montar el dispositivo 434 de control del flujo en el alojamiento 400. Según se muestra en la Figura 12, se pueden utilizar distintos tamaños y longitudes de tornillos 1240 para conseguir las diversas funciones enumeradas anteriormente, al igual que otras funciones. Adicionalmente, se pueden utilizar uno o más tornillos 1240 en combinación con una o más tuercas 1286 para proporcionar una conexión más segura, según se muestra en la Figura 12.

Cada uno de los contactos eléctricos 1250 está configurado (o están configurados para operar conjuntamente) para permitir que se transfiera energía desde la fuente 320 de alimentación a los cables 520. Por ejemplo, los contactos eléctricos 1250 pueden ser secciones de un material eléctricamente conductor (tal como un metal) conectadas con polos de baterías como la fuente 320 de alimentación y con cables 520.

Diversas arandelas de la pluralidad de arandelas 1280 están configuradas y colocadas para proporcionar un cierre hermético mejorado en torno a los componentes en torno o contra los que está colocada cada una, según se muestra en la Figura 12, y/o para mantener uno o más tornillos 1240 en su lugar. Según se muestra también en la Figura 12, las arandelas 1280 pueden tener distintos tamaños para acomodar componentes, aberturas o tornillos 1240 de distinto tamaño en el ventilador 110.

La junta tórica 1282 está situada para crear un cierre hermético parcial o completo en torno al mando 240. Al colocar la junta tórica 1280 según se muestra en la Figura 12, la junta tórica 1282 puede impedir y/o evitar que el agua u otros fluidos entren en el ventilador 110 cerca del mando 240.

El cubretornillo 1212 está configurado para ser colocado sobre tornillos 1240 que mantienen el solenoide 416 en su lugar. El cubretornillo 1212 puede cubrir estos tornillos 1240 para la protección de los tornillos 1240 contra una descarga estática y/o una manipulación indebida, y para un aspecto estéticamente más agradable.

El conector regulador 1216 está configurado para proporcionar un recorrido de comunicación de fluido desde el regulador 414 hasta el tubo 426. El adaptador 1214 es otro conector que es similar al conector 1216. El adaptador 1214 comprende un codo con una púa en un extremo y una rosca en el otro extremo. El adaptador 1214 puede ser idéntico al conector 1216 con un tamaño distinto de rosca. La púa incluye una salida tal como un tubo u otra abertura en el adaptador 1214.

5 La etiqueta adhesiva 1218 está configurada para proporcionar marcas visuales de referencia de forma que un usuario pueda saber en qué dirección girar el mando 240 y cuánto girar el mando 240 para obtener un caudal deseado a través del dispositivo 434. En otras palabras, la etiqueta adhesiva 1218 puede incluir marcas de caudales que se corresponden con un orificio 622 seleccionado girando el mando 240 hasta una posición dada, según se muestra en las Figuras 1 y 2.

10 La válvula antisofocación 1270 es una válvula susceptible de apertura para permitir suministrar la atmósfera exterior (por ejemplo, aire) al paciente 160 mediante el circuito 140 de conexión. La válvula 1270 puede estar configurada de forma que solo proporcione una atmósfera exterior al paciente 160 si el paciente 160 intenta respirar por sí solo y el ventilador 110 está desactivado o es incapaz de otro modo de suministrar una respiración al paciente 160 en ese momento.

15 La válvula 1290 es una válvula capaz de impedir o evitar una acumulación de presión en el interior del ventilador 110. Por ejemplo, el fluido proporcionado al paciente 160 mediante el ventilador 110 puede escapar al interior del ventilador 110. Cuando esto ocurre, la presión del fluido en el interior del ventilador 110 puede acumularse. Para evitar que esta acumulación de presión dañe el ventilador 110 o cualquier componente del ventilador 110, la válvula 1290 puede abrirse cuando la presión del fluido supera un umbral predeterminado y permitir que el fluido en el interior del ventilador 110 escape a la atmósfera circundante.

20 La combinación 435 de bola y resorte incluye una bola conectada con un extremo de un resorte. La combinación 435 se inserta en el dispositivo 434 de control del flujo, de forma que la bola de la combinación 435 sobresalga del dispositivo 434. El mando 240 puede incluir una pluralidad de muescas en el lado trasero del mando 240. Estas muescas están ubicadas, preferentemente, para coincidir con cada una de una pluralidad de marcas 242 en el mando 240 (descrito con más detalle a continuación). Al girar el mando 240, la combinación 435 de bola y de resorte empuja una bola contra las muescas en el mando 240. Según pasan las muescas por la combinación 435, un usuario que está girando el mando 240 puede sentir y/o escuchar la bola mientras es presionada en cada una de las muescas. Además, la combinación 435 de bola y de resorte puede mantener el mando 240 en su lugar cuando es girado hasta una posición deseada.

25 La función y la ubicación de los componentes restantes en la Figura 12 se describen a continuación y/o se muestran en las Figuras adjuntas.

30 La Figura 4 ilustra una vista del interior del ventilador 110 según la invención descrita en la presente memoria. La Figura 4A ilustra una vista de una mitad del alojamiento 400 del ventilador 110 y del interior del dispositivo ventilador 110 según la invención descrita en la presente memoria. La Figura 4B ilustra una vista de la otra mitad del alojamiento 500 del ventilador 110 y del interior del dispositivo ventilador 110 según la invención descrita en la presente memoria.

35 El interior 400, 500 del dispositivo ventilador 110 incluye un regulador 414 de la presión, un solenoide 416, una pluralidad de tubos (denominados primer tubo 418, segundo tubo 422, tercer tubo 424, cuarto tubo 426, quinto tubo 518, sexto tubo 432 y séptimo tubo 415), un conector 420 de tubo, uno o más cables 428 de control del solenoide, un dispositivo 434 de control del flujo, uno o más cables 520 de la fuente 320 de alimentación, uno o más circuitos eléctricos 514, agujeros 172, 512, una pluralidad de sensores (denominados primer sensor 516 y segundo sensor 522), y una pluralidad de presillas 1260. Se denomina al o a los circuitos 514 circuito 514, con independencia de si el circuito 514 comprende uno o más circuitos eléctricos.

40 El primer sensor 516 puede incluir un conmutador de presión configurado para cerrarse cuando la presión medida cae dentro de un intervalo particular. Por ejemplo, el primer sensor 516 puede incluir un conmutador de presión que se cierra cuando la presión medida se encuentra entre 262 y 275 kPa. El primer sensor 516 puede ser monitorizado en cuanto a su detección de la alarma de baja presión de la fuente descrita anteriormente. En una realización, el primer sensor 516 puede incluir un conmutador de presión y vacío montado en una placa de circuito impreso, tal como el conmutador fabricado por Presairtrol y designado mediante el número de pieza CSPEGA-10PR(60 4).

45 El segundo sensor 522 puede incluir un sensor de presión con capacidad para medir un intervalo de presiones y de proporcionar una señal de tensión como salida. Por ejemplo, el sensor 522 puede medir un intervalo de presiones desde 0 hasta 5,9 kPa. En una realización, el segundo sensor 522 puede incluir un sensor de presión integrado de sílice, tal como el sensor fabricado por Freescale Semiconductor, Inc. con el número de serie MPXV4006G.

50 Según se ha descrito anteriormente, una fuente 120 de fluido está conectada con el ventilador 110 mediante una conexión 130 de la fuente de fluido y una conexión 180 de válvula de entrada. El regulador 414 está conectado con la válvula 180 de entrada. El regulador 414 también está conectado con el solenoide 416 y con el cuarto tubo 426. El regulador 414 está conectado con el sensor 516 mediante el tubo 426.

55 El solenoide 416 está conectado con el regulador 414 utilizando el tubo 415, uno o más cables 428 y el primer tubo 418. El solenoide 416 está conectado eléctricamente con el circuito 514 mediante uno o más cables 428. El solenoide 416 está conectado con el dispositivo 434 de control del flujo mediante el primer tubo 418, el conector 420, el segundo tubo 422 y el tercer tubo 424.

El conector 420 conecta el primer tubo 418 con los tubos segundo y tercero 422, 424. En una realización, el conector 420 es un conector en Y.

5 El dispositivo 434 de control del flujo está conectado con el mando 240 de control del volumen tidal, el segundo tubo 422, el tercer tubo 424, el sexto tubo 432 y la válvula 170 de salida. El dispositivo 434 de control del flujo está conectado con el solenoide 416 mediante los tubos 418, 422 y 424 y el conector 420. El dispositivo 434 de control del flujo está conectado con el circuito 514 y con el sensor 516 mediante el tubo 432. El dispositivo 434 de control del flujo también está conectado con el paciente 160 mediante la válvula 170 de salida, el circuito 140 de conexión con el paciente y el dispositivo de suministro.

10 La Figura 5 ilustra varias vistas 530, 540, 550 y 560 del dispositivo 434 de control del flujo según la invención descrita en la presente memoria. La vista 530 es una vista en perspectiva de un lado trasero y de la parte superior del dispositivo 434 de control del flujo. La vista 540 es una vista en perspectiva de un lado delantero y de la parte superior del dispositivo 434. La vista 550 es una vista en planta de un lado del dispositivo 434. La vista 560 es una vista en planta del lado trasero del dispositivo 434.

15 La Figura 6 ilustra una vista en sección transversal del dispositivo 434 de control del flujo según la invención descrita en la presente memoria. El dispositivo 434 de control del flujo incluye un conector 610 del mando, un tubo 615 de control del orificio, una placa 620 de orificios, una conexión 625 mediante orificio, una placa 630 de alivio de la presión, un resorte 635, un puerto 640 de salida de alivio de la presión, una válvula 645 de diafragma, un puerto 650 de exhalación, un puerto 655 de entrada y un puerto 660 de salida. El interior del dispositivo 434 también incluye una pluralidad de cámaras y de tubos a través de los cuales puede pasar fluido a presión. Estos tubos y cámaras incluyen una cámara 665 de entrada, un primer tubo 670, una cámara central 675, un segundo tubo 680 y un tercer tubo 685.

En una realización, la conexión 625 mediante orificio está sellada por una o más juntas tóricas que rodean la conexión 625. Estas juntas tóricas pueden evitar o impedir que el fluido pase en torno a la conexión 625, en vez de a través de la misma.

25 El conector 610 del mando incluye cualquier objeto o proyección con capacidad de interconectarse con el mando 240. Por ejemplo, el conector 610 puede incluir un objeto que encaje en el interior del mando 240, de forma que el mando giratorio 240 también provoque que gire el conector 610.

30 El conector 610 del mando está conectado con el tubo 615. El tubo 615 también está conectado con una placa 620 de orificios. De esta forma, el tubo 615 conecta el conector 610 del mando con la placa 620 de orificios. Al girar el mando 240, cuando está conectado con el conector 610, también giran el conector 610, el tubo 615 y la placa 620 de orificios. En una realización, una pluralidad del conector 610, del tubo 615 y de la placa 620 de orificios está formada integralmente del mismo material. Es decir, una pluralidad de estos componentes es parte de un único objeto y no pueden separarse entre sí sin dañar o destruir el conjunto.

35 El puerto 655 de entrada se encuentra en comunicación de fluido con la primera cámara 665. Por "comunicación de fluido" o "conectado de forma fluida", se quiere decir que un fluido puede pasar desde los componentes, cámaras y/o tubos que están conectados de esta manera. Por lo tanto, un fluido, tal como O<sub>2</sub> a presión, puede pasar desde el puerto 655 de entrada hasta la primera cámara 665. El puerto 655 de entrada está conectado con el tubo 422. De esta forma, el fluido que discurre a través del tubo 422 puede entrar en la primera cámara.

40 La primera cámara 665 se encuentra en comunicación de fluido con el primer tubo 670 mediante una conexión 625 mediante orificio. La conexión 625 mediante orificio incluye un orificio seleccionado girando la placa 620 de orificios hasta una posición dada. Según se describe con más detalle a continuación, la placa 620 de orificios incluye una pluralidad de orificios 622 que tienen una pluralidad de distintos diámetros.

45 El primer tubo 670 se encuentra en comunicación de fluido con la cámara central 675. En una realización, el dispositivo 434 incluye un aparato de alivio de la presión. El aparato de alivio de la presión incluye una placa 630 de alivio de la presión, un resorte 635 y un puerto 640 de salida de alivio de la presión. El aparato de alivio de la presión actúa para aliviar una acumulación de presión en el dispositivo 434. La presión del fluido que discurre a través del dispositivo 434 puede acumularse y empujar la placa 630 contra el resorte 635. Si la presión del fluido se vuelve suficientemente grande para superar la fuerza del resorte 635 que empuja la placa 630 contra la presión del fluido, la placa 630 se mueve hacia el puerto 640 de salida. Cuando se mueve el puerto 640 de salida suficientemente lejos, de forma que el fluido en la cámara central 675 pueda salir por el puerto 640 de salida, puede reducirse la presión en el dispositivo 434. La presión del fluido en la cámara central 675 continúa disminuyendo hasta que la fuerza del resorte 635 que empuja la placa 630 contra la presión del fluido supera la presión del fluido. En ese momento, la placa 630 cierra el recorrido del fluido desde la cámara central 675 hasta el puerto 640 de salida y el fluido se desplaza desde la cámara central 675 hasta el segundo tubo 680.

