

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 437 852**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/08** (2006.01)

**A61B 5/087** (2006.01)

**A61M 16/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.11.2009 E 09768131 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.09.2013 EP 2364108**

54 Título: **Sistema de detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida**

30 Prioridad:

**03.11.2008 FR 0857452**

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

**14.01.2014**

73 Titular/es:

**ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS  
(100.0%)  
3 Avenue Victoria  
75001 Paris, FR**

72 Inventor/es:

**HEYER, LAURENT y  
BACONNIER, PIERRE**

74 Agente/Representante:

**CURELL AGUILÁ, Mireia**

**ES 2 437 852 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**

Sistema de detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida.

5 La presente invención se refiere a un sistema según el preámbulo de la reivindicación 1.

Este sistema se inscribe en el marco de investigaciones sobre la optimización de las estrategias y los procedimientos de vigilancia y de asistencia de la función respiratoria con anestesia y con reanimación.

10 Los progresos en la anestesia y en la reanimación tienen como objetivo la reducción de la duración de la vigilancia y la mejora de la calidad de la recuperación del paciente.

Una respiración asistida debe garantizar una ventilación eficaz y no perjudicial con un confort aceptable para el paciente.

15 En este contexto, la concordancia entre un paciente y el aparato de respiración asistida correspondiente es determinante. En una situación clínica, la detección de una discordancia eventual es esencial para la optimización de la estrategia terapéutica.

20 En el estado de la técnica, la vigilancia de la interacción entre el paciente y su aparato de asistencia se encuentra con la dificultad de estimar correctamente la actividad respiratoria del paciente de modo robusto y no invasivo.

25 En efecto, los dispositivos no invasivos actuales fallan regularmente. Las limitaciones de estos dispositivos que se implementan actualmente en los aparatos de asistencia, son responsables de un fallo de detección de la actividad inspiratoria del paciente que produce una discordancia entre el paciente y el aparato de asistencia y que se traduce en una asistencia inferior a la óptima.

30 Los documentos US 2004/0040560 A1, US 2003/0045807 A1 y EP 1 421 902 A dan a conocer dispositivos de ese tipo no invasivos.

Los dispositivos alternativos disponibles actualmente en el estado de la técnica requieren sensores de medición de la actividad respiratoria muscular que son a la vez invasivos (presión intratorácica, electromiografía de aguja...) y poco robustos o bien debido a perturbaciones fisiológicas o a la evolución clínica del paciente o bien debido a la vida útil del sensor para garantizar una vigilancia continua.

35 El objetivo de la invención es por tanto resolver estos problemas.

Para ello, la invención tiene como objeto un sistema según la reivindicación 1.

40 Según otros aspectos de la invención, el sistema de detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida comprende una o más de las características de las reivindicaciones 2 a 10.

45 Así, un sistema según la invención permite garantizar una detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida, por una parte a partir de mediciones no invasivas y ya disponibles la mayor parte de las veces con los aparatos de respiración asistida actuales y por otra parte con un procedimiento que permite salvar las limitaciones relacionadas con la evolución del estado clínico del paciente, procedimientos ya conocidos.

50 La invención se entenderá mejor con la ayuda de la siguiente descripción, proporcionada únicamente a título de ejemplo y realizada haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- la figura 1 representa un esquema sinóptico que ilustra la estructura y el funcionamiento de un sistema de detección según la invención;
- la figura 2 representa un esquema sinóptico que ilustra la estructura y el funcionamiento de medios de estimación de presión que entran en la constitución de un sistema según la invención; y
- la figura 3 ilustra un ciclo mecánico de insuflación y de exhalación.

60 El sistema según la invención se basa en una detección/cálculo adaptativo de una presión muscular representativa de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida.

La presión muscular puede detectarse o calcularse a partir de señales de caudal y de presión medidas en el circuito neumático que conecta el paciente al aparato de asistencia.

