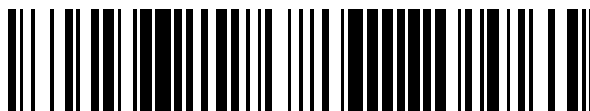


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 770 037**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)

A61H 31/00 (2006.01)

A61M 16/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.07.2017** **E 17305864 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.12.2019** **EP 3299055**

54 Título: **Aparato de respiración asistida con detección automática del modo de masaje cardíaco manual o automático**

30 Prioridad:

22.09.2016 FR 1658889

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

30.06.2020

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

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

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 770 037 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 respiración asistida con detección automática del modo de masaje cardíaco manual o automático

5 La invención concierne a un aparato de ventilación artificial diseñado para ser utilizado en un masaje cardíaco sobre un paciente ventilado, capaz de determinar automáticamente el modo de realización del masaje cardíaco practicado sobre un paciente, es decir, manual o masaje automático, y de suministrar una ventilación adaptada al masaje detectado.

10 Es usual utilizar un aparato de ventilación artificial, también denominado aparato de respiración o ventilación asistida, o más simplemente ventilador médico, para aportar una respiración asistida, es decir, una ventilación artificial, a una persona que tiene dificultades o una incapacidad para respirar sola, en especial una persona en situación de parada cardiorrespiratoria.

15 En efecto, en el transcurso de un masaje cardíaco realizado sobre una persona, es decir, un paciente, en situación de parada cardiorrespiratoria, las compresiones de la caja torácica por parte de un socorrista, médico, bombero o análogo generan una ventilación pulmonar sustancial, pero generalmente insuficiente. En consecuencia, ésta debe completarse con una ventilación mecánica. Queda descrito un aparato utilizable para este fin por el documento FR-A-3000893. El documento FR 2802431, por su parte, describe un aparato de respiración asistida que detecta los parámetros de la asistencia manual para reproducirlos al menos parcialmente durante la asistencia automática.

20 Cuando se interrumpen las compresiones torácicas, tras la reanudación de una actividad circulatoria espontánea del paciente o tras un choque eléctrico, por ejemplo, la ventilación del paciente disminuye bruscamente, mientras que sus necesidades de oxígeno aumentan. También entonces se necesita un complemento de ventilación, que se debe aportar mediante ventilación mecánica.

Los pulmones y el corazón se encuentran ambos dentro de la caja torácica. La ventilación mecánica, mediante la implantación de una presión espiratoria positiva o PEP, permite proteger los pulmones manteniendo en ellos un volumen mínimo de aire, permitiendo la PEP generada por el ventilador limitar la disipación por las vías aéreas de la energía del masaje.

25 Los ciclos inspiratorios, preferentemente a presión controlada, generados por la ventilación mecánica, provocan un aumento de la presión en el seno de los pulmones. Este aumento de la presión origina una elevación de la caja torácica y la presencia, en el seno de los pulmones, de un volumen superior al volumen en posición de reposo denominado "capacidad residual funcional".

30 Con carácter general, una ventilación mecánica genera ciclos inspiratorios de manera repetida, durante el masaje cardíaco, impidiendo así un masaje que se desarrolle sistemáticamente por debajo de la capacidad residual funcional.

Por lo tanto, el masaje cardíaco puede ser realizado:

- bien manualmente, por un facultativo, llamándose entonces "manual";
- o bien con un dispositivo automatizado de compresión torácica, como es una tabla de compresión torácica, llamándose entonces "automático".

Los dispositivos de compresión torácica automatizada, denominados corrientemente "tablas de compresión torácica automática" o "dispositivos de compresión torácica mecanizados", suministran un masaje regular. Algunos emplean un émbolo o una correa.

40 La frecuencia y la profundidad de las compresiones son constantes, por ejemplo, la frecuencia es en muchos casos de 100 compresiones por minuto, y la profundidad, de 5 centímetros.

Por lo tanto, estas tablas suministran el mismo masaje cualquiera que sea la morfología del paciente atendido. Así resulta que el masaje suministrado es demasiado violento para numerosos pacientes y puede provocar en ellos lesiones pulmonares resultantes de volúmenes pulmonares por debajo de la capacidad residual funcional.

45 Es, por tanto, necesario poder conocer el tipo de masaje practicado sobre un paciente, en orden a poder retroactuar sobre el aparato de ventilación artificial y, así, asegurar una ventilación adaptada que prevenga las lesiones pulmonares en el paciente. Lo ideal sería que este reconocimiento o determinación del tipo de masaje, es decir, manual o automático, por ejemplo por medio de una tabla de compresión torácica, se opere automáticamente mediante el propio aparato de ventilación artificial.

50 El problema que se plantea en consecuencia es proponer un aparato de ventilación artificial, es decir, un aparato de respiración asistida o ventilador médico, que permita detectar el modo de realización de las compresiones torácicas, es decir, modo manual o modo automático, y suministrar una ventilación, adaptada y protectora, adaptada al tipo de masaje.

La solución de la invención es un aparato de respiración asistida, es decir, un ventilador médico, que comprende un circuito de gas diseñado para conducir un flujo de gas, en particular un flujo de aire, que comprende:

- 5 - medios de medida establecidos para medir al menos un parámetro de flujo representativo del flujo de gas conducido por el circuito de gas y configurados para convertir dicho al menos un parámetro de flujo en al menos una señal de flujo representativa del flujo de gas,
- medios de procesamiento de señal aptos y diseñados para procesar dicha al menos una señal de flujo proporcionada por los medios de medida, y para inferir de ella una información representativa de un modo de masaje cardíaco manual o de un modo de masaje cardíaco automático,
- medios de memorización configurados para memorizar varios modos ventilatorios que comprenden:
 - 10 i) un primer modo ventilatorio, también denominado "modo para masaje manual", que comprende unos primeros parámetros de ventilación aplicables en caso de masaje cardíaco manual, y
 - ii) un segundo modo ventilatorio, también denominado "modo para masaje automático", que comprende unos segundos parámetros de ventilación aplicables en caso de masaje cardíaco automático, y
- 15 - medios de selección de modo ventilatorio aptos y diseñados para, es decir, configurados para, hallar y seleccionar, en el seno de los medios de memorización, el primer o el segundo modo ventilatorio memorizado, en función de la información representativa de un modo de masaje cardíaco manual o automático proporcionada por los medios de procesamiento de señal.

20 Dentro del ámbito de la presente invención, se denomina "modo ventilatorio" a un conjunto de parámetros ventilatorios, tal como presión, caudal, volumen de gas suministrado..., utilizados para configurar el aparato de ventilación y, así, determinar/fijar las características de la ventilación suministrada al paciente. A estos parámetros ventilatorios pueden sumarse unos valores de monitorización, tal como el volumen inspirado, el volumen espirado, las presiones, la concentración de CO₂, la concentración de oxígeno, intercambios gaseosos entre el paciente y el aparato de ventilación...

25 Según sea el caso, el aparato médico de la invención puede comprender una o varias de las siguientes características técnicas:

- los medios de medida del parámetro de flujo comprenden al menos un sensor de presión de gas o un sensor de caudal de gas.
- los medios de medida del parámetro de flujo operan una medida de al menos un parámetro de flujo representativo del flujo de gas en el seno de un conducto de avance de gas del circuito de gas.
- 30 - los medios de medida del parámetro de flujo operan una medida de al menos un parámetro de flujo seleccionado de entre la presión y el caudal del gas, preferentemente la presión de gas.
- comprendiendo los medios de memorización configurados para memorizar un primer modo ventilatorio, también denominado "modo para masaje manual", unos primeros parámetros de ventilación que comprenden unos primeros valores de presión.
- 35 - comprendiendo los medios de memorización configurados para memorizar un segundo modo ventilatorio, también denominado "modo para masaje automático", unos segundos parámetros de ventilación que comprenden unos segundos valores de presión.
- comprendiendo los medios de memorización configurados para memorizar un primer modo ventilatorio unos primeros parámetros de ventilación que comprenden unos valores de primera presión baja (PB1) y de primera presión alta (PH1), con $PH1 > PB1$.
- 40 - comprendiendo los medios de memorización configurados para memorizar un segundo modo ventilatorio unos valores de segunda presión baja (PB2) y de segunda presión alta (PH2), con $PH2 \geq PH1 > PB2$ y $PB2 > PB1$.
- 45 - comprende medios de alimentación de gas para suministrar un flujo de gas al circuito de gas, es decir, los medios de alimentación de gas están diseñados para o configurados para proporcionar un flujo de gas al circuito de gas.
- comprende medios de pilotaje que gobiernan los medios de alimentación de gas en función del modo ventilatorio seleccionado por los medios de selección de modo ventilatorio.
- los medios de pilotaje comprenden una primera tarjeta electrónica.
- 50 - los medios de pilotaje comprenden al menos un primer microprocesador.

