(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 726 898**

(51) Int. Cl.:

A61M 16/10 (2006.01)
A61H 31/00 (2006.01)
G09B 23/28 (2006.01)
A61M 16/00 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.02.2017** **E 17154965 (2)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.04.2019** **EP 3216479**

(54) Título: **Aparato de asistencia respiratoria**

(30) Prioridad:

07.03.2016 FR 1651885

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
10.10.2019

(73) Titular/es:

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

(72) Inventor/es:

FOURNIER, MAXENCE;
JACQUOT, ERIC y
LIBARDI, MICKAËL

(74) Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 726 898 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 asistencia respiratoria

La invención se refiere a un dispositivo o aparato de ventilación artificial, denominado también aparato de asistencia respiratoria o ventilatoria, y de manera más particular a un aparato de asistencia respiratoria utilizable por un socorrista, tal como un médico del SAMU, un bombero, un enfermero o similar, que practique un masaje cardiaco a una persona o paciente en parada cardiopulmonar para la ventilación de esta persona mientras es sometida a compresiones torácicas.

Ciertos tipos de ventiladores o aparatos de asistencia respiratoria equipan los vehículos de primeros auxilios que en particular intervienen en accidentes de circulación o en casos de urgencia vital, tales como crisis cardiacas.

Así, en caso de crisis cardiaca es primordial asociar una ventilación mecánica al masaje cardiaco realizado a la persona en parada cardiopulmonar, es decir, practicar una reanimación cardiopulmonar (RCP).

Numerosos estudios revelan que la frecuencia constituye un carácter determinante de la eficacia de los masajes cardiacos. Existe consenso para la fijación de la frecuencia mínima del masaje cardiaco en 100 compresiones por minuto. Esta frecuencia mínima es preconizada, en particular, por el documento «*Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation (CPR) and Emergency Cardiovascular Care (ECC)*», *American Heart Association*, 2010.

Pero se ha constatado en la práctica que los masajes cardiacos practicados son con frecuencia muy lentos, como refiere el documento: «*Chest compression rates during cardiopulmonary resuscitation are suboptimal: A prospective study during in-hospital cardiac arrest*», *American Heart Association*, Abella et al, 2005.

En consecuencia, es indispensable proporcionar al socorrista o similar una información relativa a la frecuencia del masaje cardiaco que efectúe para que ajuste su masaje cardiaco, es decir, aumente el número de compresiones torácicas (CT) si la frecuencia mínima preconizada no es alcanzada.

El documento US-A-5496257 describe un dispositivo, dispuesto en el tórax de un paciente durante un masaje cardiaco, capaz de medir la frecuencia de las CT y de proporcionar informaciones relativas a esta frecuencia, y el documento US-A-6390996 describe un dispositivo análogo que es fijado en la muñeca del socorrista.

Es un gran inconveniente añadir dispositivos al conjunto de equipos que el socorrista necesita, retardando así la realización del masaje cardiaco de la RCP cuando la rapidez es determinante para la supervivencia del paciente.

Además, el primer dispositivo complica la intervención al tener que ser posicionado entre las manos del socorrista y el tórax del paciente, mientras que el segundo dispositivo no permite a dos socorristas relevarse fácilmente durante el masaje a no ser que cada uno esté provisto de tal dispositivo.

Es, en consecuencia, un gran problema poder proporcionar información de frecuencia de CT al socorrista sin necesidad de recurrir a otro dispositivo que complique la tarea del socorrista.

Para intentar remediarlo, el documento FR-A-3000893 propone un aparato de asistencia respiratoria que comprende: una fuente de gas, tal como una turbina accionada mediante un motor, destinada a entregar de manera intermitente un gas respiratorio en un circuito ventilatorio que alimente a un paciente sometido a RCP; medios de medición destinados a medir y transmitir una señal representativa de un parámetro representativo del flujo de gas, tal como caudal, presión, etc.; medios de tratamiento de señal destinados a analizar dicha señal, deducir a partir de ella la realización o no de masaje cardiaco, es decir, la existencia o ausencia de CT, y determinar su frecuencia; y una pantalla para presentar la frecuencia de las CT.

Pero en la práctica ha sido constatado que con este tipo de dispositivo la existencia de las CT no es siempre detectada correctamente durante los intervalos de tiempo en que el gas es insuflado al paciente, lo que falsea el cálculo de la frecuencia de dichas CT y hace que sean transmitidas informaciones erróneas al socorrista u otro profesional sanitario.

El documento EP 2 198 823 A1 describe un aparato de ventilación con modo RCP. Este aparato permite contar las CT y deducir su frecuencia a partir de los flujos de gas generados por dichas CT. Una interfaz gráfica (GUI) permite presentar el valor de la frecuencia determinado durante las CT. En otros términos, el ventilador presenta la frecuencia de las CT cuando estas son detectadas.

Se plantea, pues, el problema de ofrecer un aparato de asistencia respiratoria que permita resolver total o parcialmente los problemas e inconvenientes antedichos, en particular un aparato de asistencia respiratoria que proporcione informaciones fiables de frecuencia de CT al socorrista incluso cuando la existencia de tales CT no sea detectada correctamente por el aparato y sin necesidad de recurrir a otro dispositivo que complique la tarea del socorrista.