65 En cada ciclo mecánico, se identifican los parámetros de un modelo mecánico del sistema respiratorio pasivo del paciente en intervalos predeterminados del ciclo respiratorio a partir de la señal de caudal con el fin de estimar, en el

conjunto del ciclo mecánico, la presión teórica esperada en ausencia de actividad muscular del paciente. La diferencia aritmética entre esta presión teórica y la presión medida es representativa de la presión generada por la actividad muscular respiratoria del paciente y se denomina presión muscular (Pmus). La diferencia con respecto a  
 5 esta diferencia. Por medio de esto, se identifican los ciclos respiratorios del paciente, comprendiendo un ciclo respiratorio una espiración y una inspiración completas.

Gracias a un sistema de este tipo, es posible adaptar automáticamente los parámetros de cálculo de la presión muscular a la vez a las especificidades mecánicas del sistema respiratorio pasivo del paciente y a las  
 10 particularidades de su comportamiento respiratorio de modo que la detección de la actividad respiratoria muscular sea en continuo lo más óptima posible.

Este sistema utiliza los conocimientos sobre las condiciones de activación de las insuflaciones para adaptar los parámetros del cálculo de la presión muscular, es decir la elección del modelo de la mecánica del sistema  
 15 respiratorio pasivo, la definición de las zonas de identificación de los parámetros de este modelo y la elección de los umbrales de detección de una actividad muscular durante el ciclo mecánico.

Se ilustra un sistema de este tipo esquemáticamente en la figura 1.

En esta figura 1, el paciente se designa mediante la referencia general 1 y el aparato de respiración asistida se designa mediante la referencia general 2, estando el paciente y el aparato respiratorio conectados mediante un  
 20 circuito neumático designado mediante la referencia general 3, de modo clásico.

En el ejemplo de realización ilustrado en esta figura, el circuito 3 neumático está asociado con unos medios de adquisición de señales de presión y de caudal de aire en este circuito, designándose estos medios mediante las  
 25 referencias 4 y 5, respectivamente.

Estos medios de adquisición 4 y 5 están adaptados entonces para suministrar estas señales a medios de estimación en continuo de la presión teórica de aire esperada en el circuito neumático en ausencia de actividad muscular  
 30 respiratoria del paciente.

Estos medios de estimación se designan mediante la referencia general 6 en esta figura 1 y se basan en la utilización de unos medios parametrizables y adaptativos de modelización del sistema respiratorio pasivo del  
 35 paciente tal como se describirá en más detalle a continuación.

Estos medios de estimación 6 suministran entonces una información de presión teórica estimada a medios de comparación designados mediante la referencia general 7, que reciben en otra entrada la presión medida realmente en el circuito neumático, lo que permite detectar en continuo una diferencia de presión representativa de una  
 40 actividad muscular respiratoria del paciente.

De hecho, y tal como se indicó ya anteriormente, la diferencia aritmética entre esta presión teórica estimada y la presión medida es representativa de la presión generada por la actividad muscular respiratoria del paciente y se denomina presión muscular Pmus. La diferencia con respecto a cero de esta presión indica una actividad muscular  
 45 respiratoria que es inspiratoria o espiratoria según el signo de esta diferencia.

Tal como se ilustra en la figura 2, los medios de modelización de los medios de estimación comprenden un conjunto de modelos parametrizables de sistemas respiratorios pasivos de paciente, designado mediante la referencia general 8 en esta figura. Tales modelos ya se conocen bien en el estado de la técnica y permiten modelizar el comportamiento de la mecánica del sistema respiratorio del paciente tal como se describirá en más detalle a  
 50 continuación.

Estos modelos son parametrizables, y los medios de estimación comprenden entonces unos medios de extracción de la señal de presión medida, de parámetros de entrada de estos modelos de modo que se activa el funcionamiento de estos modelos basándose en estos parámetros. Estos medios de extracción se designan mediante la referencia general 9 en esta figura 2 y también se describirá su funcionamiento en más detalle a  
 55 continuación.

Los medios de estimación 6 también comprenden unos medios de selección del modelo más discriminante en términos de detección y de no detección de actividad muscular respiratoria del paciente y/o el más sencillo en términos del número de parámetros utilizados, para retener su estimación, designándose estos medios de selección mediante la referencia general 10.

