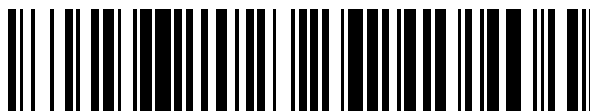


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 661 303**

51 Int. Cl.:

**A61M 16/00** (2006.01)

**A61M 16/20** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **03.09.2004** **PCT/GB2004/003788**

87 Fecha y número de publicación internacional: **17.03.2005** **WO05023349**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.09.2004** **E 04768335 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.12.2017** **EP 1660161**

54 Título: **Reanimadores**

30 Prioridad:

**05.09.2003 GB 0320761**

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

**28.03.2018**

73 Titular/es:

**SMITHS GROUP PLC (100.0%)**  
**4th Floor, 11-12 St James Square**  
**London SW1Y 4LB, GB**

72 Inventor/es:

**BEN, JONATHAN, KEVIN y**  
**BENNETT, PAUL, JAMES, LESLIE**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 2 661 303 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

## Reanimadores

La presente invención se refiere a reanimadores del tipo operable en un primer modo automático mediante el cual se suministra gas a un paciente de forma cíclica regulada repetidamente hasta que finaliza el modo y en un segundo modo mediante el cual se suministra un ciclo de gas en respuesta al accionamiento de un elemento manual.

Los reanimadores se usan para suministrar gas de respiración a un paciente que puede no estar respirando espontáneamente. Los reanimadores portátiles pueden tomar la forma de una bolsa elástica que se comprime manualmente para suministrar un volumen de aire al paciente, y la bolsa se llena de aire cuando se libera para que se pueda suministrar un nuevo volumen de aire. Alternativamente, el reanimador puede ser un dispositivo mecánico que incluye una válvula de temporización y varios otros controles y está conectado a un cilindro de oxígeno, que proporciona el gas de respiración, o una parte del mismo, y que también puede proporcionar la energía para accionar los componentes del reanimador. Ejemplos de tales reanimadores se describen en los documentos GB 2174760, GB 2174609, EP 343818, EP 342883, EP 343824, GB 2282542, EP 691137, GB 2284159 y GB 2270629. Estos reanimadores están dispuestos para suministrar gas de forma cíclica al paciente a una velocidad compatible con la respiración normal. El reanimador usualmente tiene alguna forma de anulación manual para que el gas se pueda proporcionar a una velocidad controlable selectivamente, como cuando el paciente está recibiendo RCP. Los reanimadores existentes sufren de varios problemas. Por ejemplo, cuando el reanimador se puede operar completamente de forma manual, existe el riesgo de que un operador inexperto pueda proporcionar velocidades inapropiadas de respiración con posible peligro para el paciente. Otros reanimadores no permiten suficiente flexibilidad en la administración de gas. Se conocen otros dispositivos de la técnica anterior, por ejemplo, a partir de los documentos US 4.060.078 y WO 99/47198.

Es un objeto de la presente invención proporcionar un reanimador alternativo.

Según la presente invención, se proporciona un reanimador del tipo especificado anteriormente, en el que el reanimador está dispuesto de tal manera que el ciclo solamente se suministra mientras se acciona el elemento manual, y en el que el reanimador controla la longitud máxima del ciclo, caracterizado por que el reanimador incluye un dispositivo de bloqueo para mantener el elemento manual en una posición accionada para operar el reanimador en el modo automático. El reanimador puede disponerse para administrar ciclos de ventilación repetidos mientras se acciona el elemento manual. El elemento manual puede incluir un botón que se presiona para accionar un ciclo de suministro de gas, incluyendo el dispositivo de bloqueo un elemento giratorio operable para retener el botón en una posición accionada. El elemento giratorio puede extenderse alrededor del botón y estar dispuesto para presionar el botón cuando se gira. El elemento giratorio y el botón preferiblemente tienen formaciones de leva cooperantes. El reanimador incluye preferiblemente una primera válvula controlada por la operación del elemento manual y una válvula biestable conectada con la primera válvula para operar entre una posición completamente abierta o completamente cerrada mediante una salida de la primera válvula, controlando la válvula biestable el suministro de gas a la salida del reanimador. El reanimador preferiblemente incluye una válvula de temporización operable para suministrar ciclos de gas de ventilación a un conjunto de válvula de paciente, conectándose la salida de la válvula de temporización a un conjunto de válvula manual operable por el elemento manual para evitar o permitir el flujo de gas de ventilación al conjunto de válvula del paciente, y estando conectada la salida del conjunto de válvula manual a una entrada de control de la válvula de temporización. El reanimador puede incluir un elemento de control desplazable manualmente que se puede desplazar para alterar la frecuencia de temporización y el caudal simultáneamente. El reanimador puede incluir un dispositivo de arrastre de gas, pudiendo operar también el elemento de control desplazable manualmente para controlar el suministro de gas de arrastre al dispositivo de arrastre. El elemento de control desplazable manualmente incluye preferiblemente un elemento giratorio.