La solución consiste en un aparato de asistencia respiratoria que comprende:

-una fuente de gas prevista para entregar un flujo de gas respiratorio en un circuito ventilatorio destinado a estar conectado con un paciente, siendo entregado el flujo de gas respiratorio por dicha fuente de gas (4) de manera que genere y mantenga distintos niveles de presión de gas (Ph, Pb) de duraciones (Dh, Db) prefijadas,

-medios de medición destinados a medir al menos un parámetro de flujo representativo del flujo de gas seleccionado entre presión y caudal de gas, y a entregar al menos una señal de flujo representativa de dicho parámetro de flujo,

-medios de tratamiento de señal destinados a:

I) analizar dicha señal de flujo para deducir a partir de ella existencia o ausencia de compresiones torácicas practicadas a dicho paciente,

II) determinar el valor de frecuencia (F) de dichas compresiones torácicas en caso de que existan,

III) proporcionar dicho valor de frecuencia (F) a medios de presentación,

-y medios de presentación que permitan presentar informaciones útiles al socorrista, en particular el valor de frecuencia (F) de las compresiones torácicas o cualquier otro dato o información útil,

caracterizado por que los medios de tratamiento de señal están destinados a proporcionar a los medios de presentación un valor de frecuencia corregida (F_c) que corresponda al valor de frecuencia (F) determinado inmediatamente antes del inicio de una duración (Dh, Db) considerada si los medios de tratamiento de señal no detectan compresión torácica durante parte de dicha duración (Dh, Db) considerada.

En otros términos, la fuente de gas está prevista de manera que entregue un flujo de gas respiratorio con distintos niveles de presión de gas (Ph, Pb) y duraciones (Dh, Db) prefijadas, y el aparato de la invención presenta un funcionamiento basado en la consideración de compresiones torácicas (CT) virtuales, es decir, CT no detectadas durante las duraciones (Dh, Db) de mantenimiento de niveles de presión de gas (Ph, Pb) pero que tienen lugar, y en la presentación de una estimación de la frecuencia de dichas CT no detectadas. En efecto, cuando la ventilación mecánica induce variaciones importantes de las señales de presión y de caudal, las CT reales pueden ser enmascaradas y la frecuencia calculada puede ser errónea.

Según la invención, CT virtuales son añadidas si ninguna CT real es detectada con el fin de compensar la pérdida de información causada por las interferencias entre el masaje cardiaco y la ventilación mecánica, esto es, el suministro de gas merced a la fuente de gas y el mantenimiento de niveles de presión de gas, típicamente un microsoplante dotado de un motor que equipa el aparato de ventilación.

En otros términos, se obtiene una frecuencia de CT corregida (F_c) merced a la estimación de CT virtuales, lo que equivale a tener en cuenta y presentar no una frecuencia (F) real que sería errónea, sino una frecuencia corregida (F_c) o virtual que corresponda a la frecuencia determinada por el aparato, y preferiblemente almacenada en memoria, justo antes del inicio de cada duración de mantenimiento de un nivel de presión de gas.

Gracias a la invención, el cálculo y la presentación de la frecuencia corregida de las CT por medio de estimaciones de CT virtuales en caso de que el aparato no detecte masaje cardiaco cuando un masaje tiene lugar, permiten guiar de la mejor manera al socorrista que efectúe el masaje cardiaco a un paciente ventilado y le permiten asegurarse de que la frecuencia mínima de 100 compresiones por minuto sea respetada o bien corregir su manera de aplicar el masaje para conseguir dicha frecuencia mínima.

En función del caso, el aparato de la invención puede comprender una o varias de las características técnicas que siguen:

-los medios de presentación están previstos de manera que presenten dicho valor de frecuencia corregida (F_c) durante al menos parte de la duración (Dh, Db) considerada.

-los medios de presentación están previstos de manera que presenten directa o indirectamente la frecuencia. Pueden presentar así de manera directa uno o varios valores de frecuencia, o de manera indirecta una representación gráfica del valor de frecuencia, por ejemplo en forma de gráfico de barras o similar, o una o varias indicaciones de tipo «demasiado rápido», «muy lento», «acelerar masaje», «ralentizar masaje» o cualquier otro símbolo ilustrativo adecuado. Esto proporciona al socorrista información muy útil acerca de la eficacia del masaje cardiaco que esté practicando.

-los medios de presentación están previstos de manera que presenten, directa o indirectamente, otras informaciones no relacionadas con la frecuencia.

-los medios de presentación comprenden una pantalla de presentación o similar, es decir, un visualizador o una pantalla digital, de preferencia táctil.

-la fuente de gas entrega el flujo de gas respiratorio y mantiene los niveles de presión de gas (Ph, Pb) de dicho flujo con duraciones prefijadas (Dh, Db), de modo que:

a) exista una primera duración (Dh) en la que el gas sea mantenido a presión alta (Ph), y

b) exista una segunda duración (Db) en la que el gas sea mantenido a presión baja (Pb), siendo 0 < Pb < Ph, y estando prevista la segunda duración (Db) después de la primera duración (Dh).

