

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 980 627**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)
A61B 5/087 (2006.01)
A61M 16/10 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/08 (2006.01)
A61M 16/16 (2006.01)
B01D 53/047 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.09.2019** **PCT/JP2019/038359**
87 Fecha y número de publicación internacional: **02.04.2020** **WO20067505**
96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.09.2019** **E 19867937 (5)**
97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.05.2024** **EP 3858409**

54 Título: **Dispositivo de medición de la frecuencia respiratoria**

30 Prioridad:

28.09.2018 JP 2018185785

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
02.10.2024

73 Titular/es:

TEIJIN PHARMA LIMITED (100.0%)
2-1, Kasumigaseki 3-chome Chiyoda-ku
Tokyo 100-0013, JP

72 Inventor/es:

YAMAURA, YUKI;
MORISHITA, YUTA y
YOSHIZAWA, AKIRA

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 980 627 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

Dispositivo de medición de la frecuencia respiratoria

CAMPO

La presente divulgación se refiere a un dispositivo de medición de frecuencia respiratoria utilizado para un dispositivo de concentración de oxígeno por adsorción con oscilación de presión.

ANTECEDENTES

La oxigenoterapia se ha realizado convencionalmente como un tratamiento médico para pacientes que padecen enfermedades respiratorias tales como asma y enfermedad pulmonar obstructiva crónica. En este tratamiento, los pacientes inhalan gas oxígeno o gas oxígeno concentrado. En los últimos años, la OTD (oxigenoterapia domiciliaria) en la que los pacientes inhalan oxígeno, por ejemplo, en el hogar o en instalaciones, con el objetivo de mejorar la CDV (calidad de vida) de los pacientes, se está haciendo la corriente principal, y se usa principalmente un dispositivo de concentración de oxígeno como fuente de oxígeno.

El dispositivo de concentración de oxígeno significa un dispositivo que concentra y suministra oxígeno existente a aproximadamente 21 % en el aire. La mayoría de los dispositivos de concentración de oxígeno son generalmente del tipo de adsorción por oscilación de presión (que se denominará en lo sucesivo tipo de PSA).

El dispositivo de concentración de oxígeno de PSA realiza repetidamente un proceso de adsorción de introducir aire en una columna de adsorción llena de un adsorbente para adsorber selectivamente gas nitrógeno, y presurizar la columna de adsorción para adsorber el gas nitrógeno al adsorbente, y un proceso de desorción de despresurizar la columna de adsorción para expulsar el gas nitrógeno adsorbido del sistema. Repitiendo los procesos de adsorción y desorción se genera gas oxígeno concentrado para permitir que el dispositivo de concentración de oxígeno proporcione continuamente gas oxígeno altamente concentrado al paciente. Un método para despresurizar la columna de adsorción a presión atmosférica o menos en el proceso de desorción a veces no se denomina PSA sino, por ejemplo, VPSA o VSA, pero el principio básico de VPSA o VSA es el mismo que el de PSA, y estos métodos se denominarán colectivamente en lo sucesivo en el presente documento PSA.

La principal enfermedad de los pacientes que reciben oxigenoterapia domiciliaria es la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (que se denominará en lo sucesivo EPOC). La EPOC se refiere a una enfermedad irreversible que produce síntomas de tos y expectoración de esputo o disnea al ejercerla, debido a la constricción de los bronquios o la destrucción de las paredes alveolares pulmonares.

Cuando empeoran los síntomas de la EPOC, se observa dificultad respiratoria o un aumento de la frecuencia respiratoria, y las manifestaciones clínicas a veces se deterioran hasta que se produce el "estado en el que un cambio de tratamiento o cualquier tratamiento adicional puede estar implicado preferentemente en una fase estable" denominado exacerbación aguda de la EPOC. Cuando se produce tal agravamiento agudo de la EPOC, los pacientes entran en los hospitales en la mayoría de los casos e incluso pueden pasar a insuficiencia respiratoria o enfrentarse a crisis de sus vidas. Además, incluso cuando se permite que los pacientes salgan de los hospitales, a menudo se da el caso de que los pacientes desarrollan síntomas más graves en la fase estable que los que tenían antes de su estancia hospitalaria, y a continuación ingresan y se dan de alta repetidamente en los hospitales.

En la EPOC, es muy importante detectar signos o síntomas iniciales de una exacerbación aguda en el paciente lo antes posible, y tratar al paciente poco antes de que sus manifestaciones clínicas empeoren hasta el grado en que está hospitalizado, y en oxigenoterapia domiciliaria, por lo tanto, la información respiratoria del paciente, especialmente un cambio en la frecuencia respiratoria del paciente, sirve como una fuente muy beneficiosa de información en términos de conocer la afección patológica del paciente.

La frecuencia respiratoria puede medirse incluso usando, por ejemplo, un cinturón estomacal, pero para conocer un cambio a largo plazo en el estado patológico del paciente, se fuerza al paciente a soportar una carga, ya que, por ejemplo, puede llevar preferiblemente el cinturón estomacal en todo momento, o periódicamente teniendo en cuenta su uso siempre. Generalmente, se espera que los pacientes que reciben oxigenoterapia domiciliaria usen periódicamente el cinturón estomacal durante al menos varias horas al día. Siempre que un dispositivo de medición de frecuencia respiratoria esté incorporado o unido a un dispositivo de concentración de oxígeno, el dispositivo de medición de frecuencia respiratoria puede verificar de manera fiable un cambio en la condición patológica durante el uso del dispositivo de concentración de oxígeno, y sin forzar al paciente a soportar una carga adicional. El dispositivo de medición de frecuencia respiratoria es muy útil.

Como un método para obtener la frecuencia respiratoria de un paciente, que puede implementarse en un dispositivo de concentración de oxígeno, está disponible un método para montar un sensor de presión microdiferencial para la medición respiratoria entre el dispositivo de concentración de oxígeno y una cánula montada en el paciente para medir una presión respiratoria del paciente durante la inhalación de oxígeno, y registrar la presión respiratoria del paciente en un medio de registro o transmitirla como datos de comunicación, como se describe en PTL 1.

Los documentos PTL 2 y 4 divulgan el hecho de que la frecuencia respiratoria y similares pueden calcularse a partir de un patrón respiratorio, pero no describen métodos específicos.

El documento PTL 3 divulga un método para almacenar los tiempos en los que la forma de onda de presión cambia de una caída a un aumento y contar la frecuencia respiratoria, en base al intervalo entre estos tiempos, y un método para multiplicar la amplitud de la presión por una relación de nivel de detección predeterminada y determinar que la respiración está presente solo cuando se supera un umbral correspondiente al producto calculado.

El documento PTL 5 describe un método para calcular la frecuencia respiratoria mediante procesamiento FFT (transformada rápida de Fourier) o procesamiento TDS.

El documento PTL 6 describe un método para medir y almacenar variaciones de presión de un dispositivo de concentración de oxígeno en sí mismo por adelantado, y restar las variaciones de presión de una forma de onda de presión detectada.

El documento PTL 7 describe un concentrador de oxígeno que aprovecha la adsorción por oscilación de presión. Se usa un sensor de caudal para determinar el caudal de gas que fluye a través del sistema de salida al usuario. Se usa un sensor de presión para monitorizar la presión del gas que pasa a través del conducto al usuario. Un controlador recoge y almacena el número de respiraciones. Basándose en el número de respiraciones, o el tiempo promedio entre respiraciones, durante el periodo de tiempo se puede calcular una frecuencia respiratoria.

El documento PTL 8 divulga el análisis de una señal de fotopletimografía (PPG) usando una secuencia de autocorrelación. El tiempo entre picos de la secuencia de autocorrelación combinada que son representativos de la información de respiración puede ser equivalente al periodo de la respiración, que puede utilizarse para determinar la frecuencia respiratoria (por ejemplo, la frecuencia de respiración).

[LISTA DE CITA]

[BIBLIOGRAFÍA DE PATENTES]

[PTL 1] JP H6-190045 A

[PTL 2] JP 2001-286566 A

[PTL 3] JP H7-96035 A

[PTL 4] JP 2015-85191 A

[PTL 5] JP 2011-518016 A

[PTL 6] WO 2018-180392 A1

[PTL 7] US 2016/375215 A1

[PTL 8] US 2015/230759 A1

SUMARIO

En cualquier método para enviar directamente los datos respiratorios calculados, dado que los datos de forma de onda medidos cada 100 milisegundos (ms), por ejemplo, se transmiten directamente, la cantidad de datos es enorme, y puede llevar mucho tiempo para el análisis.

El método para enviar directamente los datos respiratorios calculados tiene el inconveniente de, cuando se produce una irregularidad en la forma de onda respiratoria debido a, por ejemplo, ruido o movimiento corporal, detectar un valor pico o similar generado por la irregularidad como respiración. La forma de onda respiratoria cambia considerablemente dependiendo de la condición patológica de un paciente que usa el dispositivo de medición de frecuencia respiratoria, o el estado del paciente, tal como un estado activo o un estado de sueño, e incluso varía considerablemente en cada paciente individual. Es difícil establecer un umbral como criterio para respirar bajo una regla uniforme, y determinar si la respiración está presente.

En la FFT, está implicada una enorme cantidad de cálculo y, además, cuando el intervalo de datos usado para la operación aritmética se establece corto, no puede calcularse ningún periodo respiratorio preciso y, cuando el intervalo de los datos se establece demasiado largo, apenas puede obtenerse un pico del periodo respiratorio debido a la influencia de un ligero cambio en el intervalo respiratorio para cada respiración. El procesamiento de TDS plantea un problema relacionado con la influencia del ruido o el movimiento corporal, un cambio en la respiración que depende del estado del paciente y diferencias en el estado respiratorio para cada paciente individual.

Se ha inventado un dispositivo de medición de frecuencia respiratoria para resolver los problemas descritos anteriormente, y tiene como objeto ejemplar hacer posible mejorar la precisión de medición de frecuencia respiratoria, usándose un dispositivo de concentración de oxígeno de PSA en combinación.