Un reanimador de acuerdo con la presente invención se describirá ahora, a modo de ejemplo, con referencia a los siguientes dibujos, en los que:

La figura 1 es un diagrama de circuito del reanimador;

La figura 2 es una vista en perspectiva del exterior del reanimador;

La figura 3 ilustra perfiles de leva en el botón de control manual; y

La figura 4 es una vista en sección transversal del oscilador/temporizador en mayor detalle.

Con referencia primero a las figuras 1 y 2, se muestran los diversos componentes del reanimador y sus interconexiones. Todos los componentes están contenidos dentro de una carcasa común 1, que es suficientemente compacta y ligera para ser sujeta con una mano y conectada en su salida para el paciente 2 directamente a una máscara facial 3. La entrada 4 del reanimador está conectada a través de un tubo flexible 5 a una fuente de oxígeno, tal como un cilindro 6 o, por ejemplo, una tubería de hospital, que suministra presión entre 40 y 150 psi (276 kPa y 1034 kPa). Esta disposición permite la operación con una sola mano, la misma mano que sujeta la máscara facial 3 y controla el reanimador. Alternativamente, sin embargo, el reanimador podría estar ubicado adyacente al cilindro de oxígeno y su salida del paciente conectada a una máscara facial o tubo de respiración a través de un tubo flexible.

La entrada 4 se proporciona mediante un regulador de presión 10 que incluye un filtro 11 y una salida 12, que conecta el oxígeno para diversos de los otros componentes en el reanimador. El oxígeno se divide en cinco trayectorias. Se suministra a una entrada 13 de un oscilador/temporizador 14, la entrada 15 de una válvula manual o momentánea 16, una entrada 17 de un detector de demanda 18, una entrada 19 de una válvula de demanda 20 y una entrada 21 de una válvula de respiración espontánea 22.

El gas suministrado al oscilador/temporizador 14 fluye a su salida 23 cuando el oscilador está abierto o encendido y desde allí pasa a una entrada 24 de una válvula biestable 25, cuya operación está controlada por la válvula manual 16. La válvula manual 16 y la válvula biestable 25 se pueden considerar juntas formando un conjunto de válvula manual. Más particularmente, la operación de la válvula biestable 25 y, por lo tanto, el suministro de gas al paciente se controla mediante la presión de gas en su entrada piloto 50, que está conectada a la salida 51 de la válvula manual 16.

La válvula manual 16 incluye un carrete 60 móvil hacia arriba y hacia abajo en un taladro vertical 61 por la acción de cualquiera de un botón 62 o una palanca 63. La entrada 15 y la salida 51 se abren en el taladro 61 en ubicaciones separadas a lo largo de su longitud y el carrete 60 tiene juntas que pueden colocarse para permitir o evitar el flujo de gas desde la entrada 15 a la salida 51 a través del taladro. En su posición normal, como se ilustra, un muelle 64 empuja el botón 62, y por lo tanto el carrete 60, hacia arriba a una posición donde se evita el flujo de gas entre la entrada 15 y la salida 51, por lo que la válvula 16 y por lo tanto la válvula biestable 25 está apagada o cerrada.

Cuando se presiona el botón 62, el carrete 60 se mueve hacia abajo y permite que el gas a presión en la entrada 15 pase a la salida 51 para pilotar el pistón 65 de la válvula biestable 25. Alternativamente, cualquier movimiento de la palanca 63 más allá de un cierto ángulo, también estirará del carrete 60 hacia abajo, a través de una bobina seguidora 66 y una manivela 67.

Cuando se suelta el botón 62 o la palanca 63, el carrete 60 se mueve hacia arriba y el gas a presión que pilota el pistón 65 se escapa a la atmósfera a través de un orificio de ventilación 68 en la parte inferior de la válvula manual 16. La válvula manual 16 y la válvula biestable 25 están dispuestas de manera que no es posible controlar la frecuencia de ventilación o el caudal mediante operaciones leves del botón 62 o de la palanca 63. La presión de salida proporcionada por la válvula biestable 25 está, por lo tanto, completamente conectada o completamente desconectada.

La salida 26 de la válvula biestable 25 se conecta a una entrada piloto 27 de una válvula de descarga del paciente 28, montada con la válvula de respiración espontánea 22. Mientras la válvula biestable 25 está abierta, es decir, durante la fase inspiratoria del paciente, el gas presurizado que sale por el puerto de salida 26 pilota la válvula de descarga del paciente 28 en su entrada 27 para cerrarla, de modo que el gas no pueda escapar a través de la válvula. La salida 26 de la válvula biestable 25 también se conecta a dos entradas 30 y 31 de un dispositivo limitador variable 32, que se puede ajustar manualmente para variar el volumen de oleada y la frecuencia de suministro de ciclos de gas al paciente.