De hecho, y tal como se ilustra por ejemplo en la figura 3, los medios de extracción 9 de los parámetros están adaptados para extraer los parámetros de por lo menos un ciclo mecánico compuesto sucesivamente por una insuflación y por una exhalación por ejemplo, excluyendo la fase de presurización al comienzo del ciclo mecánico corriente y la fase de activación de la insuflación del ciclo siguiente, al final del ciclo mecánico corriente.

Esto se ilustra mediante las zonas rayadas en la figura 3 en la que se representan ciclos mecánicos sucesivos. La zona rayada designada mediante la referencia general 11 en esta figura 3 corresponde a la fase de presurización al comienzo del ciclo mecánico corriente, mientras que la zona rayada designada mediante la referencia general 12, corresponde a la fase de activación de la insuflación del ciclo siguiente, al final del ciclo mecánico corriente.

La extracción de los parámetros de los modelos se realiza entonces en la zona designada mediante la referencia general 13 entre estas dos zonas de exclusión.

Naturalmente, son posibles diferentes detecciones de estas fases. De este modo, por ejemplo, estas fases se detectan mediante medios de análisis de la presión y del caudal de aire en el circuito neumático, estado los medios de análisis conectados entonces a los medios de adquisición de las señales de presión y de caudal en el circuito neumático tal como se describió anteriormente.

No obstante, los medios de análisis también pueden estar integrados directamente en el aparato de asistencia.

Asimismo, las fases de presurización y de activación de la insuflación también pueden detectarse mediante medios de análisis a partir de una señal complementaria que suministra una información fisiológica relacionada con la actividad muscular respiratoria del paciente tal como por ejemplo una señal complementaria de electromiograma de superficie tal como se designa mediante la referencia general 14 en la figura 2.

Este sistema permite entonces adaptar los parámetros de cálculo de la presión muscular, es decir elegir el modelo de la mecánica del sistema respiratorio pasivo del paciente, definir las zonas de identificación de los parámetros de este modelo y el umbral de detección de una actividad muscular.

Se trata entonces de seleccionar de modo adaptativo, en un conjunto de diferentes modelos jerárquicos y de complejidad creciente, redactados en una forma por ejemplo lineal adaptada a la identificación de los parámetros del modelo, un modelo adaptado, mediante el procedimiento de regresión lineal múltiple y en el sentido de los mínimos cuadrados, de modo clásico.

El modelo más sencillo, denominado de referencia, es una forma lineal con cuatro parámetros  $P=f(V,D)=P_o+(V_o)*(V+(R_o+Rd*D)*D)$  correspondiendo V y D a las señales de volumen y de caudal de aire en función del tiempo. El volumen se calcula a partir de la señal D de caudal mediante integración en función del tiempo. Este modelo de referencia permite una detección eficaz de las actividades inspiratorias que activan una insuflación con una identificación ciclo a ciclo mecánico de sus parámetros. Esta identificación se realiza a partir de las señales de caudal y de volumen de aire correspondientes a periodos del ciclo mecánico no afectados por los fenómenos mecánicos no descritos por el modelo y no alterados por una actividad muscular inspiratoria que activa una insuflación. Esta identificación es eficaz aunque que estas zonas de identificación sean fijas de un paciente a otro e independiente del comportamiento respiratorio del paciente. Esta zona de identificación puede comprender dos partes separadas, una durante la fase de insuflación y la otra durante la fase de exhalación del ciclo mecánico. Siempre para este modelo de referencia, un umbral de detección de una actividad muscular respiratoria fijo que está comprendido entre 0,5 y 2 cmH<sub>2</sub>O y preferentemente igual a 1 cmH<sub>2</sub>O permite una detección eficaz de una actividad inspiratoria que activa una insuflación.

Otros modelos comprenden n-k parámetros con  $n > k$  y  $(n-k) > 4$  y son también formas lineales  $f(V,D,A)$  correspondiendo V, D y A a las señales de volumen, de caudal y de aceleración de aire en función del tiempo. La aceleración es la primera derivada de la señal D de caudal. Estos modelos más complejos presentan la ventaja de disponer de la capacidad para describir fenómenos mecánicos que no se describen mediante el modelo de referencia como la transición entre el final de la insuflación y el comienzo de la exhalación del ciclo mecánico.