Este objeto se logra mediante la materia objeto de la reivindicación independiente. Las reivindicaciones dependientes se refieren a realizaciones particulares.

De acuerdo con esta realización, el dispositivo de medición de frecuencia respiratoria puede mejorar la precisión de medición de frecuencia respiratoria, sin forzar al paciente a soportar una carga adicional, usándose un dispositivo de concentración de oxígeno de PSA en combinación.

Los objetos y efectos de la presente invención se apreciarán y se obtendrán por medio de los elementos y combinaciones particularmente indicados en las reivindicaciones adjuntas. Tanto la descripción general anterior como la siguiente descripción detallada son ejemplares y explicativas, y no limitan la presente invención descrita en el alcance de las reivindicaciones.

Breve descripción de los dibujos

La Fig. 1 es un diagrama que ilustra una configuración esquemática ejemplar de un dispositivo de concentración de oxígeno de PSA.

La Fig. 2 es un diagrama que ilustra una configuración esquemática ejemplar de un dispositivo de medición de frecuencia respiratoria.

La Fig. 3 es un diagrama de bloques que ilustra una unidad de microordenador ejemplar.

La Fig. 4 es un gráfico que representa datos de presión que incluyen información respiratoria del paciente, en las condiciones en las que el flujo continuo se establece a 5 LPM, y un tubo de extensión se añade en 20 m.

La Fig. 5 es un diagrama que representa datos de presión de PSA extraídos por una unidad de operación aritmética, en las condiciones en las que el flujo continuo se establece a 5 LPM, y un tubo de extensión se añade a 20 m.

La Fig. 6 es un gráfico que representa la información respiratoria del paciente después del procesamiento de sustracción, en las condiciones en las que el flujo continuo se establece a 5 LPM, y un tubo de extensión se añade en 20 m.

La Fig. 7 es un diagrama conceptual que representa el principio de separar la información respiratoria del paciente y una presión de PSA de los datos de presión que incluyen las variaciones de presión y presión de PSA provocadas por la respiración del paciente.

La Fig. 8 es un gráfico que representa el resultado del cálculo de un coeficiente de autocorrelación a partir de la información respiratoria del paciente después del procesamiento de sustracción.

La Fig. 9 es un diagrama de flujo que ilustra un procesamiento ejemplar de extracción de datos de información respiratoria del paciente.

La Fig. 10 es un diagrama de flujo que ilustra un procesamiento ejemplar de estimación de la frecuencia respiratoria, en base a los datos de información respiratoria del paciente.

Descripción de realizaciones

A continuación se describirá un dispositivo de medición de frecuencia respiratoria de acuerdo con un aspecto de una realización o realizaciones con referencia a los dibujos. Sin embargo, debe observarse que el alcance técnico de la presente divulgación no se limita a estas realizaciones y abarca la invención descrita en el alcance de las reivindicaciones. En la siguiente descripción y dibujos, los mismos números de referencia denotan componentes que tienen las mismas configuraciones funcionales, y no se dará una descripción repetitiva de los mismos.

<Dispositivo de concentración de oxígeno PSA>

A continuación se describirá la configuración de un dispositivo de concentración de oxígeno de PSA, implementado como un dispositivo de concentración de oxígeno por adsorción con oscilación de presión ejemplar, usado en combinación con un dispositivo de medición de frecuencia respiratoria de acuerdo con un aspecto de una realización.

La Fig. 1 es un diagrama que ilustra una configuración esquemática ejemplar de un dispositivo de concentración de oxígeno de PSA.

Un dispositivo 1 de concentración de oxígeno PSA incluye una unidad 11 de generación de oxígeno que genera gas oxígeno concentrado introduciendo aire A desde el exterior del dispositivo 1 de concentración de oxígeno PSA.

El aire A introducido desde el exterior del dispositivo de oxígeno PSA en la unidad 11 de generación de oxígeno se comprime mediante un compresor 111 y se alimenta a una columna 113 de adsorción a través de una primera válvula 112 de conmutación. La primera válvula 112 de conmutación conecta el compresor 111 a una de las columnas 113 de adsorción para alimentar el aire comprimido a la columna de adsorción conectada 113, y abre las columnas de adsorción restantes a la atmósfera.

Las columnas 113 de adsorción se llenan con adsorbentes para adsorber selectivamente gas nitrógeno. El aire comprimido que ha pasado a través de la columna 113 de adsorción reduce la concentración de gas nitrógeno y, por lo tanto, se convierte en gas oxígeno concentrado. El gas oxígeno concentrado se almacena en un depósito 115 de tampón de oxígeno concentrado a través de una segunda válvula de conmutación 114. La segunda válvula de conmutación 114 conecta o desconecta una de las columnas 113 de adsorción a o desde el depósito 115 de tampón de oxígeno concentrado.

La unidad 11 de generación de oxígeno usa la primera válvula 112 de conmutación para conectar el compresor 111 a una de las columnas 113 de adsorción, y usa la segunda válvula de conmutación 114 para conectar la columna 113 de adsorción conectada al compresor 111 al depósito 115 de tampón de oxígeno concentrado. Por lo tanto, el compresor 111, una de las columnas 113 de adsorción y el depósito 115 de tampón de oxígeno concentrado están conectados entre sí, y el gas oxígeno concentrado generado se suministra al depósito 115 de tampón de oxígeno concentrado. Las columnas 113 de adsorción que no están conectadas al compresor 111, sin embargo, se abren a la atmósfera a través de la primera válvula 112 de conmutación, ya que se desconectan del depósito 115 de tampón de oxígeno concentrado mediante la segunda válvula de conmutación 114. Con esta operación, las columnas 113 de adsorción se despresurizan para expulsar el gas nitrógeno adsorbido a los adsorbentes fuera del dispositivo 1 de concentración de oxígeno de PSA.

La apertura y el cierre de la primera válvula 112 de conmutación y la segunda válvula de conmutación 114 se controlan, por ejemplo, mediante una unidad de microordenador en un dispositivo de medición de frecuencia respiratoria (no ilustrado). La unidad de microordenador puede adquirir un momento para conmutar entre la presurización y la despresurización en las columnas 113 de adsorción. El dispositivo de medición de frecuencia respiratoria puede colocarse en el dispositivo 1 de concentración de oxígeno, o puede colocarse fuera del dispositivo 1 de concentración de oxígeno por separado del dispositivo 1 de concentración de oxígeno.

Como otro ejemplo, el dispositivo 1 de concentración de oxígeno puede incluir una unidad de control de concentración de oxígeno que controla el procesamiento de concentración de oxígeno que incluye el procesamiento de apertura y cierre de la primera y segunda válvulas de conmutación. La unidad de microordenador puede adquirir un momento para conmutar entre la presurización y la despresurización en las columnas 113 de adsorción desde la unidad de control de concentración de oxígeno.

El dispositivo 1 de concentración de oxígeno de PSA puede conectar dos o más columnas de adsorción de las columnas 113 de adsorción, además de la configuración básica mencionada anteriormente. El dispositivo 1 de concentración de oxígeno de PSA puede incluir un proceso adicional tal como un proceso de igualación de presiones para igualar las presiones en las columnas de adsorción respectivas, o un proceso de purga para calentar a reflujo parte del gas oxígeno concentrado generado a una de las columnas 113 de adsorción.

Normalmente, después de que el aire comprimido se alimenta a la columna 113 de adsorción, la columna 113 de adsorción se abre a la atmósfera a medida que se desconecta del compresor 111 mediante la primera válvula 112 de conmutación. En contraste con esto, cualquier columna 113 de adsorción abierta a la atmósfera está conectada al compresor 111 por la primera válvula 112 de conmutación, y se desplaza al proceso de compresión de oxígeno. De esta manera, el uso de la primera válvula 112 de conmutación para permitir que las columnas 113 de adsorción repitan alternativamente la compresión y la apertura a la atmósfera hace posible suministrar continuamente gas oxígeno concentrado.

Puesto que el cambio de presión en la columna 113 de adsorción tras la generación de oxígeno concentrado es muy grande, se producen variaciones periódicas de presión en la presión dentro de una trayectoria de flujo de gas oxígeno, formada corriente abajo de la columna 113 de adsorción, tras la conmutación de la columna 113 de adsorción. El gas oxígeno concentrado almacenado en el depósito 115 de tampón de oxígeno concentrado se regula para atenuar las variaciones de presión mediante una válvula 116 de regulación de presión.

El gas oxígeno concentrado que tiene su presión regulada por la unidad 11 de generación de oxígeno tiene su caudal de oxígeno controlado por una unidad de control de flujo de oxígeno 12 formada por una válvula de control 121 y un caudalímetro 122, y se suministra al exterior del dispositivo de concentración de oxígeno por un orificio de suministro de oxígeno 13 a través de un humidificador 101. En la unidad de control de flujo de oxígeno 12, la válvula de control 121 o el caudalímetro 122 pueden proporcionarse corriente arriba en la trayectoria de flujo, y la unidad de control de flujo de oxígeno 12 puede incluir otras configuraciones o disposiciones.

El dispositivo 1 de concentración de oxígeno PSA puede incluir un orificio fijo de conmutación para conmutar el caudal, en lugar del caudalímetro 122 y la válvula de control 121. El dispositivo 1 de concentración de oxígeno PSA también puede usar un esquema de control manual del caudal usando un caudalímetro observable visualmente tal como un medidor de rotor como el caudalímetro 122, y una válvula de control de flujo manual en lugar de la válvula de control 121, o puede usar otros esquemas de control de flujo. El dispositivo 1 de concentración de oxígeno de PSA puede incluso tener una configuración equipada sin humidificador 101.

<Dispositivo de medición de frecuencia respiratoria>

A continuación se describirá una configuración esquemática ejemplar de un dispositivo de medición de frecuencia respiratoria de acuerdo con la presente invención.

