

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 400 854**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.10.2003 E 03811335 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.12.2012 EP 1562655**

54 Título: **Procedimiento para la compensación de la pérdida de carga en un tubo flexible respiratorio, aparato respiratorio y soporte de registro**

30 Prioridad:

19.11.2002 DE 10253947

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

12.04.2013

73 Titular/es:

**CAREFUSION GERMANY 234 GMBH (100.0%)
LEIBNIZSTRASSE 7
97204 HOCHBERG, DE**

72 Inventor/es:

**BAECKE, MARTIN;
ANGER, EWALD y
REINSTAEDTLER, JUERGEN**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 400 854 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

Procedimiento para la compensación de la pérdida de carga en un tubo flexible respiratorio, aparato respiratorio y soporte de registro

5 La invención se refiere a un aparato respiratorio que es apropiado para compensar la pérdida de carga en un tubo flexible respiratorio y un soporte de registro para registrar el programa correspondiente.

10 Son conocidos aparatos respiratorios o respiradores para la respiración artificial, mecánica, en todas las situaciones en las que se presenta una circunstancia de falta de oxígeno. Se utilizan entre otras finalidades, para la respiración a largo plazo (Roche Lexikon Medizin, 4, Auflage, publicado por Hoffmann-La Roche AG y Urban & Fischer, Urban & Fischer, Munchen, Stuttgart, Jena, Lubeck, Ulm, ver también US 2002/005197 A1).

15 En los aparatos respiratorios primitivos, de alrededor de 1950, se utilizaron motores de limpiaparabrisas como accionamiento para fuelles de soplado. Los motores eléctricos presentaron, no obstante, con las características estéticas utilizadas en aquel momento, un peligro de explosión, en 1952, Roger Manley de la clínica Westminster de Londres desarrolló un aparato respiratorio que era accionado exclusivamente por gas. Este aparato se extendió mucho durante cuatro décadas antes de la introducción de aparatos respiratorios controlados electrónicamente. Su forma de funcionar era muy sencilla. Un flujo de gas levantaba una unidad de fuelle contrapesada por un peso, que por influencia de la gravedad regresaba siempre hacia abajo y, de esta manera, empujaba gases respiratorios a los pulmones de un paciente. La presión de respiración podría ser ajustada por desplazamiento del peso sobre el fuelle de impulsión. Asimismo, el volumen respiratorio se podría ajustar mediante una leva de disco que limitaba la desviación del fuelle de impulsión. Finalmente, la presión residual podía ser ajustada después de la terminación de la espiración. Esta fiable unidad impulsó la interrupción de técnicas de respiración a sobrepresión en Europa.

25 La respiración controlada por el volumen fue posible en Europa solamente desde 1971 con el SERVO 900 (Elma-Schönander).

30 El documento WO 02/20076 A2 se refiere a un problema de control en la respiración, basada en la presión, mediante un doble tubo flexible, es decir, el aire de espiración es almacenado en el aparato respiratorio para generar la presión de respiración. De esta manera, se desarrolló un modelo simple que tenía en cuenta la elasticidad de los pulmones de los pacientes, la elasticidad de los tubos flexibles de los respiradores, así como la resistencia al flujo entre una pieza en Y de los tubos flexibles respiratorios y el extremo distal de un tubo flexible endotraqueal.

35 Una forma especial de aparatos respiratorios, los llamados aparatos CPAP se utilizaron para evitar alteraciones de respiración obstructivas durante el sueño. Un aparato de este tipo es conocido por el documento US 6.085.747. Al contrario que en otros aparatos respiratorios, solamente se ha utilizado un tubo flexible conectado a los pacientes. Se utilizaron aparatos respiratorios de un solo tubo flexible similares al indicado también en los hospitales, para respiración ayudada por la presión. Al ahorrar un tubo flexible, se reducía el peso en la mascarilla de respiración de manera sensible, lo que conducía a una mayor comodidad del paciente y a menores fugas. Por motivos históricos, se hará referencia a este tipo de respiración como CPAP.

