

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 709 179**

51 Int. Cl.:

**A61M 16/00** (2006.01)

**A61H 31/00** (2006.01)

**G09B 23/28** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **06.04.2016 PCT/FR2016/050788**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.11.2016 WO16174324**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.04.2016 E 16729606 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.12.2018 EP 3218037**

54 Título: **Aparato de ventilación artificial con modos de ventilación adecuados para el masaje cardiaco**

30 Prioridad:

**28.04.2015 FR 1553809**

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

**15.04.2019**

73 Titular/es:

**AIR LIQUIDE MEDICAL SYSTEMS (100.0%)  
6, rue Georges Besse  
92160 Antony, FR**

72 Inventor/es:

**DERMEL, MARIUS;  
JACQUOT, ERIC;  
PENNORS, THOMAS;  
RIGOLLOT, MARCEAU y  
RICHARD, JEAN-CHRISTOPHE**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

**ES 2 709 179 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 de ventilación artificial con modos de ventilación adecuados para el masaje cardíaco

5 La invención se refiere a un método para controlar o vigilar un aparato de ventilación artificial equipado con un microsoplador que genera un flujo de gas, en particular un flujo de aire, para permitir la prestación de asistencia ventilatoria, En particular, ventilación y supervisión, a un socorrista de primeros auxilios u otro personal médico, como un médico del SAMUR, un bombero, un enfermero o similar, cuando este último practica un masaje cardíaco a una persona con paro cardíaco, así como un dispositivo de este tipo de ventilación artificial.

10 Es habitual utilizar un aparato de ventilación artificial, llamado también aparato de asistencia a la respiración o de ventilación, o más simplemente un ventilador médico, para proporcionar asistencia a la respiración, es decir, ventilación artificial, a una persona que tenga dificultades o una incapacidad para respirar por sí sola.

En particular, resulta indispensable ventilar a una persona durante un paro cardíaco para continuar suministrando oxígeno a su cerebro y al resto del cuerpo, mientras que su corazón está parado.

15 Sin embargo, ventilar a una persona que tiene un paro cardíaco, mientras se realiza un masaje cardíaco en esta persona, es problemático porque esta ventilación no debe interrumpir las compresiones torácicas (CT) y/o no debe ser excesiva para evitar efectos hemodinámicos negativos.

Sin embargo, los ventiladores convencionales no son adecuados para esta situación, en particular emiten alarmas y/o disfunciones durante las compresiones torácicas.

Por tanto, en la práctica, el personal sanitario administra las respiraciones por medio de un ventilador o de una bolsa autoinflable de válvula unidireccional (AMBÚ) que a veces interrumpe las compresiones torácicas.

20 La continuidad y regularidad del masaje cardíaco es un factor de eficacia en el pronóstico del paciente con paro cardíaco. Por tanto, no es recomendable detener un masaje cardíaco, incluso para realizar insuflaciones de gases respiratorios al paciente.

25 Además, las insuflaciones administradas manualmente, por medio de un AMBÚ, o por un ventilador convencional, suelen ser demasiado agresivas, especialmente debido a los grandes volúmenes del gas administrado, lo que produce un efecto directo nocivo y reconocido sobre la eficacia de las compresiones torácicas.

Por esta razón, los aparatos que evitan las insuflaciones clásicas, como el CPAP (Continuous Positive Airway Pressure), han sido propuestos para ser usados en paros cardíacos. Sin embargo, estos aparatos no son ideales porque no permiten asegurar una ventilación suficiente a la persona con paro cardíaco y la interrupción de las compresiones provoca una interrupción de cualquier ventilación, lo cual no es deseable.

30 Además, la mayoría de los aparatos capaces de proporcionar ventilación mecánica durante un masaje cardíaco no permiten asegurar esta ventilación de forma autónoma/automática, mientras que esta compleja situación clínica necesita una gran simplicidad de uso. De hecho, estos aparatos requieren a veces la intervención humana durante cada insuflación, lo que complica la intervención del personal sanitario y, a veces, conduce a una administración de gas a una presión y/o a volumen mal controlados. Sin embargo, si durante una insuflación de gas respirable, la presión y el volumen generados no son controlados adecuadamente, pueden producirse fenómenos perjudiciales para el paciente, tal como una insuflación gástrica indeseable. Por tanto, con los aparatos convencionales, no es posible ofrecer una ventilación segura y simple, que no exceda el volumen de gas recomendado.

35 Además, en el curso del masaje cardíaco, las compresiones de la caja torácica generan una ventilación pulmonar sustancial pero insuficiente, que debe ser complementada con una ventilación mecánica. Cuando se interrumpen las compresiones torácicas, después de reanudar la actividad circulatoria espontánea del paciente o después de una descarga eléctrica, por ejemplo, la ventilación disminuye considerablemente, mientras que las necesidades de oxígeno del paciente aumentan. Entonces es necesario un suplemento de ventilación que impone complejas manipulaciones para cambiar el modo de ventilación con el fin de superar esta falta de oxígeno.

40 Por otra parte, una vez que se realiza este cambio en la ventilación y el paciente ventila adecuadamente, puede ocurrir un nuevo paro cardíaco. En este caso, las compresiones torácicas se reanudan y es entonces nuevamente necesario cambiar manualmente la configuración del aparato de ventilación para repositonarlo en el modo de ventilación más adecuado para realizar una reanimación cardiopulmonar (RCP).

45 Por tanto, un paciente puede sufrir varias paradas mientras el equipo médico está asistiéndolo, y para administrar una ventilación óptima, durante la aparición de cada una de estas paradas, hay que realizar una intervención del equipo médico para adaptar el aparato.

50 Sin embargo, en una emergencia, el tiempo dedicado a estas adaptaciones corre en detrimento de operaciones más importantes. Debido a la falta de tiempo, estas adaptaciones pueden ser olvidadas o descuidadas, lo cual no es aceptable en cuestiones de seguridad evidentes.

5 En general, la mayoría de los aparatos de ventilación mecánica utilizados actualmente durante un masaje cardíaco no disponen de un modo específico adecuado a esta situación. Simplemente están equipados con disparadores inspiratorios que frecuentemente se activan de manera errónea y provocan autodisparos y ciclos nefastos para el flujo sanguíneo cardíaco causado por las CT. Además, algunos no ofrecen la posibilidad de ajustar la presión espiratoria positiva (PEP) algo que es indispensable.

Finalmente, muchas alarmas de audio y/o visuales instaladas en estos aparatos clásicos se activan erróneamente también, por ejemplo, alarmas de presión, de volumen o de frecuencia porque están desarrolladas para aplicaciones "clásicas" y porque los disparadores y alarmas utilizan las señales de presión y de flujo medidas por la máquina, que a su vez están muy perturbadas por el masaje cardíaco.

10 Se conoce por la patente francesa FR-A-300893, un aparato de asistencia a la respiración que realiza un método de control que comprende una medición de un parámetro representativo del flujo de gas y el uso de este parámetro para obtener información relativa a un masaje cardíaco que se está operando a un paciente con paro cardíaco y selecciona automáticamente un modo de ventilación entre varios modos de ventilación memorizados. Sin embargo, este documento no da detalles de los modos de ventilación a ser aplicados.

15 Aparatos o métodos similares se describen en la patente europea EP-A-2198823, en el documento WO-A-00/20061 y en la patente europea EP-A-2343097.

20 A la vista de esto, el problema que surge es, por tanto, proponer un aparato de ventilación artificial, es decir, un aparato de asistencia a la respiración, también llamado ventilador médico, y un método de control o vigilancia de un aparato de ventilación artificial de este tipo, que permite resolver todos o una parte de los problemas y desventajas mencionados anteriormente, proporcionando una respuesta adecuada respecto al modo de ventilación dependiendo de la ausencia o de la presencia de contracciones torácicas, es decir del masaje cardíaco realizado a un paciente con paro cardiopulmonar.

De preferencia, el aparato y el método deberían permitir detectar la ejecución de un masaje cardíaco al paciente con paro cardíaco sin la intervención humana, es decir, automáticamente.

25 Además, el aparato y el método deben proporcionar ventilación mecánica adecuada a la presencia o a la ausencia de un masaje cardíaco, teniendo en cuenta las fases de compresión y descompresión torácica, con el objeto de mejorar la eficacia de la ventilación proporcionada al paciente sin disparar alarmas intempestivas.

30 En otras palabras, el método debe permitir que se cubran todas las etapas de la reanimación cardiopulmonar (RCP) sin interrumpir, en particular las fases cíclicas de compresión/descompresión torácica y, por tanto, con el fin de mejorar la ventilación al evitar las Interrupciones de la ventilación y/o la ventilación excesiva.

La solución de la invención se refiere pues a un aparato de asistencia a la respiración, es decir, un ventilador médico, que comprende un circuito de gas diseñado para transmitir un flujo de gas, en particular un flujo de aire, que comprende:

35 medios de medición dispuestos para medir al menos un parámetro representativo del flujo de gas transportado por dicho circuito de gas y configurados para convertir dicho al menos un parámetro representativo de dicho flujo de gas al menos en una señal representativa de dicho flujo de gas,

medios de tratamiento de la señal adecuados y diseñados para procesar dicha al menos una señal representativa del flujo de gas suministrado por los medios de medición, y para deducir de ella, al menos una información relativa a la realización o la no realización de un masaje del corazón a un paciente.