La Fig. 2 es un diagrama que ilustra una configuración esquemática ejemplar de un dispositivo de medición de frecuencia respiratoria.

El oxígeno generado por el dispositivo 1 de concentración de oxígeno PSA se suministra a la cavidad nasal de un paciente a través de un tubo 2 conectado al dispositivo 1 de concentración de oxígeno PSA, y una cánula nasal 3 conectada al tubo 2. El paciente respira constantemente incluso durante la inhalación de oxígeno, y un cambio de presión que se produce al respirar al paciente se propaga hacia la cánula nasal 3, el tubo 2 y el dispositivo 1 de concentración de oxígeno PSA.

En esta realización, para obtener la presión respiratoria del paciente, un dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria está conectado al tubo 2 que sirve como una trayectoria de suministro de oxígeno. El tubo se refiere a uno que incluye todo el tubo proporcionado entre el humidificador 101 (la unidad de control de flujo de oxígeno 12 cuando el dispositivo 1 de concentración de oxígeno de PSA no está equipado con humidificador 101) y la cánula nasal 3, y el dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria puede estar conectado en cualquier lugar del tubo.

Una parte o la totalidad del dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria puede colocarse dentro o fuera del dispositivo 1 de concentración de oxígeno de PSA.

Los inventores de la presente invención hicieron un estudio cercano y descubrieron que incluso después de atenuar las variaciones de presión mediante la válvula de regulación de presión 116, las variaciones de presión aplicadas al dispositivo 4 de medición de la velocidad respiratoria incluyen donde se producen tras la presurización y la despresurización durante la generación de gas oxígeno concentrado. Dado que la amplitud de las variaciones de presión que se producen tras la generación de gas oxígeno concentrado es mayor que la de la presión respiratoria, y la amplitud de la presión respiratoria también se reduce debido a una pérdida de presión producida tras el paso a través de la trayectoria de flujo de oxígeno, es difícil medir directamente la forma de onda de presión respiratoria del paciente a partir de la presión medida por el dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria.

En esta realización, el dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria incluye una unidad 7 de microordenador que incluye una unidad de operación aritmética y una unidad de estimación y conectada a un sensor de presión 6. El sensor de presión 6 está configurado preferentemente como sensor de presión microdiferencial. Además, el dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria incluye preferiblemente una unidad de visualización 8, tal como una pantalla de cristal líquido, que muestra la frecuencia respiratoria medida. La unidad de visualización 8 está conectada a la unidad 7 de microordenador y controlada por la unidad 7 de microordenador.

En esta realización, el dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria incluye, por ejemplo, un sensor de presión 6, y preferiblemente un sensor 6 de presión microdiferencial, como una unidad de detección que detecta y emite la presión en el tubo, y una unidad 7 de microordenador conectada eléctricamente a la unidad de detección. El dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria puede incluir además una unidad de desplazamiento positivo conectada al sensor 6 de presión microdiferencial, y una unidad de suavizado de la presión formada por un orificio 5 que conecta el tubo y la unidad de desplazamiento positivo entre sí. La razón por la que se proporciona la unidad de suavizado de presión es la siguiente.

Dado que la presión respiratoria del paciente es normalmente de aproximadamente ± 10 a 100 Pa, se usa preferiblemente un sensor que tiene el intervalo de aproximadamente ± 100 Pa como sensor 6 de presión microdiferencial para obtener la presión respiratoria mediante el dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria. En el estado en el que se suministra oxígeno desde el dispositivo de concentración de oxígeno, se genera constantemente una presión de suministro tras el suministro de oxígeno, y la presión de suministro generada tras el suministro de oxígeno existe a, por ejemplo, aproximadamente 300 Pa incluso para 1 LPM (camilla por minuto: l/min). Esto significa que cuando un extremo del sensor 6 de presión microdiferencial está conectado a la trayectoria de suministro de oxígeno, como se describió anteriormente, con el otro extremo del sensor de presión microdiferencial abierto a la atmósfera, la presión que se va a medir cae fuera del intervalo de medición del sensor 6 de presión microdiferencial. Por lo tanto, se obtiene preferiblemente una presión que incluye información respiratoria del paciente en el intervalo de medición del sensor 6 de presión microdiferencial aplicando la presión después del paso a través del orificio 5 al otro extremo del sensor 6 de presión microdiferencial.

Una presión que cae dentro del intervalo de medición del sensor 6 de presión microdiferencial puede aplicarse preferiblemente al otro extremo del sensor 6 de presión microdiferencial, y un método para esta operación no se limita al ejemplo en esta realización. Siempre que el intervalo de medición del sensor 6 de presión microdiferencial sea mayor que la presión de suministro generada tras el suministro de oxígeno, y puede garantizarse una resolución lo suficientemente alta como para permitir la detección de variaciones de presión que se producen tras la respiración del paciente, el otro extremo del sensor 6 de presión microdiferencial puede incluso abrirse a la atmósfera. Un sensor de presión que mide una presión manométrica o una presión absoluta puede sustituirse por el sensor 6 de presión microdiferencial.

Dado que un cambio de presión al respirar también aparece como variaciones mínimas del caudal del gas oxígeno concentrado que fluye a través del tubo, el dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria puede usar un sensor de flujo en lugar del sensor de presión 6. El dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria puede incluir incluso tanto el sensor de presión 6 como el sensor de flujo. El sensor de presión 6 y/o el sensor de flujo sirven como una unidad de detección que detecta una presión en el tubo y/o un caudal de gas en el tubo 2 que incluye información respiratoria del paciente, y emite datos de presión y/o datos de caudal de gas en el tubo.

<Unidad de microordenador>

La figura 3 es un diagrama que ilustra un bloque de configuración ejemplar de la unidad 7 de microordenador.

La unidad 7 de microordenador que incluye una unidad 722 de operación aritmética y una unidad 723 de estimación está conectada al sensor de presión 6, y preferiblemente al sensor 6 de presión microdiferencial. La unidad 722 de operación aritmética y la unidad 723 de estimación obtienen información respiratoria del paciente recibiendo los datos de presión en el tubo y o los datos de caudal de gas en el tubo en el tubo que incluyen la información respiratoria del paciente, detectada por el sensor 6 de presión microdiferencial que sirve como unidad de detección, y realizando el procesamiento implicado (que se describirá más adelante).

La unidad 7 de microordenador puede implementarse como el mismo microordenador que en una unidad de procesamiento que procesa, por ejemplo, una función de generación de oxígeno y una función de visualización e interfaz de usuario para el dispositivo de concentración de oxígeno, o puede estar separada de la unidad de procesamiento. Cuando la unidad 7 de microordenador está separada de la unidad de procesamiento, adquiere un momento para conmutar un periodo de PSA T desde un microordenador que procesa la función de generación de oxígeno, y usa el momento adquirido para la operación aritmética.

La unidad 7 de microordenador incluye una unidad 71 de almacenamiento y una unidad 72 de procesamiento. La unidad 71 de almacenamiento está configurada como una o varias memorias de semiconductores. La unidad 71 de almacenamiento incluye al menos una de las memorias no volátiles, tales como una RAM, una memoria flash, una EPROM y una EEPROM. La unidad 71 de almacenamiento almacena, por ejemplo, un programa de controlador, un programa de sistema operativo, un programa de aplicación y datos usados para procesamiento por la unidad 72 de procesamiento.

La unidad 71 de almacenamiento almacena, como programa de controlador, por ejemplo, un programa de controlador de dispositivo para controlar, por ejemplo, el sensor 6 de presión microdiferencial que sirve como unidad de detección. Un programa informático puede instalarse en la unidad de almacenamiento usando, por ejemplo, un programa de configuración conocido de un medio de grabación portátil legible por ordenador tal como un CD-ROM o un DVD-ROM. El programa informático puede incluso descargarse de, por ejemplo, un servidor de programas e instalarse.

La unidad 71 de almacenamiento puede almacenar además temporalmente datos temporales asociados con un procesamiento predeterminado. La unidad 71 de almacenamiento almacena, por ejemplo, un umbral 711 y un archivo 712 de datos de valor de variación para su uso en la estimación de la frecuencia respiratoria.

La unidad 72 de procesamiento incluye uno o más procesadores y sus circuitos periféricos. La unidad 72 de procesamiento controla sistemáticamente el funcionamiento global del dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria, y se implementa como, por ejemplo, una MCU (unidad de microcontrol).

La unidad 72 de procesamiento realiza el procesamiento en base a los programas (por ejemplo, el programa del sistema operativo, el programa controlador y el programa de aplicación) almacenados en la unidad 71 de almacenamiento. La unidad 72 de procesamiento puede ejecutar varios programas (por ejemplo, el programa de aplicación) en paralelo. La unidad 72 de procesamiento incluye, por ejemplo, una unidad de adquisición de datos 721 detectados, la unidad 722 de operación aritmética, la unidad 723 de estimación y una unidad 724 de salida de frecuencia respiratoria.

Cada una de estas unidades que constituyen la unidad 72 de procesamiento puede implementarse en la unidad 7 de microordenador como un circuito integrado independiente, un módulo de circuito, un microprocesador o un firmware.

<Principio de procesamiento aritmético realizado en la realización>

El principio de procesamiento realizado en esta realización, usando datos de información respiratoria obtenida aplicando una presión respiratoria en un modelo respiratorio de paciente desde la cánula nasal 3 usando la configuración ilustrada en la figura 2, se describirá a continuación.

Las figuras 4, 5 y 6 ilustran un grupo de datos obtenidos cuando el flujo continuo se establece a 5 LPM, y un tubo de extensión de 20 m está conectado en el lado corriente abajo del dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria. El flujo continuo significa un esquema de suministro de gas oxígeno concentrado, en el que el gas oxígeno concentrado se suministra continuamente a un caudal constante.