45 Las alteraciones de respiración obstructiva condujeron a apneas (paro de la respiración) que despertaban a la persona que dormía. Las apneas frecuentes impiden que la persona que duerme consiga la fase de sueño profundo. Las personas que sufren apneas durante el sueño no se encuentran despiertas de manera necesaria durante el día, lo que produce problemas sociales en el puesto de trabajo y, en el peor de los casos, accidentes mortales, por ejemplo en la conducción profesional.

50 Para el tratamiento de las apneas, fue desarrollada la terapia CPAP (presión positiva continua en las vías respiratorias - "continuous positive airway pressure") que se describió en Chest. Volumen nº 110, páginas 1077-1088, octubre 1996 y Sleep, Volumen nº 19, páginas 184-188. Un aparato CPAP genera, mediante un ventilador, una sobrepresión positiva hasta 30 mbar y aplica ésta preferentemente a través de un humedecedor de aire con intermedio de un tubo flexible respiratorio y una mascarilla facial o nasal a las vías respiratorias del paciente.

55 Esta sobrepresión debe garantizar que las vías respiratorias superiores estén completamente abiertas durante toda la noche y, por lo tanto, no se producen apneas (DE 198 49. 571 A1). La sobrepresión necesaria se designa como presión terapéutica p_t . Depende, entre otros factores, del estado del sueño y de la posición del cuerpo de la persona que duerme.

60 La figura 1 muestra el aparato CPAP 1 en una utilización terapéutica. El aparato CPAP 1 comprende un cuerpo 4, un tubo respiratorio 9, así como una mascarilla nasal o facial 18. El cuerpo 4 contiene un ventilador 8, que también se puede designar como compresor, aireador, ventilador o turbina. En la proximidad de la conexión del tubo flexible respiratorio dentro del cuerpo, se encuentra un sensor de presión 11 para la medición de la sobrepresión generada por el ventilador con respecto a la presión ambiente. La sobrepresión medida se designará a continuación como presión teórica. El aire alimentado por el ventilador 8 es guiado mediante un tubo flexible respiratorio 9 de la mascarilla facial 18, que soporta el propio paciente 19. En las proximidades de la mascarilla facial 18, se prevé una

abertura de espiración 2, mediante la cual tiene lugar una corriente de aire continua desde el tubo flexible respiratorio al medio ambiente. Esta corriente de aire, permite que el aire espirado por el paciente sea conducido al medio ambiente, e impide que aumente el contenido de CO₂ en el tubo flexible respiratorio 9. Un microcontrolador 5 controla el régimen de giro del ventilador, de manera que la presión real medida por el sensor de presión 11 corresponde a la presión teórica. Un aparato CPAP de este tipo es conocido por el documento WO 01/32069. Mediante la respiración del paciente, se modula la corriente de aire por el tubo flexible y por la abertura de espiración. Esta modulación permite una variación de la sobrepresión en la mascarilla respiratoria del paciente.

En todos los aparatos CPAP conocidos y en la literatura de patentes, se han utilizado hasta el momento dos procedimientos para determinar la presión en las mascarillas faciales de los aparatos CPAP.

En uno de ellos, un sensor de presión evalúa la presión del aire enviado al paciente directamente en el aparato. En fábrica, se mide la diferencia de presión para una combinación utilizada frecuentemente de tubo flexible respiratorio y mascarilla para una corriente volumétrica media. Este valor de diferencia es restado de la presión medida en el aparato y el resultado se interpreta como presión de la mascarilla. De manera forzosa, se producen fallos en el ajuste de la presión, porque la corriente de aire varía de manera continuada por la respiración y, por lo tanto, varía la pérdida de carga en el tubo flexible respiratorio. Es especialmente gravoso para los pacientes, que la sobrepresión de la mascarilla facial o nasal sea menor en la aspiración que para la espiración. Por esta razón, el paciente tiene, en especial para esta forma de regulación de la presión, la sensación conjunta de tener que respirar venciendo una cierta resistencia.