55 El fluido se desplaza desde el segundo tubo 680 hasta el tercer tubo 685 y el puerto 660 de salida. El puerto 660 de salida está configurado para conectarse con la válvula 170. El fluido puede desplazarse al interior del puerto 660 de salida, a través de la válvula 170 y al interior del circuito 140 de conexión con el paciente.

La Figura 11 ilustra la placa 620 de orificios según la invención descrita en la presente memoria. Según se muestra en la Figura 11, la placa 620 de orificios incluye una pluralidad de orificios 622, teniendo cada uno un diámetro distinto. Dado que el diámetro de cada orificio 622 puede afectar al caudal del fluido a través de la placa 620 de orificios, al cambiar por qué orificio 622 pasa el fluido a través del dispositivo 434, se puede variar el caudal del fluido suministrado al paciente 160. Es decir, al girar la placa 620 hasta cada una de una pluralidad de posiciones, se puede colocar cada uno de la pluralidad de orificios en una posición para proporcionar una conexión (o conexión 625 mediante orificio) entre la cámara 665 y el tubo 670. Dado que cambia el diámetro del orificio utilizado en la conexión 625 al girar el usuario el mando 240, se puede variar el caudal del fluido que pasa a través del dispositivo 434 y del ventilador 110. En una realización, la placa 620 de orificios puede incluir una o más ubicaciones en la placa 620 en las que no existen orificios 622. Es decir, en vez de tener un orificio 622 en una ubicación en la que normalmente habría ubicado uno, la placa 620 puede ser maciza en esa ubicación. Cuando esta ubicación está alineada con la conexión 625 mediante orificio, se puede impedir o bloquear el flujo del fluido a través del dispositivo 434.

En una realización de la invención descrita en la presente memoria, el dispositivo 434 incluye un puerto 690 de salida útil para la medición de una presión del fluido que pasa a través del dispositivo 434. Según se muestra en la Figura 10, el puerto 690 de salida se encuentra en comunicación de fluido con el tubo 680. El fluido que discurre a través del tubo 680 también puede pasar a través del puerto 690 de salida. Según se describe a continuación, el fluido que discurre a través del puerto 690 de salida pasa al interior del tubo 432, que está configurado para dirigir suficiente fluido en el dispositivo 434 y/o en el circuito 140 de conexión con el paciente (o conexión con las vías aéreas del paciente) al sensor 522, de forma que el sensor 522 pueda medir la presión del fluido en el circuito 140 de conexión y/o en el dispositivo 434.

Según se muestra en las Figuras 4, 4A, 4B y 5, los puertos 650, 655 y 690 están conectados con los tubos 424, 422 y 432, respectivamente. Es decir, el tubo 424 está colocado en el puerto 650 para establecer una comunicación de fluido entre el puerto 650 y al menos el conector 420. Asimismo, se puede colocar el tubo 422 en el puerto 655 para establecer una comunicación de fluido entre el puerto 655 y al menos el conector 420. También puede colocarse el tubo 432 en el puerto 690 para establecer una comunicación de fluido entre el puerto 690 y el sensor 522. Al hacer estas conexiones, el fluido discurre por todo el ventilador 110. Por ejemplo, el fluido puede salir del solenoide 416 y discurrir a través del tubo 422. Dado que el tubo 422 se conecta con el puerto 655, el fluido puede entrar en el dispositivo 434 a través del puerto 655.

En una realización, el puerto 640 de salida de alivio de la presión no se conecta con ningún tubo o conector. El puerto 640 de salida puede dirigir, en cambio, el fluido que discurre a través del mismo al interior del ventilador 110 o al exterior del ventilador 110 a través de uno o más agujeros u otra/s salida/s alineada/s con el puerto 640.

El mando 240 y el agujero 512 están configurados de manera que las dos mitades 400, 500 del ventilador 110 se combinan entre sí, o se cierran una con otra, para formar el ventilador 110, según se muestra en la Figura 1. El mando 240 puede ser accesible a través del agujero 512.

La válvula 170 y el agujero 172 están configurados de manera que se combinen entre sí, o se cierran una con otra, las dos mitades 400, 500 del ventilador 110, para formar el ventilador 110, según se muestra en la Figura 1. La válvula 170 puede ser accesible a través del agujero 172.

Los cables 520 conectan una o más fuentes 320 de alimentación con el circuito 514. Cada uno de los sensores 516, 522 está conectado con un circuito 514, o con una parte del mismo. En una realización, el circuito 514 es una placa de circuito impreso ("PCB") que aloja uno o más circuitos eléctricos. Utilizando una PCB para el circuito 514 hace que los componentes eléctricos del ventilador 110 sean más duraderos que los ventiladores existentes que incluyen componentes eléctricos no basados en PCB. Además, la PCB puede ser pulverizada o revestida de otra manera con epoxi para añadir mayor resistencia y durabilidad al circuito 514 y, por lo tanto, al ventilador 110.

En una realización, el circuito 514 tiene capacidad para comparar una o más cantidades con uno o más umbrales para determinar si se necesita activar cualquiera de las alarmas descritas anteriormente. Por ejemplo, el circuito 514 está conectado con la fuente 320 de alimentación mediante cables 520. Desde esta conexión, el circuito 514 puede obtener energía eléctrica y medir la tensión, la corriente o el tiempo restante en la fuente 320 de alimentación. En una realización, el circuito 514 puede calcular la cantidad de tiempo restante al comparar una cantidad restante de tensión en la fuente 320 de alimentación y comparar esta tensión con los resultados de ensayos anteriores. Los resultados de ensayos anteriores pueden incluir ensayos sobre a qué velocidad fue capaz de funcionar el ventilador 110 con una cantidad dada de tensión restante. Por ejemplo, durante los ensayos, una tensión dada restante en la fuente 320 de alimentación puede producir dos horas de operación del ventilador 110. El circuito 514 puede calcular la cantidad de tiempo restante comparando la cantidad existente de tensión en la fuente 320 de alimentación con la mínima tensión requerida para dos horas de operación.

En otro ejemplo, uno o más de los sensores 516, 522 pueden determinar o medir una presión del fluido y comunicar la presión al circuito 514. Entonces, el circuito 514 puede comparar la presión con uno o más umbrales (descritos anteriormente) y activar una o más alarmas.

- 5 En una realización, el circuito 514 incluye un circuito de subida de tensión. El circuito de subida de tensión puede aumentar la tensión suministrada al circuito 514 desde la fuente 320 de alimentación. Por ejemplo, el circuito 514 puede incluir un circuito de subida de tensión que aumenta una tensión de 3,0 voltios suministrada por dos baterías alcalinas de tamaño "D" hasta 5,0 voltios. Entonces, se pueden aplicar los 5,0 voltios a componentes eléctricos seleccionados.
- Además, en una realización el circuito 514 se encuentra en comunicación con los botones 218 de rpm y con los botones 216 de inspiración. Por ejemplo, los contactos o conexiones eléctricos entre el circuito 514 y los botones 216, 218 pueden proporcionar tal comunicación. El circuito 514 puede incluir funcionalidad de lógica programable que es susceptible de ser programada de forma sencilla por un usuario. Por ejemplo, el circuito 514 puede incluir uno o más procesadores o microprocesadores.
- 10 El circuito 514 puede ser susceptible de ser controlado por un usuario que pulsa los botones 216 y/o 218. Según se describe con más detalle a continuación, un usuario puede aumentar y/o reducir las rpm administradas a un paciente 160 utilizando los botones 218. Cuando se pulsa cualquiera de los botones 218, el circuito 514 cambia las rpm, o la frecuencia, del fluido suministrado al paciente 160. En una realización, el circuito 514 también es capaz de iluminar o representar visualmente las rpm seleccionadas en la ventana 212 de visualización.
- 15 Un usuario también puede controlar el tiempo inspiratorio administrado por el ventilador 110 al paciente 160 utilizando botones 216 de inspiración. Al seleccionar uno o el otro de los botones 216, un usuario puede seleccionar si se requiere un mayor tiempo inspiratorio para un paciente adulto o de tamaño adulto 160 o si se requiere un tiempo inspiratorio más breve para un paciente infantil o de tamaño infantil 160, por ejemplo. Cuando un usuario selecciona uno de los botones 216, el circuito 514 cambia el tiempo inspiratorio del fluido administrado al paciente 160 mediante el ventilador 110. Además, el ventilador 110 puede representar visualmente el tiempo inspiratorio seleccionado. Por ejemplo, el circuito 514 puede provocar que se ilumine una luz o un LED junto a uno o más de los botones 216 cuando se selecciona ese botón 216.
- 20 En operación, una fuente 120 de fluido está conectada con el ventilador 110, según se ha descrito anteriormente. La fuente 120 de fluido se abre o habilita de otra manera para suministrar fluido, tal como un gas a presión, al ventilador 110 a través de la válvula 180 de entrada. Una vez que el fluido entra en el ventilador 110, el fluido es dirigido por el regulador 414. El regulador 414 regula la presión del fluido de entrada para el ventilador 110. En una realización, el regulador 414 reduce la presión del fluido de entrada. Por ejemplo, el regulador 414 puede reducir la presión del fluido de entrada hasta 275 kPa. Además, el regulador 414 puede servir para proporcionar una presión más uniforme a la placa 622 de orificios. Al proporcionar una presión más uniforme sobre la placa 622 de orificios, el caudal del fluido a través del ventilador 110 puede ser más constante si varía la presión del fluido suministrado por la fuente 120.
- 25 Una porción del fluido pasa desde el regulador 414 hasta el sensor 516. En una realización, el sensor 516 mide o determina de otra manera la presión del fluido introducido en el ventilador 110. El sensor 516 puede medir esta presión para determinar si la presión del fluido suministrado por la fuente 120 cae por debajo del umbral de presión de la fuente descrito anteriormente. En una realización, el sensor 516 está alimentado por la fuente 320 de alimentación. Si la presión cae por debajo de este umbral, el sensor 516 puede comunicar este evento al circuito 514, que luego puede activar una alarma. Por ejemplo, se puede iluminar la luz junto a la "alarma de poco gas de la fuente" en el panel 220 de alarma si la presión del fluido de la fuente cae por debajo de 275 kPa.
- 30 Una porción del fluido también pasa del regulador 414 al solenoide 416. El solenoide 416 actúa como una válvula que es capaz de detener o permitir que el flujo del fluido pase a través del ventilador 110. Por ejemplo, el solenoide 416 incluye un pistón con capacidad para moverse entre al menos dos posiciones. En una realización, una posición del pistón permite que el fluido pase a través del solenoide 416 y que siga por el tubo 418 mientras que otra posición del pistón impide este flujo de fluido o detiene el flujo por completo.
- 35 Las Figuras 7 y 8 ilustran diagramas esquemáticos del solenoide 416 según la invención descrita en la presente memoria. Las Figuras 7 y 8 ilustran vistas simplificadas de la operación del solenoide 416. Otras formas de operación del solenoide 416 que logran la misma funcionalidad de inicio/detención (con respecto al flujo del fluido a través del ventilador 110) también se encuentran dentro del alcance de las realizaciones de la invención descrita en la presente memoria.
- 40 El solenoide 416 incluye un pistón 610, un recorrido 620 de flujo del fluido y un recorrido 630 de carrera del pistón. En una realización, el pistón 610 es capaz de moverse entre una primera posición (mostrada en la Figura 7 y denominada posición "abierta") y una segunda posición (mostrada en la Figura 8 y denominada posición "cerrada"). El pistón 610 puede moverse entre las posiciones primera y segunda utilizando una diferencia de tensión suministrada por la fuente 320 de alimentación y/o la circuitería 514. En una realización, un diferencial de 1,5 voltios mueve al pistón 610 entre las posiciones primera y segunda, o abierta y cerrada. El diferencial de tensión y, por lo tanto, el control del solenoide 416, puede ser proporcionado mediante un cable 418 conectado con la circuitería 514.
- 45
- 50
- 55

Aunque el pistón 610 se encuentra en la posición abierta, se suministra fluido a un paciente 160 desde el ventilador 110. El fluido pasa a través del solenoide 416 a través del recorrido 620 del flujo de fluido, encontrándose el pistón 610, en general, fuera del recorrido 620 del flujo.

5 Cuando el pistón 610 se encuentra en la posición cerrada, el fluido no se suministra al paciente 160 o se impide en gran medida el flujo de fluido. Es decir, el recorrido 620 del flujo de fluido está bloqueado entre parcial y completamente por el pistón 610. En otras palabras, aunque la posición cerrada puede no bloquear por completo el flujo de todo el fluido desde la fuente 120 hasta el paciente 160, la posición cerrada provoca que el solenoide 416 evite que una mayoría del flujo de fluido llegue al paciente 160. En una realización, todo el flujo de fluido a través del recorrido 620 es bloqueado por el solenoide 416 cuando se encuentra en la posición cerrada. En tal realización, el solenoide 416 incluye una púa 436, según se muestra en las Figuras 4 y 4A. La púa 436 es una salida, tal como un tubo u otra abertura, en el solenoide 416. La púa 436 proporciona un puerto de salida que puede evacuar la presión en la conexión 140 y permite que se abra el dispositivo 150 de suministro y permite que el paciente 160 exhale.