El limitador 32 incluye un elemento de control manualmente desplazable en la forma de una placa giratoria 70 acoplada mecánicamente con una palanca 90 en la carcasa 1, de modo que la placa se puede girar a través de un ángulo limitado por el desplazamiento de la palanca. El limitador 32 tiene tres ranuras 71 ahusadas, una de las cuales conecta la entrada 30 con una salida 33; la segunda ranura 72 conecta la entrada 31 con una salida 37; y la tercera ranura 73 conecta una entrada 38 con una salida 39. Se gira la placa 70 en movimiento relativo entre las entradas 30, 31 y 38, las salidas 33, 37 y 39 y las ranuras 71 a 73 para alterar la restricción de flujo entre las respectivas entradas y salidas. La primera ranura 71 controla la velocidad de temporización del oscilador/temporizador 14. La salida 33 se conecta a la entrada de control o temporización 34 del temporizador 14, de modo que al girar la placa 70 para producir un mayor flujo de gas a la entrada de control del temporizador aumenta su frecuencia de operación, de la manera descrita con mayor detalle más adelante.

El gas suministrado a la otra entrada 31 del limitador 32 fluye a través de la segunda ranura 72 a una segunda salida 37. La segunda salida se conecta a la tercera entrada 38 del limitador 32 y a una entrada 40 de un conjunto de válvula del paciente 41, a través de una válvula de mezcla de aire/sin mezcla de aire 42. La tercera entrada 38 se conecta con la tercera salida 39 a través de la tercera ranura 73, que a su vez se conecta a la entrada de la boquilla 80 de un dispositivo de arrastre de aire 81 que se abre en el conjunto de válvula del paciente 41.

La segunda y tercera ranuras 72 y 73 se estrechan en un sentido opuesto a la primera ranura 71, de modo que cuando la placa 70 se hace girar para causar un aumento del flujo en la salida 33, provoca una reducción en el flujo de gas desde las otras salidas 37 y 39. Por lo tanto, si el usuario mueve la palanca 90 para demandar una mayor frecuencia de ciclos de ventilación, esto hace girar la placa 70 y, de manera automática, produce simultáneamente un caudal reducido o un volumen de oleada de gas. Se usa una frecuencia de operación más baja con niños, que también requieren un volumen de oleada más bajo.

En lugar de las ranuras ahusadas 71 a 73 sería posible que el limitador tenga filas de orificios de tamaños cada vez mayores.

La operación de la válvula de mezcla de aire/sin mezcla de aire 42 conectada entre la salida 33 y el conjunto de

válvula del paciente 41 se controla mediante un pomo giratorio 142 en la carcasa 1. El pomo 142 se puede mover entre una de dos posiciones diferentes, marcadas 100% y 50% respectivamente. La válvula 42 controla si el paciente recibe oxígeno puro (100%), es decir, sin mezcla de aire, o si se mezcla con aire para dar un contenido de oxígeno de aproximadamente un 50%, es decir, mezcla de aire. Cuando el pomo 142 está en la posición del 100%, la válvula 42 está completamente abierta y el gas desde la salida 37 fluye de manera sustancialmente completa directamente a la entrada 40 del conjunto de válvula del paciente 41 porque esta trayectoria presenta una menor resistencia al flujo. Sin embargo, si el pomo 142 se gira a la posición del 50%, apaga la válvula 42 completamente, de modo que todo el gas que sale desde la salida 37 fluye ahora a través de la entrada 38, la ranura 73 y la salida 39 a la entrada 80 del dispositivo de arrastre de aire 81. El chorro a alta velocidad de oxígeno producido dentro del dispositivo de arrastre 81 aspira aire desde una entrada de aire 82, que tiene una concentración de oxígeno de aproximadamente el 21%. La mezcla de gases resultante tiene un contenido de oxígeno nominal del 50% y esto entra en el conjunto de válvula del paciente 41.

El conjunto de válvula del paciente 41 tiene la válvula de demanda 20 en su extremo superior y una válvula del paciente 43 en su abertura de extremo inferior en el puerto de salida 2 del reanimador. La válvula de paciente 43 incluye una válvula de retención 45 de tipo convencional, tal como se describe en el documento US 4774941. La válvula 43 incluye una válvula de pico de pato, dispuesta para permitir el flujo de gas desde el conjunto de válvula 41 al paciente, pero para evitar el flujo en la dirección opuesta al interior del conjunto. La válvula 45 está soportada centralmente en un diafragma flexible 46, que se apoya contra el extremo superior del puerto de salida 2. El puerto de salida 2 está soportado coaxialmente dentro de un anillo exterior 47 para proporcionar un espacio anular 48 cerrado mediante válvulas de aleta no de arrastre 49. Por lo tanto, cuando el paciente exhala, la válvula de retención 45 se cierra y el diafragma 46 se eleva del puerto de salida 2 para permitir que el gas exhalado fluya hacia el espacio anular 48 y de ese modo se ventile a la atmósfera a través de las válvulas de aleta 49. Las válvulas de aleta 49 permiten que el gas fluya fuera del espacio anular 48, pero evitan el flujo en la dirección opuesta.