- los medios de pilotaje comprenden al menos un primer (micro)controlador, poniendo en práctica preferentemente al menos un primer (micro)controlador al menos un primer algoritmo.
- los medios de procesamiento de señal comprenden una segunda tarjeta electrónica.
- los medios de procesamiento de señal comprenden al menos un segundo microprocesador.
- 5 - los medios de procesamiento de señal comprenden al menos un segundo (micro)controlador, poniendo en práctica preferentemente al menos un segundo (micro)controlador al menos un segundo algoritmo.
- la primera y la segunda tarjeta electrónica determinan una sola y misma tarjeta electrónica, es decir, una tarjeta electrónica única.
- 10 - los medios de pilotaje gobiernan los medios de alimentación de gas para aplicar el primer modo ventilatorio que comprende unos primeros parámetros de ventilación, en particular los valores de primera presión baja (PB1) y de primera presión alta (PH1), con $PH1 > PB1$, en caso de masaje cardíaco manual detectado.
- los medios de pilotaje gobiernan los medios de alimentación de gas para aplicar el segundo modo ventilatorio que comprende unos segundos parámetros de ventilación, en particular los valores de segunda presión baja (PB2) y de segunda presión alta (PH2), con $PH2 > PH1 > PB2$ y $PB2 > PB1$, en caso de masaje cardíaco automático detectado.
- 15 - los medios de alimentación de gas comprenden un microventilador impulsor motorizado equipado o no con una válvula inspiratoria o una canalización de alimentación de gas equipada con una válvula inspiratoria, preferentemente un microventilador impulsor equipado con un motor eléctrico.
- comprende medios de presentación diseñados para presentar dicha al menos una información representativa del modo de masaje cardíaco manual o automático proporcionada por los medios de procesamiento de señal, es decir, la información relativa al modo de suministro del masaje cardíaco aplicado al paciente y proveniente de los medios de procesamiento de señal.
- 20 - los medios de presentación comprenden al menos un dispositivo presentador digital.
- los medios de procesamiento de señal están configurados para determinar la amplitud (A) de las variaciones de presión o de caudal originadas por un masaje cardíaco determinando la diferencia entre la presión máxima (Pmax) o el caudal máximo (Qmax), respectivamente, y la presión mínima (Pmin) o el caudal mínimo (Qmin) alcanzados, en las fases de compresión y de relajación de la caja torácica del paciente operadas durante el masaje cardíaco.
- 25 - los medios de procesamiento de señal están configurados además para:
 - 30 i) determinar una información de regularidad de masaje (R1) representativa de la regularidad del masaje cardíaco determinando la variabilidad de la amplitud (A) durante la ventilación y el masaje cardíaco,
 - ii) comparar esta información de regularidad de masaje (R1) con un umbral memorizado (S1), y
 - iii) deducir que el masaje cardíaco está:
 - 35 · realizado manualmente cuando la información de regularidad de masaje (R1) es superior a este umbral (S1), es decir, $R1 > S1$, o
 - realizado automáticamente, es decir, mediante una tabla de compresión torácica o análogo, cuando la información de regularidad de masaje (R1) es inferior a este umbral (S1), es decir, $R1 < S1$.

40 Por supuesto, dependiendo de la operación, es decir, del procesamiento lógico, efectuada para determinar la información de regularidad de masaje (R1), la lógica precedente puede invertirse, es decir, el masaje puede considerarse como realizado manualmente cuando la información representativa (R1) es inferior a un umbral dado (S1) y realizado automáticamente cuando la información representativa (R1) es superior al umbral dado (S1).

- los medios de procesamiento de señal están configurados, además, para determinar la fase del masaje cardíaco, a saber, fase de compresión o fase de relajación de la caja torácica, por ejemplo determinando el signo positivo (+) o negativo (-) de la pendiente de variación de la señal de caudal y/o de presión.
- 45 - los medios de procesamiento de señal están configurados, además, para determinar el periodo (T) o la frecuencia (F) de realización del masaje cardíaco, e inferir de ello a continuación una información representativa de la regularidad (R2) del masaje cardíaco determinando la variabilidad del periodo (T) y/o de la frecuencia de realización del masaje cardíaco (F) y, finalmente, para comparar esta información de regularidad de masaje (R2) con otro umbral memorizado (S2), para inferir de ello, según el mismo (o
- 50

análogo) procesamiento lógico que anteriormente, que el masaje cardíaco es automático o manual.

- 5 - los medios de procesamiento de señal están configurados, además, para determinar una información representativa de la regularidad del masaje cardíaco (σ) aplicando un operador estadístico, por ejemplo un cálculo de desviación típica, a la señal de presión y/o de caudal, y para comparar luego esta información, al igual que anteriormente, con un valor umbral para inferir de ello, según el mismo (o análogo) procesamiento lógico que anteriormente, que el masaje cardíaco es automático o manual.
- 10 - los medios de procesamiento de señal están configurados para operar una detección del modo de suministro de un masaje cardíaco correspondiente a una información de suministro manual o de suministro automático del masaje cardíaco, y para proporcionar dicha información a los medios de selección de modo ventilatorio, de manera que dichos medios de selección del modo ventilatorio operen o gobiernen un basculamiento, es decir, el paso, de un modo ventilatorio dado a otro modo ventilatorio dado en función del modo de suministro del masaje cardíaco.
- 15 - los medios de memorización, especialmente de modos ventilatorios, comprenden al menos una memoria de almacenamiento de datos, en particular una memoria flash o análoga.
- comprende un circuito de gas apto para conducir el gas respiratorio suministrado por el microventilador impulsor y destinado a ser administrado a un paciente en situación de parada cardíaca.
- el microventilador impulsor está pilotado/gobernado por unos medios de pilotaje.
- la válvula espiratoria está pilotada/gobernada por unos medios de pilotaje.
- la válvula inspiratoria está pilotada/gobernada por unos medios de pilotaje.
- 20 - al menos una parte del circuito de gas, los medios de pilotaje, los medios de procesamiento de señal y los medios de selección de modo ventilatorio están situados dentro de una armazón rígida, es decir, una envolvente externa determinante de la carcasa o el cerramiento del aparato.
- el circuito de gas comprende una porción interna establecida dentro de la armazón rígida y una porción externa situada fuera de la armazón rígida.
- 25 - la porción interna del circuito de gas comprende un conducto de gas.
- la porción interna del circuito de gas está en comunicación fluida con una fuente de gas en orden a ser alimentada con gas suministrado por dicha de gas.
- los medios de medida se establecen:
- 30 - bien sobre la porción externa del circuito de gas situada fuera de la armazón rígida, en orden a operar medidas en el seno de dicha porción externa,
- o bien sobre la porción interna del circuito de gas situada dentro de la armazón rígida, en orden a operar medidas en el seno de dicha porción interna.
- comprende varios medios de medida, es decir, sensores, entre los que hay establecidos sobre la porción interna del circuito de gas y sobre la porción externa del circuito de gas.
- 35 - comprende, además, una interfaz hombre-máquina (IHM) apta para, es decir, diseñada para, presentar información que incluye al menos una información relativa a la realización de un masaje cardíaco sobre el paciente en situación de parada cardíaca.
- la interfaz hombre-máquina comprende una pantalla de presentación y/o de visualización de información, como es una pantalla digital, en particular una pantalla táctil, testigos luminosos, en particular LED.
- 40 - comprende, además, un o unos medios de generación de señal de alerta aptos para, es decir, adaptados o diseñados para, emitir una información y/o una señal sonora, relativa al comienzo o a la detención de un masaje cardíaco o una información de tipo alarma indicativa de que el masaje cardíaco suministrado se halla fuera de los márgenes esperados en cuanto a frecuencia, a profundidad...
- los medios de generación de señal de alerta comprenden un altavoz para emitir una señal sonora.
- 45 - los medios de generación de señal de alerta están pilotados por los medios de pilotaje.
- la porción externa del circuito de gas está en comunicación fluida con una interfaz respiratoria, en particular una mascarilla respiratoria o una sonda de intubación.