-la fuente de gas mantiene los niveles de presión de gas (Ph, Pb) de dicho flujo con duraciones prefijadas (Dh, Db) alternadas de manera cíclica.

-la primera duración (Dh) de la primera fase es inferior a 4 segundos.

-la segunda duración (Db) de la segunda fase (Db) es inferior a 12 segundos.

-la duración total de cada ciclo (Dh + Db) es inferior a 15 segundos, típicamente inferior a 8 segundos, típicamente del orden de 5 segundos.

-la presión alta (Ph) proporcionada por la fuente de gas está comprendida entre 100 y 400 mm de H_2O, de preferencia entre 150 y 300 mm de H_2O, típicamente del orden de 200 mm de H_2O.

-la presión baja (Pb) proporcionada por la fuente de gas está comprendida entre 20 y 90 mm de H_2O, de preferencia entre 30 y 70 mm de H_2O, típicamente del orden de 40 mm de H_2O.

-hay medios de mando que controlan la fuente de gas de manera que entregue el flujo de gas y genere los niveles de presión (Ph, Pb) con las duraciones prefijadas (Dh, Db).

-medios de mando controlan la fuente de gas de manera que genere el flujo de gas a presión alta (Ph) y/o a presión baja (Pb).

-la fuente de gas es un microsoplante dotado de un motor.

-los medios de medición comprenden un sensor de caudal o un sensor de presión.

-los medios de tratamiento de señal están previstos de manera que proporcionen a los medios de presentación el valor de frecuencia corregida (F_c) si durante un espacio de tiempo de entre un 10 y un 60% de la duración (Dh, Db) considerada dichos medios de tratamiento de señal no detectan compresión torácica.

-los medios de tratamiento de señal comprenden al menos un microprocesador que utiliza al menos un algoritmo.

-hay medios de filtrado previstos de manera que filtren la señal de flujo representativa del parámetro de flujo proveniente de los medios de medición y proporcionen una señal de flujo filtrada a los medios de tratamiento de señal.

-los medios de tratamiento de señal están previstos de manera que analicen una señal de flujo filtrada y deduzcan a partir de ella la existencia o ausencia de compresiones torácicas (CT) practicadas a un paciente.

-los medios de medición permiten medir al menos un parámetro de flujo en dicho circuito ventilatorio.

-los medios de tratamiento de señal están previstos de manera que comparen dicha al menos una señal de flujo con al menos un valor de umbral representativo de la realización de un masaje cardiaco, en particular un valor de umbral prefijado y/o almacenado en el aparato, en particular en medios de almacenamiento de información.

-hay medios de medición de duración previstos de manera que determinen la duración de realización del masaje cardiaco.

-los medios de medición de duración comprenden un cronómetro integrado en un procesador.

-los medios de presentación están previstos de manera que presenten también la duración de un masaje cardiaco.

-hay medios de almacenamiento previstos de manera que almacenen datos, de preferencia una o varias tarjetas de memoria, por ejemplo una memoria flash.

-los medios de tratamiento de señal están previstos de manera que determinen el valor de frecuencia (F) de las compresiones torácicas calculando, para una duración determinada, la relación entre el número de compresiones torácicas y dicha duración determinada; la relación obtenida corresponde a la frecuencia F de las CT. Se prefiere que la duración esté comprendida entre 1 y 15 segundos, de preferencia entre 2 y 10 segundos, típicamente del orden de 4 a 8 segundos, y a modo de ejemplo, aproximadamente 6 segundos.

-hay medios de recuento de las compresiones torácicas CT detectadas durante un periodo de tiempo determinado, comprendiendo dichos medios de recuento, por ejemplo, un contador de CT inicializado al empezar dicho periodo de tiempo e incrementado al detectarse cada nueva CT durante dicho periodo de tiempo.

-los medios de recuento cooperan con los medios de almacenamiento proporcionando a dichos medios de almacenamiento el número de CT detectadas en un periodo de tiempo.

-hay medios de alimentación de corriente eléctrica, de preferencia una o varias pilas, de preferencia al menos una pila recargable. Los medios de alimentación de corriente eléctrica alimentan los distintos componentes del aparato, en particular la pantalla de presentación, los medios de tratamiento de información, los medios de medición, etc.

-hay medios de activación y/o desactivación del aparato, por ejemplo, una tecla, un botón o similar del tipo de encender/apagar (on/off).

De acuerdo con otro aspecto, la invención se refiere también a un método de ventilación de una persona o paciente en parada cardiopulmonar, que comprende las etapas de:

I) practicar un masaje cardiaco a una persona en parada cardiopulmonar realizando compresiones torácicas,

II) ventilar la persona en parada cardiopulmonar, de preferencia simultáneamente con la etapa I), administrando a dicha persona un flujo de gas respiratorio proveniente de un aparato de asistencia respiratoria de acuerdo con la presente invención, siendo entregado el flujo de gas respiratorio por la fuente de gas (4) del aparato de asistencia respiratoria según la presente invención de modo que genere y mantenga distintos niveles de presión de gas (Ph, Pb) con duraciones (Dh, Db) prefijadas,

III) medir mediante el aparato de asistencia respiratoria según la presente invención al menos un parámetro de flujo representativo del flujo de gas seleccionado entre la presión y el caudal de gas, para transmitir al menos una señal de flujo representativa de dicho parámetro de flujo,

IV) tratar dicha señal de flujo mediante el aparato de asistencia respiratoria según la presente invención para deducir a partir de ella existencia o ausencia de compresiones torácicas practicadas a dicho paciente, y determinar el valor de frecuencia (F) de dichas compresiones torácicas en caso de que existan.