La operación del oscilador/temporizador 14 se describirá ahora en mayor detalle con referencia a la figura 4. El oscilador/temporizador 14 tiene un alojamiento tubular exterior 140 en el que la entrada de control 34 y la salida 23 se abren axialmente. La salida 23 se abre en el extremo izquierdo de un taladro o paso axial 141 de diámetro relativamente pequeño, que se abre en su extremo derecho en una cavidad de mayor diámetro 142. La entrada 13 del oscilador/temporizador 14 se abre lateralmente en el taladro 141 aproximadamente a mitad de camino a lo largo de su longitud. Dentro del taladro 141 hay dos juntas tóricas 143 y 144, una situada entre la entrada 13 y la salida 23 y la otra situada entre la entrada 13 y la abertura del taladro en la cavidad 142. Dentro de la cavidad 142 están montadas una varilla de sellado 145, una tapa o pistón 146, dos muelles helicoidales 147 y 148 y un diafragma 149. La varilla de sellado 145 está montada axialmente y se extiende con su extremo izquierdo 150 situado en el taladro 141 y su extremo derecho 151 retenido dentro de la tapa 146. El extremo izquierdo 150 de la varilla 145 tiene un reborde anular ampliado 152 que retrocede una corta distancia desde su extremo y colocado entre las dos juntas tóricas 143 y 144. La varilla 145 se extiende a través de la junta tórica derecha 144, que realiza un acoplamiento de sellado deslizante con el exterior de la varilla. El extremo derecho de la varilla 145 tiene una brida ensanchada 153 separada a corta distancia de su extremo, que se acopla en su lado derecho mediante el extremo izquierdo del muelle 147. El muelle 147 se extiende axialmente y topa con el extremo interior cerrado derecho 246 de la tapa 146. El lado izquierdo de la brida 153 topa con el lado derecho de una brida 154 que se proyecta hacia dentro de la tapa 146 aproximadamente a la mitad de su longitud. El extremo izquierdo 155 de la tapa 146 está abierto y ampliado para formar un reborde interno 156 y es un ajuste deslizante suelto, sin sellado, en el interior de la cavidad 142. El resalte 156 se pone en contacto con el extremo derecho del segundo muelle helicoidal 148, que es de mayor diámetro que el primer muelle 147 y se extiende axialmente alrededor de la varilla de sellado 145. El extremo izquierdo del segundo muelle 148 topa con una pared de extremo 157 en el extremo izquierdo de la cavidad 142.

El oscilador/temporizador 14 se completa mediante el diafragma 149, que está hecho de un material de caucho de silicona flexible, impermeable y tejido de baja rigidez. El diafragma 149 tiene forma circular con un labio circunferencial engrosado 158, que está atrapado y sellado entre dos partes de la carcasa 1, de manera que el diafragma se extiende transversalmente a la cavidad 142 y sella una parte trasera 159 de la cavidad desde una parte delantera 160. La parte central del diafragma 149 está moldeada con una formación de mesa 161 que se proyecta hacia la parte trasera 159 de la cavidad 142 y que abarca estrechamente la superficie externa del extremo posterior cerrado de la tapa 146. Entre la formación de mesa 161 y el labio 158, el diafragma 149 se curva hacia delante alrededor de un labio anular curvado 162 en el interior de la carcasa 140 y se forma en un bucle de rodadura 163 en forma de U en el espacio anular 164 entre el interior de la carcasa y el exterior de la parte trasera 246 de la tapa 146.

En la posición natural del oscilador/temporizador 14, el muelle 148 empuja la tapa 146 y, por lo tanto, la varilla de sellado 145, hacia atrás a una posición en la que el reborde anular 152 en la varilla está hacia atrás, es decir, a la derecha de la abertura de la entrada 13 en el taladro 141. El paso entre la entrada 13 y la salida 23, por lo tanto, no está obstruido, de modo que el gas puede fluir a través del oscilador/temporizador 14 y está encendido o abierto. El movimiento de la varilla de sellado 145, por lo tanto, controla el flujo de gas a lo largo de un paso a través del oscilador/temporizador entre la entrada 13 y la salida 23.

Cuando se suministra presión de gas a la entrada de control 34, la presión dentro de la parte trasera 159 de la cavidad 142 aumenta. Esto hace que se aplique presión al lado derecho del diafragma 149, forzándolo contra la tapa

146 y moviendo la tapa hacia adelante como un pistón, a la izquierda contra la acción del muelle 148. El aire dentro de la parte izquierda de la cavidad 142 puede escapar a la atmósfera a través de un pequeño orificio de ventilación 165 en la carcasa 140. A medida que la tapa 146 se mueve hacia la izquierda, el diafragma 149 se flexiona y el bucle 163 rueda entre la tapa y la carcasa 140, despegándose del exterior de la tapa y plegándose contra el interior de la carcasa. La presión en el taladro 141 impide inicialmente que la varilla 145 se mueva, de modo que el muelle 147 se comprime a medida que el pistón se mueve hacia delante. Cuando el extremo posterior 151 de la varilla 145 toca fondo sobre el extremo posterior 246 del pistón, la varilla se mueve hacia delante a lo largo del taladro 141 hasta su extremo posterior. El muelle 147 dentro de la tapa 146 se apoya contra la brida 153 en la varilla de sellado 145 para mantenerla en contacto con la brida 154 en la tapa, moviendo así la varilla de sellado hacia delante, a lo largo del taladro 141. A medida que la varilla 145 se mueve hacia delante, su reborde anular 152 se mueve a la izquierda de la entrada 13 y el extremo delantero 150 de la varilla comienza a entrar en la junta tórica delantera 143. La presión a través del reborde 152 ahora se iguala y la fuerza del muelle 147 es suficiente para empujar la varilla hacia delante, de modo que su reborde está en pleno contacto de sellado con la junta tórica izquierda 143. Se puede ver que esto bloquea el flujo de gas desde la entrada 13 a la salida 23 y, por lo tanto, apaga el oscilador/temporizador 14. Esto termina la fase inspiratoria de suministro de gas al paciente y comienza la fase espiratoria.