En el segundo procedimiento, se mide la presión en el paciente mediante un tubo flexible adicional. Este procedimiento genera una presión estable del paciente pero es propenso a fallos y no es agradable en su utilización. En otro procedimiento, uno de los cuales se describe en el documento WO 00/66207, la evaluación de la presión tiene lugar en la proximidad del final del tubo flexible respiratorio antes de la mascarilla o dentro de la mascarilla. En este caso, la evaluación de la presión es muy precisa, la regulación de presión compensa también las fugas, etc. La medición de la presión propiamente dicha puede tener lugar mediante un sensor de presión cuyos cables de conexión eléctricos deben ser conducidos con el tubo flexible respiratorio hacia el aparato respiratorio. En especial, en aparatos de MAP se guía un tubo separado más delgado desde el punto de medición a un sensor de presión que se encuentra en el aparato CPAP. En esta variante, constituye el inconveniente que se requieren tubos flexibles especiales para posibilitar el paso de retorno de los cables de conexión o bien del tubo flexible en el aparato CPAP. Estas realizaciones especiales son más caras que los tubos flexibles respiratorios normales. Además, su utilización es utilizable solamente de forma limitada con otros aparatos CPAP. Finalmente, la limpieza es más complicada.

Es un objetivo de la invención el dar a conocer un aparato respiratorio, así como un soporte de registro con un programa correspondiente en el que se compensa la pérdida de presión en el tubo flexible respiratorio.

Este objetivo se consigue mediante las indicaciones de la reivindicación independiente.

Las reivindicaciones dependientes describen formas de realización preferentes de la invención.

Es ventajoso en la invención que los costes de fabricación del aparato CPAP se reduzcan porque no se debe utilizar ningún tubo flexible de respiración especial.

Es ventajoso en la medición del flujo de aire en diferentes presiones que ambos parámetros C y a en la ecuación 6 se determinen en base a valores de medición, de manera que durante la terapia, la caída de presión real en el tubo flexible respiratorio corresponde de manera más precisa a la caída de presión determinada por medición del flujo.

Si la presión del flujo se mide un mayor número de veces durante la fase inicial con la máscara respiratoria colocada, la compensación de presión será más exacta durante la terapia.

La adecuación del parámetro C o de los parámetros C y a a múltiples valores de presión y flujo reduce la influencia de posibles excepciones en los valores medidos y evita la dificultad de búsqueda después del intervalo apropiado para una función definida por secciones.

La eliminación de valores de presión medidos durante la inicialización reduce la complicación de registro de manera ventajosa. Mediante la adecuación por secciones del parámetro C o bien de los parámetros C y a en la ecuación 6 en intervalos en los que en el extremo inferior y en el extremo superior se han medido tanto la presión como el caudal, se consigue una correspondencia muy precisa entre la pérdida de presión calculada y la real en el tubo flexible del respirador. Las salidas en la medición de presión o de flujo actúan solamente en los intervalos límite.

El criterio en una diferencia sensible entre la presión teórica y la real de calcular la fase inicial es ventajosa porque de esta forma se cubre la totalidad del suministro de la zona de flujo mediante puntas de medición y también se evitará que, para el flujo máximo, se tome un mayor número de puntos de medición. Esto último conduce a una inicialización innecesariamente larga.

La comprobación de si el parámetro C se encuentra en una zona favorable incluso durante la medición de los valores de presión y de flujo durante la fase de inicialización y de la interrupción de la fase de inicialización cuando el parámetro C no se encuentra en una zona adecuada, determina de manera, por ejemplo, segura, que el paciente no se ha colocado la mascarilla ya en la inicialización.

5 La utilización de un valor de un parámetro registrado es una posición adecuada en caso de que la inicialización no ha sido llevada a cabo. Este es el caso, por ejemplo, cuando el paciente se ha colocado y la mascarilla cuando el aparato está ya desconectado.