- la porción externa del circuito de gas comprende un tubo o conducto flexible.
- la fuente de gas comprende una fuente de aire (aprox. 21 % en vol. de O₂) o de aire enriquecido con oxígeno (> 21 % en vol. de O₂ aproximadamente).
- 5 - la armazón comprende al menos un asa portadora que facilita el transporte del aparato por parte de un usuario.
- la armazón comprende al menos un dispositivo de enganche que permite el enganche del aparato de ventilación a un soporte, por ejemplo una barra en el seno de un vehículo de emergencias o un barrote de cama o de camilla.
- 10 - comprende medios de alimentación con corriente eléctrica, por ejemplo una (o varias) batería o análogo, recargable o no, o un (o varios) cable y una (o varias) toma de conexionado a la red de suministro eléctrico.
- incluye, además, unos medios de graduación y de selección, tal como botón pulsador, tecla de activación, cursor o análogo, que permiten al personal sanitario intervenir en el ventilador, por ejemplo indicar al ventilador la realización de un masaje cardíaco, confirmarle una detección de un masaje cardíaco, confirmarle una detección de un masaje cardíaco suministrado manualmente o automáticamente, indicarle el tipo de interfaz respiratoria utilizada (mascarilla, sonda de intubación...), modificar un o unos parámetros de ventilación mecánica propuestos automáticamente por el ventilador, o cualquier otra indicación.
- 15 - comprende medios de pilotaje que incluyen los medios de procesamiento de señal.
- comprende un microventilador impulsor en comunicación fluida con la rama inspiratoria del circuito de gas, en orden a alimentarlo con gas suministrado por dicho microventilador impulsor, y los medios de pilotaje están configurados para gobernar dicho microventilador impulsor, en orden a ajustar la presión o la frecuencia del gas suministrado, típicamente aire, eventualmente enriquecido con oxígeno.
- 20 - de acuerdo con otra forma de realización, comprende una primera válvula pilotada establecida sobre dicho circuito de gas, en particular sobre la rama inspiratoria de dicho circuito, que permite regular la circulación de gas que alimenta dicho circuito, proviniendo dicho gas de una canalización exterior acoplada al aparato o de un microventilador impulsor, y los medios de pilotaje están configurados para gobernar dicha primera válvula pilotada, en orden a ajustar la presión o la frecuencia del gas suministrado, típicamente aire, eventualmente enriquecido con oxígeno.
- 25 - los medios de pilotaje operan una modificación de un o de unos parámetros de la ventilación que se está suministrando, en función del modo de suministro del masaje cardíaco determinado por los medios de procesamiento de señal. El o los parámetros modificados pueden ser la presión baja de ventilación, la presión alta de ventilación, el volumen suministrado, la frecuencia de ventilación, la fracción de oxígeno suministrada y cualquier otro parámetro definitorio de la ventilación suministrada.
- la pantalla de presentación y/o de visualización de información está configurada para operar una presentación del modo ventilatorio seleccionado y/o del modo de suministro del masaje cardíaco.
- 30 - el flujo de gas se suministra mediante un microventilador impulsor con que está equipado el aparato de respiración asistida o proviene de una canalización de alimentación de gas acoplada al aparato de respiración asistida, en particular una canalización de alimentación de gas que alimenta una red de distribución, en conexión fluida a su vez con el aparato de respiración asistida que pone en práctica el procedimiento de la invención.
- 35 - el circuito de gas comprende una rama inspiratoria apta para conducir un gas respiratorio destinado a ser administrado a un paciente en situación de parada cardíaca durante una reanimación cardiopulmonar.
- la rama inspiratoria comprende una válvula inspiratoria y un sensor de caudal inspiratorio.
- el circuito de gas comprende además una rama espiratoria en comunicación fluida con la atmósfera por intermedio de un orificio de salida de gas, e incluyendo una válvula espiratoria y un sensor de caudal espiratorio.
- 40 - los medios de pilotaje gobiernan el microventilador impulsor motorizado y/o la válvula inspiratoria y la válvula espiratoria en orden a suministrar gas, alternativamente:
 - i) entre una primera presión baja (PB1) dada y una primera presión alta (PH1) dada, con $PH1 > PB1$, en caso de detección de un masaje cardíaco suministrado manualmente y
 - 45 ii) entre una segunda presión baja (PB2) dada y una segunda presión alta (PH2) dada, con $PH2 > PB2$, en caso de detección de un masaje cardíaco suministrado automáticamente, y con $PB2 > PB1$ y/o $PH2 > PH1$.
- 50

- a título indicativo, los niveles de las presiones bajas primera y segunda (PB1, PB2) están comprendidos típicamente entre aproximadamente 3 y 10 cm de agua, mientras que los niveles de las presiones altas primera y segunda (PH1, PH2) están comprendidos típicamente entre aproximadamente 8 y 50 cm de agua.
- 5
- preferentemente, en presencia de un masaje cardíaco manual, la primera presión baja (PB1) es del orden de 5 cm de agua y la primera presión alta (PH1) es del orden de 15 cm de agua, mientras que, en presencia de un masaje cardíaco automático, la segunda presión baja (PB2) es del orden de 8 cm de agua y la segunda presión alta (PH2) es del orden de 18 cm de agua.
- 10
- los medios de pilotaje que gobiernan el microventilador impulsor comprenden una tarjeta electrónica, por ejemplo con microcontrolador y algoritmo(s).

La presente invención va a describirse ahora con mayor detalle con referencia a las figuras que se acompañan, de las cuales:

las figuras 1A y 1B representan dos formas de realización de un aparato de respiración asistida según la presente invención;

- 15
- las figuras 2A y 2B esquematizan las variaciones provocadas por un masaje cardíaco manual o automático sobre una señal de presión medida por un aparato de respiración asistida según la invención; y

la figura 3 esquematiza las adaptaciones ventilatorias realizadas por un aparato de respiración asistida según la presente invención como respuesta a la detección del modo de suministro de un masaje cardíaco aplicado a un paciente.

- 20
- Las figuras 1A y 1B esquematizan dos formas de realización de un aparato de ventilación asistida o ventilador médico 1 según la presente invención.

El ventilador 1 de las figuras 1A y 1B comprende medios de alimentación de gas 4, es decir, una fuente de gas, que es:

- 25
- un microventilador impulsor motorizado 40 en la forma de realización de la figura 1A, también denominado turbina, que suministra un flujo de gas de respiración asistida, típicamente un flujo de aire o de aire enriquecido con oxígeno, o
 - una válvula inspiratoria pilotada 41 alimentada con gas, por intermedio de un conducto interno 52, a su vez en comunicación fluida con un depósito de gas o una red de distribución 51 de suministro de gas unida a una red de canalizaciones de gas, por intermedio de un conducto flexible 50 que enlaza el depósito de gas
- 30
- o la red de distribución 51 con el conducto interno 52, en la forma de realización de la figura 1B.

En cualquier caso, el circuito de ventilación 2, 16, también denominado circuito paciente, que comprende uno o varios pasos, conductos o líneas de gas, permite establecer una unión fluida entre los medios de alimentación de gas 4 del ventilador 1 y las vías aéreas de un paciente 20, por mediación de una interfaz con el paciente 3, por ejemplo una mascarilla respiratoria o una sonda de intubación.

- 35
- El circuito de ventilación 2, 16 comprende al menos una rama inspiratoria 2 que permite transportar el gas respiratorio hasta el paciente 20.

Asimismo, puede incluir una rama espiratoria 16 diseñada para recoger los gases espirados por el paciente 20 que son ricos en CO₂, como se ilustra en las figuras 1A y 1B. La rama espiratoria 16 comprende un sensor de caudal espiratorio 17, por ejemplo un sensor de hilo térmico, unido eléctricamente a unos medios de pilotaje 5 que comprenden, en el presente documento, unos medios de procesamiento de señal 8, así como una válvula espiratoria 19 pilotada por los medios de pilotaje 5. La rama espiratoria 16 comunica, por su extremo aguas abajo, con la atmósfera, por intermedio de un orificio de salida de gas 18, mientras que su extremo aguas arriba está unido, bien a la rama inspiratoria 2, por intermedio de una pieza en Y, o bien directamente a la interfaz con el paciente 3.

40

Se prevén unos medios de medida 6, como es un (o varios) sensor de presión o de caudal, los cuales son aptos y están diseñados para medir al menos un parámetro representativo del flujo de gas seleccionado de entre la presión del gas, el caudal de gas insuflado por el respirador, el caudal de gas espirado por el paciente 20 y la velocidad de giro del microventilador impulsor 40, y para suministrar al menos una señal representativa de dicho al menos un parámetro medido, a saber, una señal de presión o una señal de caudal.

45

Ventajosamente, los medios de medida 6 comprenden un sensor de presión cuya toma de presión se establece en orden a permitir una medida de la presión gaseosa que reina en la rama inspiratoria 2 del circuito de ventilación. En este caso, el parámetro representativo del flujo de gas es, por tanto, la presión del gas en la rama inspiratoria 2 del circuito de gas de ventilación.

50

En la forma de realización ilustrada en las figuras 1A y 1B, la toma de presión que hace las funciones de medios de medida 6 se establece fuera del ventilador. No obstante, puede encontrarse asimismo dentro del ventilador 1, de acuerdo con otra forma de realización.