V) presentar, de preferencia en medios de presentación tales como una pantalla de visualización o similar del aparato de asistencia respiratoria según la presente invención, un valor de frecuencia corregida (F_c) que corresponda al valor de frecuencia (F) determinado inmediatamente antes del inicio de una duración (Dh, Db) considerada si los medios de tratamiento de señal no detectan compresión torácica durante parte de dicha duración (Dh, Db) considerada.

En función del caso, la frecuencia puede ser presentada directa o indirectamente. De manera directa pueden ser presentados uno o más valores de frecuencia, y de manera indirecta puede ser presentado un gráfico de valor de frecuencia, por ejemplo un gráfico de barras o similar, o una o más indicaciones de tipo «demasiado rápido», «muy lento», «acelerar el masaje», «ralentizar el masaje» o cualquier otro símbolo ilustrativo adecuado. Esto proporciona al socorrista información muy útil acerca de la eficacia del masaje cardiaco que esté practicando.

El método de la invención puede comprender también, total o parcialmente, otras características descritas en el presente documento.

La presente invención será descrita a continuación de forma más detallada con referencia a las figuras adjuntas, en las que:

-la figura 1 representa un modo de realización de un aparato de asistencia respiratoria según la presente invención;

-la figura 2 es un ejemplo de registro del parámetro de presión de un aparato de asistencia respiratoria en ausencia de masaje cardiaco;

-la figura 3 muestra el funcionamiento de un ejemplo de algoritmo utilizado por los medios de mando del ventilador de la figura 1 según la presente invención.

La figura 1 representa esquemáticamente un modo de realización de un aparato de asistencia ventilatoria o ventilador médico 1 según la presente invención.

El ventilador 1 comprende un microsoplante 4 dotado de un motor que entrega un flujo de gas de asistencia respiratoria, típicamente un flujo de aire o de aire enriquecido en oxígeno, en un circuito ventilatorio 2, denominado también circuito de paciente, que comprende uno o varios pasos o conductos de gas que unen fluídicamente el ventilador 1 con las vías aéreas de un paciente 20 por medio de una interfaz de paciente 3, tal como una máscara respiratoria o una sonda de intubación.

La fuente de gas 4, típicamente un microsoplante dotado de un motor, llamada también turbina o compresor, es controlada por medios de mando para que entregue el flujo de gas respiratorio y genere niveles de presión (Ph, Pb) de manera intermitente con duraciones (Dh, Db) prefijadas.

El microsoplante 4 está dotado de un motor eléctrico que mueve una rueda de aletas destinada a crear el flujo de gas entregado después aguas arriba del circuito de paciente, constituido por uno o varios pasos de gas, tales como conductos o similares, que permiten conducir el gas hasta el paciente 20.

La fuente de gas 4 entrega el flujo de gas respiratorio y genera niveles de presión (Ph, Pb) con duraciones prefijadas (Dh, Db).

Generalmente, la primera duración (Dh) de la primera fase es inferior a 4 segundos, y/o la segunda duración (Db) de la segunda fase es inferior a 12 segundos. La duración total de cada ciclo (Dh + Db) es inferior a 15 segundos, típicamente inferior a 8 segundos, típicamente del orden de 5 segundos.

Durante la primera fase de primera duración (Dh) de cada ciclo el gas es proporcionado con un primer valor de presión no nula o «presión alta Ph», y durante la segunda fase de segunda duración (Db), que sigue a la primera fase (Dh), el gas es entregado con un segundo valor de presión no nula o «presión baja Pb», siendo la presión alta Ph mayor que la presión baja Pb, es decir, se cumple: $0 < Pb < Ph$.

Se prefiere que la presión alta (Ph) entregada por la fuente de gas esté comprendida entre 100 y 400 mm de H_2O, de preferencia entre 150 y 300 mm de H_2O, típicamente del orden de 200 mm de H_2O.

De manera similar, se prefiere que la presión baja (Pb) entregada por la fuente de gas esté comprendida entre 20 y 90 mm de H_2O, de preferencia entre 30 y 70 mm de H_2O, típicamente del orden de 40 mm de H_2O.

Los medios de mando controlan entonces la fuente de gas de manera que entregue el flujo de gas y genere los niveles de presión (Ph, Pb) con las duraciones prefijadas (Dh, Db).

Según un modo de realización no representado, el microsoplante 4 puede ser reemplazado por otra fuente de gas, tal como una válvula conectada con una canalización de gas, en particular una canalización de gas que termine en una toma de pared de un hospital y sea alimentada con un gas respiratorio tal como aire u oxígeno, con una presión de algunos bares absolutos, típicamente del orden de 4 bares absolutos aproximadamente.