Esta capacidad permite proponer una zona de identificación ya no separada sino continua, a la vez en la insuflación y la exhalación. Esto presenta dos ventajas:

- 1) Una definición más sencilla de la zona de identificación mediante la exclusión de un periodo al final de una exhalación (o justo antes de la insuflación) definido por un periodo de tele-exhalación (Dte) y por un periodo al comienzo de la insuflación definido por un periodo de proto-insuflación (Dpi); y
- 2) Una mejora de la identificación de los parámetros de los modelos teniendo en cuenta el periodo de transición entre la insuflación y la exhalación caracterizado por variaciones importantes del caudal y de su derivada.

No obstante, el aumento de la complejidad del modelo y la extensión de su capacidad para describir fenómenos mecánicos más complejos inducen potencialmente una reducción de la sensibilidad de la detección. Esquemáticamente, parecería que los fenómenos transitorios relacionados con una actividad muscular se atribuyen entonces a las características mecánicas del sistema respiratorio pasivo.

El sistema según la invención utiliza un procedimiento de selección de los parámetros de cálculo de la presión

muscular que permite adaptar el modelo y la zona de identificación de sus parámetros para garantizar una detección eficaz de la actividad muscular respiratoria en el conjunto del ciclo mecánico.

La degradación del rendimiento de identificación de la actividad muscular respiratoria a partir del cálculo de la presión muscular con estos modelos más complejos puede compensarse eficazmente mediante una selección apropiada del modelo mecánico y de la zona de identificación de los parámetros del modelo:

- el modelo seleccionado debe ser el más próximo posible a la mecánica eficaz del sistema respiratorio pasivo del paciente;
- la zona de identificación de los parámetros debe adaptarse al comportamiento respiratorio del paciente de tal modo que el periodo del ciclo mecánico excluido sea el más próximo posible al periodo en el que el paciente presenta una actividad inspiratoria;
- el umbral de detección de la actividad respiratoria debe adaptarse en función de la calidad de ajuste del modelo seleccionado y de los parámetros identificados.

El principio de adaptación consiste en comparar el resultado de la identificación de las actividades inspiratorias que activan una insuflación para un conjunto de diferentes modelos y periodos (Dte y Dpi) y en seleccionar los parámetros más adaptados según tres criterios:

- 1 - La capacidad para garantizar una detección correcta de las actividades conocidas: la detección de las insuflaciones detectadas mediante una actividad inspiratoria (Ct - (n-k)) o de una actividad inspiratoria que activa una insuflación (Ait - (n-k)) y que debe ser idéntica a la detección de referencia (Ct - ref).
- 2 - Las características de una inspiración que activa una insuflación. La zona activa seleccionada es la zona más corta que precede a la insuflación y cuya duración total (Dte + Dpi) es superior o igual a la duración mínima de una actividad inspiratoria considerada como significativa (la misma es del orden de varias décimas de segundo y preferentemente igual a 0,3 segundos).
- 3 - Las propiedades de los modelos anidados de manera jerárquica: el modelo seleccionado es el modelo más sencillo que garantiza un ajuste en la zona de identificación de los parámetros de la presión medida que es estadísticamente equivalente al modelo más complejo (o el que comprende más parámetros).

Para cada combinación de modelos y de zonas de identificación, el resultado de la detección de una insuflación activada (Ct - (n-k)) se calcula en un periodo de varias decenas de ciclos mecánicos (preferentemente 20) y se compara con el resultado de referencia (Ct - ref). Entre las combinaciones cuyo resultado es superponible al resultado de referencia (criterio 1), se identifican las combinaciones correspondientes a la zona de exclusión óptima (criterio 2) y a continuación se selecciona, entre estas combinaciones, el modelo óptimo (criterio 3).