La Fig. 4 es un gráfico que representa datos de presión que incluyen información respiratoria del paciente y datos de presión de PSA del dispositivo 1 de concentración de oxígeno de PSA, cuando el flujo continuo se establece a 5 LPM, y se conecta un tubo de extensión de 20 m.

5 La Fig. 5 es un gráfico que representa los datos de presión de PSA del dispositivo 1 de concentración de oxígeno de PSA si el paciente no está respirando o después de que se retiren los componentes respiratorios, cuando el flujo continuo se establece a 5 LPM, y se conecta un tubo de extensión de 20 m.

10 La presión de PSA obtenida por el dispositivo de concentración de oxígeno de PSA significa un cambio de presión periódico relacionado con el periodo de la columna de adsorción del dispositivo 1 de concentración de oxígeno de PSA y que ocurre cuando el oxígeno es generado por el dispositivo 1 de concentración de oxígeno de PSA, como se describió anteriormente. El periodo de la forma de onda de la presión de PSA coincide con el periodo de conmutación de la columna de adsorción del dispositivo 1 de concentración de oxígeno de PSA.

15 La Fig. 6 es un gráfico que representa el resultado del procesamiento de sustracción de los componentes ilustrados en la Fig. 5 de los componentes ilustrados en la Fig. 4 por software. El procesamiento de sustracción significa el procesamiento de calcular la diferencia entre dos piezas de datos en un instante de tiempo arbitrario. Mediante el procesamiento de sustracción, el dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria puede eliminar componentes de presión de PSA y detectar una presión respiratoria en un modelo respiratorio de paciente. Al realizar el procesamiento de sustracción por software, el dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria puede obtener información respiratoria del paciente incluso en el estado en el que el oxígeno se inhala continuamente a 5 LPM desde el dispositivo 1 de concentración de oxígeno de PSA a través de la cánula nasal y el tubo de extensión de 20 m.

20 Como un método para extraer datos de información respiratoria del paciente eliminando datos de valor de variación tales como los componentes de presión de PSA, puede usarse el método para medir y almacenar variaciones de presión de un propio dispositivo de concentración de oxígeno por adelantado, y restar las variaciones de presión de una forma de onda de presión detectada, tal como se da a conocer en el documento PTL 6, o puede usarse un método para restar variaciones de presión de un propio dispositivo de concentración de oxígeno medido en tiempo real de una forma de onda de presión detectada.

25 Cuando el dispositivo de concentración de oxígeno de PSA cambia entre presurización y despresurización con un único periodo T durante al menos una parte del tiempo de funcionamiento total, la unidad 722 de operación aritmética extrae información respiratoria calculando, como la presión en un determinado tiempo t , la diferencia entre un valor de caudal $Y(t)$ y un valor $X(t)$ obtenido promediando $Y(t)$ e $Y(t - T)$, $Y(t - 2T)$, ..., $Y(t - nT)$ (n es un número entero arbitrario preestablecido). Una forma de onda respiratoria original que tiene los componentes de presión de PSA eliminados puede por tanto reproducirse con precisión.

30 La Fig. 7 es un diagrama conceptual que representa el procesamiento aritmético de acuerdo con esta realización. (I) ilustra una forma de onda respiratoria, y (II) ilustra una forma de onda modelo para la forma de onda de PSA. T denota el periodo de la forma de onda de PSA, que coincide con el periodo de conmutación de las columnas de adsorción. (III) ilustra la suma de las formas de onda ilustradas en (I) y (II), y corresponde a la presión medida en la porción de tubo. (IV) ilustra el resultado de dividir la forma de onda de (III) para cada periodo T y superponer las formas de onda divididas entre sí. A menos que el periodo respiratorio y el periodo PSA coincidan completamente entre sí, aparecen aleatoriamente formas de onda respiratorias en las formas de onda divididas por los periodos T . (V) ilustra el resultado de promediar las formas de onda superpuestas entre sí en (IV). Basándose en los datos de presión medidos y/o los datos de caudal de gas (III), los datos de valor de variación $X(t)$ que representan un cambio de presión periódico y/o un cambio de caudal de gas de oxígeno concentrado generados por el funcionamiento del dispositivo de concentración de oxígeno de PSA se estiman mediante superposición y promediado (V).

35 En un ejemplo, suponiendo T como un periodo, se usa un promedio móvil simple de cinco periodos. (VI) ilustra una forma de onda obtenida restando la forma de onda de (V) de la parte correspondiente al último periodo T de la forma de onda de (III). Esto revela que la forma de onda respiratoria original (I) puede reproducirse con precisión. Como periodo ejemplar T , se puede seleccionar el tiempo desde el inicio del estado en el que una de las columnas de adsorción está conectada al compresor hasta que se realiza un cambio al estado en el que otra columna de adsorción está conectada al compresor. Como otro periodo ejemplar T , se puede seleccionar de nuevo el tiempo desde el inicio del estado en el que una columna de adsorción está conectada al compresor, y después a través del estado en el que las columnas de adsorción restantes están conectadas al compresor, hasta que se hace un cambio al estado en el que la primera columna de adsorción está conectada al compresor. Como otro ejemplo más, un múltiplo de cada tiempo de conmutación puede seleccionarse como T .

40 En esta realización, al calcular la forma de onda de (V) que representa los datos de valor de variación $X(t)$ obtenidos por superposición y promediado y estimados para llevar la información de un cambio de presión periódico y/o un cambio de caudal del gas oxígeno concentrado, se usa un promedio móvil de cinco periodos, pero se puede usar otro método para promediar. El valor medio $X(t)$ calculado en la etapa de (V) viene dado generalmente por la ecuación siguiente:

[Ec. 1]

$$X(t) = \frac{\sum_{i=0}^n a_i Y(t - it)}{\sum_{i=0}^n a_i} \quad \dots \quad (1)$$

A lo largo de toda la descripción de la presente divulgación, i no representa un número imaginario, sino que simplemente representa una variable i entera.

5 $X(t)$ es el valor después del procesamiento promedio en el tiempo t , e $Y(t)$ es el valor medido real de la presión en el tiempo t ; a_i es un coeficiente de ponderación en la promediación ponderada, que se puede obtener seleccionando un número real arbitrario, n es el número de valores de Y que se van a promediar. Para, por ejemplo, $n = 4$, y a_0 a $a_4 = 1$, se realiza el mismo cálculo que en la figura 6. Para $a_i = e^{-bi}$ (b es un número real positivo arbitrario), y $n = +2$, es aplicable un suavizado exponencial.

10 Puesto que es difícil manejar el infinito en el cálculo real, se obtiene un valor asintótico para $X(t)$ por cálculo secuencial como, por ejemplo, $X(t) = (1 - e^{-b})Y(t) + e^{-b}X(t - T)$. Seleccionar apropiadamente n y a_i también permite un procesamiento de promediado que consigue una convergencia más rápida, tal como un filtro FIR (Respuesta de Impulso Finito).

15 La ecuación (1) se ve aparentemente como una ecuación para obtener simplemente el promedio de tiempo de $Y(t)$ mediante cálculo numérico. En el promediado de tiempo normal, un valor suficientemente menor que el periodo de variación de $Y(t)$ se selecciona como T , mientras que en esta realización, es importante seleccionar, como T , un valor basado en el periodo de adsorción y desorción de un proceso de PSA. Esto significa, en lugar de simplemente promediar temporalmente los valores medidos $Y(t)$, usar la forma de onda de $Y(t)$ durante el periodo T como una unidad para calcular el promedio de las formas de onda obtenidas durante una duración de un múltiplo entero de T que precede a un cierto tiempo de referencia. El cálculo del promedio de las formas de onda permite estimar con
20 precisión una presión de PSA que tiene características que aparecen periódicamente en un intervalo igual a T .

En este ejemplo, se ha ejemplificado un método para medir la presión como la unidad de medición de frecuencia respiratoria, pero puesto que la velocidad de flujo a través del tubo también cambia en respuesta a las variaciones de presión en la práctica, también puede usarse un método para medir la velocidad de flujo en lugar de la presión. Incluso
25 se puede usar un método para medir un valor de presión y un valor de caudal en combinación o selectivamente, de acuerdo con las condiciones de funcionamiento del dispositivo o las condiciones ambientales.

La información respiratoria obtenida mediante procesamiento aritmético son los denominados datos sin procesar, que representan información en tiempo real de la respiración tal como la presión o el caudal en forma de una forma de onda. Estos datos pueden registrarse o transmitirse directamente, pero en este caso, la cantidad de datos es enorme,
30 y lleva mucho tiempo para el análisis. Por lo tanto, se desea calcular automáticamente los datos de la frecuencia respiratoria en el dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria, y luego registrarlos y/o transmitirlos.

Como se ha ejemplificado anteriormente, una forma de onda respiratoria detectable contiene un gran número de componentes de ruido generados, por ejemplo, por variaciones de presión relacionadas con el flujo de aire u oscilación de la cánula. El periodo respiratorio y la frecuencia respiratoria pueden no calcularse apropiadamente ni mediante la
35 detección de picos para calcular los tiempos en los que la presión cambia de una disminución a un aumento, ni mediante un método para detectar los tiempos en los que se ha alcanzado un valor igual o mayor que un umbral.

Con referencia a, por ejemplo, la Fig. 6, las formas de onda respiratorias que se van a contar aparecen como picos indicados por a_1 , a_2 y a_3 en la Fig. 6 y los valles aparecen inmediatamente después de estos picos, y las porciones restantes corresponden a los componentes de ruido. Incluso cuando se intenta detectar estos picos como los tiempos
40 en los que la presión cambia de un aumento a una disminución, es muy probable que se detecte una porción indicada por b en la figura 6.