40 Medios de memorización en modo de ventilación configurados para memorizar varios modos de ventilación que comprenden al menos:

i) un primer modo de ventilación correspondiente a una realización de masaje cardíaco y

ii) un segundo modo de ventilación correspondiente a una no realización o a una interrupción del masaje cardíaco, y

45 medios de selección del modo de ventilación que permiten seleccionar, es decir, aptos y diseñados, o adecuados para seleccionar, y aplicar el primer o el segundo modo de ventilación memorizado, según dicha al menos una información proporcionada por los medios de tratamiento de la señal (8) o la activación por parte de un usuario de un medio de configuración y selección (11),

**caracterizado por que**

a) los medios de memorización del modo de ventilación están configurados para memorizar:

50 un primer modo de ventilación que comprende valores de la primera presión baja (PB1), de la primera presión alta (PH1), siendo PH1 > PB1 y de la primera frecuencia (F1) dados, y

un segundo modo de ventilación que comprende los valores de la segunda presión baja (PB2), de la segunda presión alta (PH2), siendo  $PH2 > PB2$ ,  $PB2 \geq PB1$  y  $PH2 \geq PH1$ , y de la segunda frecuencia (F2) dados, siendo  $F2 > F1$  y

5 b) los medios de selección del modo de ventilación están diseñados para realizar un cambio del primer modo de ventilación al segundo modo de ventilación, o por el contrario, para modificar la presión alta (PH1, PH2) y/o la presión baja (PB1, PB2) y/o la frecuencia (F1, F2) en respuesta a una detección de una información al menos relativa a una ausencia o a una interrupción de las contracciones torácicas o, por el contrario, a una presencia de contracciones torácicas por los medios de tratamiento de la señal, o a una activación por parte del usuario de los medios de ajuste y de selección.

10 Dependiendo del caso, el aparato o ventilador médico de la invención puede comprender una o más de las características técnicas siguientes:

según un primer modo de realización, los valores de la primera y segunda presión bajas (PB1, PB2) son iguales, es decir,  $PB1 = PB2$ . En este caso, la presión baja no es modificada y es mantenida constante igual a un valor fijo dado PB y por tanto  $PB1 = PB2 = PB$ .

15 según un segundo modo de realización, los valores de la primera y segunda presión bajas (PB1, PB2) son diferentes, es decir,  $PB1 < PB2$ . En este caso, la presión baja es modificada según el modo de ventilación seleccionado.

20 los medios de selección del modo de ventilación están diseñados para realizar un cambio del primer modo de ventilación al segundo modo de ventilación, o por el contrario, para modificar aún más la presión baja (PB1, PB2) en respuesta a una detección de al menos una información relativa a una ausencia o a una interrupción de las contracciones torácicas o, por el contrario, una presencia de contracciones torácicas por los medios de tratamiento de la señal.

25 los medios de tratamiento de la señal permiten detectar tentativas de respiración espontánea del paciente mediante el análisis de las perturbaciones presentes en las señales de presión y/o del flujo. Una vez detectadas, el ventilador médico administra un ciclo de ventilación para responder, entre una presión baja (PB1, PB2) y una presión alta (PH1, PH2). Este mecanismo de sincronización, entre la necesidad del paciente y la ventilación suministrada, es generalmente llamado Trigger. Este mecanismo de sincronización está activado cuando es aplicado el segundo modo de ventilación.

30 por el contrario, este mecanismo de sincronización, Trigger, debe desactivarse cuando el primer modo de ventilación está activado. La presencia de compresiones torácicas evita la detección adecuada de cualquier intento de respiración espontánea del paciente, además, en una situación de paro cardíaco, esta necesidad de respiración espontánea está fisiológicamente inhibida. Por tanto, este mecanismo de sincronización, Trigger, debe estar desactivado cuando el primer modo de ventilación está activado.

35 los medios de tratamiento de la señal están configurados para operar continuamente y para proporcionar una detección de contracciones torácicas correspondientes a una información de realización o no realización del masaje cardíaco, y para suministrar dicha información a los medios de selección del modo de ventilación de manera que dichos medios de selección del modo de ventilación realizan un cambio, es decir, el paso, de un modo de ventilación dado a otro modo de ventilación dado dependiendo de la presencia o de la ausencia de contracciones torácicas, es decir de un masaje torácico.

40 los medios de selección del modo de ventilación están diseñados para pasar del primer modo de ventilación al segundo modo de ventilación en respuesta a una detección de al menos una información relativa a una ausencia o con una interrupción de las contracciones torácicas por parte de los medios de tratamiento de la señal.

Por el contrario, los medios de selección del modo de ventilación están diseñados para cambiar del segundo modo de ventilación al primer modo de ventilación en respuesta a una detección de al menos una información relativa a la existencia o la presencia de contracciones torácicas por parte de los medios de tratamiento de la señal.

45 Opcionalmente, los medios de memorización de los modos de ventilación están configurados para memorizar un primer modo de ventilación que además comprende un valor dado de la primera concentración de oxígeno ( $FiO_2 - 1$ ) y de un segundo modo de ventilación que comprende un segundo valor dado de la concentración de oxígeno ( $FiO_2 - 2$ ) y los medios de selección del modo de ventilación están diseñados para cambiar del primer modo de ventilación al segundo modo de ventilación para modificar aún más la concentración de oxígeno ( $FiO_2 - 1$ ,  $FiO_2 - 2$ ) en respuesta a una detección de al menos una información relativa a una ausencia o a una interrupción de las contracciones torácicas por los medios de tratamiento de la señal.

50 los medios de memorización de los modos de ventilación están configurados para memorizar un primer modo de ventilación que no comprende medios de sincronización, entre los ciclos de ventilación y las necesidades del paciente, y un segundo modo de ventilación que comprende uno o más medios de sincronización, entre los ciclos de ventilación y las necesidades del paciente, y los medios de selección del modo de ventilación están diseñados para cambiar del primer modo de ventilación al segundo modo de ventilación para activar el medio o los medios de sincronización entre

los ciclos de ventilación y las necesidades del paciente, en respuesta a una detección de al menos una información relativa a una ausencia o a una interrupción de las contracciones torácicas por los medios de tratamiento de la señal.

5 los medios de memorización de los modos de ventilación están configurados para memorizar un primer modo de ventilación que comprende los valores de la primera presión baja (PB1) comprendidos entre 0 y 20 cm de agua, de la primera presión alta (PH1) comprendidos entre 10 y 60 cm de agua, siendo  $PH1 > PB1$ , y de la primera frecuencia (F1) comprendidos entre 5 y 40 c/min.

10 los medios de memorización de los modos de ventilación están configurados para memorizar un segundo modo de ventilación que comprende los valores de la segunda presión baja (PB2) comprendidos entre 0 y 20 cm de agua, y de la segunda presión alta (PH2) comprendidos entre 10 y 60 cm de agua, siendo  $PH2 > PB2$ ,  $PB2 \geq PB1$  y  $PH2 \geq PH1$ , es decir, según el caso,  $PB1 = PB2 = PB$  o  $PB1 < PB2$ , y de la segunda frecuencia (F2) comprendidos entre 5 y 40 c/min, siendo  $F2 > F1$ .

15 los medios de selección del modo de ventilación para seleccionar y aplicar automáticamente el primero o el segundo modo de ventilación memorizado, según dicha al menos una información proporcionada por los medios de tratamiento de la señal. En este caso, el primer o segundo modo de ventilación es seleccionado automáticamente por el aparato según la información (o informaciones) proporcionada por los medios de tratamiento de la señal. No hay intervención humana en esta realización.

20 según otra realización, los medios de selección del modo de ventilación para seleccionar y aplicar el primero o el segundo modo de ventilación memorizado, en respuesta a la activación por parte del usuario de un selector de modo de ventilación, mediante por ejemplo, un botón (o más), una tecla o similar, especialmente una o más teclas situadas en una pantalla táctil, es decir, en una interfaz hombre-máquina (IHM). En este caso, es la activación por parte del usuario del selector del modo de ventilación lo que permite la selección y aplicación del primero o segundo modo de ventilación memorizado por los medios de selección del modo de ventilación. A modo de ejemplo, el aparato puede proporcionar un modo de ventilación al usuario y este último puede validarlo o no mediante la acción de una tecla o similar.

25 los medios de selección del modo de ventilación están configurados para operar según el primer modo de ventilación en caso de detección de la presencia de contracciones torácicas.

los medios de medición comprenden al menos un sensor.

los medios de tratamiento de la señal comprenden al menos una tarjeta electrónica.

los medios de tratamiento de la señal comprenden al menos un microprocesador.

30 los medios de tratamiento de la señal comprenden al menos un (micro) controlador que implementa uno o más algoritmos.

los medios de selección del modo de ventilación comprenden medios de ajuste o de selección, por ejemplo, pulsadores o botones giratorios, cursores, teclas de activación o de selección, o similares, que permiten al personal sanitario interactuar entre sí; es decir, controlar, con el ventilador y modificar los parámetros de la ventilación suministrada.