10 La utilización de valores teóricos en vez de valores reales en el aparato respiratorio, según la invención, evita fallos en las desviaciones entre la presión real y la presión teórica.

A continuación se explicará de manera más detallada una forma de realización preferente de la invención, teniendo en cuenta los dibujos adjuntos, en los que se muestran:

15 La figura 1, un aparato CPAP;

La figura 2, un diagrama de flujo de un procedimiento de inicialización, según la invención; y

20 La figura 3, un diagrama de flujo de un procedimiento, según la invención, para la compensación de la pérdida de carga en un tubo respiratorio flexible.

Tal como se ha explicado en lo anterior, la pérdida de carga del tubo flexible de respiración varía con el flujo de aire que pasa por dicho tubo flexible. El flujo de aire varía también durante un ciclo de respiración. Es especialmente elevado en la aspiración y reducido en la espiración, y puede incluso cambiar de signo en la espiración. Si en estas condiciones se mantiene constante la presión facilitada por el aparato respiratorio, la presión en la mascarilla respiratoria es más elevada en la espiración que en la aspiración, lo que es poco agradable para el paciente. La presente invención contribuye a solucionar este problema puesto que la presión terapéutica deseada p_t , que debe ser en la mayor medida posible, igual que la presión de la mascarilla p_m , es corregida por la caída de presión en el tubo flexible. Como presión teórica p , se ajusta la suma de la presión terapéutica p_t y la pérdida de carga Δp :

$$p = p_s + \Delta p \quad (1)$$

35 La pérdida de carga Δp es una función del flujo de aire:

$$\Delta p = f(\dot{V}) \quad (2)$$

40 Para medir el flujo de aire, el aparato CPAP según la invención está dotado de un sensor de la corriente de aire 16. El sensor 16 de la corriente de aire puede determinar el flujo de aire en base a la pérdida de calor de un hilo caliente 17. Tal como se ha explicado anteriormente, el flujo de aire varía con la aspiración del paciente. La pérdida de carga Δp debe ser calculada, por lo tanto, de manera más frecuente durante un ciclo de respiración. Un ciclo de respiración dura, de manera típica, entre 3 y 5 segundos, de manera que la pérdida de carga y la presión teórica deben ser calculadas, como mínimo, dos veces por segundo.

De acuerdo con la invención, después de la puesta en marcha del aparato y antes de que se coloque el paciente 19 la mascarilla respiratoria 18, tiene lugar una inicialización, cuyo diagrama de flujo se ha mostrado en la figura 2. Una vez colocada la mascarilla, la presión de la mascarilla p_m es igual a la presión del medio ambiente. Por esta razón, resulta que la presión medida en el sensor de presión 11 es igual a la pérdida de carga Δp en el tubo flexible de respiración. De acuerdo con una forma de realización, durante la inicialización, la presión teórica será aumentada en

varias etapas (etapa 32) hasta un valor máximo, y en cada etapa se mide la presión real Δp_i y el flujo de aire \dot{V}_i

(etapas 26, 28, 28). Después de la inicialización, los valores medios de presión y de flujo Δp_i o bien \dot{V}_i pueden ser registrados para su utilización posterior. Durante la terapia, es decir, cuando el paciente se ha colocado la mascarilla

55 respiratoria 18, se puede buscar para un flujo de aire medido \dot{V} el flujo de aire de la inicialización medido \dot{V}_i , de manera que resulta la pérdida de carga Δp_i . Puede ocurrir también que, durante la fase de espiración, se midan

flujos negativos. En este caso, se buscará el valor de igual magnitud \dot{V}_i más próximo, de acuerdo con la magnitud y Δp_i contiene la indicación del flujo medido. En este procedimiento, constituye un inconveniente que, durante la inicialización, se deben medir muchos valores de presión y de flujo para poder determinar con suficiente exactitud la pérdida de carga.