En el ventilador 1 de la figura 1 hay previstos también medios de medición 6 que permiten medir al menos un parámetro de flujo representativo del flujo de gas, típicamente la presión o el caudal de gas insuflado por el respirador, y transmitir al menos una señal de flujo representativa de dicho al menos un parámetro de flujo medido.

A modo de ejemplo, el parámetro de flujo de gas puede ser la presión del gas en el circuito ventilatorio 2, y los medios de medición 6 pueden comprender un sensor de presión cuya toma de presión esté dispuesta en dicho circuito 2 para medir en él la presión reinante.

En el modo de realización de la figura 1 la toma de presión 6 está dispuesta fuera del ventilador. Pero según el modo de realización considerado puede encontrarse fuera o dentro del ventilador 1.

Una vez realizada la medición del parámetro o parámetros de flujo de gas, la señal de flujo correspondiente, por ejemplo una señal de caudal o de presión, es analizada merced a medios de tratamiento de señal 5 que pueden detectar en ella compresiones torácicas CT, deducir de modo consiguiente que al paciente 20 se le está practicando un masaje, y determinar la frecuencia F de dichas CT. De preferencia, la señal es filtrada como se explica en lo que sigue.

Los medios de tratamiento de señal 5 comprenden, a modo de ejemplo, un microprocesador 8 programable, en particular mediante un algoritmo de tratamiento, como será explicado en relación con la figura 3.

De manera más precisa, los medios de tratamiento de señal 5 están destinados a comparar la señal de flujo con uno o más valores de umbral representativos de la realización de un masaje cardiaco, es decir, que correspondan a CT que estén siendo practicadas al paciente 20. Estos valores de umbral son registrados merced a medios de almacenamiento 12 que comprenden una memoria de almacenamiento, por ejemplo una memoria flash. Estos valores de umbral pueden ser valores numéricos, tablas de valores, curvas...

El aparato comprende también medios de filtrado, por ejemplo una media móvil calculada con los últimos valores de una señal conservados en memoria. En efecto, las compresiones torácicas son evidenciadas de manera ventajosa merced a un filtrado de las señales de presión y/o de caudal en forma de resta de medias deslizantes. Así, de una misma señal de presión o de caudal, puede ser calculada por ejemplo una media deslizante «pequeña» para una duración de 10 a 100 ms, típicamente 25 ms, y una media deslizante «grande» para una duración de 50 a 300 ms, típicamente 150 ms. Al restar la media deslizante grande de la media deslizante pequeña, por ejemplo, las variaciones de dicha señal pueden ser mostradas en forma de señal filtrada. Las compresiones torácicas CT son detectadas cuando esta señal filtrada supera valores de umbral.

En otros términos, según la presente invención, el funcionamiento del aparato se basa, de modo preferido, en la utilización de valores de señal de flujo filtrados, en particular valores de presión o de caudal filtrados.

Una vez detectadas, las CT pueden ser contadas merced a medios de recuento incluidos en los medios de tratamiento de señal 5 para deducir un valor de frecuencia de masaje cardiaco y que calculan para una duración determinada la relación entre el número de compresiones torácicas y dicha duración. Se prefiere que dicha duración esté comprendida entre 1 y 15 segundos, de preferencia entre 2 y 10 segundos, típicamente del orden de 4 a 8 segundos, por ejemplo aproximadamente 6 segundos.

Una vez estimada la frecuencia F del masaje cardiaco merced a los medios de tratamiento de señal 5, este valor puede ser afinado por compensación de las CT reales enmascaradas por las grandes variaciones de presión y de caudal que se generan al iniciarse o finalizar las duraciones (Dh, Db), merced a la introducción de CT virtuales y la presentación en una pantalla 7 o similar del aparato 1 de un valor de frecuencia corregida F_c que tenga en cuenta dichas CT enmascaradas o no detectadas para determinar la información de frecuencia más apropiada que ha de ser proporcionada al socorrista.

En otros términos, los medios de tratamiento de señal 5 están previstos de manera que proporcionen a los medios de presentación 7 un valor de frecuencia corregida F_c que corresponda al valor de frecuencia F determinado inmediatamente antes del inicio de una duración (Dh, Db) considerada durante la cual el microsoplante 4 del ventilador 1 proporcione gas respiratorio y genere un nivel de presión (Ph, Pb), si los medios de tratamiento de señal 4 no detectan compresión torácica durante parte de dicha duración (Dh, Db) considerada al tratar la señal de flujo filtrada.

Dicho valor de frecuencia corregida F_c es presentado en la pantalla 7 del ventilador 1 en vez de la frecuencia real, errónea por no haber sido detectadas ciertas CT.

Así, al iniciarse cada duración (Dh, Db), durante cierto tiempo (Th, Tb) de dicha duración (Dh, Db), por ejemplo, entre un 10% y un 60% de dicha duración (Dh, Db), típicamente un 30% (siendo en particular $0 < Th < Dh$ y $0 < Tb < Db$), se permite que el aparato 1 registre compresiones torácicas virtuales si ninguna CT real ha sido detectada una vez transcurrido el periodo correspondiente a la frecuencia calculada.