35 los medios de memorización de los modos de ventilación comprenden al menos una memoria de almacenamiento de datos, en particular una memoria flash o similar.

un microsoplador motorizado que suministra un gas respirable, típicamente aire o aire enriquecido con oxígeno.

comprende un circuito de gas que puede transportar el gas respiratorio administrado por el microsoplador y que está destinado a ser administrado a un paciente con paro cardíaco.

40 el microsoplador es accionado/controlado por medios de control.

el microsoplador motorizado, también llamado turbina, está equipado con un motor eléctrico.

al menos una parte del circuito de gas, de los medios de control, de los medios de tratamiento de la señal están situados en una envuelta rígida, es decir, una envoltura exterior que forma el revestimiento o la cubierta del aparato.

45 el circuito de gas comprende una porción interior dispuesta en la envuelta rígida y una porción exterior situada fuera de la envuelta rígida.

la porción interior del circuito de gas comprende un conducto de gas.

la porción interior del circuito de gas está en comunicación de fluido con una fuente de gas para ser alimentada con gas suministrado por dicha fuente de gas.

los medios de medición están dispuestos en la porción exterior del circuito de gas situado fuera de la envuelta rígida para realizar mediciones dentro de dicha porción exterior.

los medios de medición están dispuestos en la porción interior del circuito de gas situado en la envuelta rígida para realizar mediciones dentro de dicha porción interior.

- 5 comprende varios medios de medición, algunos de los cuales están dispuestos en la porción interior del circuito de gas y otros en la porción exterior del circuito de gas.

los medios de medición comprenden sensores.

además, comprenden una interfaz hombre-máquina (IHM) adecuada, es decir, diseñada para mostrar información que incluye al menos información relativa a la realización de un masaje cardíaco al paciente con interrupción cardíaca.

- 10 la interfaz hombre-máquina comprende una pantalla para visualizar información, tal como una pantalla digital, en particular una pantalla táctil.

la porción exterior del circuito de gas está en comunicación de fluido con una interfaz respiratoria, en particular una mascarilla respiratoria.

la porción exterior del circuito de gas comprende un tubo o conducto flexible.

- 15 la fuente de gas es una fuente de aire (aproximadamente 21% en volumen de O<sub>2</sub>) o de aire con oxígeno enriquecido (> 21% en volumen de O<sub>2</sub> aproximadamente, típicamente un volumen > 50%), la envuelta incluye en los módulos un asa de transporte al menos que facilita el transporte del dispositivo por parte de un usuario.

la envuelta comprende al menos un dispositivo de fijación para fijar el dispositivo de ventilación a un soporte, por ejemplo, una barra de un vehículo de urgencias o un travesaño de cama o de camilla.

- 20 comprende medios de alimentación de corriente eléctrica, por ejemplo, una batería (o más) o similares, o un cable (o más) y una toma de conexión al sector eléctrico (o más).

además, incluye medios de ajuste y selección, como pulsadores, teclas de activación, cursores o similares, que permiten que el personal sanitario intervenga en el ventilador, por ejemplo, para indicar al ventilador la realización de un masaje cardíaco, para confirmarle una detección de un masaje cardíaco, para indicar el tipo de interfaz respiratoria utilizada (mascarilla, sonda de entubación...), para modificar uno o los parámetros de ventilación mecánica propuestos automáticamente por el ventilador, o por cualquier otra indicación.

- 25 comprende medios de control que incluyen los medios de tratamiento de la señal

comprende un microsoplador en comunicación de fluido con la ramificación inspiratoria del circuito de gas para suministrar el gas proporcionado por dicho microsoplador y los medios de control están configurados para controlar dicho microsoplador para ajustar la presión o la frecuencia del gas suministrado, típicamente aire posiblemente con oxígeno enriquecido.

- 30 según otra realización, comprende una primera válvula vigilada dispuesta en dicho circuito de gas, en particular en la ramificación inspiratoria de dicho circuito, lo que hace posible regular la circulación del gas que alimenta dicho circuito, y dicho gas proviene de un tubo exterior conectado al aparato, y los medios de control están configurados para controlar dicha primera válvula vigilada para ajustar la presión o la frecuencia del gas suministrado, típicamente aire posiblemente con oxígeno enriquecido.

Un método de control, es decir de vigilancia, de un aparato de asistencia a la respiración que suministra un flujo de gas, en particular un flujo de aire, en particular del aparato según la invención descrita anteriormente, comprende las etapas de:

- 40 a) medir al menos un parámetro representativo de dicho flujo de gas,  
b) convertir dicho al menos un parámetro representativo de dicho flujo de gas en al menos una señal representativa de dicho flujo de gas,  
c) tratar dicha al menos una señal representativa del flujo de gas para deducir al menos una información relativa a un masaje cardíaco operado a un paciente con paro cardíaco,  
45 d) seleccionar un modo de ventilación dado entre varios modos de ventilación memorizados, y  
e) controlar el aparato de asistencia a la respiración aplicando el modo de ventilación seleccionado en la etapa d).

Según el método de control:

se memorizan varios modos de ventilación que comprenden:

i) un primer modo de ventilación, llamado ventilación con masajes cardíacos, que comprende valores de primera presión baja (PB1), de primera presión alta (PH1), siendo  $PH1 > PB1$  y de primera frecuencia (F1) dados, y opcionalmente de la primera concentración de oxígeno ( $FiO_2 - 1$ ), y

5 ii) un segundo modo de ventilación, llamado ventilación convencional o ventilación normal, es decir, ventilación en ausencia de masajes cardíacos, que comprenden los valores de la segunda presión baja (PB2) y de la segunda presión alta (PH2), siendo  $PH2 > PB2$  y  $PH2 \geq PH1$ , de la segunda frecuencia (F2) dados y, opcionalmente, de la segunda concentración de oxígeno ( $FiO_2 - 2$ ) dada.

10 se cambia el primer modo de ventilación al segundo modo de ventilación, o al contrario, para modificar la presión alta (PH1, PH2) y/o la frecuencia (F1, F2) en respuesta a una detección de al menos una información relativa a una ausencia o interrupción de las contracciones torácicas, o por el contrario, de una presencia de contracciones torácicas por los medios de tratamiento de la señal.

Según el caso, el método de control puede comprender una o más de las características técnicas siguientes:

según un primer modo de realización, los valores de la primera y la segunda presión bajas (PB1, PB2) son iguales, es decir,  $PB1 = PB2$ . En este caso, la presión baja no es modificada y se mantiene constante a un valor fijo dado, PB.

15 según un segundo modo de realización, los valores de la primera y segunda presión baja (PB1, PB2) son diferentes, es decir, que  $PB1 < PB2$ . En este caso, la presión baja es modificada según el modo de ventilación seleccionado.

20 se cambia el primer modo de ventilación al segundo modo de ventilación, o al contrario, para modificar además la presión baja (PB1, PB2) en respuesta a una detección de al menos una información relativa a una ausencia o a una interrupción de las contracciones torácicas, o al contrario, a una presencia de contracciones torácicas por los medios de tratamiento de la señal.

en la etapa c), se detectan las contracciones torácicas, de preferencia la detección se lleva a cabo de forma continua.

en la etapa c), se detectan las contracciones torácicas que comprenden una alternancia de las fases de compresión y de relajación/descompresión de la caja torácica.

25 el flujo de gas es suministrado por un microsoplador instalado en el aparato de asistencia a la respiración o proviene de un tubo de suministro de gas conectado al aparato de asistencia a la respiración, en particular de un tubo de suministro de gas que alimenta una toma de pared, que está en conexión de fluido al aparato de asistencia a la respiración que realiza el método descrito en esta memoria.

el parámetro representativo del flujo de gas es elegido entre una presión del gas, un caudal de gas inyectado en el paciente, un caudal del gas espirado por el paciente y una velocidad del microsoplador.

30 cuando, en la etapa c), se detecta una ausencia o una interrupción de las contracciones torácicas, el primer modo de ventilación es cambiado al segundo modo de ventilación para modificar la presión alta, la frecuencia y/o la concentración de oxígeno para tener en cuenta la ausencia de contracciones torácicas.

35 cuando en la etapa c) se detecta al menos una información relativa a una presencia o a una reanudación de las contracciones torácicas, el segundo modo de ventilación es cambiado al primer modo de ventilación para modificar la presión alta, la frecuencia y/o la concentración de oxígeno para tener en cuenta la existencia o la presencia de contracciones torácicas.

se memorizan varios algoritmos de alarma incluyendo:

40 un primer conjunto de algoritmos, llamados de vigilancia con masajes cardíacos, configurados para vigilar uno o más parámetros de ventilación y/o elementos técnicos del aparato de ventilación. Estos algoritmos son específicos de las condiciones encontradas durante un masaje cardíaco.

un segundo conjunto de algoritmos, llamados de vigilancia clásica, configurados para vigilar uno o más parámetros de ventilación y/o elementos técnicos del aparato. Estos algoritmos son adecuados para la ventilación clásica y pueden ser compartidos con otros modos de ventilación presentes.