10 En una realización, el pistón 610 es capaz de estar únicamente en la posición abierta o cerrada. Es decir, el pistón 610 es incapaz de estar a medio camino entre las posiciones abierta y cerrada. En tal realización, el solenoide 416 solo es capaz de permitir o bloquear/impedir el flujo de fluido a través del ventilador 110. En otras palabras, el solenoide 416 no puede encontrarse en una posición distinta de la posición abierta o cerrada.

15 Una vez que el fluido pasa a través del solenoide 416 (suponiendo que el solenoide 416 se encuentra en una posición abierta), el fluido discurre a través del tubo 418 hasta el conector 420. Una vez que el fluido alcanza el conector 420, el fluido pasa a través del conector 420 al interior de los tubos 422 y 424. Desde los tubos 422, 424, el fluido discurre al interior del dispositivo 434 de control del flujo. Al hacerlo, el recorrido del fluido discurre, en primer lugar, a través del solenoide 416 y luego a través del dispositivo 434 de control del flujo. En otras palabras, el solenoide 416 se encuentra "corriente arriba" del dispositivo 434 de control del flujo y el dispositivo 434 de control del flujo se encuentra "corriente abajo" del solenoide 416.

20 El solenoide 416 y el dispositivo 434 de control del flujo pueden operar conjuntamente para hacer que sea más sencillo que el paciente 160 exhale. La Figura 13 ilustra una vista en sección transversal del dispositivo 434 de control del flujo según una realización de la invención descrita en la presente memoria. El dispositivo 434 según se ilustra en la Figura 13 es similar a la realización ilustrada en las Figuras 5 y 6. Una diferencia es que el dispositivo 434 en la Figura 13 incluye un agujero 647 que conecta una cámara que rodea la válvula 645 de diafragma con la atmósfera circundante del dispositivo 434 de control del flujo. El agujero 647 puede contribuir a la apertura y/o el cierre de la válvula 645 de diafragma. En combinación, el agujero 647 y la válvula 645 de diafragma pueden funcionar conjuntamente para evacuar el circuito 140 de conexión con el paciente y, de esta manera, hacer que sea más sencillo que el paciente 160 exhale.

25 En operación, cuando el solenoide 416 se encuentra en la posición abierta, el fluido fluye desde el solenoide 416 al interior de los puertos 650 y 655. Según fluye el fluido al interior del puerto 650, el fluido empuja la válvula 645 de diafragma para que se cierre. Cuando la válvula 645 de diafragma está cerrada, el fluido no puede pasar o se impide que pase desde el puerto 650 hasta el tubo 685 y el agujero 647. En cambio, el fluido pasa desde el tubo 685 al interior del puerto 660 de salida y luego al interior del circuito 140 de conexión con el paciente. Según pasa el fluido al circuito 140 de conexión, la válvula unidireccional 157 permanece abierta, de forma que se pueda proporcionar el fluido al paciente 160 a través del circuito 140 de conexión con el paciente y del dispositivo 150 de suministro.

30 Cuando el solenoide 416 se encuentra en la posición cerrada, el fluido sale de la púa 436 del solenoide 416 y no pasa al interior del puerto 650. Cuando el fluido no fluye al interior del puerto 650, se reduce o deja de existir la presión del fluido que obliga a cerrarse a la válvula 645 de diafragma. Si la presión del fluido fuerza a la válvula 645 de diafragma cae hasta un nivel suficientemente bajo, se abre la válvula 645 de diafragma. Una vez que se abre la válvula 645 de diafragma, el agujero 647 puede proporcionar un recorrido de comunicación de fluido entre la atmósfera que rodea el dispositivo 434 de control del flujo y el tubo 685 (y, por lo tanto, el puerto 660 de salida y el circuito 140 de conexión con el paciente, dado que cada uno del tubo 685, el puerto 660 y el circuito 140 están conectados). Entonces, se evacua la presión del fluido en el circuito 140 de conexión con el paciente a través del puerto 660 de salida, del tubo 685 y del agujero 647 a la atmósfera que rodea el dispositivo 434 de control del flujo. Una vez que se reduce una cantidad suficiente la presión de fluido en el circuito 140 de conexión con el paciente, se cierra la válvula unidireccional 157. Cuando se cierra la válvula 157, el paciente 160 puede exhalar a través del puerto 155 de exhalación.

35 El tubo 432 se encuentra en comunicación con el circuito 140 de conexión con el paciente por medio del dispositivo 434 de control del flujo. El tubo 432 también está conectado con el sensor 522. El tubo 432 está configurado para dirigir suficiente fluido en el circuito 140 de conexión con el paciente (o conexión con las vías aéreas del paciente) y/o en el dispositivo 434 hacia el sensor 522, de forma que el sensor 522 pueda medir la correspondiente presión del fluido. Una vez que el sensor 522 mide o determina de otra manera la presión del fluido, el circuito 514 puede comparar esta presión con un umbral, tal como el umbral superior de la presión de las vías aéreas y/o el umbral inferior de la presión de las vías aéreas descritos anteriormente. Si la presión del fluido en el circuito de conexión o en la conexión 140 de las vías aéreas supera el umbral superior de presión de las vías aéreas, por ejemplo, el

5 circuito 514 activa una o más alarmas, según se ha descrito anteriormente. Si la presión de fluido en la conexión 140 de las vías aéreas es inferior al umbral inferior de presión de las vías aéreas, por ejemplo, el circuito 514 activa una o más alarmas, también según se ha descrito anteriormente. En una realización, una alarma incluye la iluminación de la luz junto al texto “ALARMA DE PRESIÓN ELEVADA DE LAS VÍAS AÉREAS” en el panel 220 de control de alarma.

Además, el circuito 514 puede provocar que se represente visualmente la presión del fluido en la conexión 140 de las vías aéreas con un usuario en la ventana 214 del ventilador 110.

10 En una realización, un dispositivo de control de la sincronización del ventilador incluye un solenoide 416, al menos una porción funcional del circuito 514 y una fuente 320 de alimentación. Por “porción funcional”, se quiere decir que la o las partes o porciones del circuito 514 que controlan si el solenoide 416 se encuentra en una posición abierta o cerrada son la porción funcional del dispositivo de control de la sincronización.

15 El dispositivo de control de la sincronización controla la frecuencia (o rpm) y la duración (o tiempo inspiratorio) de las respiraciones administradas por el ventilador 110 utilizando una fuente 320 de alimentación eléctrica y un solenoide 416. De esta forma, el control de la sincronización para el ventilador 110 está controlado electrónicamente. La porción funcional del circuito 514 relacionada con el dispositivo de control de la sincronización determina, en función de una indicación del usuario, las rpm y/o el tiempo inspiratorio seleccionados que han de ser utilizados para suministrar el fluido al paciente 160. Según se ha descrito anteriormente, esta indicación del usuario puede ser la pulsación de los botones 218 de rpm y/o los botones 216 de inspiración por parte del usuario.

20 En función de las rpm y/o del tiempo inspiratorio seleccionados por el usuario, el circuito 514 determina el caudal, o la frecuencia, con que el solenoide 416 debería conmutar entre posiciones abierta y cerrada. Según se ha descrito anteriormente, cuando el solenoide 416 se encuentra en una posición abierta, el fluido está siendo suministrado al paciente 160. Por el contrario, cuando el solenoide 416 se encuentra en una posición cerrada, el fluido no está siendo suministrado al paciente 160. El circuito 514 puede controlar si el solenoide 416 se encuentra en una posición abierta o cerrada al variar un diferencial de tensión entre los extremos del solenoide 416. Por ejemplo, al variar la 25 tensión suministrada al solenoide 416 utilizando uno o más cables 428 en 1,5 voltios, el circuito 514 puede provocar que el solenoide 416 cambie entre las posiciones abierta y cerrada.

30 Por ejemplo, si un usuario selecciona unas rpm de diez (indicando diez respiraciones por minuto), entonces el circuito 514 puede determinar que el solenoide 416 debería abrirse y cerrarse una vez cada seis segundos para provocar que el ventilador 110 suministre diez respiraciones en un minuto. Si se seleccionan unas rpm de treinta, el circuito 514 puede determinar que el solenoide 416 debería abrirse y cerrarse una vez cada dos segundos para provocar que el ventilador 110 suministre treinta respiraciones en un minuto, por ejemplo. Si se seleccionan unas rpm de cinco, el circuito 514 puede determinar que el solenoide 416 debería abrirse y cerrarse una vez cada doce segundos para provocar que el ventilador 110 suministre cinco respiraciones en un minuto, por ejemplo.

35 En otro conjunto de ejemplos, si un usuario selecciona un tiempo inspiratorio de un segundo (indicando que el tiempo inspiratorio, o tiempo de suministro de fluido, debería durar un segundo), entonces el circuito 514 puede determinar que el solenoide 416 debería abrirse y permanecer abierto durante un segundo antes de cerrarse con cada respiración suministrada por el ventilador 110. Si se selecciona un tiempo inspiratorio de dos segundos, el circuito 514 puede determinar que el solenoide 416 debería abrirse y permanecer abierto durante dos segundos antes de cerrarse con cada respiración suministrada por el ventilador 110, por ejemplo.

40 Por lo tanto, el circuito 514 puede controlar eléctricamente el solenoide 416 para variar la frecuencia y la duración de las respiraciones suministradas al paciente 160 por medio del ventilador. Por ejemplo, con unas rpm de diez y un tiempo inspiratorio de dos segundos seleccionados, el circuito 514 puede provocar que el solenoide 416 se abra y cierre diez veces por minuto y permanecer en una posición abierta cada vez que se abre durante dos segundos. Al proporcionar un control electrónico de la sincronización de las respiraciones proporcionadas por el ventilador 110, el 45 dispositivo de control de la sincronización del ventilador 110 proporciona una forma más exacta y precisa de controlar las rpm y el tiempo inspiratorio. Dado que el dispositivo de control de la sincronización no depende de la presión del fluido de la fuente 120 para operar (como lo hacen algunos ventiladores existentes), sino que dependen, en cambio, de una o más fuentes 230 de alimentación relativamente duraderas, el dispositivo de control de la sincronización tiene una mayor exactitud y precisión siempre que se mantenga una fuente 230 de alimentación adecuada. Es decir, dado que la presión del fluido de una fuente 120 puede variar en mayor medida que la tensión suministrada por las fuentes 230 de alimentación de batería alcalina, por ejemplo, los ventiladores que dependen de la presión del fluido de la fuente pueden experimentar mayores fluctuaciones en su control de la sincronización de las respiraciones (tal como de las rpm y del tiempo inspiratorio) que el ventilador 110.

50 Otro componente del ventilador 110 es el dispositivo 434 de control del flujo. El dispositivo 434 de control del flujo permite que un usuario controle y varíe el caudal con el que se suministra el fluido a un paciente 160 durante el tiempo inspiratorio (o el tiempo en el que el solenoide 416 se encuentra en una posición abierta). Según se ha descrito anteriormente, el dispositivo 434 de control del flujo controla el caudal con el que se suministra el fluido a un paciente 160 utilizando una pluralidad de orificios de distintos diámetros. Un usuario selecciona qué orificio ha de ser utilizado girando el mando 240 hasta un volumen tidal deseado (según se muestra en las Figuras 1 y 2). Las marcas

en una superficie exterior del ventilador 110 pueden indicar qué orificio está seleccionado. Un usuario puede emplear una marca 242 en el mando 240 para seleccionar el orificio y el volumen tidal deseado. En general, la selección de un mayor volumen tidal provoca un mayor caudal del fluido a través del dispositivo 434 de control del flujo y al paciente 160.

5 Según se ha descrito anteriormente, el dispositivo 434 de control del flujo no depende de electricidad, fuente de alimentación eléctrica o circuito eléctrico algunos. Por lo tanto, el dispositivo 434 no depende de una fuente 230 de alimentación ni del circuito 514, y no es controlado ni depende de otra manera de los mismos. Como resultado, el dispositivo 434 es esencialmente un control del flujo neumático del ventilador 110, y es generalmente más robusto y duradero que los controles de flujo controlados eléctricamente en ventiladores existentes.

10 Utilizando el dispositivo de control del flujo y el dispositivo de control de la sincronización, un usuario puede controlar de forma muy exacta y precisa el volumen de fluido suministrado a un paciente por medio del ventilador 110. Es decir, el usuario puede controlar las rpm y el tiempo inspiratorio durante el cual se proporciona un caudal seleccionado de fluido a un paciente 160. Como resultado, el dispositivo de control de la sincronización y los dispositivos de control del flujo del ventilador 110 separados permiten que un usuario controle electrónicamente un periodo de tiempo durante el cual se proporciona un caudal seleccionado del fluido al paciente 160.

15 Según se ha descrito anteriormente, el ventilador 110 incluye un dispositivo de control de la sincronización que opera con un circuito de alimentación de baja tensión. Este dispositivo de control de la sincronización puede ser alimentado, por ejemplo, mediante baterías alcalinas fácilmente disponibles y económicas, ligeras y relativamente de mayor duración. Esto mejora con respecto a ventiladores existentes que dependen de baterías de plomo y ácido costosas y grandes, relativamente pesadas que tienen una vida útil relativamente más corta y son relativamente difíciles de encontrar (especialmente en situaciones de emergencia). Este diseño de ventilador 110 puede reducir su peso total en comparación con los ventiladores existentes y puede aumentar el tiempo operativo del ventilador 110 con respecto a los ventiladores existentes.