5 Para poder proceder con un número menor de valores de presión y de flujo, se puede calcular, por ejemplo entre los valores de flujo medidos, la pérdida de carga Δp mediante interpolación lineal, según la ecuación (3). No obstante, antes de la utilización de la ecuación (3) se debe determinar el índice i , es decir, se debe encontrar el intervalo adecuado para el flujo medido \dot{V} .

$$10 \quad \Delta p(\dot{V}) = \Delta p_i + \frac{\Delta p_{i+1} - \Delta p_i}{\dot{V}_{i+1} - \dot{V}_i} (\dot{V} - \dot{V}_i) \quad (3)$$

en la que $\dot{V}_i \leq \dot{V} < \dot{V}_{i+1}$

15 En estas fórmulas, el factor $\left(\dot{V}\right)$ adopta, o bien el valor 1 en la corriente de aire hacia el paciente, o -1 en la corriente de aire desde el paciente, para tener en cuenta la dirección del flujo.

La interpolación lineal es solamente un proceso matemático que es utilizable de modo general aunque ignora las circunstancias físicas del flujo de aire por un tubo flexible. Para reducir adicionalmente el número necesario de

20 valores medidos Δp_i y \dot{V}_i , la pérdida de carga en un tubo flexible se puede calcular, tal como la de un tubo flexible respiratorio 9 a base de la siguiente fórmula (Technische Strömungsmechanik 1, VEB Deutscher Verlag für Grundstoff-industrie, Leipzig):

$$25 \quad \Delta p = \xi \frac{\rho}{2} v^a = \frac{\lambda l}{d} \cdot \frac{\rho}{2} v^a \cdot \text{sign}(v) \quad (4)$$

En ella, Δp es la presión descendente en el tubo flexible, ξ un coeficiente de pérdida de carga del tubo flexible, λ un coeficiente de rozamiento del tubo flexible, l la longitud del tubo flexible, d el diámetro del tubo flexible, ρ la densidad del medio circulante, es decir, para aparatos CPAP aproximadamente de $1,2 \text{ kg/m}^3$ para el aire, y v es la velocidad de flujo evaluada en la sección transversal del aparato CPAP en la dirección de la mascarilla. a tiene valor 2 para flujos turbulentos y 1 para flujos laminares. En la práctica, a puede adaptarse también a valores intermedios porque difícilmente se presente una forma de corriente típica ideal. En las circunstancias típicas, en aparatos CPAP existen corrientes turbulentas, de manera que $a \approx 2$. La ecuación (4) se designa también como patrón de corriente, J.H. Spurk, 4, Auflage, Springer-Verlag, Berlin 1996, de manera que λ se designa en este caso

35 como número de resistencia. La velocidad de flujo calculada se encuentra con la corriente de aire \dot{V} en la siguiente relación:

$$40 \quad \dot{V} = v \cdot \pi \cdot (d/2)^2 \quad (5)$$

Por su parte, v significa un volumen de aire. El punto designa la desviación según el tiempo d/d_t . \dot{V} es calculada por el sensor de flujo 16.

Si se aplica (2) en (1), se consigue la siguiente dependencia cuadrática de la pérdida de carga Δp con respecto a la corriente de aire \dot{V} . Las dependencias de λ , l , d , así como ρ , han sido reunidas mediante la constante C , de manera que C es una magnitud distintiva para el tubo flexible utilizado:

$$\Delta p = C \cdot \left| \dot{V} \right|^a \cdot \text{sign}(\dot{V}) \quad (6)$$

La ecuación (6) contiene los dos parámetros C y a. Por esta razón, son necesarios, como mínimo, dos puntos de medición para diferentes presiones Δp_i y Δp_{i+1} , así como los correspondientes valores de flujo \dot{V}_i , así como \dot{V}_{i+1} para determinar ambos parámetros. En una forma de realización, los parámetros a_i y C_i se pueden determinar para el intervalo i para un flujo \dot{V} entre \dot{V}_i y \dot{V}_{i+1} , según las ecuaciones (7) y (8). La pérdida de carga Δp se consigue por la ecuación (9):

$$a_i = \frac{\ln\left(\frac{\Delta p_i}{\Delta p_{i+1}}\right)}{\ln\left(\frac{\dot{V}_i}{\dot{V}_{i+1}}\right)} \quad (7)$$

$$C_i = \frac{\Delta p_i}{\left(\dot{V}_i\right)^{a_i}} \quad (8)$$

$$\Delta p = C_i \cdot \left| \dot{V} \right|^{a_i} \cdot \text{sign}(\dot{V}) \quad (9)$$