De esta manera se evita subestimar la frecuencia del masaje cardiaco por ausencia de detección.

Además, si una CT virtual es registrada, se impide la detección de una nueva CT real durante una duración predefinida, por ejemplo de entre 50 y 350 ms, típicamente 120 ms, para no contar dos veces una compresión torácica en forma de CT virtual por una parte y CT real por otra. En efecto, cuando en particular el masaje cardiaco es manual, la frecuencia del masaje no es perfectamente regular, y una CT real puede tener lugar ligeramente más tarde de lo que la frecuencia calculada permite prever. Si este es el caso y dicha CT ha sido considerada mediante una CT virtual, la CT real no es tenida en cuenta para no sobreestimar la frecuencia del masaje.

El aparato 1 según la presente invención permite asistir al socorrista indicándole una información de frecuencia, por ejemplo, el valor numérico de la frecuencia, o indicaciones de tipo «demasiado rápido», «muy lento»..., lo que le proporcionará información muy útil relativa a la eficacia del masaje cardiaco que esté practicando. Estas informaciones de frecuencia son presentadas merced a medios de presentación 7, tales como una pantalla o un visualizador.

Pueden estar previstos medios de medición de duración, por ejemplo un cronómetro integrado en un procesador 8, para medir la duración de realización del masaje cardiaco. De manera subsiguiente esta duración de masaje cardiaco sería transmitida a los medios de presentación 7 para proporcionar instantáneamente otra información importante al personal sanitario.

El ventilador 1 puede comprender también una función «metrónoma» que permita asistir al personal sanitario en la realización del masaje cardiaco con arreglo a un ritmo determinado.

El ventilador 1 comprende también una carcasa o cubierta externa rígida, por ejemplo de polímero, que incorpora total o parcialmente medios y elementos mencionados en lo que antecede, en particular el microsoplante 4, los medios de tratamiento de señal 5 y el microprocesador o los microprocesadores, los medios de almacenamiento, los medios de presentación 7, al menos parte del circuito ventilatorio 2, etc.

El ventilador 1 es alimentado con corriente eléctrica proveniente de una o varias baterías, recargables o no, de la alimentación eléctrica del vehículo de socorro que equipe o de la red eléctrica, y cuya tensión puede llegar a ser, por tanto, de hasta aproximadamente 230 V.

La figura 2 es un ejemplo de registro de un parámetro de presión medido en función del tiempo, en ausencia de masaje cardiaco. Este registro ha sido realizado con un aparato ventilatorio Monnal T60, comercializado por la sociedad Air Liquide Medical Systems.

La figura 2 muestra de manera esquemática las duraciones Dh y Db de mantenimiento de los niveles respectivos de presión de gas Ph y Pb, así como los tiempos Th y Tb, comprendidos respectivamente en dichas duraciones Dh y Db,

durante los cuales se permite que el aparato 1 registre compresiones torácicas virtuales si ninguna CT real ha sido detectada una vez transcurrido el periodo correspondiente a la frecuencia calculada.

El diagrama lógico de la figura 3 ilustra el funcionamiento de un algoritmo utilizable por los medios de tratamiento de señal 5 del ventilador 1 según la invención.

Como se muestra, el ventilador 1 comienza aplicando el nivel de presión Ph (30). Si el tiempo transcurrido desde el inicio del nivel de presión Ph es menor que el tiempo Th (31), el ventilador 1 verifica si son detectadas CT reales (32). En caso de ser detectadas, estas CT son registradas directamente para el cálculo de la frecuencia (34). En caso de no ser detectadas, CT virtuales son añadidas (33) y consideradas en el cálculo de la frecuencia (34) para compensar las CT reales enmascaradas por la ventilación mecánica. Si el tiempo transcurrido desde el inicio del nivel de presión Ph es mayor que el tiempo Th (31), solo las CT reales son registradas para el cálculo de la frecuencia (34).

Si el tiempo transcurrido desde el inicio del nivel de presión Ph es menor que la duración Dh (35), el ventilador 1 continúa aplicando el nivel de presión Ph (30). De otro modo, el ventilador aplica el nivel de presión Pb (36). Si el tiempo transcurrido desde el inicio del nivel de presión Pb es menor que el tiempo Tb (37), el ventilador 1 verifica si son detectadas CT reales (38). En caso de ser detectadas, estas CT son registradas directamente para el cálculo de la frecuencia (40). En caso de no ser detectadas, CT virtuales son añadidas (39) y consideradas en el cálculo de la frecuencia (40) para compensar las CT reales enmascaradas por la ventilación mecánica. Si el tiempo transcurrido desde el inicio del nivel de presión Pb es mayor que el tiempo Tb (37), solo las CT reales son registradas para el cálculo de la frecuencia (40).

Si el tiempo transcurrido desde el inicio del nivel de presión Pb es menor que la duración Db (41), el ventilador 1 continúa aplicando el nivel de presión Pb (36). De otro modo, el ventilador aplica el nivel de presión Ph (30), y así sucesivamente de manera cíclica.