<Procesamiento de estimación de frecuencia respiratoria >

Incluso con un método para determinar una parte que tiene un valor igual o mayor que un cierto umbral como pico, cuando el umbral se establece en X , un pico tan bajo como el indicado por a_2 puede no detectarse, y cuando el umbral
45 se establece en Y , el componente de ruido indicado por b puede detectarse como pico. En este ejemplo, se ilustra una forma de onda correspondiente a solo aproximadamente tres respiraciones, pero en una forma de onda real, los niveles de picos o componentes de ruido pueden variar más seriamente que los ilustrados en el presente documento, y, por lo tanto, es muy difícil identificar de manera fiable picos y establecer un umbral que permita una eliminación de ruido fiable.

50 Los inventores de la presente invención realizaron un examen estricto, y encontraron que la frecuencia respiratoria puede detectarse con alto rendimiento de detección no mediante el método mencionado anteriormente, sino calculando un coeficiente de autocorrelación entre una forma de onda original y una forma de onda desplazada de la forma de onda original en un tiempo Δt , y calculando Δt , en el que el coeficiente de autocorrelación toma un pico,

mientras cambia Δt . Estos inventores también encontraron un método de estimación de la frecuencia respiratoria para estimar la frecuencia respiratoria por tiempo predeterminado a partir de la información respiratoria del paciente.

Un coeficiente de autocorrelación R puede calcularse como la siguiente ecuación:

[Ec. 2]

$$R(\Delta t) = \frac{1}{(n - \Delta t)\sigma^2} \sum_{j=1}^{n-\Delta t/t_0} \{f(t - t_0) - \mu\} \{f(t - (t_0 + \Delta t)) - \mu\}$$

donde Δt es la cantidad de desplazamiento en el tiempo, t_0 es el intervalo de adquisición de datos, n es el número de datos usados para una operación de cálculo del coeficiente de autocorrelación, y $f(t)$ es el valor de los datos de información respiratoria del paciente en el tiempo t, que se adquiere n veces en el intervalo t_0 . En el cálculo, μ y σ son el promedio y la desviación típica de $f(t)$, pero en el cálculo real, se puede usar el promedio y la desviación típica de los n valores obtenidos de $f(t)$. El método para calcular el coeficiente de autocorrelación en esta realización es meramente un ejemplo, y pueden usarse otros métodos para calcular el coeficiente de autocorrelación.

El coeficiente de autocorrelación R calculado en esta realización se multiplica por un coeficiente de normalización expresado como:

[Ec. 3]

$$\frac{1}{(n - \Delta t)\sigma^2}$$

definir su valor en el intervalo de -1,0 a +1,0.

La figura 8 es un gráfico generado trazando, con respecto a Δt , el resultado de cálculo del coeficiente de autocorrelación entre la forma de onda calculada ilustrada en la figura 6 y la forma de onda obtenida desplazando la forma de onda original a lo largo del eje de tiempo por el tiempo Δt , usando la ecuación mencionada anteriormente multiplicada por el coeficiente de normalización. El coeficiente de autocorrelación se calcula cada vez que Δt se incrementa en t_0 de $\Delta t = 0$. Cuando $\Delta t = 0$, el coeficiente de autocorrelación es 1 porque representa la correlación entre las formas de onda originales. Después de eso, los puntos P1 y P2 se obtienen como puntos que tienen una alta correlación.

La Fig. 8 revela que incluso para una forma de onda que apenas puede usarse para determinar el periodo respiratorio basándose en un umbral o mediante detección de pico en datos de información respiratoria de pacientes sin procesar, el periodo respiratorio puede calcularse fácilmente calculando el coeficiente de autocorrelación.

El intervalo de datos de $f(t)$ usado para calcular el coeficiente de autocorrelación se determina a partir del intervalo del periodo respiratorio que va a calcularse. Los inventores de la presente invención realizaron un examen exhaustivo y descubrieron que el intervalo de datos de $f(t)$ puede establecerse preferentemente dos veces o más de un periodo respiratorio mínimo a calcular. La frecuencia respiratoria de un adulto medio es de aproximadamente 12 a 20 respiraciones por minuto, lo que corresponde a un periodo respiratorio de aproximadamente 3 a 5 segundos. Estos inventores concluyeron así que el intervalo de datos de $f(t)$ puede establecerse preferentemente en 5 segundos x 2 = 10 segundos.

Se encontró que el umbral del coeficiente de autocorrelación para determinar un pico del coeficiente de autocorrelación puede establecerse preferentemente en al menos 0,3, y más preferentemente establecerse en el intervalo de 0,3 a 0,7. También se encontró que establecer el umbral por debajo de 0,3 aumenta la probabilidad de que un aumento accidental en el valor de autocorrelación debido a, por ejemplo, ruido o inestabilidad de línea base se determine erróneamente como un pico, y establecer el umbral por encima de 0,7 aumenta la probabilidad de que se pierda un aumento en el valor de autocorrelación correspondiente al periodo respiratorio.

La frecuencia respiratoria se calcula como el recíproco del intervalo respiratorio que es el valor de Δt cuando el coeficiente de autocorrelación toma un cierto valor o más y un valor pico. Lt en el punto P1 que es el primer pico en la Fig. 8 se determina como el intervalo respiratorio, y dividir un minuto por el intervalo respiratorio produce una frecuencia respiratoria por minuto. La frecuencia respiratoria o el número de respiraciones por minuto (bpm) se da mediante la siguiente ecuación:

Frecuencia respiratoria por minuto (bpm) = 60 segundos / (número de etapas en el punto de pico x tiempo de muestreo)

Dependiendo de la forma de onda respiratoria, una pluralidad de puntos puede estar presente como picos que tienen valores iguales o mayores que un cierto valor, como se ilustra en la Figura 8, pero el pico derecho P2 es un pico correspondiente a un periodo múltiple que aparece cuando Δt esta desplazado varias respiraciones. En la estimación de la frecuencia respiratoria, se puede usar preferentemente el pico P1 situado más a la izquierda, es decir, que tiene el valor más pequeño de Δt , que se estima que corresponde al periodo básico de respiración.

El cálculo descrito en esta realización hace posible calcular automáticamente de manera precisa la información de la frecuencia respiratoria a partir de la forma de onda respiratoria obtenida por la unidad de medición de frecuencia respiratoria conectada al concentrador.

Cuando los datos de información respiratoria del paciente $f(t)$ que representan un cambio en la información relacionada con, por ejemplo, la presión, en base a la exhalación y la inhalación, contienen solo un pequeño ruido distinto de la respiración, el coeficiente de autocorrelación puede volverse accidentalmente alto con un cierto periodo. En vista de esto, realizando adicionalmente la determinación basándose en la varianza de los datos de información respiratoria del paciente $f(t)$, la unidad 723 de estimación puede lograr una mayor precisión calculando la ausencia de frecuencia respiratoria cuando no está disponible ninguna onda que tenga una magnitud suficientemente alta para determinar que se espera que se incluya la respiración. La determinación de la presencia o ausencia de respiración no se limita a la determinación basada en la varianza de los datos de información respiratoria del paciente $f(t)$, y puede realizarse usando otros métodos de determinación.

Una varianza σ^2 de los datos de información respiratoria del paciente $f(t)$ se calcula como la ecuación siguiente:

[Ec. 4]

$$\sigma^2 = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n (f(t) - \mu)^2$$

donde n es el número de datos utilizados para una operación de cálculo del coeficiente de autocorrelación, $f(t)$ es el valor de los datos de información respiratoria del paciente en el tiempo t , y μ y σ^2 son la media y la varianza de $f(t)$.

Como ejemplo, el umbral para la evaluación de la varianza en el uso del dispositivo de concentración de oxígeno de PSA se establece como sigue:

Cuando la frecuencia respiratoria es menor que ocho respiraciones: $\sigma^2 \geq 18$ (Pa²)

Cuando la frecuencia respiratoria es de ocho a 10 respiraciones: $\sigma^2 \geq 18$ (Pa²)

Cuando la frecuencia respiratoria es de 11 respiraciones o más: $\sigma^2 \geq 7$ (Pa²)

El valor de este umbral, sin embargo, puede variar dependiendo del dispositivo de suministro de oxígeno utilizado. Debido a sus variaciones que dependen de parámetros tales como la frecuencia respiratoria, el umbral para la evaluación de la varianza puede establecerse apropiadamente de acuerdo con el dispositivo de suministro de oxígeno usado.

A título de ejemplo, un primer umbral TH_{D1} para la varianza σ^2 - de los datos de información respiratoria del paciente $f(t)$ cuando la frecuencia respiratoria es inferior a ocho respiraciones se establece en $TH_{D1} = 18$. Un segundo umbral TH_{D2} para la varianza σ^2 - de los datos de información respiratoria del paciente $f(t)$ cuando la frecuencia respiratoria es de ocho a 10 respiraciones se establece en $TH_{D2} = 18$. Un tercer umbral TH_{D3} para la varianza σ^2 - de los datos de información respiratoria del paciente $f(t)$ cuando la frecuencia respiratoria es de 11 respiraciones o más se establece en $TH_{D3} = 7$. Cuando los datos de información respiratoria del paciente $f(t)$ son iguales o superiores al umbral de la varianza σ^2 , se determina la presencia o ausencia de respiración.

La Fig. 9 es un diagrama de flujo que ilustra un procesamiento ejemplar de extracción de datos de información respiratoria del paciente.

El procesamiento de extracción de datos de información respiratoria del paciente ilustrado en la figura 9 se realiza por la unidad 7 de microordenador de acuerdo con el programa informático almacenado en la unidad 71 de almacenamiento por adelantado. La unidad de adquisición de datos 721 detectados adquiere datos $Y(t)$ de presión del sensor de presión 6 que sirve como la unidad de detección (ST101). La unidad 722 de operación aritmética calcula un promedio $X(t)$ de $Y(t)$ correspondiente a n periodos (ST102). La unidad 722 de operación aritmética extrae datos $f(t)$ de información respiratoria del paciente calculando la diferencia entre $Y(t)$ y $X(t)$ (ST103). Cuando se usan variaciones de presión de PSA medidas y almacenadas de antemano, la unidad 722 de operación aritmética no realiza el proceso de ST102, y extrae datos $f(t)$ de información respiratoria del paciente calculando la diferencia entre $Y(t)$ y las variaciones de presión de PSA medidas y almacenadas de antemano, como ST103, después del proceso de ST101.