45 cuando, en la etapa c) se detecta una ausencia o una interrupción de las contracciones torácicas, el primer conjunto de algoritmos de vigilancia es cambiado al segundo conjunto de algoritmos de vigilancia para adaptar los criterios de vigilancia a la ausencia de masaje cardíaco.

cuando en la etapa c) se detecta al menos una información relativa a la presencia o a la reanudación de las contracciones torácicas, el segundo conjunto de algoritmos de vigilancia es cambiado al primer conjunto de algoritmos de vigilancia para adaptar los criterios de vigilancia a la presencia de un masaje cardíaco.

50 incluye una etapa para visualizar el modo de ventilación seleccionado.

- el microsoplador motorizado es controlado para mantener una ventilación por minuto constante en respuesta a una medida de un volumen de gas intercambiado entre el paciente y el aparato de asistencia a la respiración, como indicación de que se ha realizado un masaje cardíaco o no.
- 5 el microsoplador motorizado es controlado para suministrar gas, alternativamente a una presión baja (PB1) dada y a una presión alta (PH1) dada, siendo  $PH1 > PB1$ , en caso de detección de masaje cardíaco.
- El microsoplador motorizado es controlado para aumentar la presión de ventilación en respuesta a una detección de una interrupción del masaje cardíaco o de la ausencia de un masaje cardíaco.
- 10 el microsoplador motorizado es controlado de tal manera que reduce la presión alta de ventilación en respuesta a una detección de un masaje cardíaco, por ejemplo, durante una reanudación de los masajes cardíacos después de una fase de interrupción de los masajes cardíacos.
- El microsoplador motorizado es controlado para aumentar la frecuencia de ventilación (F) en respuesta a una detección de una interrupción del masaje cardíaco.
- El microsoplador motorizado es controlado para reducir la frecuencia de ventilación (F) en respuesta a una detección de la realización de un masaje cardíaco.
- 15 el microsoplador motorizado es controlado para aumentar la presión de ventilación alta (PH2) en respuesta a una acción del usuario indicativa del cambio de un modo de ventilación con mascarilla a un modo de ventilación entubado, es decir, que ha aumentado la presión del gas suministrado por el microsoplador cuando el paciente está entubado.
- 20 la acción del usuario, típicamente el personal sanitario, indicativa de la transición de un modo de ventilación con mascarilla, a un modo de ventilación entubada es una activación de un dispositivo de control, tal como una tecla, un botón un pulsador o similares, dicho dispositivo de control activable por el usuario está situado en el aparato de ventilación.
- el microsoplador motorizado es controlado para suministrar gas entre un primer nivel de presión baja (PB1) y un primer nivel de presión alta (PH1), siendo  $PH1 > PB1$ , en respuesta a una acción del usuario indicativa de un inicio del masaje cardíaco.
- 25 el microsoplador motorizado es controlado para aumentar la presión del gas suministrado por el microsoplador desde el primer nivel de presión alta (PH1) hasta alcanzar un segundo nivel de presión alta (PH2), siendo  $PH2 > PH1 > PB1$ , en respuesta a una acción del usuario indicativa de la interrupción del masaje cardíaco. Opcionalmente, se aumenta además la presión baja del gas de PB1 a un valor PB2 siendo  $PB2 > PB1$  y/o la frecuencia de ventilación es aumentada de F1 a F2 siendo  $F2 > F1$ .
- 30 según otra realización, el microsoplador motorizado es controlado para suministrar gas entre un nivel de primera presión baja (PB1) y un nivel de primera presión alta (PH1), siendo  $PH1 > PB1$ , en respuesta a una detección automática mediante el aparato de un inicio o de la existencia de un masaje cardíaco. De manera similar, el microsoplador motorizado es controlado para aumentar la presión del gas suministrado por el microsoplador desde el primer nivel de presión alta (PH1) hasta un segundo nivel de presión alta (PH2), siendo  $PH2 > PH1 > PB$ , en respuesta a una detección automática por parte del aparato de la interrupción o de una ausencia de masaje cardíaco.
- 35 Opcionalmente, la presión baja del gas aumenta automáticamente también de un valor PB1 a un valor PB2 siendo  $PB2 > PB1$  y/o la frecuencia de ventilación es aumentada de un valor F1 a un valor F2 siendo  $F2 > F1$ .
- el primer nivel de presión alta (PH1), el segundo nivel de presión alta (PH2) y el nivel o niveles de presión baja (PB; PB1; PB2) son memorizados.
- 40 el usuario puede ajustar el primer nivel de presión alta (PH1), el segundo nivel de presión alta (PH2) y el nivel o niveles de presión baja (PB; PB1; PB2).
- en general, según la invención, el microsoplador motorizado es controlado para:
- 45 i) aumentar la presión máxima del gas suministrado por el microsoplador en respuesta a una interrupción o a una ausencia de masaje cardíaco, de preferencia el nivel de presión es aumentado hasta el segundo nivel de presión alta (PH2), y el paciente está entonces ventilado entre una presión baja dada y una presión alta (PH2); y/o
- ii) disminuir la presión máxima del gas suministrado por el microsoplador en respuesta a un comienzo o a una existencia de un masaje cardíaco, de preferencia el nivel de presión es disminuido hasta el primer nivel de presión alta (PH1), y el paciente está entonces ventilado entre una presión baja dada y una presión alta (PH2).
- 50 con carácter ilustrativo, el nivel de la primera presión baja (PB1) está comprendido entre aproximadamente 3 y 15 cm de agua, el nivel de la primera presión alta (PH1) está comprendido entre aproximadamente 10 y 40 cm de agua, el segundo nivel de presión alta (PH2) está comprendido entre aproximadamente 12 y 60 cm de agua y el nivel de la segunda presión baja (PB2) está comprendido entre aproximadamente 3 y 15 cm de agua,

- de preferencia, la presión baja es constante y ( $PB1 = PB2 = PB$ ) es del orden de 5 cm de agua.
- de preferencia, el primer nivel de presión alta (PH1) es del orden de 15 cm de agua y el segundo nivel de presión alta (PH2) es del orden de 20 cm de agua.
- 5 con carácter ilustrativo, la primera frecuencia de ventilación (F1) está comprendida entre aproximadamente 5 y 40 c/min y la segunda frecuencia de ventilación (F2) está comprendida entre aproximadamente 10 y 40 c/min.
- de preferencia, la primera frecuencia de ventilación (F1) es del orden de 10 c/min y la segunda frecuencia de ventilación (F2) es del orden de 15 c/min
- se controla el microsoplador con medios de control, en particular una tarjeta electrónica, por ejemplo, con microcontrolador y algoritmo(s).
- 10 en general, en relación con el modo de ventilación específico para la reanimación cardiopulmonar, éste puede ser un modo volumétrico o barométrico, de preferencia estar asociado a una presión de ventilación mínima (PB), por ejemplo, del orden de 5 cm de H<sub>2</sub>O.
- ventajosamente, se trata de un modo barométrico que proporciona una regulación alternada a varios niveles de presión que comprenden un único nivel de presión baja ( $PB = PB1 = PB2$ ) y uno o más niveles de presión alta (PH1, PH2), siendo  $PH2 > PH1 > PB$ , por ejemplo, una presión baja (PB) del orden de 5 cm de H<sub>2</sub>O, y una primera presión alta (PH1) del orden de 15 cm de H<sub>2</sub>O y una segunda presión alta (PH2) del orden de 20 cm de H<sub>2</sub>O.
- 15 El modo de ventilación específico para la reanimación cardiopulmonar permite la ventilación de un paciente desde el principio hasta el final de la intervención en un entorno que requiere poca o ninguna intervención humana durante las diferentes fases.
- 20 El aparato de asistencia a la respiración de la invención dispone además de este modo de ventilación específico para la reanimación cardiopulmonar, de otros modos de ventilación convencionales, como uno o más modos de ventilación volumétrica (VAC), modos barométricos (VPC, VSAI, CPAP, Duo-Levels...) y/o intermitentes (VACI, PVACI...).
- En otras palabras, el aparato según la invención presente hace que sea posible cubrir las diferentes etapas de un masaje cardíaco, es decir, las fases con y sin CT, al permitir el reconocimiento mediante la medición de la variación de presión y/o el caudal de gas en las vías respiratorias del paciente, y luego una báscula, de preferencia automática, de la ventilación adecuada a las CT, a la ventilación adecuada en ausencia de las CT, después de un retorno de la actividad circulatoria espontánea (RACS), por ejemplo.
- 25 De manera general, los medios de tratamiento de la señal, en particular una tarjeta electrónica, por ejemplo, del tipo de microcontrolador y algoritmo(s), del aparato que pueden ser usados en el contexto de la invención son adecuados y están diseñados, por ejemplo, para ser configurados o programados, para seleccionar un modo de ventilación registrado previamente, es decir, memorizado, que es específico de una reanimación cardiopulmonar, entre varios modos de ventilación memorizados en respuesta a una detección de la realización o de la no realización de un masaje cardíaco al paciente, es decir, de la detección o no detección de las CT por parte del propio ventilador.
- 30 De este modo, el ventilador permite operar una adaptación automática de los ajustes del modo de ventilación y una selección automática de un modo específico para ser realizado en el contexto de una reanimación cardiopulmonar.
- 35 En particular, hace que se pueda mantener una ventilación constante por minuto en ausencia y en presencia de un masaje cardíaco, sea cual sea el modo de administración del masaje cardíaco. Esto se realiza, por ejemplo, mediante la medición por parte de los medios de tratamiento de la señal, del volumen de gas intercambiado entre el paciente y el aparato de asistencia a la respiración.
- 40 La selección de un modo de ventilación específico a ser realizado en el contexto de una reanimación cardiopulmonar causa una modificación de los parámetros de la ventilación mecánica proporcionada al paciente, específicamente, las presiones suministradas (presión baja y presión alta), la frecuencia de la ventilación, la duración del mantenimiento de la presión baja, la duración del mantenimiento de la presión alta, la pendiente de subida de la presión, el volumen entregado a la insuflación, la naturaleza del gas suministrado...
- 45 Se especifica que, en el contexto de la invención presente, la expresión "medios" se considera estrictamente equivalente a la expresión "dispositivo". Según esto, las expresiones "medios de medición" equivalen a "dispositivo de medición"; las expresiones "medios de pantalla" equivalen a "dispositivo de pantalla"; las expresiones "medios de tratamiento" equivalen a "dispositivo de tratamiento"; las expresiones "medios de almacenamiento de datos" equivalen a "dispositivo de almacenamiento de datos"; etc...
- 50 Un método de tratamiento terapéutico de una persona con paro cardíaco se describe en esta memoria, en el que se utiliza un aparato de ventilación según la invención presente y/o un método de control o de vigilancia de un aparato de ventilación artificial de este tipo equipado con un microsoplador que genera un flujo de gas, en particular un flujo de aire, para permitir que se proporcione una asistencia a la ventilación a un socorrista o a otro personal sanitario, tal