Esta adaptación automática del modelo permite garantizar por una parte una detección de las actividades que activan una insuflación por lo menos tan eficaz como el procedimiento de referencia validado y por otra parte una detección eficaz de las demás actividades respiratorias presentes durante un ciclo mecánico en caso de desadaptación de la actividad respiratoria del paciente y de su aparato de asistencia.

Este procedimiento presenta además la ventaja de poder seguir en continuo, a la vez la evolución del comportamiento respiratorio y de la mecánica del sistema respiratorio del paciente.

Según un primer modo de realización, el dispositivo utiliza la detección de las insuflaciones activadas por la inspiración del paciente mediante el modelo de referencia con cuatro parámetros. Esta realización presenta la ventaja de reducir las señales de entrada del dispositivo a las señales de presión y de caudal solas.

Según un segundo modo de realización, la información sobre el mecanismo de activación de las insuflaciones, se proporciona mediante una señal adicional que puede proporcionarse por el aparato de asistencia o por un sensor adicional. En el primer caso, se trata de una señal representativa del estado de apertura y de activación de las válvulas de insuflación internas al aparato de asistencia. En el segundo caso, se trata de una señal representativa de la actividad inspiratoria del paciente proporcionada por un sensor no invasivo y distinta de las señales de presión o de caudal como un detector de actividad de un músculo con una actividad inspiratoria a partir de un electromiograma de superficie (sEMG o sMMG) o incluso de movimiento (impedanciometría).

Este sistema automático de detección se ha sometido a prueba experimentalmente en tres situaciones:

- i) para evaluar el procedimiento de selección del modelo más sencillo adaptado (criterio 3);
- ii) para evaluar el procedimiento de definición óptimo de las zonas de identificación (criterio 2);

- iii) para evaluar la combinación de estos procedimientos.

1) Evaluación del procedimiento de selección del modelo más sencillo adaptado (criterio 3):

5 Se realizó este estudio a partir de registros de presión y de caudal realizados en un pulmón mecánico artificial ventilado mediante un aparato de asistencia cuyas características mecánicas se conocen perfectamente. El procedimiento de selección sobre la calidad del ajuste medido mediante la comparación estadística del residuo conduce a seleccionar como modelo más sencillo estadísticamente equivalente (con un riesgo alfa del 1% o del 5%) el modelo mínimo necesario para describir la mecánica del pulmón mecánico.

10

2) Evaluación del procedimiento de definición óptimo de las zonas de identificación (criterio 2):

15 Se realizó este estudio a partir de registros antiguos realizados en 14 pacientes con respiración asistida parcial que habían experimentado un fracaso de desconexión bien realizada y por ello obligados a una exploración específica e invasiva de su actividad respiratoria mediante la medición de la presión esofágica.

20 En estos pacientes, se mide la capacidad de detección mediante el procedimiento no invasivo mediante la concordancia entre la actividad detectada mediante el cálculo de la presión muscular y la actividad detectada mediante la lectura de la presión esofágica. Se compara mediante el procedimiento de Bland y Altman el valor de la concordancia calculada con el procedimiento automático de selección de las zonas de identificación con la concordancia óptima observada para el conjunto de las combinaciones posibles de periodos que definen la zona de identificación y para un modelo complejo fijo. El análisis de la representación gráfica permite afirmar que los dos procedimientos son intercambiables con una pequeña reducción de la concordancia con el procedimiento automático del 4% y una desviación media del 4%.

25

30 En estos pacientes, se identificaron los valores de periodos óptimos de definición de la zona de exclusión para la detección de las actividades que activan una insuflación y para una detección del conjunto de las actividades inspiratorias activantes o no. Estos periodos óptimos y en particular el periodo de tele-exhalación (Dte) están relacionados directamente con los periodos medidos entre el comienzo de actividad inspiratoria y la activación de la insuflación definida a partir de la presión esofágica.