20 Además, al separar el dispositivo de control de la sincronización y el dispositivo 434 de control del flujo a dispositivos controlados por separado operados eléctrica y neumáticamente, respectivamente, el ventilador 110 puede proporcionar una mayor exactitud y precisión en las rpm y los tiempos inspiratorios para fluidos proporcionados a los pacientes 160. Los ventiladores existentes pueden incluir todos los sistemas neumáticos para controlar el flujo del fluido y la sincronización. Tales ventiladores incluyen, normalmente, sistemas neumáticos complejos que dependen de la acumulación de presión del fluido de la fuente como una función de sincronización (o como un dispositivo de control de la sincronización). Pero, pequeñas fugas y ligeras variaciones comunes en estos ventiladores pueden afectar al rendimiento, a la exactitud y a la precisión de los ventiladores.

25 Además, algunos ventiladores existentes están controlados electrónicamente por completo. Tales ventiladores utilizan circuitos electrónicos para controlar la sincronización y para controlar y accionar una válvula dosificadora compleja para establecer el control del flujo de fluido a través del ventilador. Normalmente, tales ventiladores requieren más energía o tensión que las realizaciones del ventilador 110. Además, estos ventiladores normalmente requieren soporte físico adicional tal como circuitos de retroalimentación de la posición para obtener una mayor precisión en su sincronización.

30 La Figura 9 ilustra un diagrama de flujo de un procedimiento 900 para utilizar un ventilador mejorado 110 según una realización. El procedimiento 900 comienza en la etapa 905, en la que una fuente de fluido está conectada con el ventilador. Por ejemplo, se puede conectar una fuente 120 con el ventilador 110, según se ha descrito anteriormente.

A continuación, en la etapa 910 una conexión con las vías aéreas del paciente está conectada con el ventilador y con un paciente. Por ejemplo, la conexión 140 de las vías aéreas del paciente puede estar conectada con el ventilador 110 y con el paciente 160, según se ha descrito anteriormente.

45 A continuación, en la etapa 915, se seleccionan unas rpm, un tiempo inspiratorio y un caudal del fluido. Por ejemplo, un usuario puede seleccionar unas rpm y un tiempo inspiratorio deseado utilizando los botones 216, 218 y puede seleccionar un caudal del fluido girando el mando 240 hasta un volumen tidal deseado, según se ha descrito anteriormente.

50 A continuación, en la etapa 920, el fluido fluye desde la fuente de fluido a un dispositivo de control de la sincronización del ventilador. Por ejemplo, el fluido puede fluir desde la fuente 120 al solenoide 416, según se ha descrito anteriormente. En una realización, el fluido puede fluir a un regulador de la presión, tal como el regulador 414, antes de fluir al interior del dispositivo de control de la sincronización.

55 A continuación, en la etapa 925, el procedimiento 900 prosigue bien a la etapa 930 o bien a la etapa 935 dependiendo de si el dispositivo de control de la sincronización está abierto o se encuentra en un estado abierto. Si el dispositivo de control de la sincronización está abierto, entonces el procedimiento 900 prosigue desde la etapa 925 hasta la etapa 935. Si el dispositivo de control de la sincronización está cerrado, entonces el procedimiento 900 prosigue desde la etapa 925 hasta la etapa 930. Por ejemplo, si el solenoide 416 se encuentra en un estado o

posición abierto, el procedimiento 900 puede proseguir desde la etapa 925 hasta la etapa 935. Si el solenoide 416 se encuentra en un estado o posición cerrado, el procedimiento 900 puede proseguir desde la etapa 925 hasta la etapa 930.

5 En la etapa 930, el fluido no pasa a través del dispositivo de control de la sincronización. Es decir, el dispositivo de control de la sincronización bloquea o al menos impide una mayoría del flujo de fluido a través del dispositivo de control de la sincronización. Por ejemplo, el solenoide 416 puede bloquear o impedir el flujo del fluido a través del solenoide 416. El procedimiento 900 prosigue desde la etapa 930 de nuevo hasta la etapa 925, en la que se determina si el dispositivo de control de la sincronización está abierto. Al hacerlo, el procedimiento 900 prosigue en un bucle que incluye las etapas 925 y 930 hasta que el dispositivo de control de la sincronización se encuentra en un estado o posición abierto.

10 En la etapa 935, el fluido pasa a través del dispositivo de control de la sincronización y al interior del dispositivo de control del flujo. Por ejemplo, según se ha descrito anteriormente, el fluido puede pasar al interior del dispositivo 434 de control del flujo después de pasar a través de un solenoide abierto 416.

15 A continuación, en la etapa 940, el dispositivo de control del flujo hace variar el caudal del fluido. Es decir, el dispositivo de control del flujo puede aumentar o reducir el caudal del fluido. En un ejemplo, el dispositivo 434 de control del flujo incluye una pluralidad de orificios que tienen distintos diámetros. El dispositivo 434 de control del flujo puede dirigir el flujo de fluido a través de uno o más de estos orificios para cambiar el caudal del fluido, según se ha descrito anteriormente.

20 A continuación, en la etapa 945, se suministra el fluido a un paciente. Por ejemplo, el fluido puede ser suministrado a un paciente 160 después de pasar a través del dispositivo 434 de control del flujo a través de una conexión 140 de las vías aéreas del paciente.

25 Aunque se han mostrado y descrito elementos, realizaciones y aplicaciones particulares de la invención descrita en la presente memoria, se comprenderá que la invención descrita en la presente memoria no está limitada a ellos dado que los expertos en la tecnología pueden realizar modificaciones, particularmente en vista de la anterior enseñanza. Por lo tanto, se contempla por las reivindicaciones adjuntas abarcar tales modificaciones e incorporar esas características que se encuentran dentro del alcance de la invención descrita en la presente memoria.

**REIVINDICACIONES**

1. Un ventilador que incluye:

tubos primero, segundo y tercero (418, 422, 424);

5 una fuente (320) de alimentación eléctrica;

un dispositivo de sincronización con capacidad para controlar un periodo de tiempo durante el cual se suministra un fluido a un paciente (160), incluyendo dicho dispositivo de sincronización un solenoide (416) amovible entre una posición abierta y una posición cerrada utilizando una diferencia de tensión suministrada por la fuente (320) de alimentación eléctrica, permitiendo el solenoide (416) que fluya el fluido hasta un paciente desde el ventilador a través de un circuito (140) de conexión con el paciente durante periodos de tiempo inspiratorio cuando el solenoide se encuentra en la posición abierta, evitando el solenoide (416) que el fluido sea suministrado al paciente cuando el solenoide (416) se encuentra en la posición cerrada;

15 un dispositivo (434) de control del flujo con capacidad para controlar el caudal con el que dicho fluido es suministrado a dicho paciente (160) a través del circuito (140) de conexión con el paciente, conectado dicho dispositivo (434) de control del flujo con el solenoide (416) a través del primer tubo (418), del segundo tubo (422) y del tercer tubo (424), incluyendo dicho dispositivo (434) de control del flujo una placa (620) de orificios que tiene una pluralidad de orificios (622) que tienen una pluralidad de diámetros distintos, un puerto (655) de entrada, una primera cámara (665), un primer tubo (670), una cámara central (675), un segundo tubo (680), un sexto tubo (432), un puerto (660) de salida, una válvula (645) de diafragma, un puerto (650) de exhalación y una salida (647); y

una placa (514) de circuito impreso ("PCB"), proporcionando dicha fuente (320) de alimentación energía a dicha PCB (514) para controlar una posición de dicho solenoide (416),

25 en el que el puerto (655) de entrada está conectado con el segundo tubo (422) y encontrándose en comunicación de fluido con la primera cámara (665) que se encuentra en comunicación de fluido con el primer tubo (670) a través de una conexión (625) mediante orificio que incluye un orificio de la placa (620) de orificios que se selecciona girando la placa (620) de orificios hasta una posición seleccionada por el usuario,

30 en el que el primer tubo (670) se encuentra en comunicación de fluido con la cámara central (675) que se encuentra en comunicación de fluido con el quinto tubo (518), el sexto tubo (432) y el puerto (640) de salida,

35 en el que la salida (647) conecta una cámara que rodea la válvula (645) de diafragma con la atmósfera que rodea el dispositivo (434) de control del flujo,

en el que el tercer tubo (424) está colocado en el puerto (650) de exhalación,

40 en el que el fluido fluye al interior de la primera cámara (665) desde el solenoide (416) a través del puerto (655) de entrada y fluye al interior de la válvula (645) de diafragma a través del puerto (650) de exhalación cuando el solenoide (416) se encuentra en la posición abierta, fluyendo el fluido desde la primera cámara (665) al interior del cuarto tubo (426) a través de un orificio seleccionado de la pluralidad de orificios en la placa (620) de orificios, fluyendo el fluido desde el primer tubo (670) hasta el puerto (640) de salida y al interior del circuito (140) de conexión con el paciente cuando el solenoide (416) se encuentra en la posición abierta,

45 en el que, cuando el solenoide (416) se encuentra en la posición abierta, el fluido fluye al interior del puerto (650) de exhalación y cierra la válvula (645) de diafragma para evitar que el fluido salga del dispositivo (434) de control del flujo a través de la salida (647) y, cuando el solenoide (416) se encuentra en la posición cerrada, el fluido no fluye al interior del puerto (650) de exhalación, de forma que la válvula (645) de diafragma esté abierta y se permita que el fluido salga del dispositivo (434) de control del flujo a través de la salida (647), y

50 en el que el dispositivo (434) de control del flujo controla el caudal con el que se suministra el fluido al paciente cuando un usuario selecciona cuáles de los orificios en la placa (620) de orificios ha de ser utilizado girando la placa (620) de orificios, dado que el diámetro de cada orificio distinto puede afectar al caudal del fluido a través de la placa (620) de orificios.

2. Un ventilador según la reivindicación 1, que comprende, además, un séptimo tubo (415) que conecta dicho solenoide con un regulador (414) y en el que se proporciona dicho fluido a dicho paciente haciéndolo pasar a través de dicho regulador (414) y hasta dicho solenoide (416) a través del séptimo tubo (415) antes de hacerlo pasar a través de dichos tubos segundo y tercero (422, 424) hasta dicho dispositivo (434) de control del flujo.

60 3. Un ventilador según la reivindicación 1, en el que dicha fuente (320) de alimentación proporciona tres voltios o menos a dicho ventilador desde una pluralidad de baterías.

- 5 4. Un ventilador según cualquier reivindicación precedente, en el que dicha fuente (320) de alimentación proporciona energía a dicha PCB (514) para monitorizar uno o más de una presión en una conexión (130) de las vías aéreas del paciente utilizando un sensor (522) de presión, un estado de dicha fuente (320) de alimentación y una presión a la que se suministra dicho fluido mediante una fuente (120) de fluido utilizando un conmutador (516) de presión.
5. Un ventilador según la reivindicación 4, que incluye, además, al menos una alarma que proporciona al menos una de una notificación visual y audible cuando se produce al menos uno de una pluralidad de eventos, incluyendo dichos eventos:
- 10 (a) dicha presión en dicha conexión (130) de las vías aéreas del paciente supera el umbral superior de presión de las vías aéreas;
- 15 (b) dicha presión en dicha conexión (130) de las vías aéreas del paciente cae por debajo del umbral inferior de presión de las vías aéreas y permanece por debajo de dicho umbral inferior de presión de las vías aéreas durante al menos un periodo predeterminado de tiempo;
- (c) dicha presión a la que se suministra dicho fluido mediante dicha fuente (120) de fluido cae por debajo de un umbral de presión de la fuente; y
- (d) un nivel de dicha fuente (320) de alimentación cae por debajo de un umbral de la fuente de alimentación.
- 20 6. Un ventilador según cualquier reivindicación precedente, en el que dicho dispositivo (110) de sincronización controla dicho periodo de tiempo moviendo dicho solenoide (416) entre al menos una pluralidad de posiciones que incluyen dicha posición abierta y dicha posición cerrada, comenzando dicho periodo de tiempo cuando dicho solenoide (416) se encuentra en dicha posición abierta y acabando cuando dicho solenoide (416) se encuentra en dicha posición cerrada, configurado dicho solenoide (416) para permitir un flujo de dicho fluido a través de dicho ventilador cuando dicho solenoide (416) se encuentra en dicha posición abierta e impide dicho flujo de dicho fluido cuando se encuentra en dicha posición cerrada.
- 25 7. Un ventilador según cualquier reivindicación precedente, en el que se altera un volumen de fluido proporcionado a dicho paciente por medio de dicho ventilador regulando uno o más de dicho periodo de tiempo utilizando dicho dispositivo (110) de sincronización y dicho caudal utilizando dicho dispositivo (434) de control del flujo.
- 30