5 Una vez operada la medida del (o de los) parámetro(s) representativo(s) del flujo de gas, típicamente un (o unos) valor de presión, este parámetro medido se convierte a al menos una señal representativa del flujo de gas, que es entonces transmitida y analizada por unos medios de procesamiento de señal 8 para inferir de ella al menos una información relativa al modo de suministro de un masaje cardíaco operado sobre el paciente en situación de parada cardíaca, a saber, un masaje manual o automático mediante, por ejemplo, una tabla de compresión torácica.

10 Como ya se ha dicho, los medios de procesamiento de señal 8 forman parte de los medios de pilotaje 5 del ventilador 1 y comprenden una o varias tarjetas electrónicas.

La transmisión de la (o de las) señal se transmite mediante los medios de medida 6 a los medios de procesamiento de señal 8 por intermedio de una tecnología de conexión adaptada, es decir, uniones eléctricas, tal como cables u otros.

15 Los medios de procesamiento 8, cuando las reciben, infieren de ellas o determinan según la presente invención, previa detección automática o indicación por parte del usuario de que se está realizando un masaje cardíaco sobre el paciente 20, que el masaje que se está realizando se suministra manualmente o automáticamente.

Los medios de procesamiento de señal 8 comprenden preferentemente un microprocesador programado con un (o varios) algoritmo(s) de procesamiento.

20 Dependiendo de la información de masaje cardíaco deducida, unos medios de selección de modo ventilatorio del ventilador 1 operan una búsqueda y una selección automática de un modo ventilatorio dado de entre varios modos ventilatorios memorizados en unos medios de memorización 12 y, a continuación, por intermedio de los medios de pilotaje 5, gobiernan el aparato de respiración asistida 1 aplicando el modo ventilatorio así seleccionado, en particular un modo para masaje manual (primer modo) y un modo para masaje automático (segundo modo).

25 Como ya se ha dicho, dentro del ámbito de la presente invención, se denomina "modo ventilatorio" a un conjunto de parámetros ventilatorios, tal como presión, caudal, volumen de gas suministrado..., utilizados para configurar el aparato de ventilación y, así, determinar las características de la ventilación suministrada al paciente. A estos parámetros ventilatorios pueden sumarse monitorizaciones de los intercambios gaseosos entre el paciente y el aparato de ventilación, tal como el volumen inspirado, el volumen espirado, presiones, concentración de CO₂, concentración de oxígeno...

30 Los diferentes modos ventilatorios están memorizados en unos medios de memorización 12 que comprenden al menos una memoria de almacenamiento de datos, en particular una memoria flash o análoga.

35 Por lo tanto, los medios de selección de modo ventilatorio son aptos y están diseñados para, es decir, configurados para, hallar y seleccionar, en el seno de los medios de memorización 12, un modo ventilatorio dado memorizado, en función de la información representativa de un modo de masaje cardíaco manual o automático proporcionada por los medios de procesamiento de señal 8.

Típicamente, se memorizan, en los medios de memorización 12, varios modos ventilatorios diferentes que comprenden un primer modo ventilatorio, o modo para masaje manual, y un segundo modo ventilatorio, o modo para masaje automático.

40 El ventilador médico 1 de la invención incluye, pues, unos medios de procesamiento 8 aptos y diseñados para adaptar automáticamente, es decir, sin intervención humana, los parámetros de la ventilación mecánica suministrada al paciente 20, en función del modo de suministro del masaje cardíaco detectado por los medios de procesamiento de señal 8, con el propósito de asegurar una óptima ventilación del paciente 20.

45 La adaptación puede llevarse a cabo mediante modificación de un conjunto de parámetros de la ventilación seleccionada por el usuario, tales como presiones, volumen, frecuencia, concentración en oxígeno de la ventilación suministrada por el ventilador... Los valores tomados por estos parámetros en caso de detección de un masaje manual y en caso de detección de un masaje automático, por los medios de procesamiento de señal 8, se memorizan en unos medios de memorización 12.

50 La adaptación puede llevarse a cabo, asimismo, mediante modificación de un modo ventilatorio seleccionado por el usuario, en caso de detección, por los medios de procesamiento de señal 8, de un masaje cardíaco manual o automático. En este caso, se opera un basculamiento del modo ventilatorio seleccionado hacia el modo ventilatorio dedicado al masaje cardíaco detectado, ya sea manual o automático, y memorizado en unos medios de memorización 12, como es una memoria.

Preferentemente, se memoriza al menos:

- un primer modo ventilatorio o “modo para masaje manual” que comprende un primer valor de presión baja PB1 y/o un primer valor de presión alta PH1, con $PH1 > PB1$, dados, primer modo que se pone en práctica en caso de detección de un masaje cardíaco suministrado manualmente; y
- un segundo modo ventilatorio o “modo para masaje automático” que comprende un segundo valor de presión baja PB2 y/o un segundo valor de presión alta PH2, con $PH2 > PB2$, $PH2 \geq PH1$ y $PB2 > PB1$, dados, segundo modo que se pone en práctica en caso de detección de un masaje cardíaco suministrado automáticamente.

5 Cuando los medios de procesamiento 8 determinan que el masaje cardíaco se suministra automáticamente, se opera entonces un basculamiento automático del primer modo ventilatorio hacia el segundo modo ventilatorio, en orden a modificar los valores de presión baja y/o de presión alta mediante puesta en práctica del segundo modo ventilatorio en lugar del primer modo ventilatorio.

10 De este modo, de acuerdo con un modo de ventilación llamado “barométrico”, se puede operar una regulación alternada de presión entre varios niveles de presión que comprenden niveles de presión baja PB1, PB2 y niveles de presión alta PH1, PH2, con $PH2 \geq PH1$ y $PB2 > PB1$, poniéndose en práctica las presiones PB1 y PH1 en caso de detección de un masaje cardíaco suministrado manualmente y poniéndose en práctica las presiones PB2 y PH2 en caso de detección de un masaje cardíaco suministrado automáticamente.

15 Por ejemplo, se pueden fijar y grabar valores de primera presión baja PB1 del orden de 5 cm de H₂O, de primera presión alta (PH1) del orden de 15 cm de H₂O, de segunda presión baja PB2 del orden de 10 cm de H₂O y de segunda presión alta PH2 del orden de 20 cm de H₂O.

20 Los parámetros adaptados pueden ser, dentro del ámbito de una ventilación barométrica entre varios niveles de presión, las presiones suministradas, en particular la presión regulada durante el nivel bajo de ventilación, denominada presión baja PB, y la o las presiones altas PH1, PH2... regulada(s) durante el nivel alto, o también la frecuencia F de ventilación, la duración de mantenimiento de la presión baja, la duración de mantenimiento de la presión alta, la pendiente de elevación de presión, el volumen suministrado en la insuflación, la naturaleza del gas suministrado... La adaptación de los niveles de presión se ilustra en la figura 2.

25 Por otro lado, el ventilador 1 también puede incluir unos medios de cambio de los algoritmos de alarmas, por ejemplo de alarmas encaminadas a supervisar el ritmo respiratorio del paciente, la presión suministrada por el respirador o el volumen suministrado por el respirador, aptos y diseñados para pasar de un primer algoritmo a un segundo algoritmo, como respuesta a una detección, por los medios de procesamiento de señal, de la realización de un masaje cardíaco manual o automático sobre el paciente, con el fin de no alarmar sin razón y, por tanto, de evitar perturbar inútilmente al socorrista o análogo que está socorriendo al paciente 20.

30 El ventilador 1 y sus componentes que requieren energía para funcionar se alimentan, directa o indirectamente, con corriente eléctrica procedente de una o varias baterías, recargables o no, de la alimentación eléctrica del vehículo de auxilio al que equipa o de la red de suministro eléctrico, por tanto, a una tensión comprendida típicamente entre 12 y 230 V. De ser necesario, puede integrar un convertidor de corriente diseñado para rebajar la tensión de alimentación a una tensión de utilización de valor inferior.

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

40 Se prevén, asimismo, unos medios de graduación y de selección 11, por ejemplo, botones pulsadores o giratorios, cursores, teclas de activación o de selección, o análogos, 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 hecho del modo de suministro del masaje cardíaco, indicar al ventilador el tipo de interfaz con el paciente, por ejemplo mascarilla, sonda de intubación...

45 Estos medios de graduación y de selección 11 permiten asimismo modificar, de ser necesario, los parámetros de la ventilación mecánica propuestos automáticamente por el ventilador 1, e incluso, según la forma de realización que se considere, poder indicar al ventilador 1 un cambio de la naturaleza del gas que se maneje, por ejemplo, el paso de aire a una mezcla aire/oxígeno o un cambio de contenido en oxígeno de una mezcla aire/oxígeno.