30

3) Evaluación del procedimiento de definición óptimo:

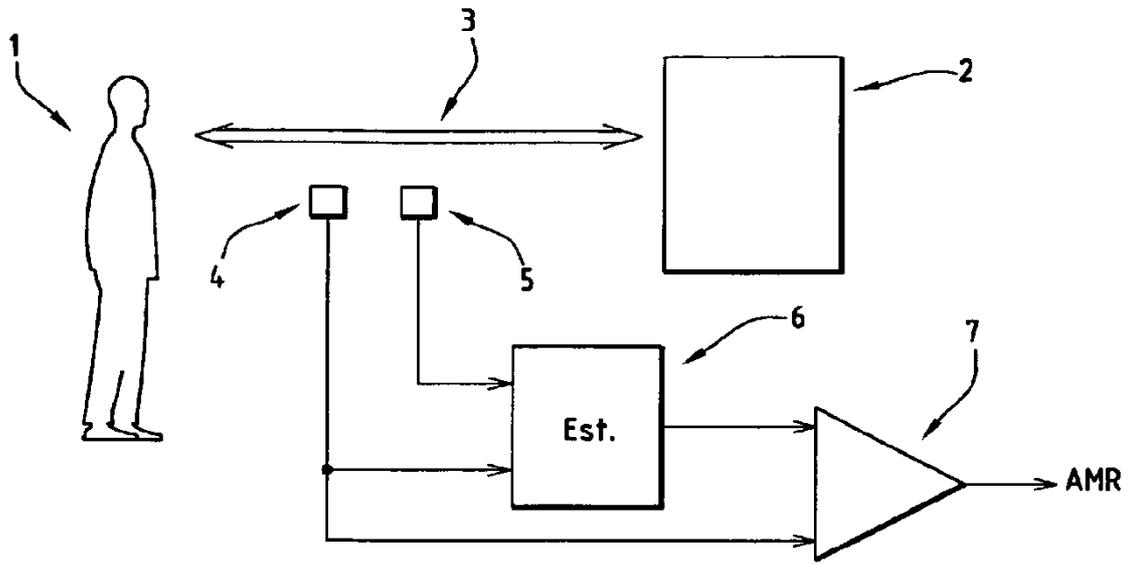
35 Se realizó este estudio a partir de registros antiguos realizados en 17 pacientes con respiración asistida parcial obligados a una exploración no invasiva de su actividad respiratoria mediante la medición de un electromiograma de superficie del diafragma (sEMG). Se compara mediante el procedimiento de Bland y Altman la detección de las actividades inspiratorias activantes y no mediante el procedimiento automático con la proporcionada mediante la lectura manual de las señales de sEMG, caudal y presión. Estos dos procedimientos son superponibles para la detección de los dos tipos de actividades inspiratorias que activan y que no activan una insuflación.

40

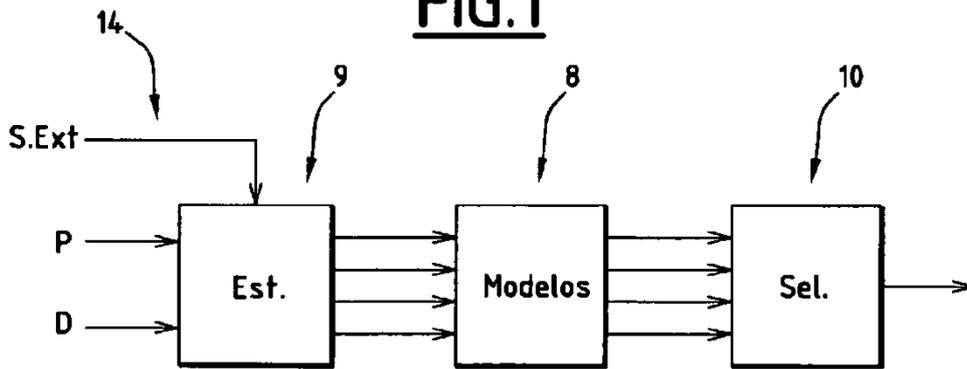
Naturalmente se entiende que pueden preverse todavía diferentes modos de realización de un sistema de este tipo.