Cuando el temporizador/oscilador 14 se apaga, todo el gas en el circuito de carga entre la salida 23 del temporizador 14 y la entrada 30 del limitador 32 se escapa a la atmósfera a través del conjunto de la válvula del paciente 41, ya sea directamente a través de la entrada 40 o a través del dispositivo de arrastre 81. Esto libera presión sobre la válvula de descarga del paciente 28, lo que permite que se abra, lo que a su vez permite que la presión del circuito del paciente se evapore rápidamente a la atmósfera a través de los puertos de la válvula de descarga del paciente.

Cuando la presión en la entrada de control 34 cae, el muelle 148 empieza a mover la varilla de sellado 145 de nuevo a la posición abierta. El gas en la parte trasera 159 de la cavidad 142 escapa a través de la entrada 34 de vuelta al limitador 32 y, en particular, fluye hacia la entrada 30 a través de la ranura 71. Por lo tanto, la velocidad de disminución de la presión del gas está determinada por el ajuste del temporizador del limitador 32. Una vez que el oscilador/temporizador 14 se abre nuevamente, se inicia una nueva fase inspiratoria y los ciclos de ventilación continúan.

Puede observarse que el diafragma 149 proporciona un sellado completo entre las dos partes 159 y 160 de la cavidad 142 y no se basa en movimiento, juntas de limpieza o similares. Los pistones neumáticos convencionales usan una junta tórica para producir una junta. La presente construcción permite que la válvula de temporización 14 opere con menores fuerzas de fricción y de fricción estática y, por lo tanto, permite que la válvula opere de forma fiable a presiones de conmutación más bajas. Es importante mantener las presiones de conmutación tan bajas como sea posible para garantizar que el volumen de oleada de la primera respiración inspiratoria suministrada no aumente excesivamente. Cuando se acciona en primer lugar el botón manual 62, la válvula de temporización 14 se abre, de modo que el gas puede fluir al paciente hasta que la presión en la entrada de control 34 haya aumentado hasta la presión de conmutación de cierre. Si esta presión fuera relativamente alta, el gas fluiría al paciente durante un periodo de tiempo más prolongado y el volumen de oleada suministrado podría ser excesivamente alto. Si se utilizan presiones de conmutación más bajas en las válvulas de junta tórica convencionales, existe un mayor riesgo de fallo, especialmente a temperaturas muy bajas de hasta -18 °C, y especialmente si la válvula es de un tamaño pequeño. La disposición descrita puede tener bajas fuerzas de fricción y de fricción estática en un pequeño oscilador en un amplio intervalo de temperaturas de entre -18 °C y + 50 °C.

Cuando se utiliza el botón manual de control 62 o la palanca 63, el período inspiratorio del reanimador dura durante el tiempo que el botón está presionado o la palanca está desviada, hasta el punto de un tiempo máximo inspiratorio, como se determina mediante el oscilador/temporizador 14 y el ajuste del limitador variable 32. Con este método de operación, es posible suministrar cualquier volumen menor que el volumen de oleada completo al soltar el botón o la palanca antes de completar el suministro. Al cortar el suministro, puede suministrarse otro corto ciclo inspiratorio proporcional al volumen incompleto no suministrado y al tiempo transcurrido (el tiempo de espiración) antes de presionar el botón 62 o desviar la palanca 63. No es posible administrar dos o más respiraciones completas en una sucesión muy estrecha, lo que evita la posibilidad de crear respiraciones apiladas e inflar demasiado al paciente. Si se suministra un volumen corriente total del 100%, el circuito se bloqueará hasta que haya transcurrido el tiempo de espiración completo. Después de ese tiempo, se puede administrar otro tiempo inspiratorio bajo control.

El modo de ciclo automático se consigue manteniendo pulsado el carrete 60 mediante algunos medios mecánicos liberables. En el presente ejemplo, esto se logra mediante un anillo giratorio 262 que rodea el botón 62. Cuando el anillo 262 se gira a su posición "Automática", dos pasadores de leva 263 que sobresalen radialmente hacia dentro del anillo se acoplan en una porción inclinada 264 de dos perfiles de leva 265 (como se muestra en la figura 3) formados diametralmente opuestos entre sí en el exterior del botón 62, presionando de ese modo el botón. De esta forma, el botón 62 se mantiene en la posición accionada y el reanimador proporciona ciclos de ventilación temporizados repetidos uno después del otro a una frecuencia y volumen de oleada determinados por la operación del oscilador/temporizador 14 y el ajuste del limitador 32. Cuando el anillo 262 se gira de nuevo a su configuración "Manual", los pasadores de leva 263 se alinean con las secciones verticales 266 de los perfiles de leva 265, de modo que no se impide el movimiento del botón 62.