50 Como se ve en la figura 1, al menos una parte del circuito de gas 2, 16, los medios de procesamiento de señal 8 y la fuente de gas 4 se establecen dentro de un cerramiento o una armazón rígida 9 que determina la envolvente externa del aparato 1. Esta armazón 9 incluye o porta otros componentes, tal como la IHM 7, la (o las) memoria 12, los medios de graduación y selección 11...

55 La rama inspiratoria 2 del circuito de gas comprende dos porciones diferenciadas, a saber, una porción interna 2a establecida dentro de la armazón rígida 9, por ejemplo un conducto de gas, y una porción externa 2b, situada fuera de la armazón rígida 9, que incluye, por ejemplo, una manguera. La porción interna 2a de la rama inspiratoria 2 está

en comunicación fluida con el microventilador impulsor motorizado 40 de la figura 1A, teniendo una toma o entrada de aire 4a que comunica con la atmósfera ambiente o, según sea el caso, con la válvula inspiratoria pilotada 41 de la figura 1B, en orden a alimentar dicha porción interna 2a con aire, eventualmente enriquecido con oxígeno.

5 El microventilador impulsor motorizado 40 (Fig. 1A) o la válvula inspiratoria pilotada 41 (Fig. 1B) están pilotados por los medios de pilotaje 5 que comprenden, preferentemente, una tarjeta electrónica con microprocesador, como es un microcontrolador, que pone en práctica un (o unos) algoritmo(s).

Preferentemente, los medios de pilotaje 5 también llevan incorporados los medios de procesamiento de señal 8 y están configurados para pilotar el microventilador impulsor motorizado 40 o la válvula inspiratoria 41 pilotados en función de las señales transmitidas por los medios de procesamiento de señal 8.

10 Por otro lado, la porción externa 2b de la rama inspiratoria 2 del circuito de gas 2, 16 situada fuera de la armazón rígida 9, por su parte, está en comunicación fluida, por el lado aguas arriba, con la porción interna 2a de la rama inspiratoria 2 y, por el lado aguas abajo, con la interfaz respiratoria 3, como es una mascarilla o una sonda de intubación, en orden a asegurar una continuidad fluidica entre los medios de alimentación de gas 4 y el paciente 20, y permitir conducir el gas respiratorio hasta las vías aéreas de dicho paciente.

15 En las figuras 1A y 1B, los medios de medida 6, típicamente un (o varios) sensor, se establecen sobre la porción externa 2b de la rama inspiratoria 2 situada fuera de la armazón rígida 9, en orden a operar las mediciones deseadas, por ejemplo, de presión y/o de caudal, en el seno de dicha porción externa 2b. Por supuesto, los medios de medida 6 también se pueden establecer en el interior de la armazón 9. En cualquier caso, el enlace entre los medios de medida 6 y los medios de procesamiento 8 y/o los medios de pilotaje 5 y, por tanto, la transferencia de las señales de medida, se lleva a cabo por medio de enlaces, por ejemplo alámbricos.

20 Opcionalmente, la armazón 9 puede comprender, asimismo, al menos un asa portadora 13 para facilitar el transporte del aparato 1 por parte del usuario, cosa que es imprescindible en ciertas situaciones de emergencia, y/o un dispositivo de enganche 14 que permite el enganche del aparato de ventilación 1 a un soporte, por ejemplo una barra, en el seno de un vehículo de emergencia, o un barrote de cama o de camilla.

25 Las figuras 2A y 2B representan las variaciones provocadas por un masaje cardíaco sobre una señal de presión (P) medida con el tiempo por un aparato de respiración asistida 1 según la presente invención, por ejemplo el de la figura 1A. Por motivos de orden práctico, solo se representa la señal de presión (P), también la señal de caudal, no representada, presenta variaciones provocadas por el masaje cardíaco. Por analogía, las operaciones aplicadas a la señal de presión, según la presente invención, se pueden aplicar a la señal de caudal.

30 En las condiciones de ventilación de la figura 2A, la ventilación a presión controlada se desarrolla entre unas primeras presiones baja PB y alta PH, y se efectúa un masaje cardíaco suministrado manualmente sobre el paciente 20, a quien se proporciona gas mediante el ventilador 1.

35 Las fases de compresión y de descompresión del masaje cardíaco provocan variaciones de presión P. La presión es medida, preferentemente en continuo, por los medios de medida de presión 6, como es un sensor de presión, y transmitida con fines de análisis a los medios de procesamiento de señal 8, como se ha explicado anteriormente.

Las fases de compresión y de descompresión del masaje cardíaco provocan variaciones de caudal Q. El caudal es medido, preferentemente en continuo, por unos medios de medida de caudal 6, 17, como son sensores de caudal, y transmitido con fines de análisis a los medios de procesamiento de señal 8.

40 En un masaje manual, la frecuencia de las compresiones torácicas no es constante, y varía en torno a la frecuencia recomendada, a saber, típicamente en torno a 100 compresiones/min. Como consecuencia de ello, el tiempo transcurrido T1, T2, Tx... entre dos compresiones, es decir, el tiempo que transcurre entre dos descompresiones, no es constante, como es visible en la figura 2A.

La amplitud A de las compresiones suministradas durante el masaje cardíaco tampoco es constante.

A partir de ello, las variaciones de presión P y de caudal Q que se derivan A1, A2, Ax..., tampoco son constantes.

45 Con carácter general, el conjunto de los parámetros calculados a partir de las señales de presión P y de caudal Q no tienen unas características constantes.

50 Por el contrario, como se ilustra en la figura 2B, en un masaje cardíaco realizado por un dispositivo automático, como es una tabla de compresión torácica, la frecuencia F de las compresiones torácicas, así como sus amplitudes A son constantes. Como consecuencia de ello, entonces, las características, tales como periodo, frecuencia y amplitud, de las señales de presión y de caudal medidas son también constantes.

Los medios de procesamiento 8 del aparato respiratorio 1 aprovechan estas diferencias medibles mediante aprovechamiento de las señales de presión P y/o de caudal Q para determinar el modo de realización del masaje cardíaco, a saber, manual o automático y, como respuesta a esta determinación, adaptar los parámetros de la

ventilación proporcionada al paciente 20 yendo a buscar en los medios de memorización 12 el modo de ventilación más adaptado al masaje cardíaco detectado, es decir, manual o automático.

En realidad, los medios de procesamiento de señal 8 determinan (en 21 en la Fig. 2A) el periodo T1, T2... o la frecuencia F de realización del masaje cardíaco, durante la ventilación. A partir de esta información, los medios de procesamiento de señal 8 determinan la variación ΔT del periodo o de la frecuencia a lo largo del tiempo.

Esta variación ΔT se compara con un umbral S1. El umbral S1 se elige de tal modo que, cuando la variación ΔT es superior al umbral S1 (es decir, $\Delta T > S1$), el masaje cardíaco se considera como suministrado manualmente, mientras que, por el contrario, cuando la variación ΔT es inferior al umbral S1 (es decir, $\Delta T < S1$), el masaje cardíaco se considera como suministrado automáticamente. Por supuesto, dependiendo del modo de cálculo utilizado para obtener la variación ΔT , se puede invertir la lógica.

A continuación (en 22), los medios de procesamiento de señal 8 determinan la amplitud A1, A2... de las variaciones de presión y/o de caudal originadas por el masaje cardíaco. A partir de esta información, los medios de procesamiento de señal 8 determinan la variación ΔA de la amplitud de las variaciones A1, A2... con el tiempo. Al igual que anteriormente, la variación ΔA se compara con un umbral S2 elegido de modo que, cuando la variación ΔA es superior al umbral S2 (es decir, $\Delta A > S2$), el masaje cardíaco se considera como suministrado manualmente, mientras que, cuando la variación ΔA es inferior al umbral S2 (es decir, $\Delta A < S2$), el masaje cardíaco se considera como suministrado automáticamente. Una vez más, dependiendo del modo de cálculo utilizado para obtener la variación ΔA , se puede invertir la lógica.

Los medios de procesamiento de señal 8 aplican entonces (en 23) un operador estadístico a la señal de presión P y/o de caudal Q con el propósito de determinar una información σ , imagen de la dispersión de la señal de que se trate, que se compara con un umbral S3. El umbral S3 se elige de manera que, cuando la información σ es superior al umbral S3 (es decir, $\Delta A > S3$), el masaje cardíaco se considera como suministrado manualmente, mientras que, cuando la información σ es inferior al umbral S3 (es decir, $\Delta A < S3$), el masaje cardíaco se considera como suministrado automáticamente. Una vez más, dependiendo del modo de cálculo utilizado para obtener la información σ , se puede invertir la lógica.

El masaje es considerado, por los medios de procesamiento 8 del aparato de respiración asistida 1, como suministrado manualmente cuando uno o varios de los procesamientos operados anteriormente (en 21, 22 y 23) determinan, a partir de las señales de presión y/o de caudal, que el masaje se suministra manualmente.