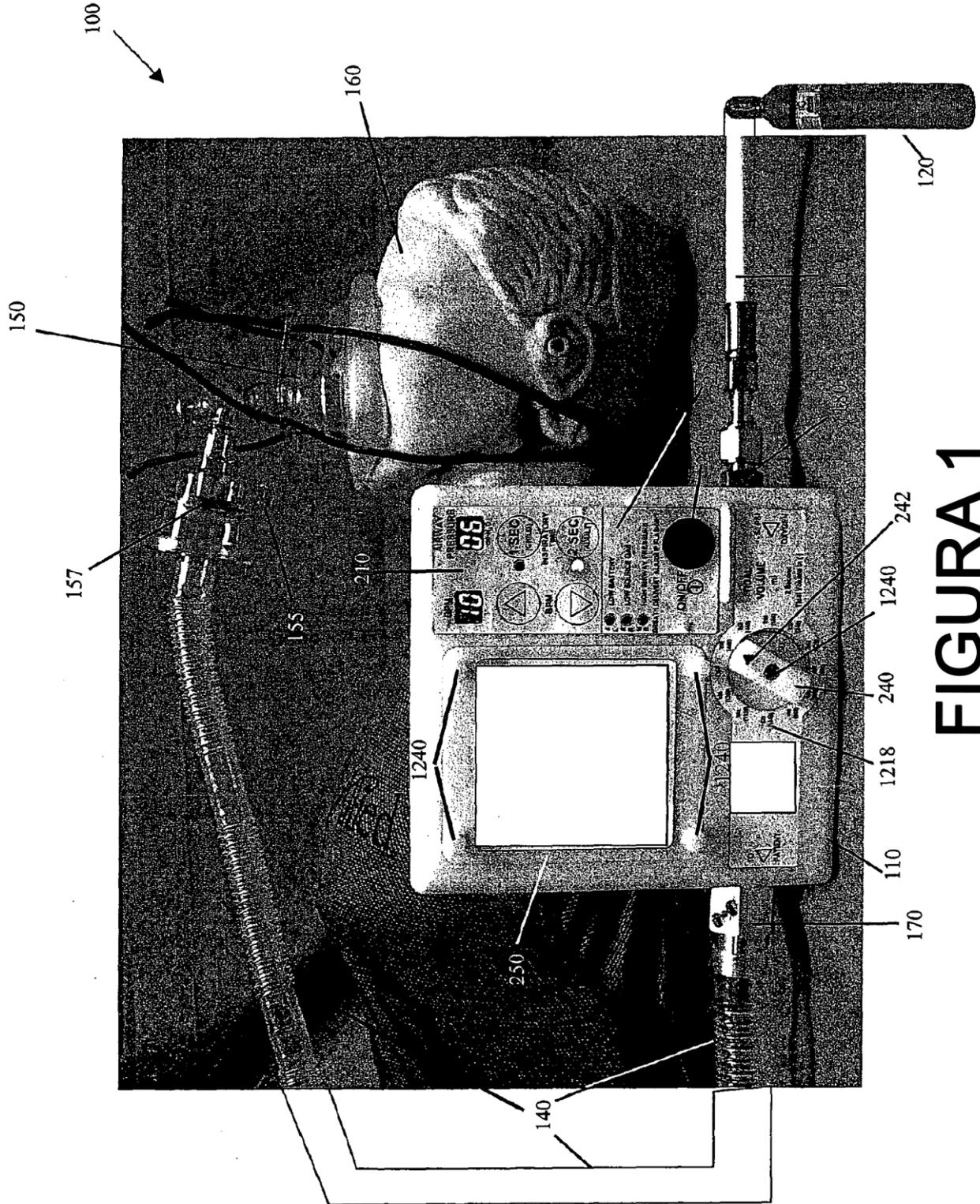


FIGURA 1

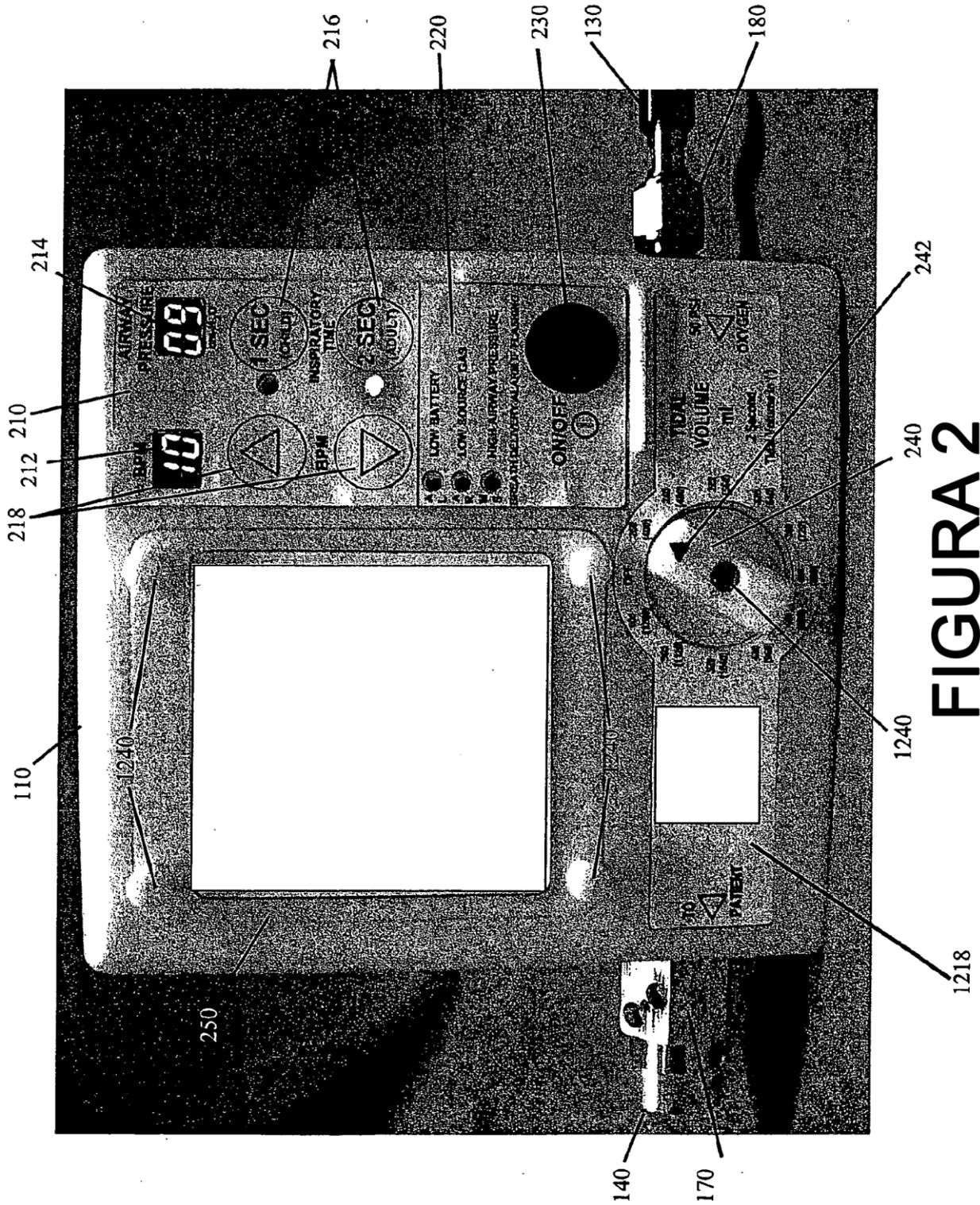


FIGURA 2

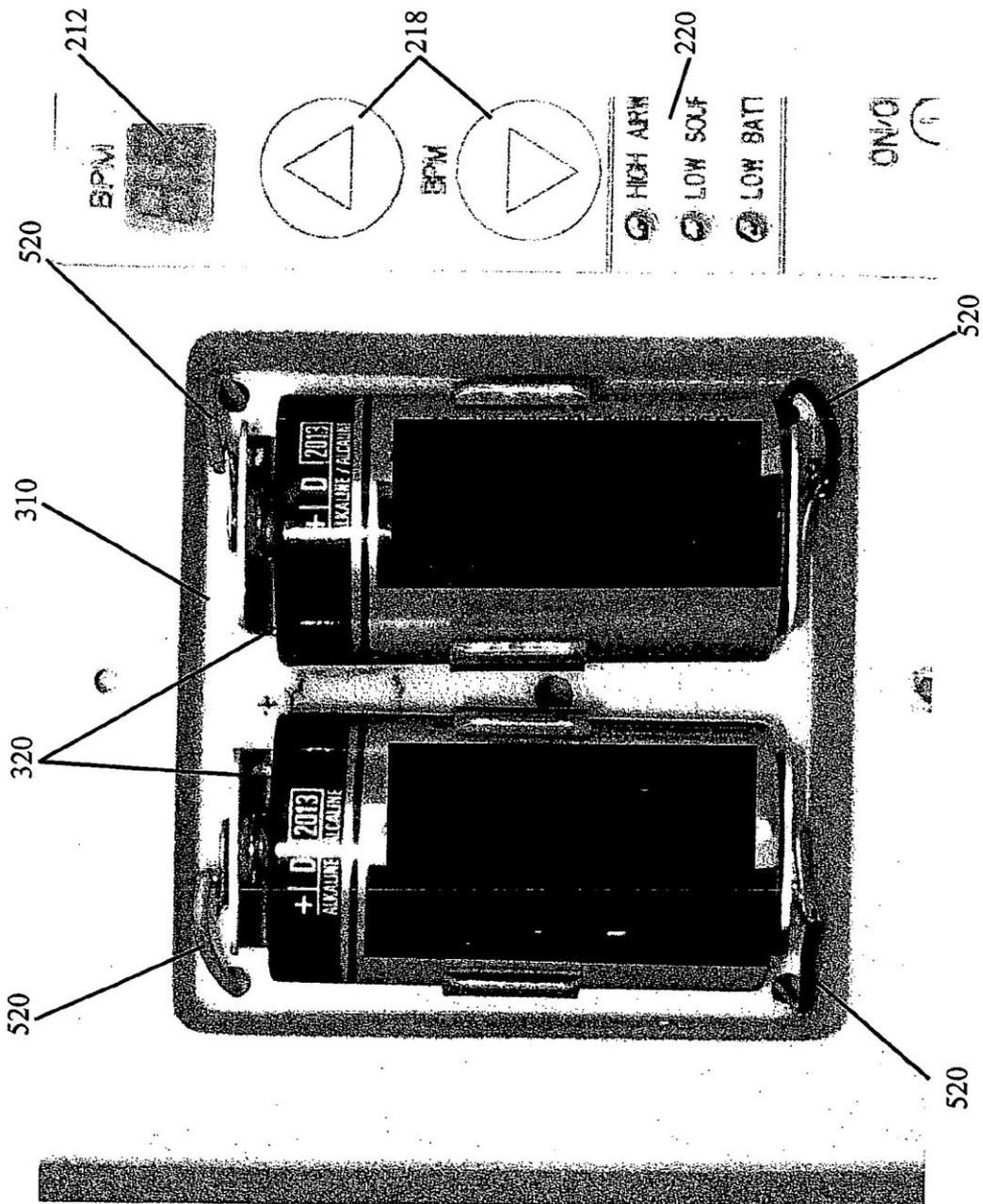


FIGURA 3