5 Durante cualquier fase del ciclo de ventilación, si el paciente toma una respiración de demanda, un flujo de demanda se proporcionará mediante la válvula de demanda 20. Si la demanda de aliento excede un volumen de oleada predeterminado y una combinación de frecuencias, el ciclo automático, si se usa, se inhibirá temporalmente. Durante esta operación, la presión en el circuito del paciente desciende unos pocos mbar por debajo de la presión atmosférica, arrastrando un diafragma 170 en la válvula de demanda 20. La presión ya suministrada a la válvula de demanda 20 en el puerto de entrada 19 se habrá igualado por encima y por debajo de una junta flexible 171 y habrá pilotado un lado del detector de demanda 18 a través de un puerto 172. El movimiento del diafragma 170 actúa sobre una palanca de válvula 173 y permite que la presión por encima de la junta 171 fluya desde un puerto 174. Esta acción crea una caída de presión a través de la junta 171, que permite que el gas, a un caudal demandado por el paciente, ingrese al circuito del paciente. Simultáneamente, la caída de presión por encima de la junta 171 permite que un diafragma 175 del detector de demanda 18 se mueva hacia la izquierda y abra una trayectoria para el gas a través del detector de demanda 18 desde la entrada 17 a la salida 176. El gas pasa luego a través de una válvula de retención 177 para presurizar el circuito del temporizador/oscilador en su entrada de control 34. Esta presurización mueve la tapa 146 y la varilla de sellado 145 hasta que la trayectoria del gas entre la entrada 13 y 23 se detiene, por lo tanto, inhibe temporalmente el ciclo automático. Cuando la respiración de demanda del paciente ha terminado, la presión por encima y por debajo de la junta 171 se vuelve a igualar y el diafragma 175 del detector de demanda 18 regresa, deteniendo la trayectoria del gas hacia la salida 176. En esta etapa, el gas atrapado en el circuito del oscilador escapa por la trayectoria normal y el ciclo automático, en el tiempo, volverá a comenzar, si está en este modo, a menos que se tome otra respiración. El nivel de la demanda de respiración dicta el tiempo permitido para cargar el circuito del oscilador y, así, el tiempo de expiración disponible.

Para limitar la presión máxima del circuito del paciente, el reanimador incorpora además una válvula de alivio de presión 180 conectada al interior del conjunto de válvula del paciente 41. Esta se abre a la atmósfera para aliviar el exceso de flujo cuando se excede una presión predeterminada.

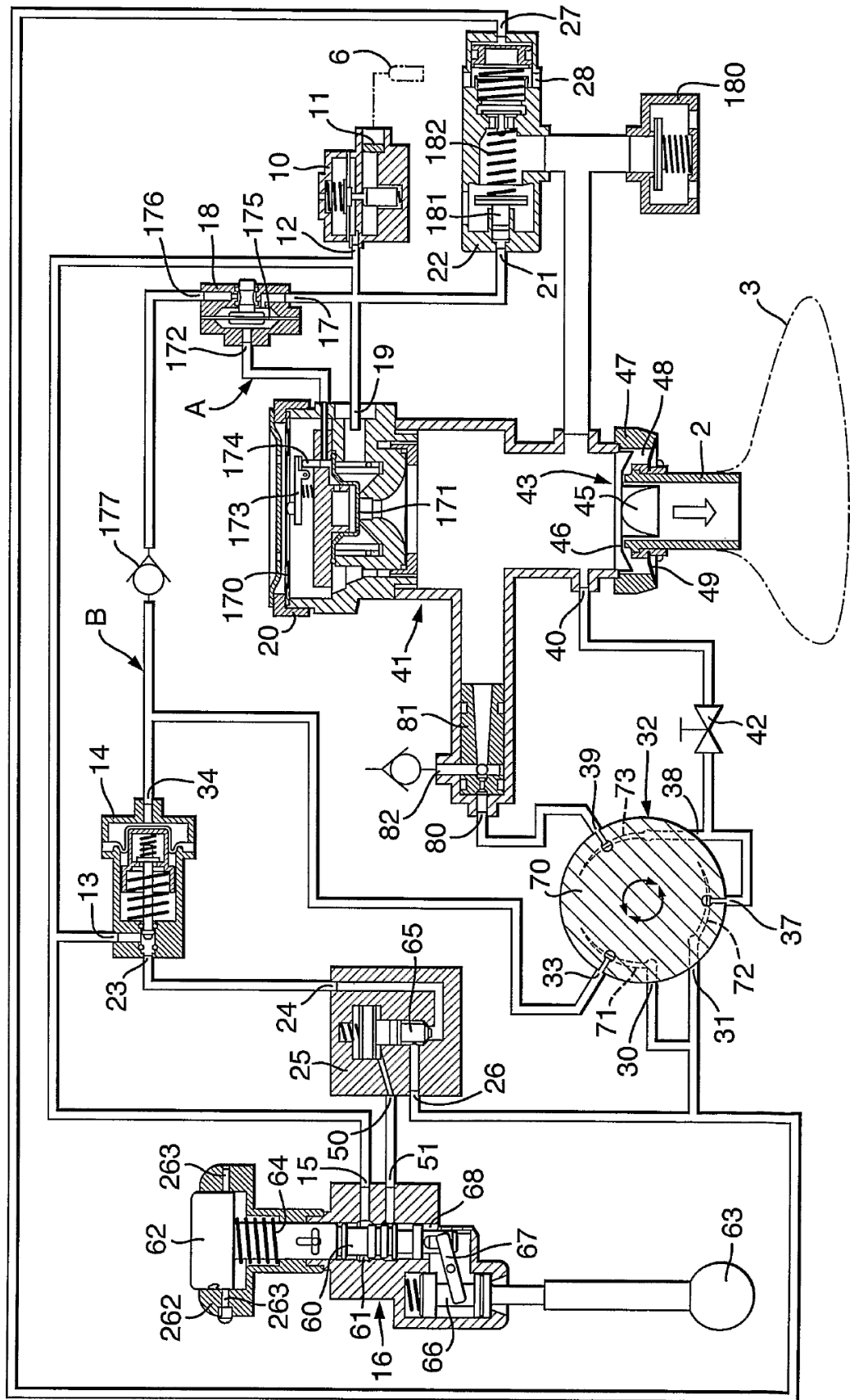
25 La válvula de respiración espontánea 22 incluye un pistón 181 accionado por un muelle 182 para moverlo en una posición donde la válvula está abierta al aire. El pistón 181 también se activa por la presión de suministro de gas desde el regulador 10, de manera que normalmente se mantiene cerrado. Sin embargo, si la presión de suministro disminuye, la válvula 22 se abrirá para permitir que un paciente que respira espontáneamente respire a la atmósfera. Esto proporciona una ruta de respiración alternativa si la presión del gas de suministro debe caer por debajo de los requisitos de presión de entrada de la válvula de demanda 20.