Durante el funcionamiento del dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria, el procesamiento de estimación de la frecuencia respiratoria se realiza repetidamente, de modo que los datos de información respiratoria del paciente $f(t)$ se extraen y actualizan cada vez, por ejemplo, n piezas de datos de medición de las presiones $Y(t)$ se adquieren en el intervalo t_0 . Los datos de información respiratoria del paciente $f(t)$ pueden incluso extraerse en un intervalo predeterminado y actualizarse.

La Fig. 10 es un diagrama de flujo que ilustra un procesamiento ejemplar de estimación de la frecuencia respiratoria, en base a los datos de información respiratoria del paciente.

El procesamiento de estimación de la frecuencia respiratoria ilustrada en la figura 10 se realiza por la unidad 7 de microordenador de acuerdo con el programa informático almacenado en la unidad 71 de almacenamiento por adelantado. La unidad 723 de estimación calcula un promedio μ y una desviación estándar σ de los datos de información respiratoria del paciente $f(t)$ (ST201). En primer lugar, para determinar la presencia o ausencia de una frecuencia respiratoria, la unidad 723 de estimación determina si la varianza σ^2 es decir, el cuadrado de la desviación estándar σ es igual o superior a un umbral predeterminado TH_D (ST202). Cuando la varianza σ^2 es inferior al umbral TH_D (NO en ST202), la unidad 724 de salida de frecuencia respiratoria emite información que indica que el cálculo ha sido imposible (ST213), y finaliza el proceso. Cuando la varianza σ^2 es igual o superior al umbral TH_D (SÍ en ST202), la unidad 723 de estimación establece el tiempo Δt a cero (0) como la cantidad de desplazamiento en el tiempo (ST203).

La unidad 723 de estimación incrementa el tiempo Δt en el intervalo de adquisición de datos t_0 (ST204). La unidad 723 de estimación calcula un coeficiente de autocorrelación $R(\Delta t)$ de los datos de información respiratoria del paciente $f(t)$ durante el tiempo Δt (ST205). La unidad 723 de estimación escribe el coeficiente de autocorrelación calculado $R(\Delta t)$ en la unidad 71 de almacenamiento (ST206). La unidad 723 de estimación determina si el tiempo Δt ha alcanzado $n t_0$ (ST207). Cuando el tiempo Δt no ha alcanzado $n t_0$, el proceso vuelve a ST203, en el que la unidad 723 de estimación repite una serie de procesos (NO en ST207).

Cuando el tiempo Δt ha alcanzado $n t_0$ (SÍ en ST207), la unidad 723 de estimación lee los coeficientes de autocorrelación $R(\Delta t)$ almacenados en la unidad 71 de almacenamiento (ST208). La unidad 723 de estimación compara los coeficientes de autocorrelación leídos $R(\Delta t)$ entre sí para determinar si está presente un coeficiente de autocorrelación máximo $Max(R(\Delta t))$, es decir, un coeficiente de autocorrelación pico $R(\Delta t)$ (ST209). Más específicamente, la unidad 723 de estimación determina si $Max(R(\Delta t))$ es igual o mayor que un umbral predeterminado TH_c .

Cuando el coeficiente de autocorrelación máximo $Max(R(\Delta t))$ es igual o superior al umbral predeterminado TH_c (SÍ en ST209), la unidad 723 de estimación establece el tiempo Δt para el coeficiente de autocorrelación máximo $Max(R(\Delta t))$ como un intervalo respiratorio (ST210). La unidad 723 de estimación estima la frecuencia respiratoria a partir del intervalo respiratorio Δt (ST211). La unidad 724 de salida de frecuencia respiratoria emite una señal de frecuencia respiratoria (ST212) y finaliza el proceso. Por ejemplo, la unidad de visualización 8, tras recibir la señal de frecuencia respiratoria, muestra la frecuencia respiratoria.

Cuando el coeficiente de autocorrelación máximo $Max(R(\Delta t))$ es menor que el umbral predeterminado TH_c (NO en ST209), la unidad 724 de salida de frecuencia respiratoria emite información que indica que el cálculo ha sido imposible (ST213) y finaliza el proceso. Durante el funcionamiento del dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria, el procesamiento de estimación de la frecuencia respiratoria se realiza repetidamente, de modo que el dispositivo 4 de medición de frecuencia respiratoria puede actualizar la frecuencia respiratoria y mostrarla en la unidad de visualización 8. La visualización en la unidad de visualización 8 puede realizarse en un intervalo predeterminado.

LISTA DE SIGNOS DE REFERENCIA

1 Dispositivo de concentración de oxígeno PSA

2 Tubo

3 Cánula nasal

4 Dispositivo de medición de frecuencia respiratoria

5 Orificio

6 Sensor de presión

7 Unidad de microordenador

71 Unidad de almacenamiento

72 Unidad de procesamiento

721 Unidad de adquisición de datos detectados

722 Unidad de operación aritmética

723 Unidad de estimación

724 Unidad de salida de la frecuencia respiratoria

8 Unidad de visualización

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de medición de frecuencia respiratoria (4) que comprende:
una unidad de detección (6) adaptada para detectar una presión en el tubo y/o un caudal de gas en el tubo en un tubo (2) que suministra gas oxígeno concentrado a un paciente desde un dispositivo de concentración de oxígeno por adsorción con oscilación de presión (1) conectado al paciente y que concentra oxígeno en el aire repitiendo periódicamente la presurización y la despresurización, y datos de presión de salida y/o datos de caudal de gas;
una unidad de operación aritmética (722) adaptada para extraer datos de información respiratoria del paciente, basándose en los datos de presión y/o los datos de caudal de gas; y
una unidad de estimación (723) adaptada para estimar una frecuencia respiratoria por tiempo predeterminado, basándose en los datos de información respiratoria del paciente,
caracterizado por que
la unidad de operación aritmética (722) está adaptada para estimar datos de valor de variación que representan un cambio de presión periódico y/o un cambio de caudal del gas oxígeno concentrado que se produce tras una operación de un dispositivo de concentración de oxígeno, basándose en los datos de presión y/o los datos de caudal de gas, y extraer los datos de información respiratoria del paciente eliminando los datos de valor de variación de los datos de presión y/o los datos de caudal de gas, y
por que
la unidad de estimación (723) está adaptada para calcular un coeficiente de autocorrelación entre los datos de información respiratoria del paciente y los datos desplazados de los datos de información respiratoria del paciente en un tiempo Δt , mientras se cambia el tiempo Δt , y estimar la frecuencia respiratoria usando, como intervalo respiratorio, un tiempo Δt en el que el coeficiente de autocorrelación toma un pico.
2. El dispositivo de medición de frecuencia respiratoria (4) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la unidad de estimación (723) está adaptada para estimar la frecuencia respiratoria, usando una forma de onda que indica los datos de información respiratoria del paciente de al menos 10 segundos.
3. El dispositivo de medición de frecuencia respiratoria de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en el que la unidad de estimación (723) está adaptada para usar un pico del coeficiente de autocorrelación que supera un umbral predeterminado para estimar la frecuencia respiratoria.
4. El dispositivo de medición de frecuencia respiratoria de acuerdo con la reivindicación 3, en el que el umbral toma un valor de 0,3 a 0,7.
5. El dispositivo de medición de frecuencia respiratoria (4) de acuerdo con la reivindicación 3 o 4, en el que la información que indica que el cálculo ha sido imposible se emite cuando no se obtiene un pico del coeficiente de autocorrelación que supera el umbral predeterminado.
6. El dispositivo de medición de frecuencia respiratoria (4) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, que comprende además una unidad de almacenamiento (71) adaptada para almacenar los datos de valor de variación medidos de antemano,
en el que la unidad de operación aritmética (722) está adaptada para extraer los datos de información respiratoria del paciente eliminando los datos de valor de variación de los datos de presión y/o los datos de caudal de gas.