En otros términos, la observación permanente de las señales de presión y también de caudal permite, merced a un análisis de señal clásico, por ejemplo, mediante filtrado o reconocimiento de patrón, detectar el masaje cardiaco. Una vez detectado el masaje, la frecuencia puede ser calculada merced a técnicas usuales de tratamiento de señal.

La duración desde el inicio del masaje puede ser presentada también. De ese modo puede ser cronometrada mediante el procesador.

El aparato de asistencia respiratoria según la invención puede ser portátil y estar provisto de un asa o similar de transporte.

Para los fines de movilidad, dicha al menos una fuente de gas puede ser una turbina y/o una bombona de gas a presión, provista típicamente de un regulador de presión.

El aparato de asistencia respiratoria según la invención está particularmente bien adaptado para ser utilizado por un socorrista, tal como un médico del SAMU, un bombero, un enfermero o similar, para ventilar a una persona o paciente en parada cardiopulmonar sometido a compresiones torácicas (CT) durante un masaje cardiaco practicado por dicho socorrista.

REIVINDICACIONES

1. Aparato de asistencia respiratoria (1) que comprende:

-una fuente de gas (4) prevista para entregar un flujo de gas respiratorio en un circuito ventilatorio (2) destinado a estar conectado con un paciente (20), siendo entregado el flujo de gas respiratorio por dicha fuente de gas (4) de manera que genere y mantenga distintos niveles de presión de gas (Ph, Pb) de duraciones (Dh, Db) prefijadas,

-medios de medición (6) destinados a medir al menos un parámetro de flujo representativo del flujo de gas seleccionado entre presión y caudal de gas, y a entregar al menos una señal de flujo representativa de dicho parámetro de flujo,

-medios de tratamiento de señal (5) destinados a:

I) analizar dicha señal de flujo para deducir a partir de ella existencia o ausencia de compresiones torácicas (CT) practicadas a dicho paciente,

II) determinar el valor de frecuencia (F) de dichas compresiones torácicas (CT) en caso de existencia de compresiones torácicas (CT),

III) proporcionar dicho valor de frecuencia (F) a medios de presentación (7),

-y medios de presentación (7) que permiten presentar informaciones,

caracterizado por que los medios de tratamiento de señal están destinados a proporcionar a los medios de presentación un valor de frecuencia corregida (F_c), que corresponda al valor de frecuencia (F) determinado inmediatamente antes del inicio de una duración (Dh, Db) considerada si los medios de tratamiento de señal no detectan compresión torácica (CT) durante parte de dicha duración (Dh, Db) considerada.

2. Aparato según la reivindicación precedente, caracterizado por que los medios de presentación (7) están previstos de manera que presenten el valor de frecuencia corregida (F_c) durante al menos parte de la duración (Dh, Db) considerada.

3. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de presentación (7) están previstos de manera que, directa o indirectamente, presenten la frecuencia en forma de valor numérico, representación gráfica, indicación o cualquier símbolo ilustrativo.

4. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que la fuente de gas (4) entrega el flujo de gas respiratorio y mantiene los niveles de presión de gas (Ph, Pb) de dicho flujo con duraciones prefijadas (Dh, Db), de modo que:

- exista una primera duración (Dh) en la que el gas sea mantenido a presión alta (Ph), y

- exista una segunda duración (Db) en la que el gas sea mantenido a presión baja (Pb),

siendo $0 < Pb < Ph$, estando prevista la segunda duración (Db) después de la primera duración (Dh) y, preferiblemente, siendo alternadas de manera cíclica las duraciones (Dh, Db).

5. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que comprende medios de mando que controlan la fuente de gas (4) de manera que entregue el flujo de gas y genere los niveles de presión (Ph, Pb) con las duraciones prefijadas (Dh, Db).

6. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que la fuente de gas (4) es un microsoplante dotado de un motor.

7. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de medición (6) comprenden un sensor de caudal o un sensor de presión.

8. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de tratamiento de señal (5) comprenden al menos un microprocesador (8) que utiliza al menos un algoritmo.

9. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de presentación (7) comprenden una pantalla de presentación.

10. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de filtrado están destinados a filtrar la señal de flujo representativa del parámetro de flujo proveniente de los medios de medición.

11. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que comprende medios de almacenamiento (12) destinados a almacenar datos.

12. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de tratamiento de señal (5) están previstos de manera que determinen el valor de frecuencia (F) de las compresiones torácicas (CT) calculando, para una duración determinada, la relación entre el número de compresiones torácicas (CT) y dicha duración determinada, de preferencia, una duración comprendida entre 1 y 15 segundos.

13. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que comprende medios de recuento de las compresiones torácicas (CT) detectadas durante un periodo de tiempo determinado.

14. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de tratamiento de señal (5) están previstos de manera que proporcionen a los medios de presentación (7) el valor de frecuencia corregida (F_c) si los medios de tratamiento de señal (5) no detectan compresión torácica (CT) durante un tiempo (Th, Tb) de entre un 10% y un 60% de la duración (Dh, Db) considerada.