30 El circuito puede incluir limitadores ajustables en las ubicaciones A y B en la figura 1, mediante los cuales la operación del reanimador puede ajustarse. En particular, un limitador en la posición A, entre la entrada 172 del detector de demanda 18 y la válvula de demanda 20, se usaría para controlar la respuesta del diafragma 175 en el detector de demanda. El otro limitador en la posición B, entre la salida 176 del detector de demanda 18 y la entrada 34 del temporizador/oscilador 14, se usaría para controlar la velocidad a la que el temporizador/oscilador se llena cuando una demanda de respiración del paciente ha disparado el detector de demanda.

## REIVINDICACIONES

1. Un reanimador operable en un primer modo automático mediante el cual se suministra gas a un paciente de forma cíclica regulada repetidamente hasta que se finaliza el modo y en un segundo modo mediante el cual se suministra un ciclo de gas en respuesta al accionamiento de un elemento manual, en el que el reanimador está dispuesto de tal manera que el ciclo solo se suministra mientras se acciona el elemento manual (62, 63) y en el que el reanimador controla la longitud máxima del ciclo, **caracterizado por que** el reanimador incluye un dispositivo de bloqueo (262) para mantener el elemento manual (62) en una posición accionada para operar el reanimador en el modo automático.
2. Un reanimador según la reivindicación 1, **caracterizado por que** el reanimador está dispuesto para suministrar ciclos de ventilación repetidos mientras se acciona el elemento manual (62, 63).
3. Un reanimador según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado por que** el elemento manual incluye un botón (62) que se presiona para accionar un ciclo de suministro de gas, y que el dispositivo de bloqueo incluye un elemento giratorio (262) operable para retener el botón en una posición accionada.
4. Un reanimador según la reivindicación 3, **caracterizado por que** el elemento giratorio (262) se extiende alrededor del botón (62) y está dispuesto para presionar el botón cuando se gira.
5. Un reanimador según la reivindicación 4, **caracterizado por que** el elemento giratorio (262) y el botón (62) tienen formaciones de leva cooperantes (263, 265).
6. Un reanimador según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** el reanimador incluye una primera válvula (16) controlada por la operación del elemento manual (62, 63) y una válvula biestable (25) conectada con la primera válvula que se va a operar entre una posición completamente abierta o completamente cerrada mediante una salida desde la primera válvula, y que la válvula biestable (25) controla el suministro de gas a la salida (44) del reanimador.
7. Un reanimador según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** el reanimador incluye una válvula de temporización (14) operable para suministrar ciclos de gas de ventilación a un conjunto de válvula de paciente (41), cuya salida de la válvula de temporización (14) está conectada a un conjunto de válvula manual (16, 25) operable por el elemento manual (62) para evitar o habilitar el flujo de gas de ventilación al conjunto de válvula del paciente (41), y cuya salida del conjunto de válvula manual (16, 25) está conectada a una entrada de control (34) de la válvula de temporización (14).
8. Un reanimador según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** el reanimador incluye un elemento de control desplazable manualmente (70) que puede desplazarse para modificar la frecuencia de temporización y el caudal simultáneamente.
9. Un reanimador según la reivindicación 8, **caracterizado por que** el reanimador incluye un dispositivo de arrastre de gas (81) y el elemento de control desplazable manualmente (70) también puede operar simultáneamente para controlar el suministro de gas de arrastre al dispositivo de arrastre (81).
10. Un reanimador según la reivindicación 8 o 9, **caracterizado por que** el elemento de control desplazable manualmente incluye un elemento giratorio (70).