10

en las que $\dot{V}_i \leq \dot{V} < \dot{V}_{i+1}$

15

Tal como se aprecia de la ecuación (9), deja de considerarse el valor de presión medido de Δp_i . Después de la inicialización, se deben registrar, por lo tanto, solamente los valores de flujo \dot{V}_i , así como los valores de parámetros C_i así como a_i para utilización posterior (etapa 31).

20

En otra forma de realización, el parámetro a puede ser ajustado a un valor entre 1 y 2. Solamente se calculará el parámetro C_i para cada intervalo separadamente por la ecuación (8). En esta forma de realización, se registrará solamente un valor para todos los a_i , así como los valores C_i y \dot{V}_i para la fase de terapia siguiente.

25

Los valores de presión y de flujo Δp_i o bien \dot{V}_i medidos durante la inicialización deben cubrir en la mayor medida posible la zona de flujo total sin medir, no obstante, en el extremo superior, varias veces el mismo valor de presión real y el flujo, porque el aparato respiratorio no puede suministrar suficiente aire, de manera que el valor real no puede seguir el valor teórico. Por esta causa, se comprueba en la etapa 27, si la presión teórica ajustada por el microcontrolador 5 y la presión real medida por el sensor de presión 11, se diferencia en menos de la tolerancia. Si es este el caso, se pueden medir todavía otros pares de valores de presión y de flujo en las etapas 28 y 26. Si no es este el caso, se termina la inicialización en la etapa 33.

Preferentemente, durante la inicialización se calculará para cada intervalo de medición en la etapa 29 los parámetros a_i y C_i , o solamente C_i , según las ecuaciones (7) y (8). De este modo, se puede comprobar en la etapa 30, si los parámetros C_i se encuentran para un intervalo $i+1$ en una zona permitida entre un valor inferior C_u y un valor superior C_o . Tal como se ha explicado anteriormente, el parámetro C comprende el número de resistencia η , la longitud del tubo flexible l , así como el diámetro del tubo flexible d conjuntamente. C determina, por lo tanto una especie de resistencia del tubo flexible. Por ejemplo, si el paciente se pone la mascarilla durante la inicialización, aumenta el valor calculado de la resistencia porque lo determina ahora como conexión en serie del tubo flexible 9 con la abertura de espiración 2. De esta manera, la etapa 30 constituye un control de plausibilidad de si se evalúan todavía valores apropiados. Si se interrumpe la inicialización en la etapa 30, se registran los valores

medidos hasta el momento \dot{V}_i , C_{i-1} y eventualmente a_{i-1} y se utiliza para flujos mayores, los valores de una inicialización previa o bien de un valor estándar previamente programado.

Puesto que la ecuación (6) describe la disminución de presión en un tubo flexible en una zona de flujo amplia de modo muy aproximado, puede ser suficiente que solamente se mida para dos valores de presión distintos Δp_i el

flujo \dot{V}_i , para determinar los parámetros a y C para la zona de flujo completa. Ninguna de las presiones o flujos debe ser nulo, puesto que en la ecuación (7) no se puede dividir por cero, y el logaritmo de cero no está definido. También los flujos debe ser distintos, de otra forma, su relación es 1, el logaritmo de 1 es cero y no se puede dividir por cero. Esta es la razón para las etapas conectadas previamente en bucle 22 a 24, en los cuales se mide un par de valores de presión-flujo antes del cálculo de C_1 .