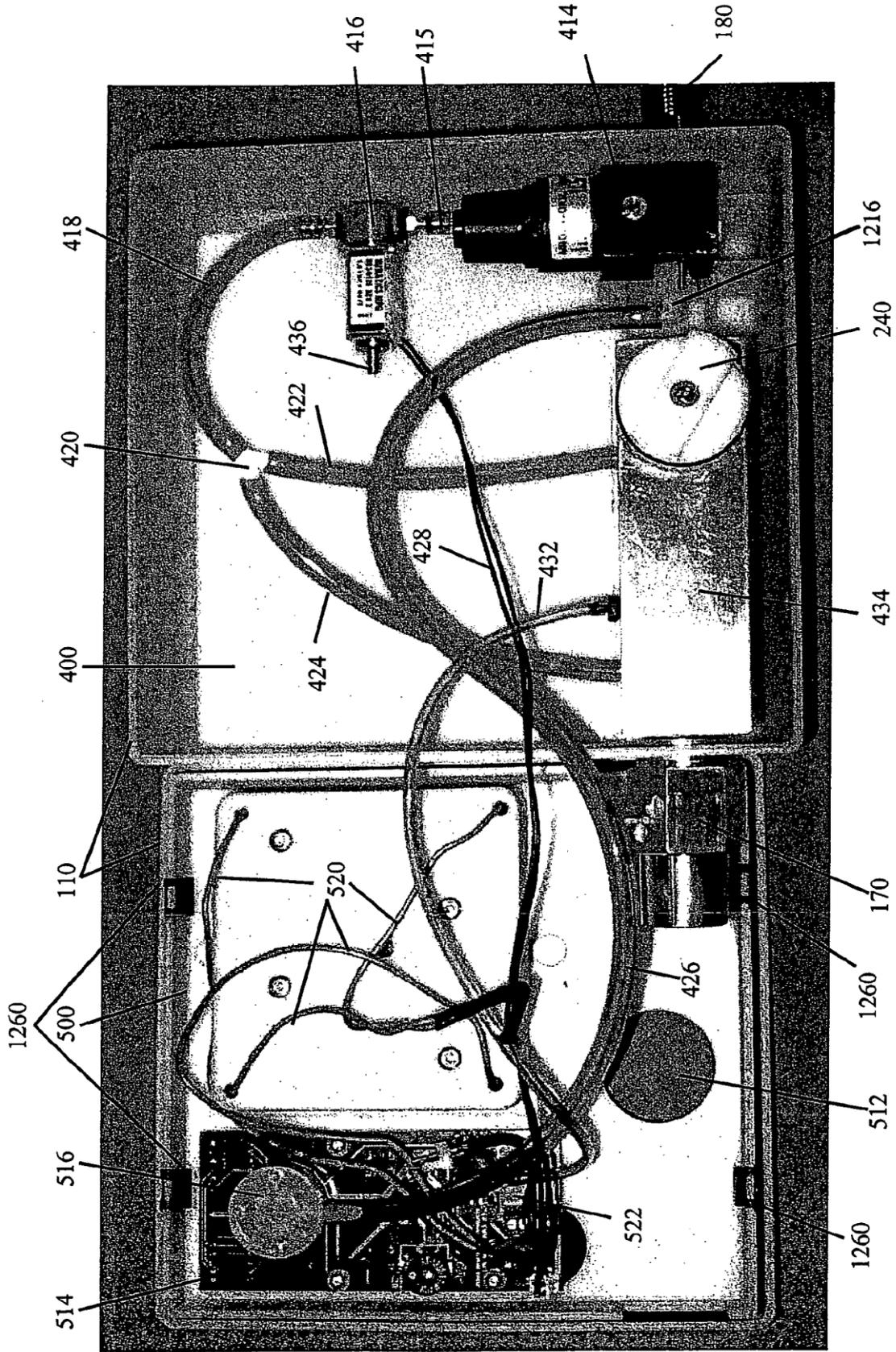


FIGURA 4

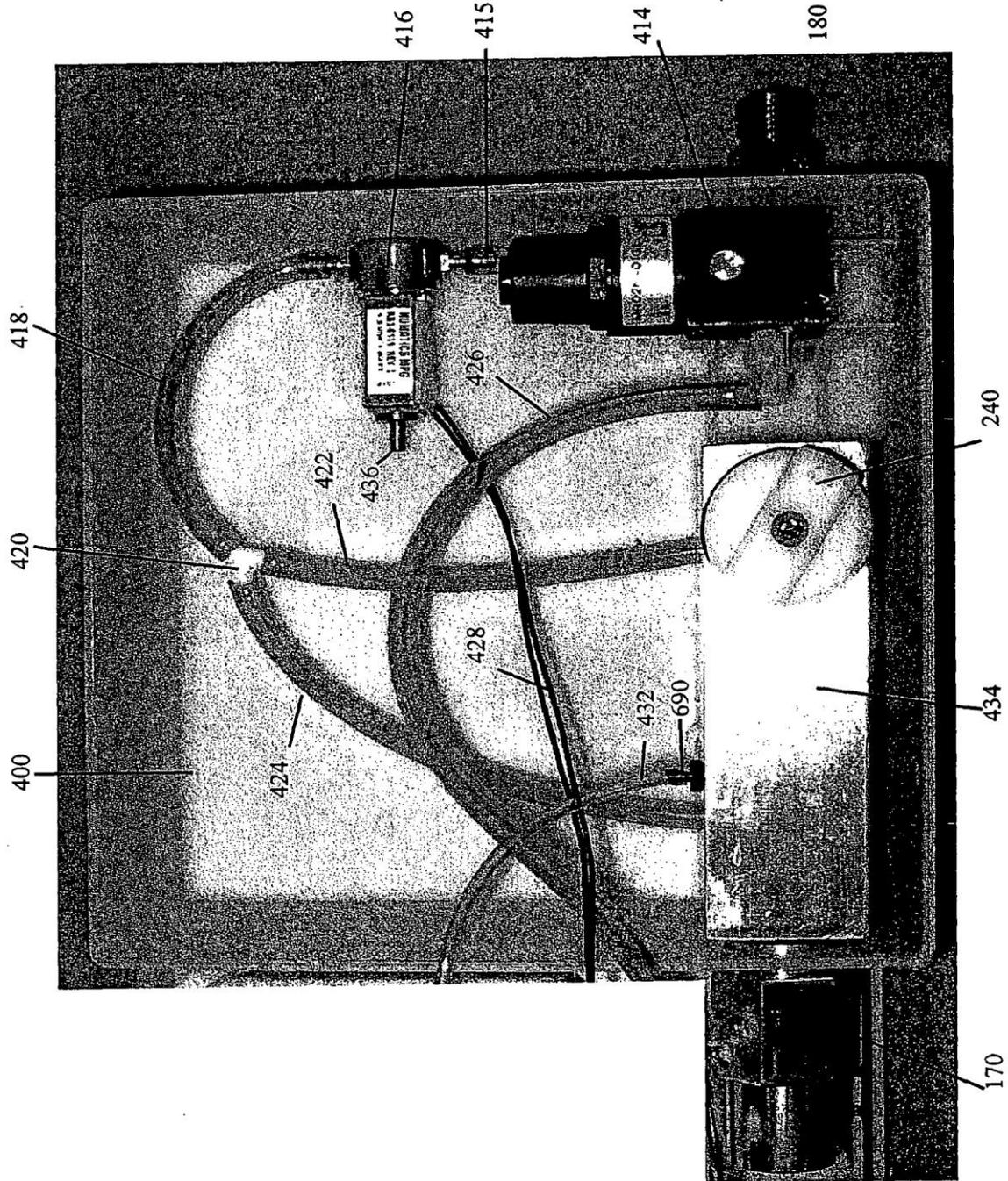


FIGURA 4A

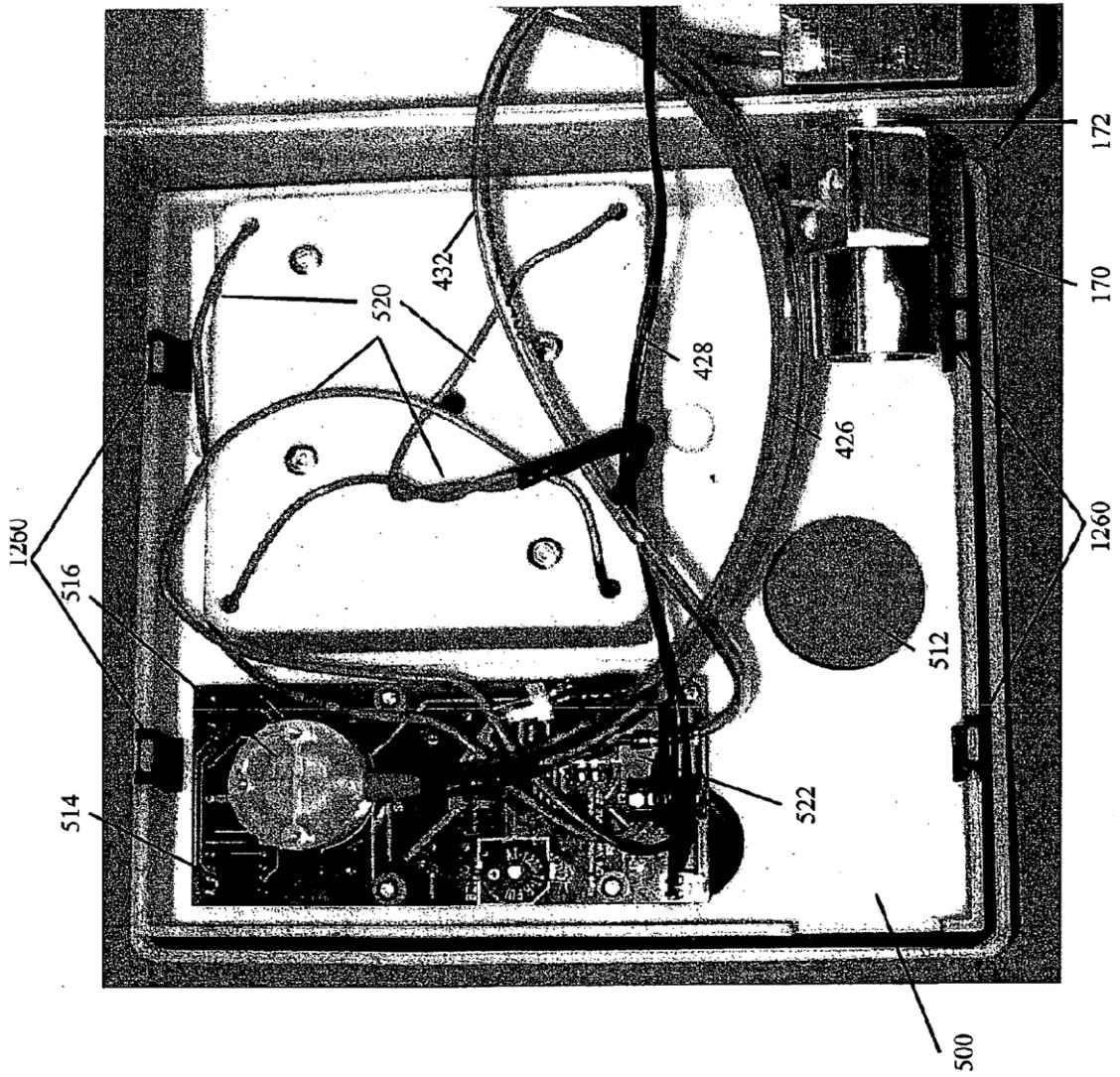


FIGURA 4B