FIGURA 1

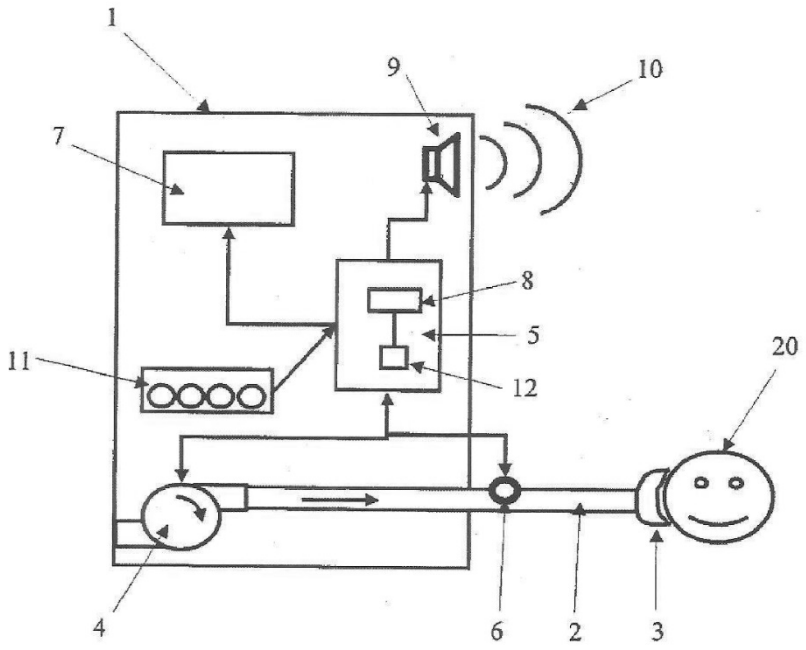
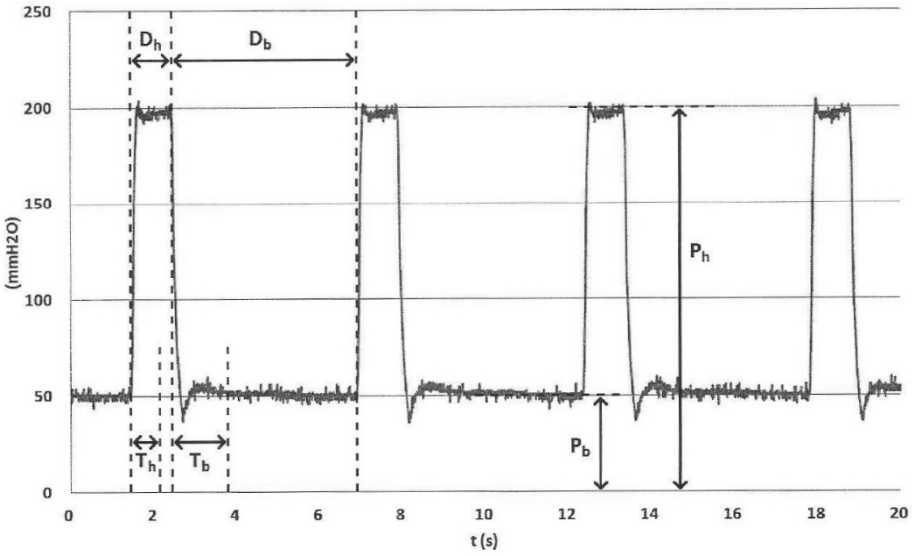


FIGURA 2


250
200
150
100
50
0
(mmH2O)
0
2
4
6
8
10
12
14
16
18
20
t (s)
Dh
Db
Th
Tb
Ph
Pb

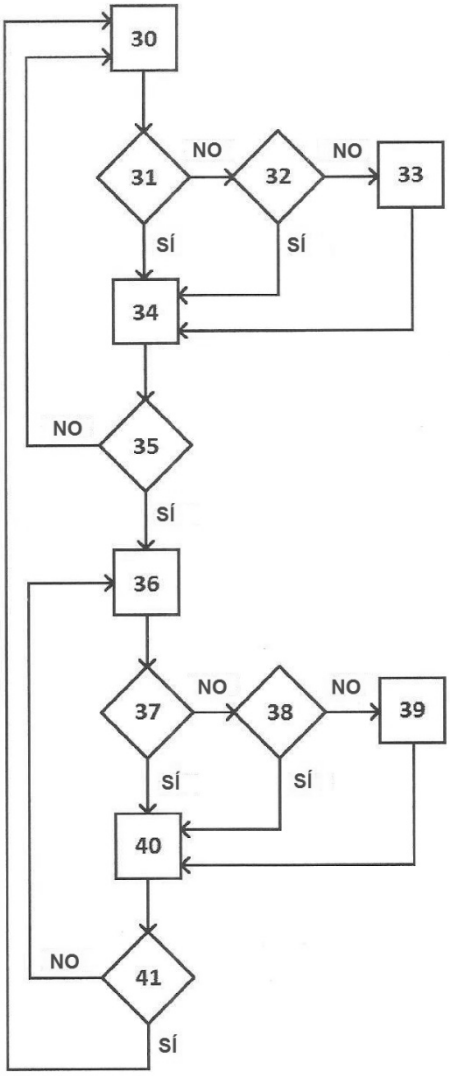



FIGURA 3