como un médico del SAMUR, un bombero, un enfermero o similares, cuando este último realiza un masaje cardíaco a una persona con paro cardíaco.

La invención presente se describe a continuación con más detalle haciendo referencia a las Figuras adjuntas, entre las que:

- 5 Las Figuras 1A y 1B muestran dos realizaciones de un aparato de asistencia a la respiración utilizable para realizar el método de control descrito en esta memoria;

La Figura 2 es una representación de las diferentes etapas de la asistencia a un paciente y de las adaptaciones hechas por el aparato de asistencia a la respiración que realiza el método de control descrito en esta memoria;

las Figuras 3A a 3C son ilustraciones detalladas de la Figura 2.

- 10 Las Figuras 1A y 1B son una representación esquemática de dos realizaciones de un aparato de asistencia ventilatoria o de un ventilador médico 1 adecuado para realizar el método de control descrito en esta memoria;

15 El ventilador 1 de las Figuras 1A y 1B comprende una fuente de gas 4 que es un microsoplador motorizado 40 en la realización de la Figura 1A, también llamado turbina, que suministra un flujo de gas de asistencia a la respiración, típicamente un flujo de aire o de aire enriquecido con oxígeno, o una válvula controlada 41 con alimentación de gas, por medio de un conducto interior 52, a su vez en comunicación de fluido con un depósito de gas o con una toma de pared 51 de suministro de gas conectada a una red de canalización de gas, por medio de un conducto flexible 50 que conecta el depósito de gas o la toma de pared 51 al conducto interior 52, en la realización de la Figura 1B.

20 En todos los casos, un circuito de ventilación 2, 16, denominado también circuito del paciente, que comprende uno o más conducciones, conductos o líneas de gas, permite conectar de manera fluida la fuente de gas 4 del ventilador 1 a las vías respiratorias de un paciente 20, por medio de la interfaz del paciente 3, por ejemplo, una mascarilla de respiración o una sonda de entubación.

25 El circuito de ventilación 2, 16 comprende al menos una ramificación inspiratoria 2 que permite transportar el gas respiratorio al paciente 20. También puede comprender una ramificación espiratoria 16 diseñada para recoger los gases espirados por el paciente 20 que son ricos en CO<sub>2</sub>, como se ilustra en las Figuras 1A y 1B. La ramificación espiratoria 16 comprende un sensor de flujo espiratorio 17, por ejemplo, un sensor de hilo caliente, conectado eléctricamente a los medios de tratamiento de la señal y de vigilancia 5, 8, así como una válvula espiratoria 19 vigilada por los medios de vigilancia 5. La ramificación espiratoria 16 se comunica, por su extremo de aguas abajo, con la atmósfera por medio de un puerto de salida de gas 18, mientras que su extremo de aguas arriba está conectado a la ramificación inspiratoria 2, por medio de una pieza en Y, o directamente a la interfaz del paciente 3.

30 Se proporcionan medios de medición 6, como un sensor, que son adecuados y están diseñados para medir al menos un parámetro representativo del flujo de gas elegido entre la presión del gas, el flujo de gas soplado por el respirador, el caudal del gas expirado por el paciente 20 y la velocidad de rotación del microsoplador 40, y para producir al menos una señal representativa de dicho al menos un parámetro medido.

35 Por ejemplo, el parámetro representativo del flujo de gas es la presión del gas en la ramificación inspiratoria 2 del circuito de gas de ventilación 2, 16, y los medios de medición 6 comprenden un sensor de presión cuya toma de presión está dispuesta de tal manera que permite una medida de la presión del gas que está en dicha ramificación inspiratoria 2 del circuito de ventilación 2. En la realización ilustrada en las Figuras 1A y 1B, la toma de presión que sirve como centro de los medios de medición 6 está dispuesta fuera del ventilador. Sin embargo, también puede estar en el ventilador 1, según otra realización.

40 Una vez medido(s) el (los) parámetro(s) representativo(s) del flujo de gas, este parámetro medido es convertido en al menos una señal representativa del flujo de gas, que luego es transmitida y analizada por los medios de tratamiento de la señal 8 para deducir al menos una información relativa a un masaje cardíaco operado en un paciente con paro cardíaco.

45 Los medios de tratamiento de la señal 8 son parte de los medios de vigilancia 5 del ventilador 1 y comprenden una o más tarjetas electrónicas.

La transmisión de la señal o de las señales es realizada por los medios de medición 6 a los medios de tratamiento de la señal 8 por medio de una conexión adecuada, o sea, de conexiones eléctricas, como cables u otros dispositivos.

Seguidamente, los medios de tratamiento de la señal 8 pueden deducir o determinar:

50 que se está realizando un masaje cardíaco al paciente 20 y si la fase actual es una fase de compresión o una fase de relajación de la caja torácica;

el volumen de gas soplado por el ventilador 1 al paciente 20, durante los ciclos de ventilación mecánica y durante las fases de liberación de la caja torácica. Los volúmenes de gas soplado pueden ser acumulados durante un período de

tiempo determinado, por ejemplo, 1 minuto. Por supuesto, la acumulación puede ser realizada durante 1 minuto o, por el contrario, durante menos de 1 minuto.

5 el volumen de gas espirado por el paciente 20, durante los ciclos de ventilación mecánica y durante las fases de relajación de la caja torácica. Aquí también, los volúmenes de gas espirados pueden ser acumulados durante un período de tiempo determinado, por ejemplo, 1 minuto; por supuesto, la acumulación puede ser realizada durante más de 1 minuto o, por el contrario, durante menos de 1 minuto

En otras palabras, gracias a los medios de tratamiento de la señal 8, se realiza de preferencia una detección de contracciones torácicas, de preferencia de manera continua, es decir, una detección de una alternancia de las fases de compresión y de relajación/descompresión de la caja torácica.

10 Los medios de tratamiento de la señal 8 son, por tanto, adecuados y han sido diseñados para:

i) tratar la señal correspondiente al parámetro representativo del flujo de gas y, por ejemplo, detectar una o más variaciones positivas o negativas mayores que uno o más valores de umbral representativos de las fases de compresión o relajación de la caja torácica durante un masaje cardíaco. Estos valores de umbral se almacenan en una memoria de almacenamiento 12, por ejemplo, una memoria flash. Estos valores de umbral pueden ser valores numéricos, tablas de valores, curvas...

ii) integrar en la señal correspondiente al parámetro representativo del flujo de gas, el caudal del gas generado por el ventilador 1 durante las compresiones torácicas y los ciclos generados por la máquina.

iii) integrar, respecto al tiempo, la señal correspondiente al parámetro representativo del flujo de gas y el caudal de gas generado por el ventilador 1 durante las compresiones torácicas y los ciclos generados por el ventilador 1.

20 iv) integrar respecto al tiempo, la señal correspondiente al parámetro representativo del flujo de gas y el caudal del gas espirado por el paciente 20 durante las compresiones torácicas y los ciclos generados por el ventilador 1.

Para hacer esto, los medios de tratamiento de la señal 8 comprenden de preferencia un microprocesador programado específicamente con uno (o más) algoritmos de tratamiento, según se detalla a continuación.