**REIVINDICACIONES**

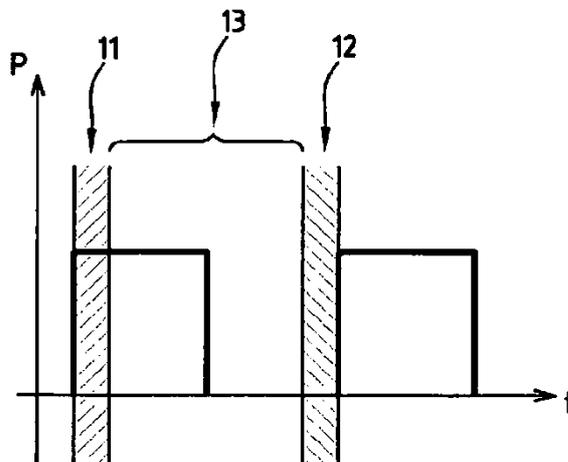
- 5 1. Sistema de detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente (1) con respiración asistida, conectado a un aparato (2) de asistencia mediante un circuito (3) neumático, que comprende unos medios (4, 5) de adquisición de señales de presión y de caudal de aire en el circuito (3) neumático, caracterizado porque dichos medios (4, 5) de adquisición de señales de presión y de caudal de aire en el circuito (3) neumático están destinados a unos medios (6) de estimación en continuo de la presión teórica de aire esperada en el circuito neumático en ausencia de actividad muscular respiratoria del paciente, y porque comprende unos medios (7) de comparación de las presiones teóricas estimadas y medidas para detectar en continuo una diferencia de presión representativa de una actividad muscular respiratoria del paciente.
- 10
- 15 2. Sistema de detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida según la reivindicación 1, caracterizado porque los medios (6) de estimación comprenden unos medios (8) parametrizables y adaptativos de modelización del sistema respiratorio pasivo del paciente.
- 20 3. Sistema de detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida según la reivindicación 2, caracterizado porque los medios (8) de modelización se presentan en forma de modelos que son función de por lo menos el volumen y el caudal de aire que circula en el circuito neumático.
- 25 4. Sistema de detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida según la reivindicación 2 o 3, caracterizado porque los medios de modelización comprenden un conjunto (8) de modelos parametrizables y porque los medios de estimación comprenden unos medios (9) de extracción de la señal de presión medida, de parámetros de entrada de estos modelos, de tal modo que se active el funcionamiento de estos modelos basándose en estos parámetros y unos medios (10) de selección del modelo más discriminante en términos de detección y de no detección de actividad muscular respiratoria del paciente y/o el más sencillo en términos del número de parámetros utilizados, para retener su estimación.
- 30 5. Sistema de detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida según la reivindicación 4, caracterizado porque los medios (9) de extracción de los parámetros están adaptados para extraer los parámetros en por lo menos un ciclo mecánico compuesto sucesivamente por una insuflación y una exhalación, excluyendo la fase (11) de presurización al comienzo del ciclo mecánico corriente y la fase (12) de activación de la insuflación del ciclo siguiente, al final del ciclo mecánico corriente.
- 35 6. Sistema de detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida según la reivindicación 5, caracterizado porque la fase (11) de presurización y la fase (12) de activación de la insuflación se detectan mediante unos medios de análisis de la presión y del caudal de aire en el circuito (3) neumático.
- 40 7. Sistema de detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida según la reivindicación 6, caracterizado porque los medios de análisis están conectados a los medios (4, 5) de adquisición de las señales de presión y de caudal en el circuito (3) neumático.
- 45 8. Sistema de detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida según la reivindicación 6 o 7, caracterizado porque los medios de análisis están integrados en el aparato (2) de asistencia.
- 50 9. Sistema de detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida según la reivindicación 5, caracterizado porque las fases (11) de presurización y (12) de activación de la insuflación se detectan mediante unos medios de análisis a partir de una señal (14) complementaria que suministra una información fisiológica relacionada con la actividad muscular respiratoria del paciente.
10. Sistema de detección de la actividad muscular respiratoria de un paciente con respiración asistida según la reivindicación 9, caracterizado porque la señal complementaria es una señal de electromiograma de superficie.



**FIG. 1**



**FIG. 2**



**FIG. 3**