Las figuras 2A y 2B permiten comparar los procesamientos operados (en 21, 22, 23) para una medida efectuada en condiciones de masaje manual (Fig. 2A) y para una medida efectuada en condiciones de masaje automático (Fig. 2B), a saber, en el presente documento, por medio de una tabla de compresión torácica.

Como se ve, la regularidad del masaje automático conlleva que los periodos medidos T3, T4... son iguales o muy similares unos a otros. En estas condiciones, la determinación de una variabilidad ΔT (en 21) conduce a un valor ΔT nulo o cercano a 0. La variabilidad ΔT es entonces inferior al umbral S1, lo cual es representativo de un masaje cardíaco suministrado automáticamente, como se ha explicado anteriormente.

De la misma manera, la regularidad del masaje cardíaco automático trae consigo, asimismo, que la amplitud A3, A4... de las variaciones de presión y/o de caudal originadas por el masaje cardíaco es constante o no evoluciona sino escasamente de un ciclo de compresión/descompresión a otro y, por ende, una determinación (en 22) de una variabilidad ΔA nula o cercana a 0, luego, una vez más, inferior al umbral S1, confirmando así un masaje cardíaco suministrado automáticamente.

Sucede otro tanto para la determinación (en 23) de la información σ , es decir, la imagen de la dispersión de la señal de que se trate, y para su comparación con el umbral S3, que llevan a llegar también a la conclusión de un masaje cardíaco suministrado automáticamente.

El masaje es considerado, por los medios de procesamiento 8 del aparato de respiración asistida 1, como suministrado automáticamente cuando uno o varios de los parámetros (obtenidos en 21, 22, 23) obtenidos a partir de las señales de presión y/o de caudal, se corresponden con un masaje regular, luego suministrado automáticamente.

En las figuras 2A y 2B, las etapas de procesamiento 21, 22, 23 se aplican a las señales medidas durante la fase espiratoria de la ventilación y a una ventilación entre dos niveles de presión PB, PH. No obstante, se pueden aplicar a las señales medidas durante cualquier fase de ventilación y/o a todo modo de ventilación, especialmente las ventilaciones con volumen controlado, con presión continua...

El procesamiento operado (en 21, 22, 23) se puede aplicar simultáneamente a las diferentes señales medidas o, según sea el caso, sucesivamente.

De manera análoga, para efectuar la detección del tipo de masaje, se pueden utilizar uno o varios de los expresados parámetros, es decir, poner en práctica una o varias de las etapas de procesamiento 21, 22, 23, y ello en uno o

varios ciclos de compresión/descompresión, es decir, uno solo o un conjunto de ciclos de compresión/descompresión, o por un tiempo dado.

5 El tratamiento de las medidas (en 21, 22, 23) en continuo permite obtener la información del modo de suministro del masaje cardíaco también en continuo. De este modo, si el equipo sanitario cambia el modo de suministro del masaje cardíaco durante la atención sanitaria, el aparato de respiración asistida reacciona inmediatamente adaptando la ventilación suministrada.

La figura 3 esquematiza las adaptaciones ventilatorias efectuadas por un aparato de respiración asistida según la presente invención, a consecuencia de una detección de un masaje manual o automático por los medios de procesamiento de señal.

10 En las condiciones de ventilación de la figura 3, la ventilación a presión controlada se desarrolla entre dos niveles de presión inicial, a saber, una presión baja PB y una presión alta PH, con $PH > PB$, y se efectúa un masaje cardíaco suministrado manualmente.

La presencia de las compresiones torácicas puede ser detectada automáticamente por la máquina o señalizada por el usuario mediante activación de un dispositivo de mando.

15 Los medios de procesamiento determinan (en 30), como se ha descrito anteriormente (21-23 en las Figs. 2A, 2B) que el masaje cardíaco se realiza manualmente. El usuario también puede indicar o confirmar este modo de masaje manual al ventilador mediante activación de un dispositivo de mando, como es una tecla o análogo.

20 El aparato de respiración asistida adapta entonces (en 31) la ventilación automáticamente a las condiciones del masaje manual, aplicando el primer modo ventilatorio. La ventilación se suministra entonces entre unos nuevos niveles de presión baja PB1 (es decir, primera presión baja) y alta PH1 (es decir, primera presión alta), con $PB1 < PH1$, $PB1 > PB$ y $PH1 > PH$.

25 Cuando cambia el modo de realización del masaje cardíaco y pasa de un masaje manual a un masaje automático, este cambio es detectado (en 32) por los medios de procesamiento de señal, como anteriormente se ha explicado. El usuario también puede indicar o confirmar al ventilador este cambio de modo mediante activación de un dispositivo de mando, es decir, el paso a un masaje cardíaco automático.

El aparato de respiración asistida adapta entonces (en 33) la ventilación a las condiciones del masaje automático, aplicando un segundo modo ventilatorio. La ventilación se suministra entonces entre las segundas presiones baja PB2 y alta PH2, con $PB2 < PH2$, $PB2 > PB1$ y $PH2 > PH1$.

30 Todo nuevo cambio de modo de realización del masaje cardíaco, por ejemplo, paso del masaje automático a un masaje manual, o a la inversa, será detectado de la misma manera por el aparato de ventilación, y el mismo adaptará la ventilación a las nuevas condiciones, aplicando un modo ventilatorio adaptado al masaje detectado, a saber, manual o automático.

35 Finalmente, toda detención de las compresiones torácicas puede ser detectada automáticamente por la máquina o señalizada por el usuario mediante activación de un dispositivo de mando. La detención de las compresiones torácicas puede provocar el paso de uno de los modos ventilatorios propio del masaje cardíaco a la ventilación vigente antes de su aplicación. La ventilación se desarrolla entonces entre las presiones PB y PH.

40 Con carácter general, la invención estriba en una detección del tipo de masaje torácico efectuado, a saber, manual o automático, mediante análisis por el ventilador de las señales de presión o caudal que varían según el tipo de masaje, y una aplicación automática de un modo adaptado, por ejemplo, la aplicación de un nivel de presión moderado cuando el masaje detectado es manual, es decir, practicado por un socorrista o análogo, y de un nivel de presión superior cuando el masaje detectado es automático, es decir, practicado mediante una tabla de compresión torácica o análogo.

REIVINDICACIONES

1. Aparato de respiración asistida (1) que comprende un circuito de gas (2) diseñado para conducir un flujo de gas, que comprende:
- 5 - medios de medida (6) establecidos para medir al menos un parámetro de flujo representativo del flujo de gas conducido por el circuito de gas (2) y configurados para convertir dicho al menos un parámetro de flujo a al menos una señal de flujo representativa del flujo de gas,
 - medios de procesamiento de señal (8) aptos y diseñados para procesar dicha al menos una señal de flujo proporcionada por los medios de medida (6), y para inferir de ella una información representativa de un modo de masaje cardíaco manual o de un modo de masaje cardíaco automático,
 - 10 - medios de memorización (12) configurados para memorizar varios modos ventilatorios que comprenden:
 - i) un primer modo ventilatorio que comprende unos primeros parámetros de ventilación (PB1, PH1) aplicables en caso de masaje cardíaco manual, y
 - ii) un segundo modo ventilatorio que comprende unos segundos parámetros de ventilación (PB2, PH2) aplicables en caso de masaje cardíaco automático,
 - 15 - y medios de selección de modo ventilatorio aptos y diseñados para hallar y seleccionar, en el seno de los medios de memorización (12), el primer o el segundo modo ventilatorio memorizado, en función de la información representativa de un modo de masaje cardíaco manual o automático proporcionada por los medios de procesamiento de señal (8).
2. Aparato según la reivindicación anterior, caracterizado por que los medios de memorización (12) están configurados para memorizar:
- 20 - un primer modo ventilatorio que comprende unos primeros parámetros de ventilación que comprenden unos primeros valores de presión (PB1, PH1), y
 - un segundo modo ventilatorio que comprende unos segundos parámetros de ventilación que comprenden unos segundos valores de presión (PB2, PH2).
3. Aparato según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que los medios de memorización (12) están configurados para memorizar:
- 25 - un primer modo ventilatorio que comprende unos primeros parámetros de ventilación que comprenden unos valores de primera presión baja (PB1) y de primera presión alta (PH1), con $PH1 > PB1$, y
 - 30 - un segundo modo ventilatorio que comprende unos valores de segunda presión baja (PB2) y de segunda presión alta (PH2), con $PH2 \geq PH1 > PB2$ y $PB2 > PB1$.
4. Aparato según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que comprende:
- medios de alimentación de gas (4, 40, 41) para suministrar un flujo de gas al circuito de gas (2) y
 - medios de pilotaje (5) que gobiernan los medios de alimentación de gas (4) en función del modo ventilatorio seleccionado por los medios de selección de modo ventilatorio.
5. Aparato según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que los medios de alimentación de gas (4, 40, 41) comprenden un microventilador impulsor motorizado (40) o un conducto interno (52) equipado con una válvula inspiratoria (41).
6. Aparato según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que los medios de medida (6) comprenden al menos un sensor de caudal o de presión.
7. Aparato según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que los medios de pilotaje (5) comprenden los medios de procesamiento de señal (8).
8. Aparato según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que los medios de pilotaje (5) comprenden al menos una tarjeta electrónica que pone en práctica al menos un algoritmo.
9. Aparato según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que los medios de pilotaje gobiernan el microventilador impulsor motorizado y/o la válvula inspiratoria y la válvula espiratoria, en orden a suministrar gas, alternativamente:
- 45