25 Seguidamente, según la información del masaje cardíaco deducida, el ventilador 1 opera una selección automática de un modo de ventilación dado entre varios modos de ventilación memorizados, y el aparato de asistencia a la respiración es controlado aplicando el modo de ventilación seleccionado de esta manera.

30 El ventilador 1 comprende pues los medios adecuados a y concebidos para adaptar automáticamente, es decir, sin intervención humana, los parámetros de la ventilación mecánica suministrada al paciente 20, si los medios de tratamiento de la señal 8 detectan o no detectan la alternancia de compresión y relajación de la caja torácica, es decir, la existencia o la no existencia de un masaje cardíaco, con el propósito de asegurar una ventilación óptima del paciente 20.

Dicho de otra manera, un cambio automático de un modo de ventilación a otro modo de ventilación es proporcionado según una detección o una determinación de la existencia o de la ausencia de contracciones torácicas, dichos modos de ventilación se almacenan en medios de memorización, tales como una memoria 12.

35 En particular, se pueden memorizar varios modos de ventilación que comprenden un primer modo de ventilación y un segundo modo de ventilación que son llevados a cabo según se haya o no sea haya realizado un masaje cardíaco.

Para simplificar las explicaciones, se considera a continuación que la presión baja PB es mantenida constante independientemente del modo de ventilación elegido, es decir,  $PB1 = PB2 = PB$ .

40 Sin embargo, según se explicó anteriormente, la presión baja puede variar también entre una primera presión baja PB1 y una segunda presión baja PB2, siendo  $PB2 > PB1$ . En general, se tiene:  $PB2 \geq PB1$ .

Así, el primer modo de ventilación que incluye valores de la primera presión baja PB1, siendo aquí  $PB1 = PB$ , de la primera presión alta (PH1), siendo  $PH1 > PB$ , de la primera frecuencia (F1) y/o de la primera concentración de oxígeno ( $FiO_2 - 1$ ) dados, es implementado en el caso de detección de masaje torácico

45 Por el contrario, el segundo modo de ventilación que incluye valores de la segunda presión baja (PB2), siendo aquí  $PB2 = PB1 = PB$  según se mencionó anteriormente, de la segunda presión alta (PH2), siendo  $PH2 > PB$  y  $PH2 > PH1$ , de la segunda frecuencia (F2) y/o de la segunda concentración de oxígeno ( $FiO_2 - 2$ ) dadas es implementado en el caso de detección de ausencia de masaje torácico o después de interrumpir el masaje torácico, es decir, en caso de ausencia o de interrupción de las contracciones torácicas, por ejemplo, si el corazón del paciente vuelve a latir "normalmente".

50 De hecho, el ventilador 1 realiza un cambio automático del primer modo de ventilación al segundo modo de ventilación para modificar la presión alta, la frecuencia y/o la concentración de oxígeno. Así, si se ha detectado al menos una información relativa a la presencia o a la reanudación de las contracciones torácicas, hay un cambio inmediato del

segundo modo de ventilación al primer modo de ventilación para modificar la presión alta, la frecuencia y/o la concentración de oxígeno.

De esta manera, según un modo de ventilación denominado "barométrico", es posible operar una regulación de presión que alterna entre varios niveles de presión que comprenden un nivel de presión baja (PB) y varios niveles de presión alta (PH1, PH2), siendo  $PH2 > PH1 > PB$ , la primera presión alta (PH1) es implementada en el caso de detección de masaje cardíaco y la segunda presión alta (PH2) es implementada en el caso de la no detección, es decir, de ausencia o de interrupción del masaje cardíaco. Por ejemplo, una presión baja (PB) es del orden de 5 cm de H<sub>2</sub>O, la primera presión alta (PH1) es del orden de 15 cm de H<sub>2</sub>O y la segunda presión alta (PH2) es del orden de 20 cm de H<sub>2</sub>O.

De la misma manera, la frecuencia utilizada puede ser aumentada en caso de que se detecte una ausencia o una interrupción del masaje cardíaco para compensar la pérdida de ventilación causada por la interrupción de las compresiones torácicas, por ejemplo, la frecuencia de ventilación puede aumentar desde una frecuencia inicial F1 del orden de 10 ciclos/min hasta una frecuencia superior F2 del orden de 15 ciclos/min. Por el contrario, la frecuencia puede volver a pasar de F2 a F1 si se reinician las compresiones torácicas en caso de un nuevo paro cardíaco.

Por analogía, se puede reducir también la FiO<sub>2</sub> en caso de que se detecte una ausencia o una interrupción del masaje cardíaco, por ejemplo, la FiO<sub>2</sub> administrada puede ser del 50%. Por el contrario, la FiO<sub>2</sub> puede ser aumentada si se reanudan las compresiones torácicas en el caso de un nuevo paro cardíaco, por ejemplo, puede pasar del 50% al 100%.

Alternativa o adicionalmente, el ventilador 1 permite adaptar automáticamente los parámetros de la ventilación mecánica proporcionada al paciente 20 para mantener unas ventilaciones por minuto totales constantes, basadas en las mediciones realizadas por los medios de tratamiento de la señal 8.

Los parámetros adecuados pueden estar en el contexto de una ventilación barométrica entre varios niveles de presión, las presiones suministradas, en particular la presión regulada durante el nivel bajo de ventilación, llamada presión baja (PB) y la presión o presiones altas (PH1, PH2...) regulada(s) durante el nivel alto, o la frecuencia de ventilación (F), la duración del mantenimiento de la presión baja, la duración del mantenimiento de la presión alta, la pendiente de subida de la presión, el volumen entregado a la insuflación, la naturaleza del gas entregado... La adaptación de los niveles de presión se ilustra en las Figuras 2 y 3.

Alternativa o complementariamente, el ventilador 1 puede comprender medios para cambiar los algoritmos de alarma, por ejemplo, alarmas destinadas a controlar la frecuencia respiratoria del paciente, la presión suministrada por el respirador o el volumen suministrado por el respirador, adecuados y diseñados para pasar de un primer algoritmo a un segundo algoritmo, en respuesta a una detección realizada por los medios de tratamiento de la señal, de la realización de un masaje cardíaco al paciente, para no alarmar de forma incorrecta, algo que perturba inútilmente al socorrista.

El ventilador 1 y sus componentes que requieren energía para funcionar son alimentados, directa o indirectamente, por corriente eléctrica extraída de una o más baterías, recargables o no recargables, de la alimentación eléctrica del vehículo de socorro en el que está instalado el ventilador o del sector eléctrico, por tanto de un voltaje que puede llegar hasta los 230 V aproximadamente. Si es necesario, puede integrar un convertidor de corriente diseñado para disminuir el voltaje de suministro a un voltaje inferior.

Finalmente, una interfaz hombre-máquina o IHM 7, tal como una pantalla de visualización, tal como una pantalla táctil, permite visualizar y, por tanto, el usuario puede ver información relativa a la ventilación suministrada, tal como la presión y caudal medidos por los medios de medición 6.

Se proporcionan además medios de ajuste y selección 11, por ejemplo pulsadores o interruptores giratorios, cursores, teclas de activación o selección, o similares, que permiten al personal sanitario indicar al ventilador 1, la realización de un masaje cardíaco y/o confirmar al ventilador 1, la detección que se ha efectuado de la realización de un masaje cardíaco, para indicar al ventilador el tipo de interfaz aplicado al paciente, por ejemplo, mascarilla, sonda de entubación...

Estos medios de ajuste y de selección 11 permiten además modificar, si es necesario, los parámetros de ventilación mecánica propuestos automáticamente por el ventilador 1, o incluso, según la realización considerada, indicar al ventilador 1 un cambio de la naturaleza del gas utilizado, por ejemplo, del paso de aire a una mezcla de aire/oxígeno o de un cambio del contenido de oxígeno de una mezcla de aire/oxígeno.

Como se ve en la Figura 1, al menos una parte del circuito de gas 2, 16, de los medios de tratamiento de la señal 8 y de la fuente de gas 4 están dispuestos en una cubierta o una envuelta rígida 9 que forma la envoltura exterior del aparato 1. Esta envuelta 9 incluye o lleva adicionalmente otros componentes, tal como la IHM 7, la(s) memoria(s) 12, los medios de ajuste y selección 11.

La ramificación inspiratoria 2 del circuito de gas 2, 16 comprende dos porciones distintas, a saber, una porción interior 2a dispuesta en la envuelta rígida 9, por ejemplo, un conducto de gas, y una porción de extremo 2b situada fuera de la envuelta rígida 9, que incluye, por ejemplo, una manguera flexible. La porción interior 2a de la ramificación

inspiratoria 2 está en comunicación de fluido con la fuente de gas 4, a saber, el microsoplador motorizado 40 de la Figura 1A que tiene una toma o entrada de aire 4a que se comunica con la atmósfera ambiental o la primera válvula controlada 41 de la Figura 1B, para alimentar dicha parte interior 2a con aire, posiblemente enriquecido con oxígeno.