Fig.1.





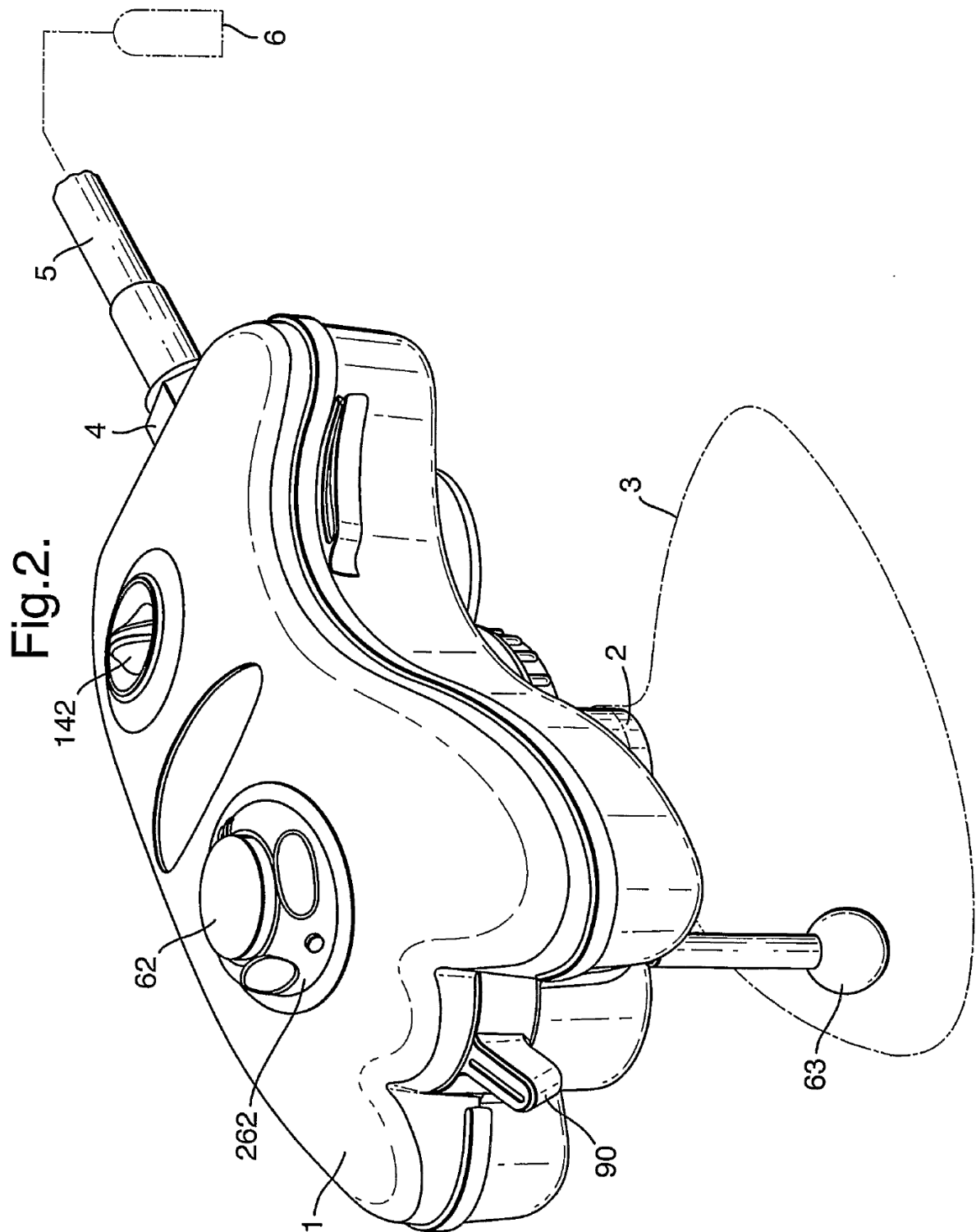


Fig.3.

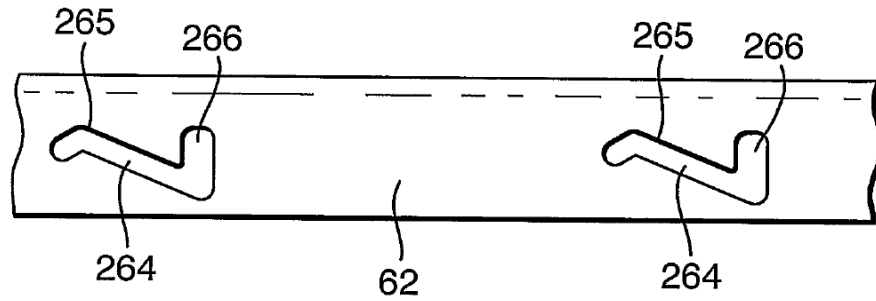


Fig.4.