FIG. 1

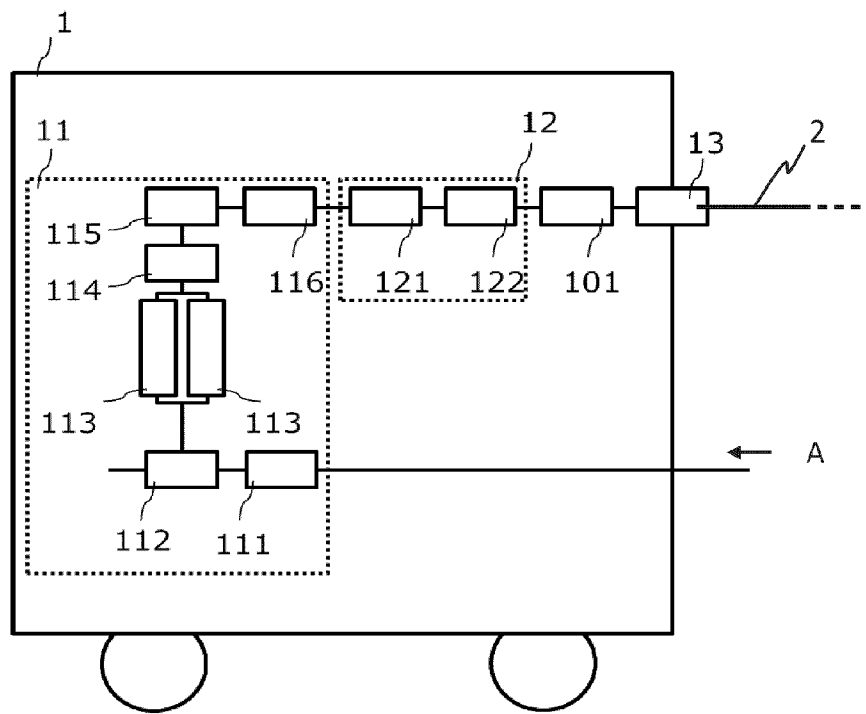


FIG. 2

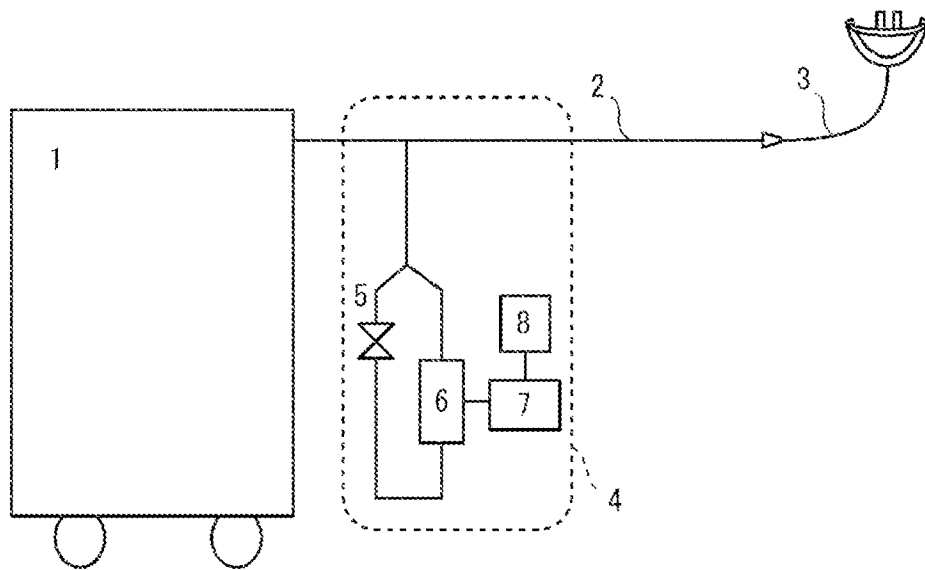


FIG. 3

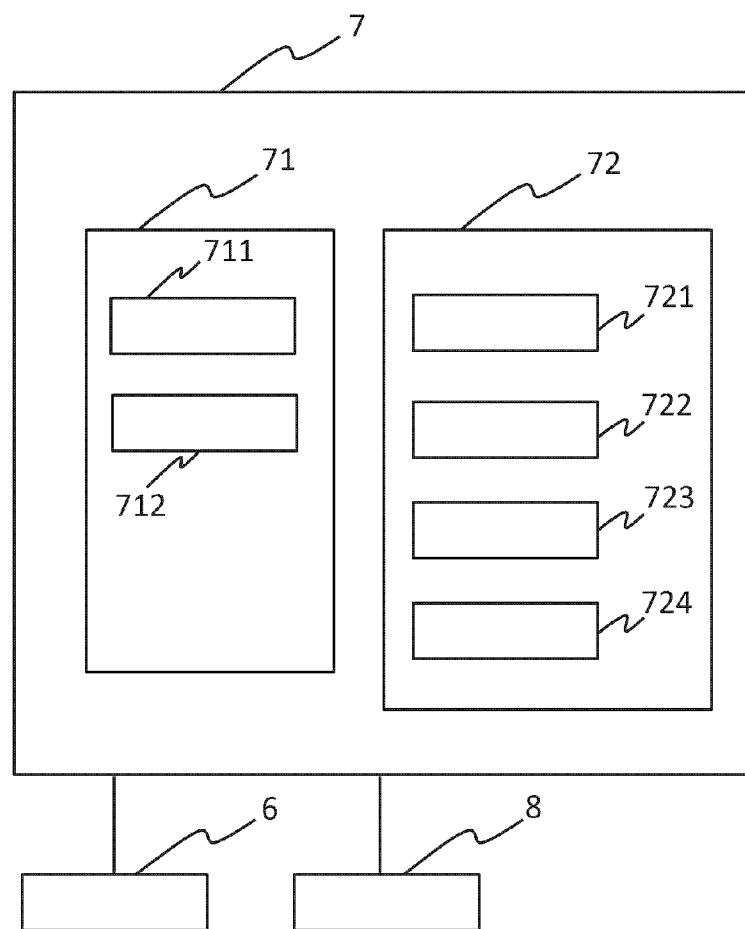


FIG. 4

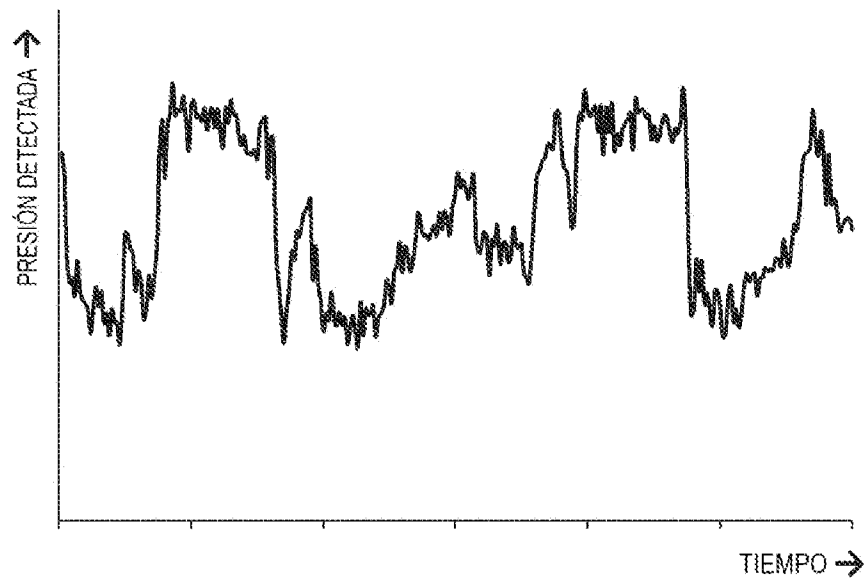


FIG. 5

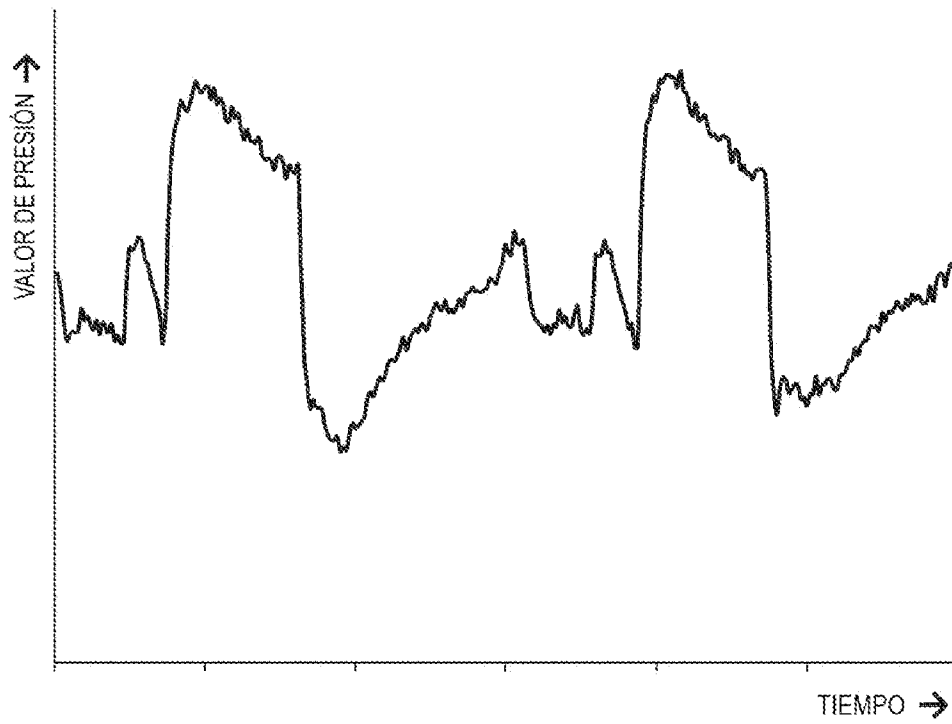