En otra forma de realización, el parámetro a puede ser determinado en fábrica y solamente se determina el flujo para una única presión real Δp . La base de ello se calcula solamente un parámetro C , según la ecuación (8).

En otra forma de realización, se pueden medir n pares de valores presión-flujo Δp_i y \dot{V}_i , de manera que $n \geq 3$. Se pueden adecuar a este par de valores los parámetros C y a o solamente C en la ecuación (6). En esta forma de realización, se compensarán las variaciones en los valores de medición que son atribuibles, por ejemplo, a ruidos. También, se pueden dividir en varios intervalos los puntos de medición, de manera que cada intervalo contiene, como mínimo, tres puntos de medición, pudiendo adecuar para cada intervalo i o bien solamente un parámetro C_i o un parámetro C_i y un parámetro a_i .

La figura 3 muestra el comportamiento de un aparato respiratorio, en especial, un aparato CPAP durante la terapia. Después del inicio de la etapa 41, se dispone en la etapa 42 una presión terapéutica p_i . Esta puede ser predeterminada, tal como se ha explicado anteriormente, por ejemplo, por un médico. La presión terapéutica se medirá en la etapa 43 mediante un sensor de flujo 16 del flujo de aire. Si la función para el cálculo de la reducción

de presión Δp está definida por secciones con respecto al flujo \dot{V} , tal como se define en la ecuación (9), en la

etapa 44 se determinará el intervalo apropiado i para el flujo de aire medido \dot{V} . Si el flujo \dot{V} supera, por ejemplo en la aspiración, el valor de flujo más elevado medido durante la inicialización V_n , se utilizarán los parámetros para el intervalo más elevado $n-1$. A continuación, en la etapa 45, mediante la ecuación (9), se determinará la reducción de presión. Además, se calculará una nueva presión teórica mediante la ecuación (1) en la etapa 46. A continuación, se repite la medición de flujo en la etapa 43. El bucle sin fin constituido a base de las etapas 43, 44, 45 y 46 tendrá lugar, tal como se ha explicado anteriormente, un mínimo de dos veces por segundo, de manera que la presión teórica varía de manera correspondiente al ciclo de respiración del paciente para poder compensar con proximidad en el tiempo, la disminución de presión en el tubo flexible del respirador. Además, el bucle mostrado en la figura 3, existe, tal como se ha explicado anteriormente, otro bucle de regulación de la presión que regula el número de revoluciones de la turbina, de forma tal que la presión medida por el sensor de presión 11 corresponde de la manera más precisa posible a la presión teórica prevista p .

En el aparato CPAP, según la invención, las etapas mostradas en las figuras 2 y 3 son llevadas a cabo por un microcontrolador 5. Para variar su programación, el microcontrolador puede estar conectado con intermedio de un conductor de datos 10 con un punto de conexión 7, en el que se conectará un medio de registro 6. Esto puede tener lugar, por ejemplo, mediante un stick de memoria o una tarjeta PCMCIA. El punto de conexión 7 puede ser, no obstante, un enchufe IC para un componente PROM (PROM: programable read only memory (memoria programable solamente de lectura)). En otra forma de realización adicional, el microcontrolador 5 puede contener una EPROM (electrically PROM (PROM eléctrica)). En este caso, el propio microcontrolador es el medio de registro que debe ser recambiado.