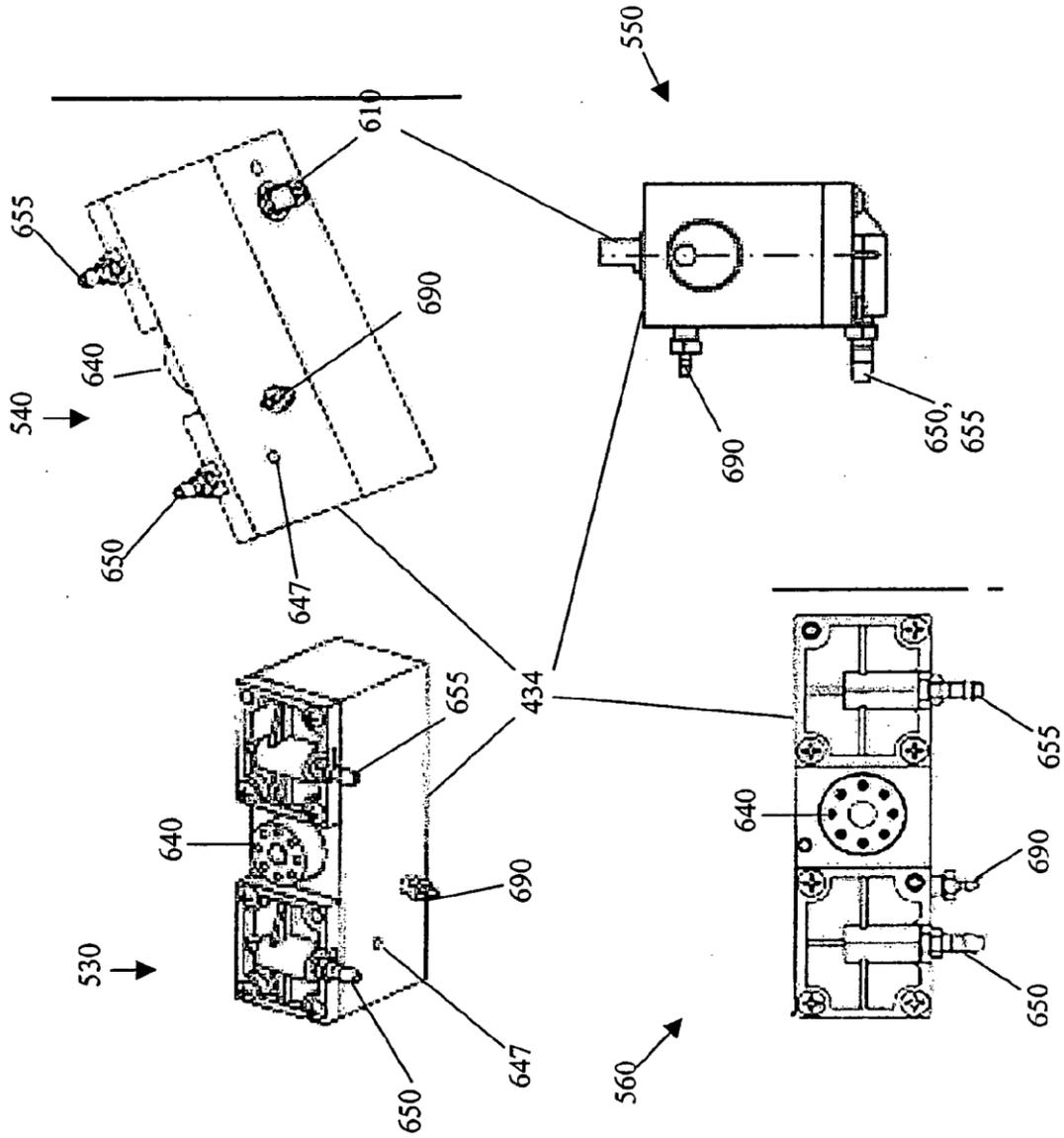
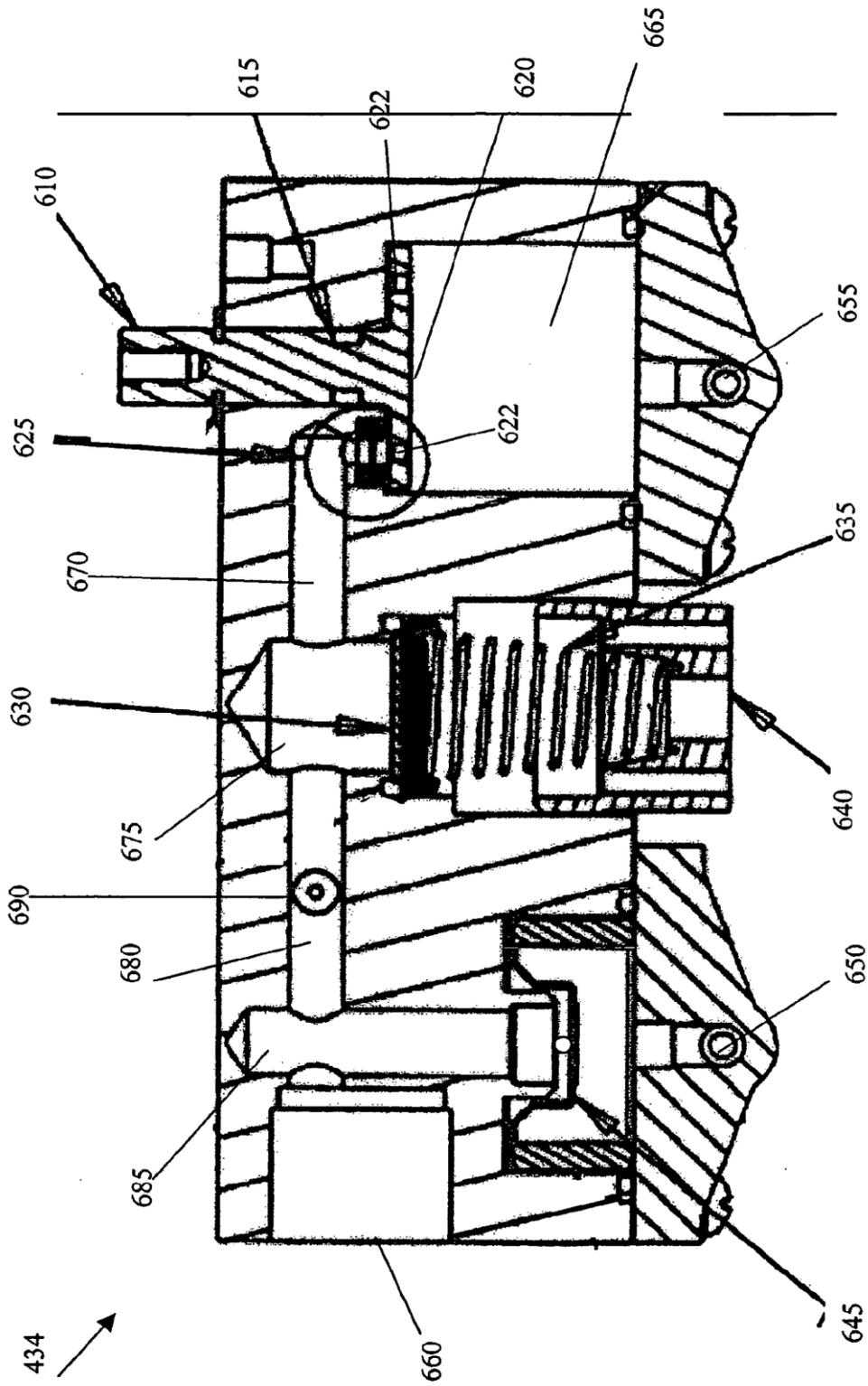
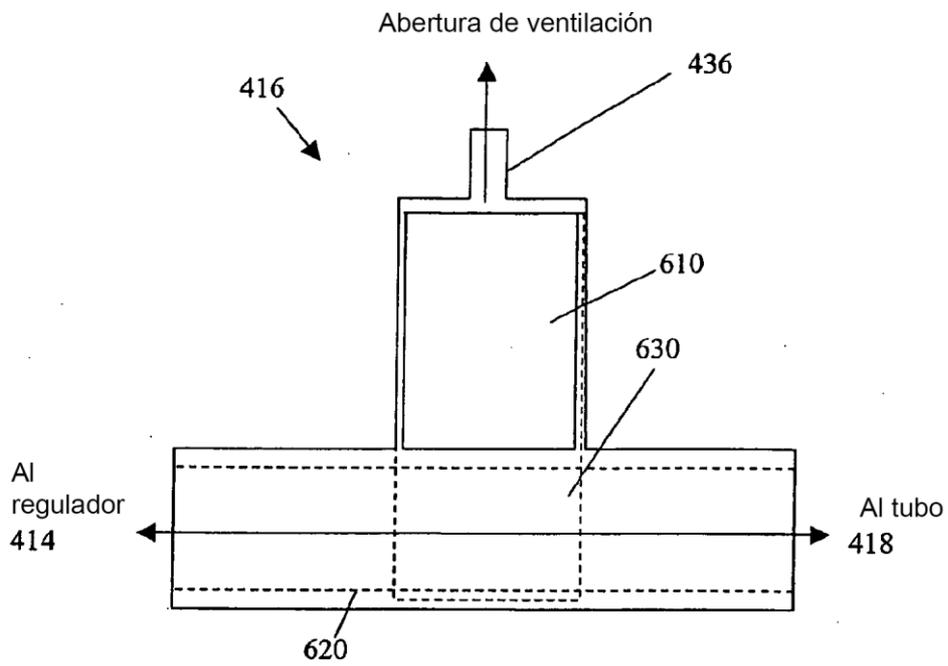
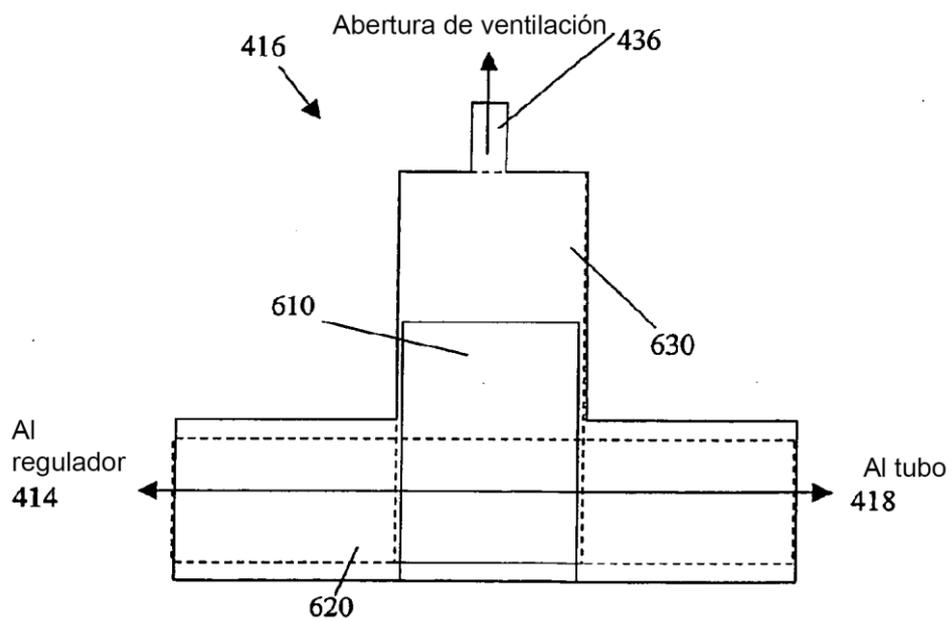