- i) entre una primera presión baja (PB1) dada y una primera presión alta (PH1) dada, con $PH1 > PB1$, en caso de detección de un masaje cardíaco suministrado manualmente y
 - ii) entre una segunda presión baja (PB2) dada y una segunda presión alta (PH2) dada, con $PH2 > PB2$, en caso de detección de un masaje cardíaco suministrado automáticamente, y con $PB2 > PB1$ y/o $PH2 \geq PH1$.
- 5 10. Aparato según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que las presiones bajas primera y segunda (PB1, PB2) están comprendidas entre 3 y 10 cm de agua, y las presiones altas primera y segunda (PH1, PH2) están comprendidos entre 8 y 50 cm de agua.

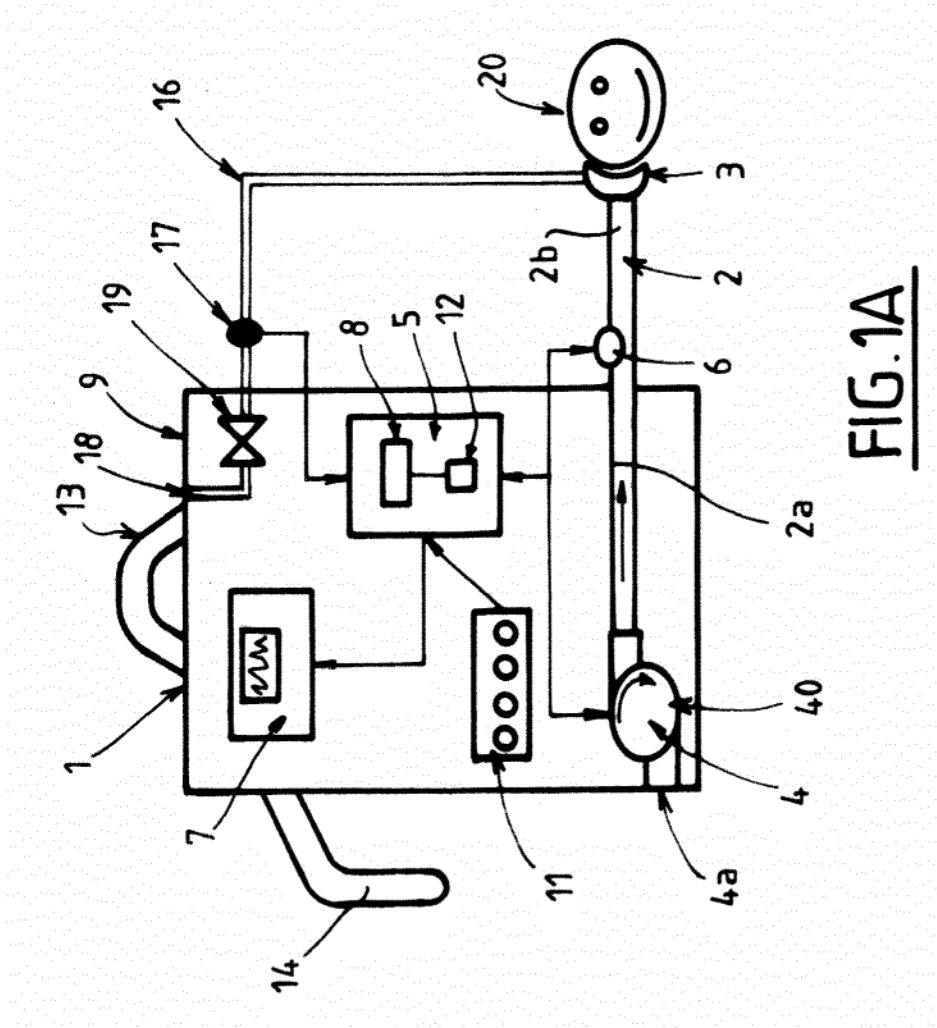


FIG. 1A

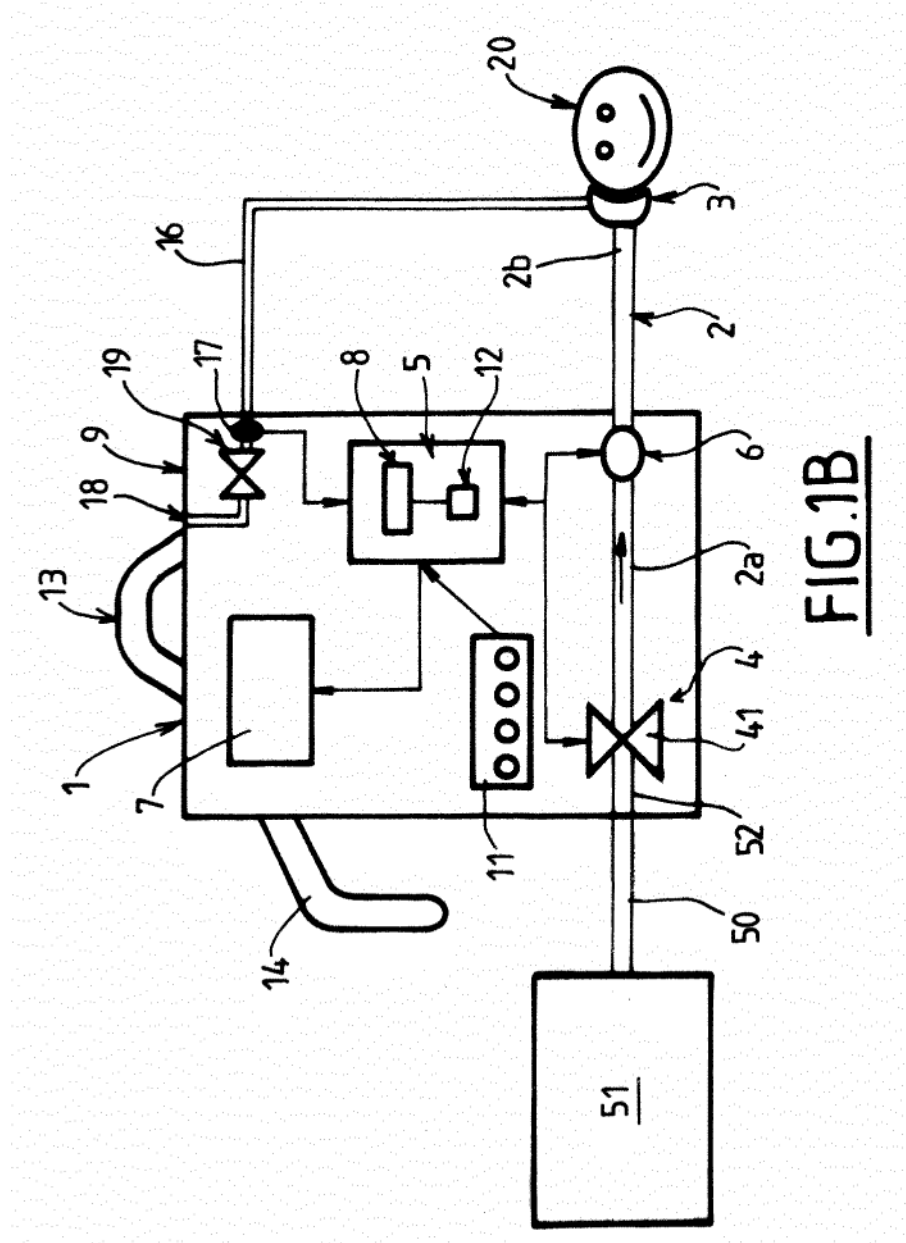


FIG. 1B

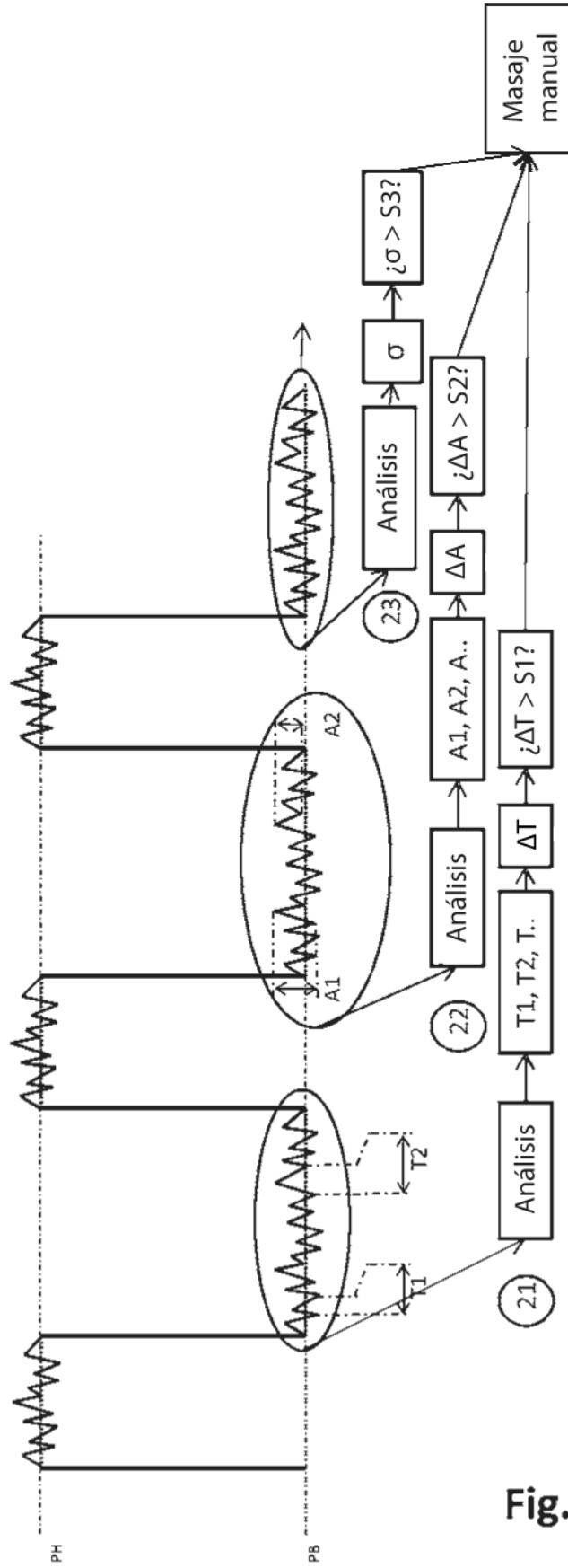


Fig. 2A

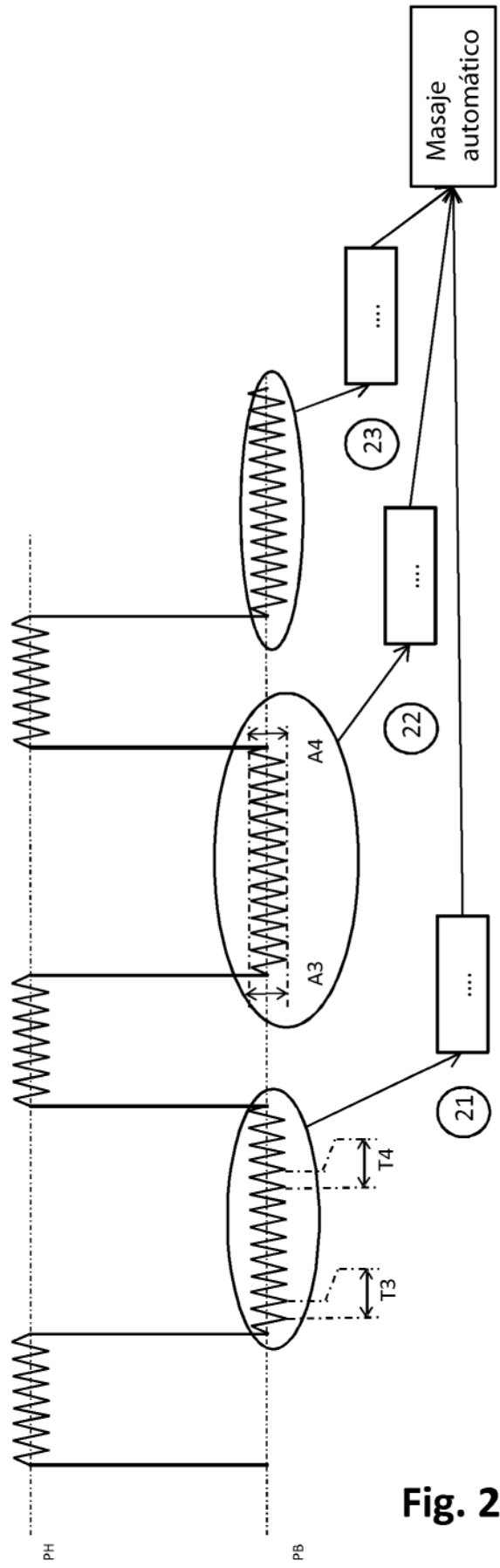


Fig. 2B

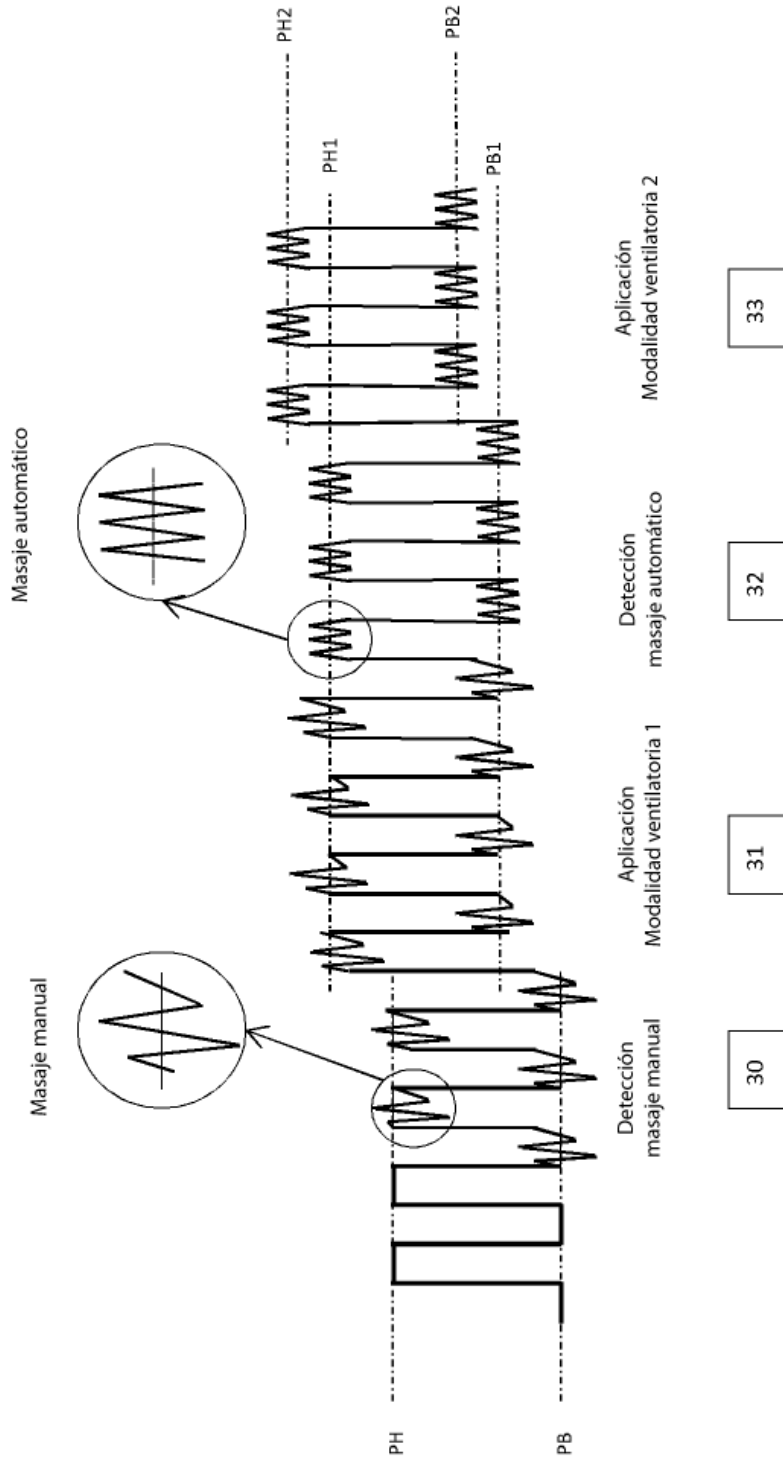


Fig. 3