FIG. 6

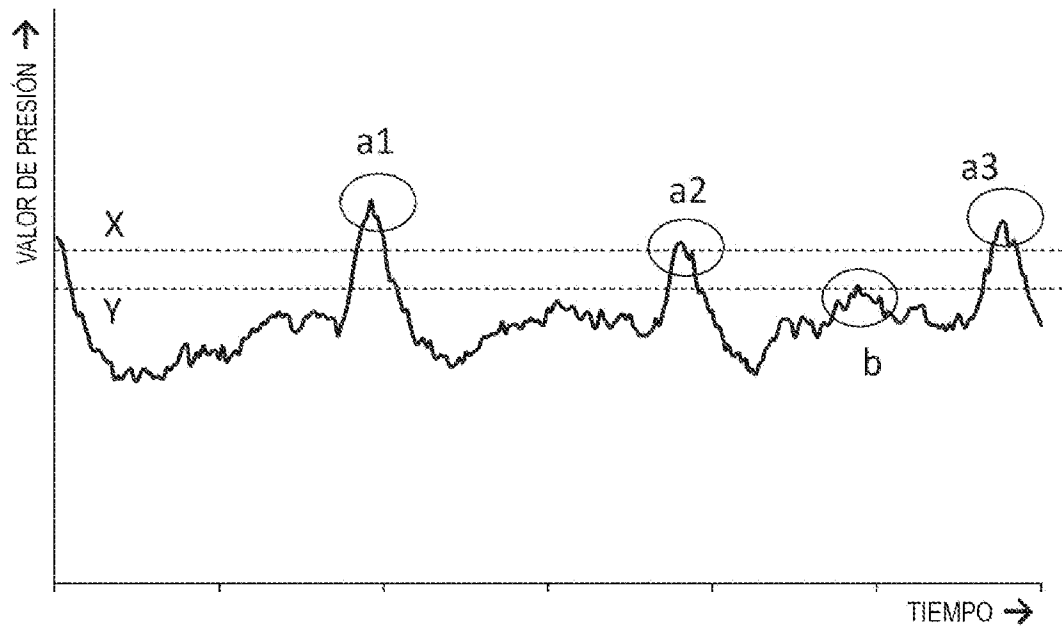


FIG. 7

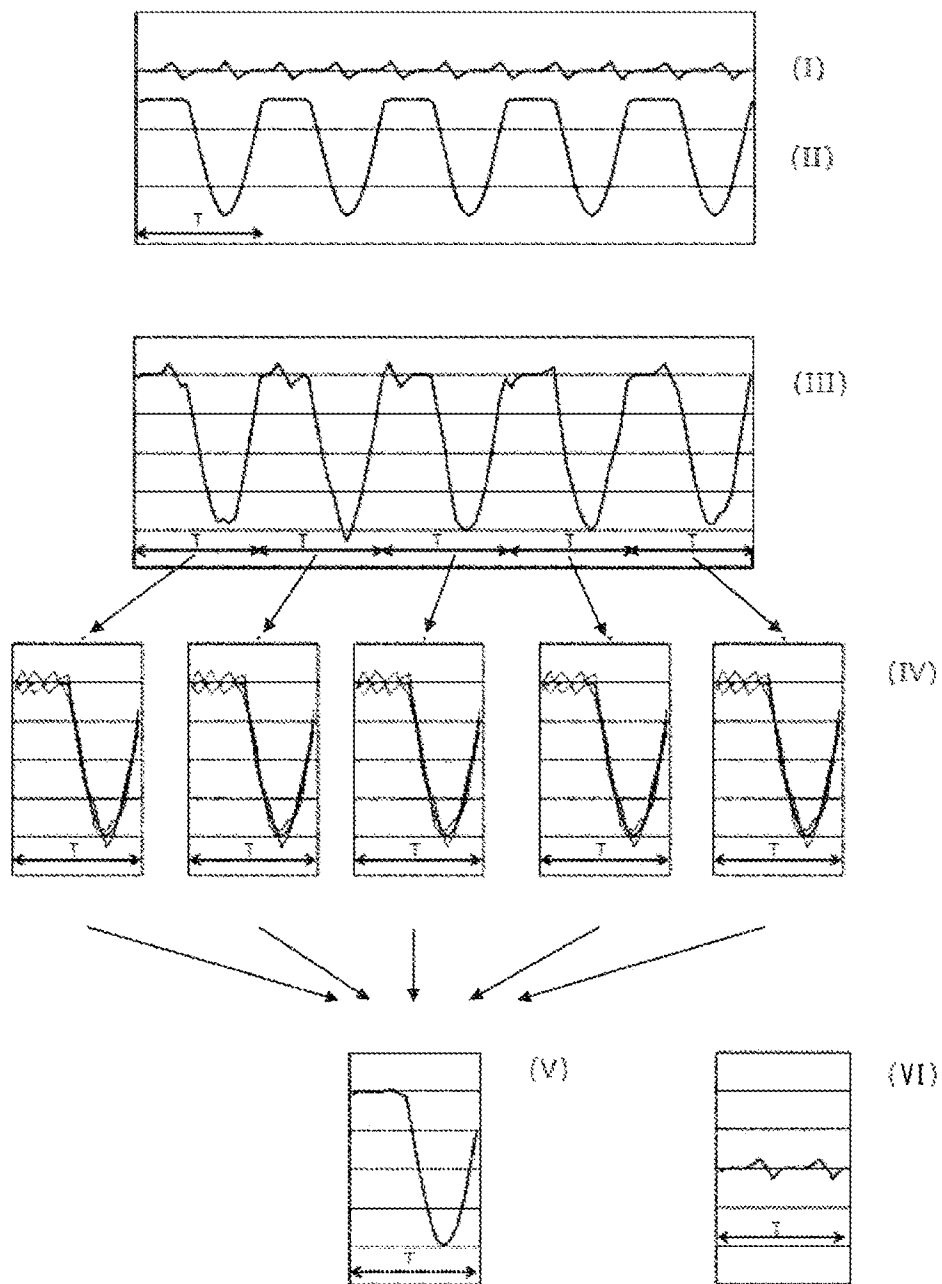


FIG. 8

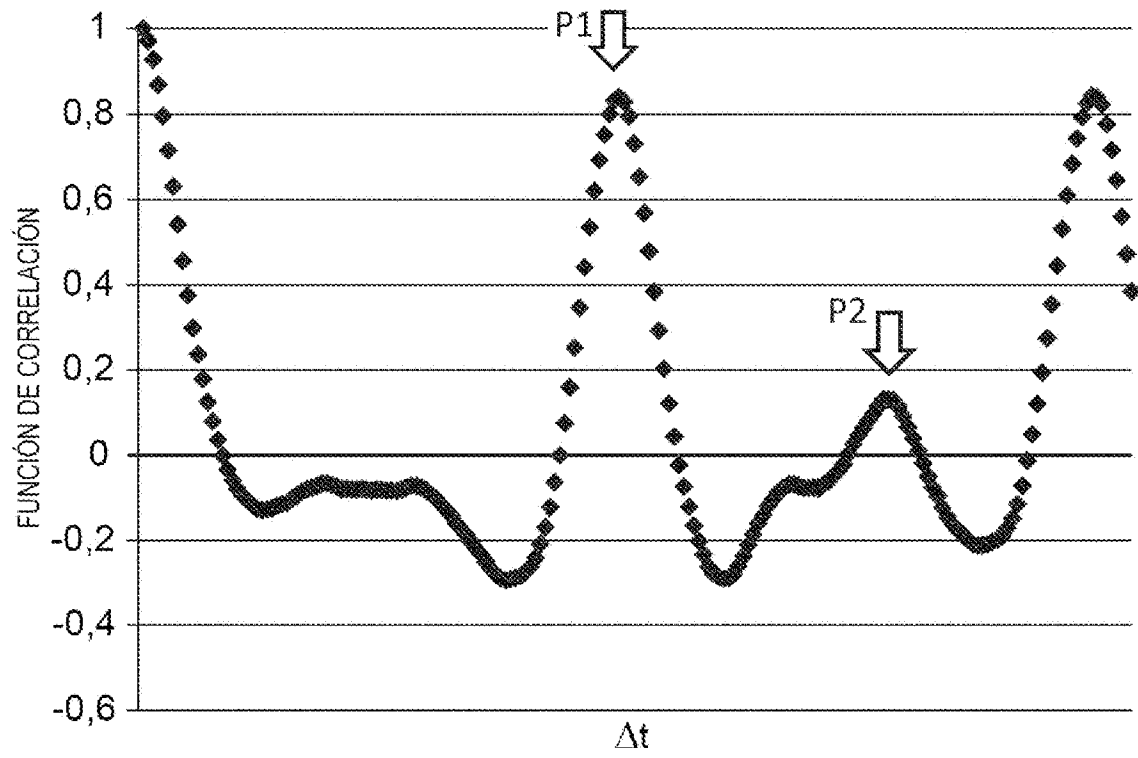


FIG. 9

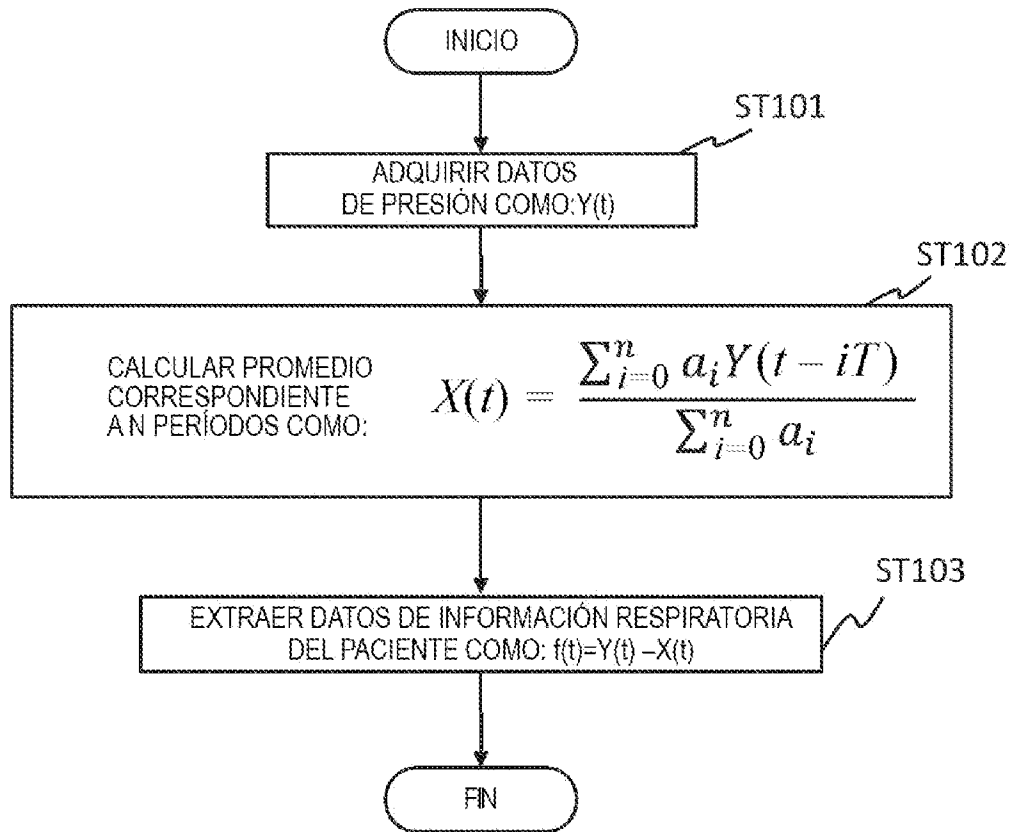


FIG. 10