FIGURA 5

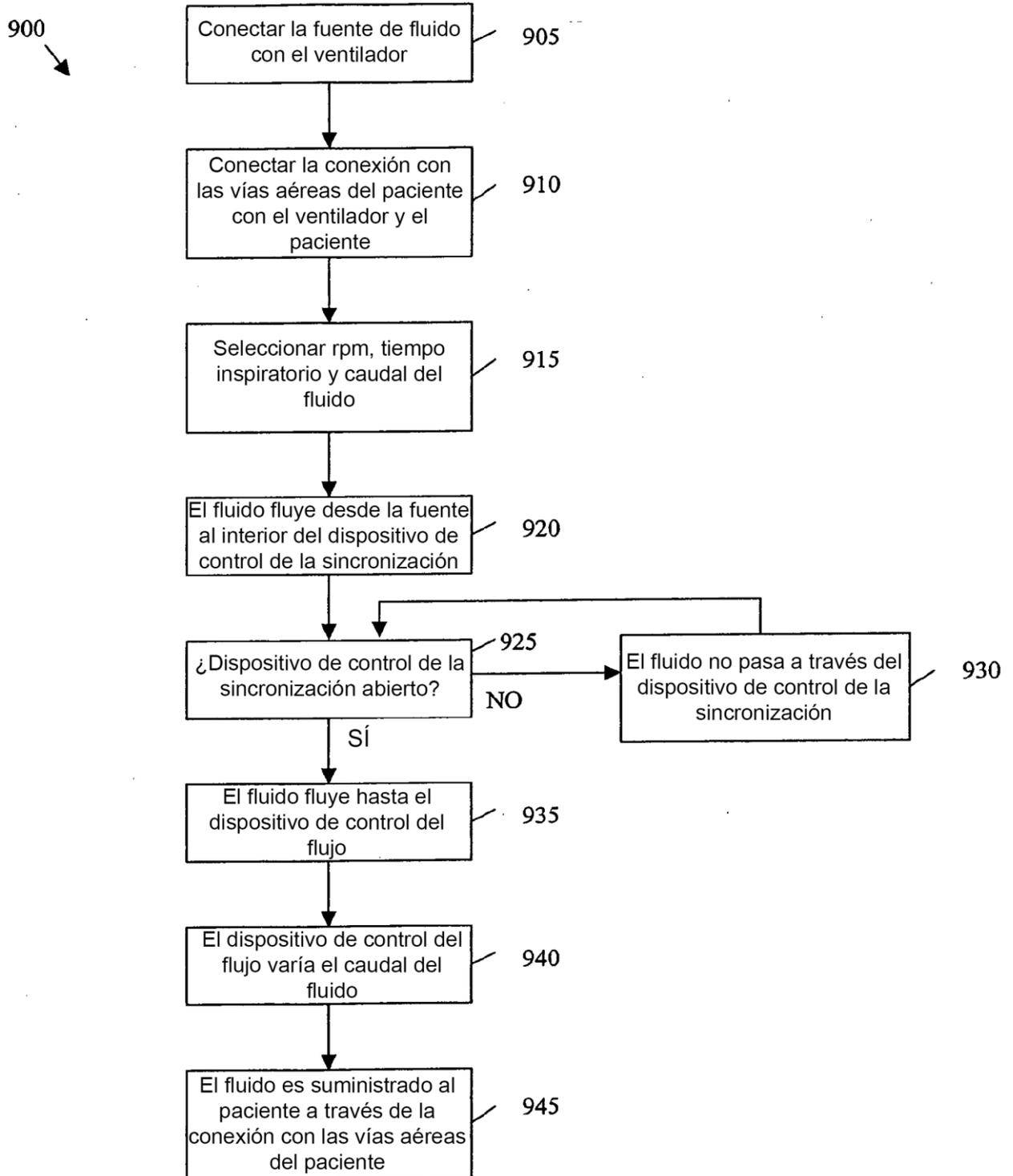




**FIGURA 7**



**FIGURA 8**



**FIGURA 9**

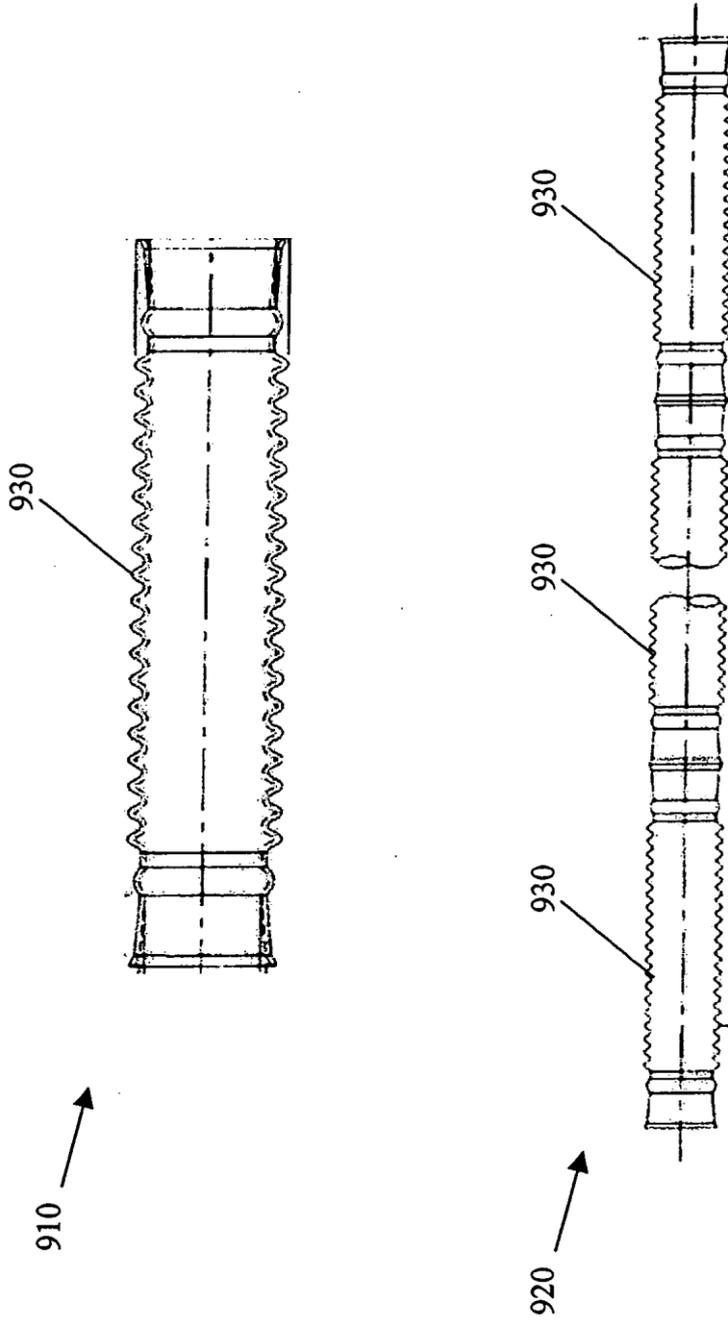
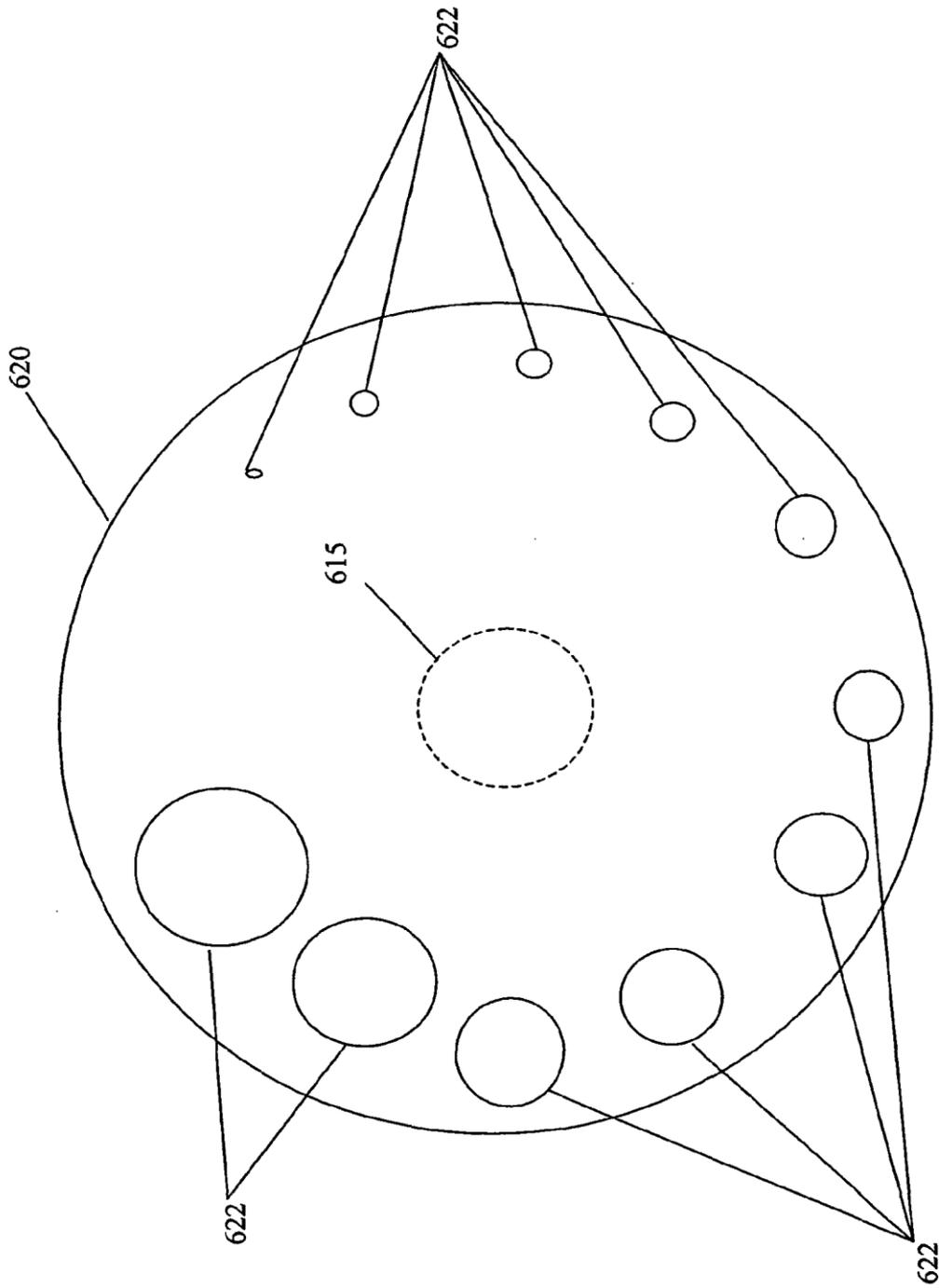


FIGURA 10



**FIGURA 11**

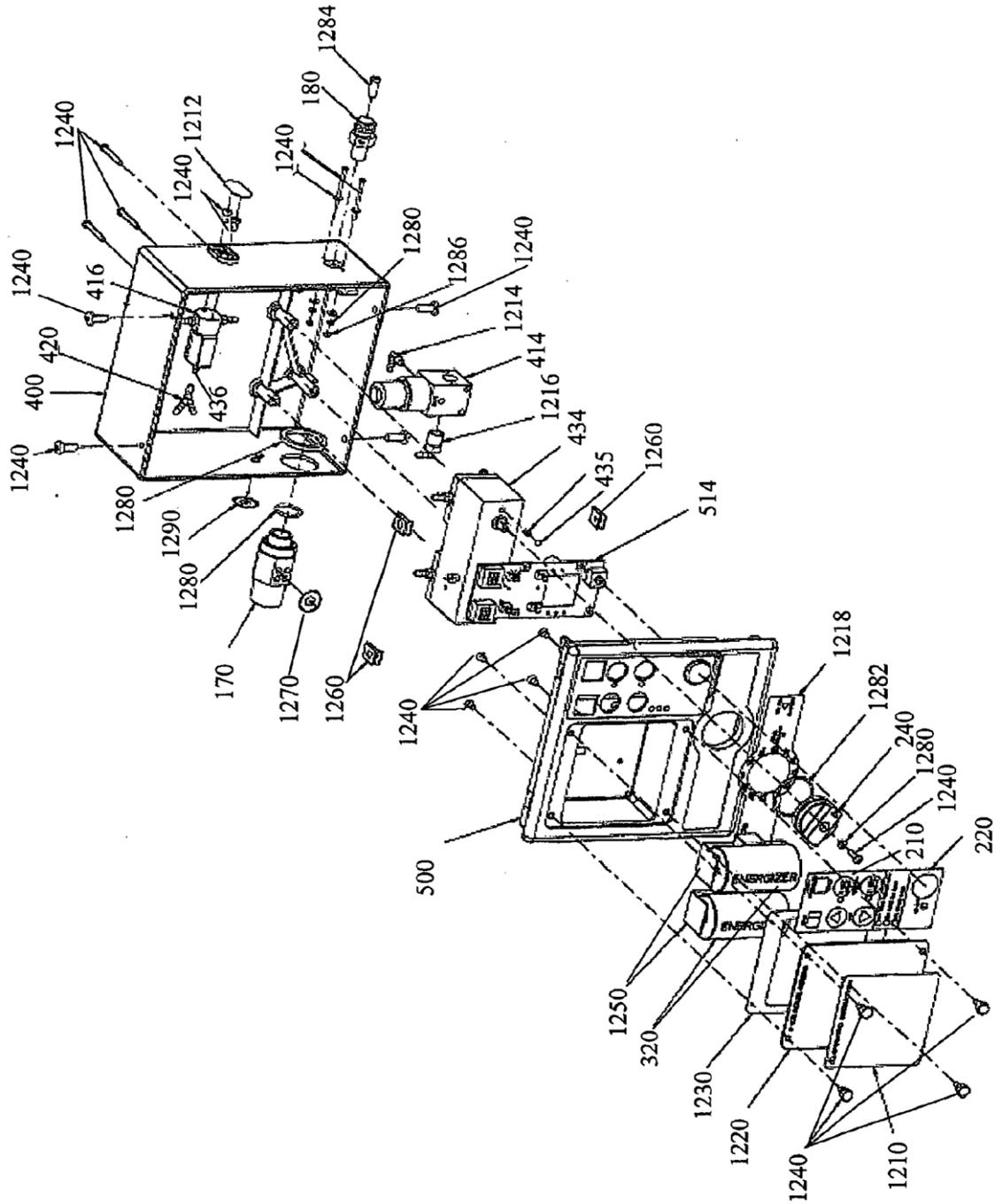


FIGURA 12

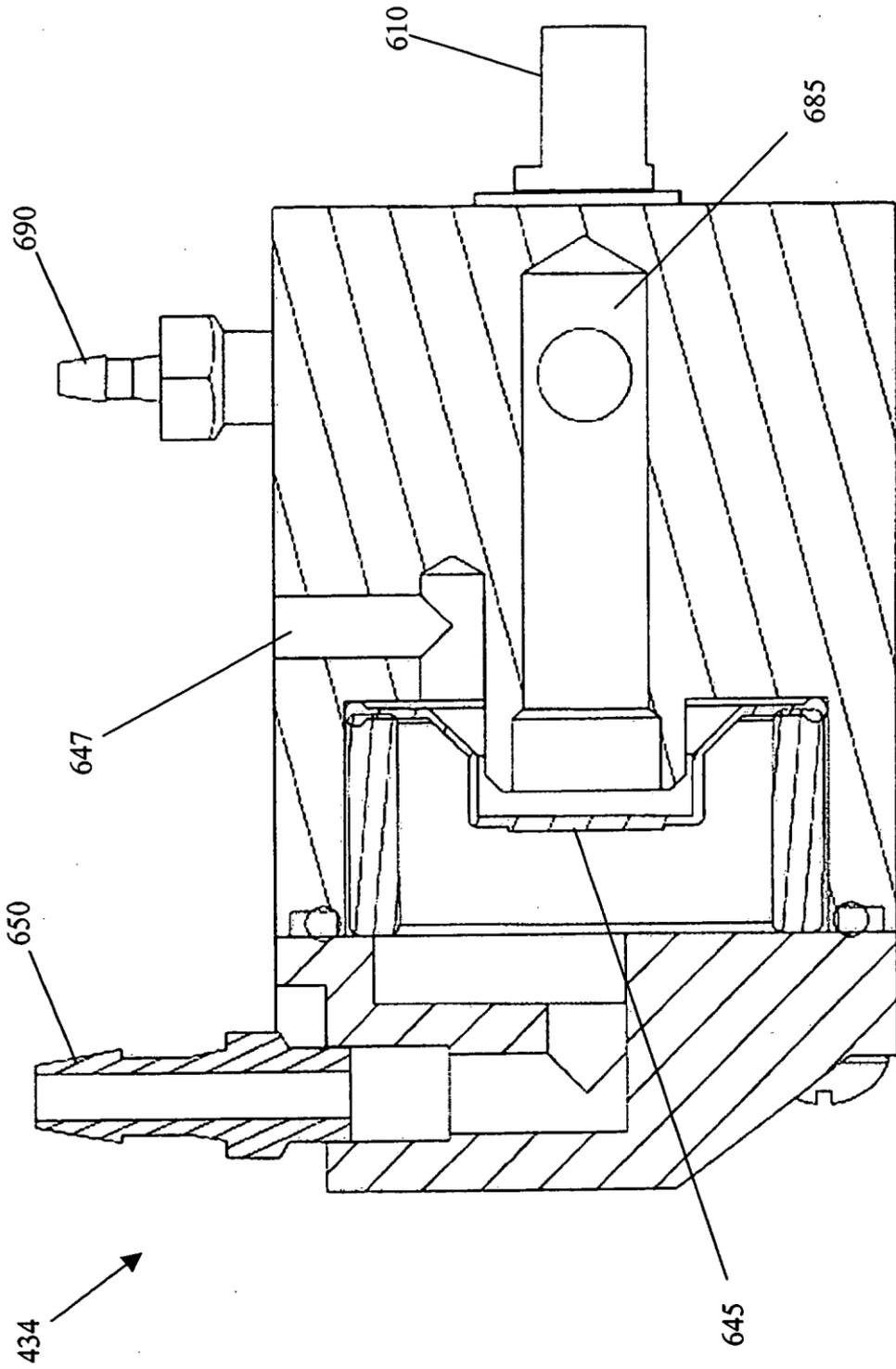


FIGURA 13