5 El microsoplador motorizado 40 (Figura 1A) o la primera válvula controlada 41 (Figura 1B) es vigilado por medios de vigilancia 5, de preferencia una tarjeta electrónica de microprocesador, como un microcontrolador, que implementa un algoritmo o algoritmos. De preferencia, los medios de vigilancia 5 incluyen los medios de tratamiento de la señal 8, y están configurados para vigilar el microsoplador motorizado 40 o la primera válvula 41 vigilada según las señales transmitidas por los medios de tratamiento de la señal 8.

10 Además, la porción exterior 2b de la ramificación inspiratoria 2 del circuito de gas 2, 16 situada fuera de la envuelta rígida 9 está, a su vez, en comunicación de fluido con, en el lado de aguas arriba, la parte interior 2a de la ramificación inspiratoria 2 y, en el lado de aguas abajo, con la interfaz respiratoria 3, como una mascarilla o una sonda de entubación, para asegurar una continuidad de fluido entre la fuente de gas 4 y el paciente 20, y permitir transportar el gas de respiración, por ejemplo, aire de la turbina, a las vías respiratorias de dicho paciente.

15 En las Figuras 1A y 1B, los medios de medición 6, típicamente uno (o más) sensores, están dispuestos en la porción de extremo 2b de la ramificación inspiratoria 2 situada fuera de la envuelta rígida 9 para llevar a cabo las mediciones deseadas, por ejemplo, de presión y/o de caudal, dentro de dicha porción de extremo 2b. Por supuesto, los medios de medición 6 pueden estar dispuestos también dentro de la envuelta 9. En todos los casos, la conexión entre los medios de medición 6 y los medios de tratamiento 8 y/o los medios de vigilancia 5, y por tanto la transferencia de las señales de medición, es realizada por medio de conexiones filiares, por ejemplo.

20 Opcionalmente, la envuelta 9 puede incluir también al menos un asa de transporte 13 para facilitar el transporte del aparato 1 por parte del usuario, lo que resulta indispensable en ciertas situaciones de emergencia, y/o un dispositivo de sujeción 14 que permite la fijación del dispositivo de ventilación 1 a un soporte, por ejemplo, una barra en un vehículo de urgencias o un travesaño de cama o camilla.

25 Las Figuras 2 y 3A a 3C son representaciones esquemáticas de los distintos pasos del procedimiento para la atención sanitaria de un paciente y para las adaptaciones hechas por el aparato de asistencia ventilatoria o el ventilador 1 que llevan a cabo el método de control descrito en esta memoria. En particular, la regulación de los niveles de presión del gas suministrado.

Más específicamente, este procedimiento comprende las fases sucesivas siguientes:

30 Fase 21 de asistencia (véanse las Figuras 2 y 3A): el paciente con paro cardíaco es ventilado con la mascarilla y el personal sanitario comienza a aplicarle un masaje cardíaco. El ventilador 1 opera ahora con ventilación mecánica para el paciente en modo barométrico, es decir, entre varios niveles de presión, a saber, un valor de presión inicial, llamado de "presión baja" o PB, por ejemplo, 5 cm de agua, y un primer valor de presión alta (PH1) llamado también de "presión intermedia", por ejemplo, 10 cm de agua, siendo  $PB < PH1$ , y esto a una frecuencia de ventilación F1 dada, es decir, aquí es de 10 ciclos/min.

35 Entubación de la fase 22 del paciente 20 (véanse las Figuras 2 y 3A): el personal sanitario indica en este caso al ventilador 1 un cambio de la interfaz respiratoria, tal como de la etapa de la ventilación con mascarilla a la de ventilación por sonda de entubación, mediante la activación de un botón pulsador o similar. Los masajes cardíacos son seguidos por el personal sanitario. Luego, el ventilador 1 realiza automáticamente una adaptación de los parámetros de ventilación al aumentar la presión de ventilación alta pasándola desde la primera PH1 de presión alta hasta una presión más alta, es decir, la segunda de presión alta PH2, siendo:  $PH2 > PH1$ . Por ejemplo, PH2 es igual a 15 cm de agua. En este caso, la ventilación es proseguida entre los niveles de la PB y la PH2. La frecuencia F1 es mantenida constante, es decir, a una frecuencia F1 de 10 ciclos/min.

45 Fase 23 de recuperación de una actividad cardíaca (véanse las Figuras 2 y 3B): si el personal sanitario detecta una actividad cardíaca espontánea, el masaje cardíaco es detenido. El ventilador 1 detecta entonces la interrupción del masaje cardíaco y adapta automáticamente los parámetros de ventilación aumentando la frecuencia de la ventilación mecánica para compensar la pérdida de ventilación causada por la interrupción de las compresiones torácicas (CT (-) de la Figura 3B) por ejemplo, la frecuencia de ventilación aumenta a una frecuencia superior F2, siendo  $F2 > F1$ , del orden de 15 ciclos/min. Los niveles de presión no cambian, la ventilación continúa entre los niveles de PB y PH2.

50 Fase 24 en el caso de un nuevo paro cardíaco (véanse las Figuras 2 y 3C): después de la reanudación espontánea de la actividad cardíaca en la Fase 23, puede ocurrir un nuevo paro cardíaco y es necesario que el personal sanitario reanude el masaje cardíaco y una reaparición de las contracciones torácicas (CT (+) en la Figura 3C). El ventilador 1 detecta entonces esta reanudación del masaje cardíaco y, nuevamente, adapta automáticamente los parámetros ventilatorios reduciendo la frecuencia de la ventilación mecánica, por ejemplo, disminuyéndola a su nivel inicial F1 de 10 ciclos/min, mientras se mantienen los niveles de presión PB y PH2, como en la fase 23.

55 Antes de obtener una reanudación espontánea perenne, pueden ocurrir varios paros cardíacos. En este caso, se realiza una alternancia entre la Fase 23 sin masaje cardíaco y la Fase 24 con masaje cardíaco (véanse las Figuras 2

y 3C). El ventilador 1 ajusta automáticamente la ventilación mecánica proporcionada al paciente reduciendo la frecuencia de ventilación de F2 a F1, con cada transición de la Fase 23 a la Fase 24 o, por el contrario, aumenta la frecuencia de ventilación de F1 a F2 para compensar la pérdida de ventilación causada por la interrupción de las compresiones torácicas a cada transición de la Fase 24 a la Fase 23.

- 5 Durante las transiciones entre las fases 22, 23 y 24, la frecuencia de ventilación está adaptada para proporcionar una ventilación suficiente como lo hacen los parámetros PB, PH1, PH2 o incluso las concentraciones de oxígeno suministrado llamadas  $FiO_2 - 1$  y  $FiO_2 - 2$ .

El aparato de asistencia a la respiración según la invención presente es útil en el contexto de una ventilación de una persona con paro cardíaco sometida a masaje cardíaco.

**REIVINDICACIONES**

1. Aparato de asistencia a la respiración (1) que comprenden un circuito de gas (2, 16) diseñado para transportar un flujo de gas, en particular un flujo de aire, comprendiendo:

5 medios de medición (6) dispuestos para medir al menos un parámetro representativo del flujo de gas transportado por dicho circuito de gas (2, 16), en particular una ramificación inspiratoria (2) de dicho circuito de gas (2, 16), y configurados para convertir dicho al menos un parámetro representativo de dicho flujo de gas en al menos una señal representativa de dicho flujo de gas,

10 medios de tratamiento de la señal (8) adecuados y diseñados para procesar dicha al menos una señal representativa del flujo de gas suministrado por los medios de medición (6), y para deducir de ellos, al menos una información relativa a la realización o a la no realización de un masaje cardíaco a un paciente.

medios de memorización (12) de modos de ventilación configurados para memorizar varios modos de ventilación que comprenden al menos:

i) un primer modo de ventilación correspondiente a una realización de masaje cardíaco y

ii) un segundo modo de ventilación correspondiente a una no realización o a una interrupción del masaje cardíaco, y

15 medios de selección del modo de ventilación que permiten seleccionar y aplicar el primero o el segundo modo de ventilación memorizado, según dicha al menos una información proporcionada por los medios de tratamiento de la señal (8) o por la activación por un usuario de los medios de ajuste y selección (11),

**caracterizado por que**

a) los medios de memorización (12) de los modos de ventilación están configurados para memorizar:

20 un primer modo de ventilación que comprende valores de primera presión baja (PB1), de primera presión alta (PH1), siendo  $PH1 > PB1$  y de primera frecuencia (F1) dados, y

un segundo modo de ventilación que comprende los valores de segunda presión baja (PB2), de segunda presión alta (PH2), siendo  $PH2 > PB2$  y  $PH2 \geq PH1$ , y de segunda frecuencia (F2) dados, siendo  $F2 > F1$ , y

25 b) los medios de selección del modo de ventilación están diseñados para cambiar del primer modo de ventilación al segundo modo de ventilación, o por el contrario, para modificar la presión alta (PH1, PH2) y la frecuencia (F1, F2) en respuesta a una detección de al menos una información relativa a una ausencia o a una interrupción de las contracciones torácicas o, por el contrario, una presencia de contracciones torácicas, o a una activación por parte del usuario de los medios de ajuste y selección (11).

30 2. Aparato según la reivindicación 1, **caracterizado por que** los medios de tratamiento de la señal (8) están configurados para operar de manera continua y para proporcionar una detección automática de las contracciones del pecho correspondientes a una información de la realización o de la no realización de un masaje cardíaco, y para proporcionar dicha información a los medios de selección del modo de ventilación de manera que los dichos medios de selección del modo de ventilación operan un cambio de un modo de ventilación dado a otro modo de ventilación dado según la presencia o la ausencia de contracciones torácicas.

35 3. Aparato según una de las reivindicaciones 1 o 2, **caracterizado por que** los medios de la selección del modo de ventilación están diseñados para operar:

un cambio del primer modo de ventilación al segundo modo de ventilación en respuesta a una detección de al menos una información relativa a una ausencia o a una interrupción de contracciones torácicas por los medios de tratamiento de la señal (8), o

40 un cambio del segundo modo de ventilación al primer modo de ventilación en respuesta a una detección de al menos una información relativa a una existencia o a una presencia de contracciones torácicas por los medios de tratamiento de la señal (8).

45 4. Aparato según una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado por que** los medios de medición (6) comprenden al menos un sensor y/o los medios de tratamiento de señal (8) comprenden al menos una tarjeta electrónica, de preferencia un controlador que implementa uno o más algoritmos.

50 5. Aparato según una de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado por que** los medios de selección del modo de ventilación comprenden medios de ajuste o de selección (11) accionables por un usuario para indicar al aparato (1), la realización de un masaje cardíaco, para confirmar una detección de un masaje cardíaco, para indicar el tipo de interfaz respiratoria utilizada o para modificar uno o los parámetros de ventilación mecánica o de los parámetros propuestos automáticamente por el aparato.

6. Aparato según una de las reivindicaciones 1 a 5, **caracterizado por que** los medios de memorización (12) de los modos de ventilación comprenden al menos una memoria de almacenamiento de datos, en particular una memoria flash.
- 5 7. Aparato según una de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizado por que** comprende una pantalla de visualización de información (7), tal como una pantalla digital y/o táctil.
8. Aparato según una de las reivindicaciones 1 a 7, **caracterizado por que** comprende medios de vigilancia (5) que incluyen los medios de tratamiento de la señal (8).
9. Aparato según la reivindicación 8, **caracterizado por que:**
- 10 comprende un microsoplador (40) en comunicación de fluido con la ramificación inspiratoria (2) del circuito de gas (2, 16) o una primera válvula vigilada (41) dispuesta en dicho circuito de gas (2, 16),
- y los medios de vigilancia (5) están configurados para controlar dicho microsoplador (40) o dicha primera válvula (41).
10. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado por que:**
- 15 los medios de memorización (12) de los modos de ventilación están configurados para memorizar un primer modo de ventilación que además comprende un valor de la primera concentración de oxígeno ( $FiO_2 - 1$ ) dado y un segundo modo de ventilación que comprende un valor de la segunda concentración de oxígeno ( $FiO_2 - 2$ ) dado, y
- los medios de selección del modo de ventilación están diseñados para cambiar el primer modo de ventilación por el segundo modo de ventilación para modificar además la concentración de oxígeno ( $FiO_2 - 1$ ,  $FiO_2 - 2$ ) en respuesta a una detección de al menos una información relativa a una ausencia o a una interrupción de las contracciones torácicas por los medios de tratamiento de la señal (8).
- 20 11 Aparato según una de las reivindicaciones 1 a 10, **caracterizado por que:**
- los medios de memorización (12) de los modos de ventilación están configurados para memorizar un primer modo de ventilación que no comprende medios de sincronización, entre los ciclos de ventilación y las necesidades del paciente, y un segundo modo de ventilación que comprende uno o más medios de sincronización, entre los ciclos de ventilación y las necesidades del paciente, y
- 25 los medios de selección del modo de ventilación están diseñados para cambiar el primer modo de ventilación por el segundo modo de ventilación para activar el medio o los medios de sincronización entre los ciclos de ventilación y las necesidades del paciente, en respuesta a una detección de al menos una información relativa a una ausencia o a una interrupción de las contracciones torácicas por los medios de tratamiento de la señal (8).
- 30 12. Aparato según la reivindicación 1, **caracterizado por que** los medios de memorización (12) de los modos de ventilación están configurados para memorizar un primer modo de ventilación que comprende los valores de la primera presión baja (PB1) comprendidos entre 0 y 20 cm de agua, de la primera presión alta (PH1) comprendidos entre 10 y 60 cm de agua, siendo  $PH1 > PB1$  y de la primera frecuencia (F1) comprendidos entre 5 y 40 c/min.
- 35 13. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado por que** los medios de memorización (12) de los modos de ventilación están configurados para memorizar un segundo modo de ventilación que comprende valores de la segunda presión baja (PB2) comprendidos entre 0 y 20 cm de agua, de la segunda presión alta (PH2) comprendidos entre 10 y 60 cm de agua, siendo  $PH2 > PB2$ ,  $PB2 \geq PB1$  y  $PH2 \geq PH1$ , y de la segunda frecuencia (F2) comprendidos entre 5 y 40c/min, siendo  $F2 > F1$ .

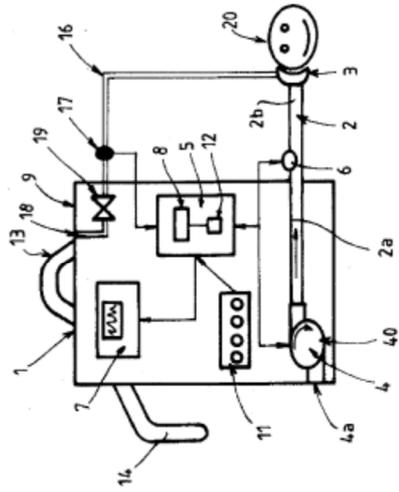
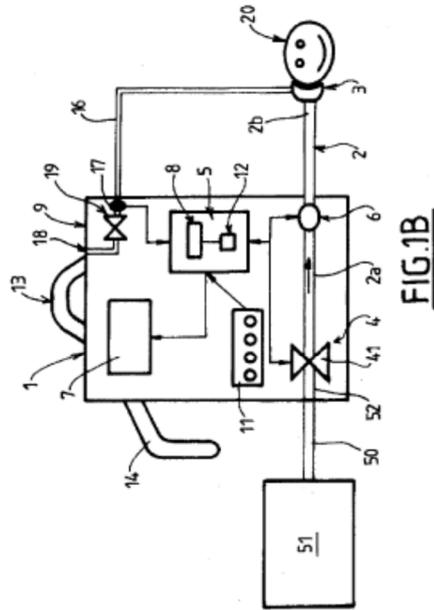


FIG. 1A



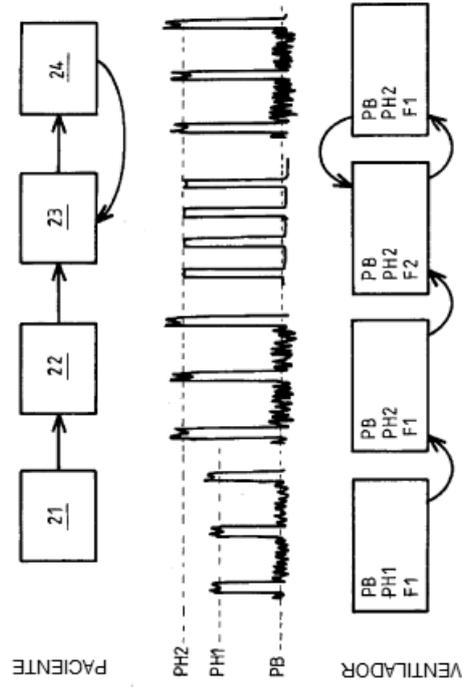
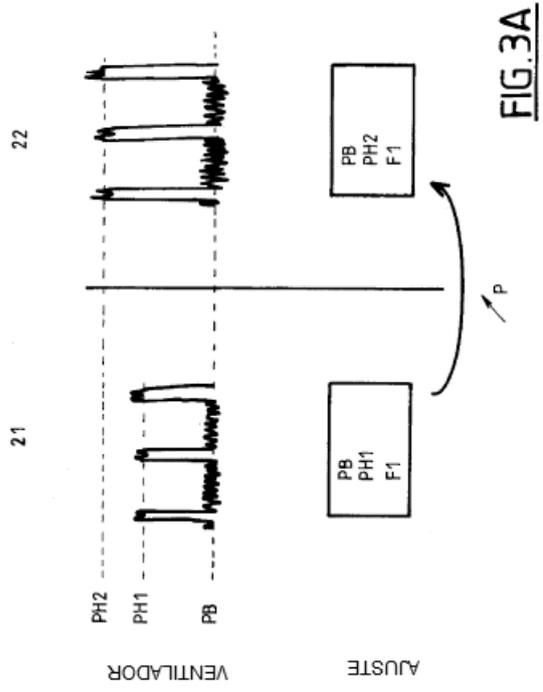


FIG. 2



**FIG.3A**