REIVINDICACIONES

1. Aparato respiratorio que comprende:
 un ventilador (8);
 5 una conexión para un tubo flexible (9) del respirador, que está conectado neumáticamente a la salida del ventilador (8);
 un sensor de flujo (16) para medir el aire transportado desde el ventilador a la conexión para el tubo flexible del respirador (9); y
 un controlador (5), que está eléctricamente conectado al sensor de flujo (16) y al ventilador (8), de manera
 10 que el controlador (5) está determinado y adaptado para llevar a cabo las siguientes operaciones:
- medición (24, 28) de un primer flujo de aire por el sensor de flujo (16) a una primera presión en la
 conexión para el tubo flexible (9) del respirador, con la mascarilla respiratoria quitada;
 15 calcular (29) un parámetro en una función que proporciona la pérdida de carga en el tubo del respirador (9) dependiendo del flujo de aire, en el que se calcula el parámetro para el primer flujo de aire y la primera presión;
 medir (43) el flujo de aire por el sensor de flujo (16) con la mascarilla respiratoria puesta;
 calcular una presión de corrección (44, 45) por medio de la función para el flujo de aire medido; y
 20 disponer una presión objetivo (46) que ha sido determinada como suma de la presión seleccionada de la mascarilla y la presión de corrección.
2. Aparato respiratorio, según la reivindicación 1, en el que el controlador (5) está determinado y adaptado además
 para determinar un segundo flujo de aire (28) por el sensor de flujo (16) a una segunda presión (32) en la conexión
 25 para el tubo flexible (9) del respirador, distinto de la primera presión y con la mascarilla respiratoria quitada, y calcular el primer parámetro y el segundo parámetro de la función, de manera que ambos parámetros son calculados a partir del primer y segundo flujos de aire y de la primera y segunda presiones.
3. Aparato respiratorio, según la reivindicación 2, en el que el controlador (5) es determinado adicionalmente y
 adaptado para disponer (32) una serie de presiones en el aparato respiratorio al conectar el tubo flexible (9) del
 30 respirador, con la mascarilla respiratoria quitada, y medir el flujo de aire mediante el sensor de flujo (16) en cada una de la serie de presiones.
4. Aparato respiratorio, según la reivindicación 3, en el que un controlador (5) queda determinado y adaptado
 además para calcular un parámetro de la función, tal que las presiones calculadas a partir de los flujos de aire
 35 medidos por la función corresponden de manera óptima a las presiones ajustadas.
5. Aparato respiratorio, según una de las reivindicaciones 1 a 4, en el que el controlador (5) está adicionalmente
 determinado y adaptado para almacenar (31), después del cálculo del parámetro o de los parámetros, solamente el
 40 parámetro o parámetros pero no las presiones ajustadas con la mascarilla respiratoria quitada.
6. Aparato respiratorio, según la reivindicación 3, en el que el controlador (5) está determinado y adaptado además
 para calcular (29) para cada intervalo entre dos flujos determinado con la mascarilla respiratoria quitada, el
 parámetro para la función a partir de los flujos que limitan el intervalo y las correspondientes presiones y, cuando se
 45 calcula la presión de corrección, buscar (44), en primer lugar, un intervalo entre dos presiones medidas con la mascarilla respiratoria quitada y utilizar el parámetro para el intervalo en la función.
7. Aparato respiratorio, según una de las reivindicaciones 3 a 6, en el que el controlador (5) está determinado y
 adaptado, además, para incrementar de manera monótona el valor de las presiones durante el ajuste de la serie de
 50 presiones y no ajustar adicionalmente presiones si la diferencia entre una presión objetivo predetermina y una presión real medida supera un valor predeterminado.
8. Aparato respiratorio, según la reivindicación 6 ó 7, en lo que la reivindicación 7 se refiere a la 6, en el que el
 controlador (5) está determinado y adaptado además para calcular (29) los parámetros para un intervalo de flujo
 55 después de que el controlador (5) ha determinado (28) los dos flujos en los límites del intervalo en interacción con el sensor de flujo (16) y disponiendo (32) las correspondientes presiones en el ventilador, y antes que el controlador (5) ajuste (32) otra presión, en el que el controlador (5) solamente ajusta (30) otra presión si el parámetro se encuentra dentro de un intervalo predeterminado.
9. Aparato respiratorio, según una de las reivindicaciones 1 a 8, en el que el controlador (5) está determinado y
 60 adaptado además para comprobar si el parámetro calculado (30) se encuentra dentro de un rango predeterminado

y, si este no es el caso, se utiliza un valor almacenado del parámetro.

5 10. Aparato respiratorio, según una de las reivindicaciones 1 a 9, en el que el aparato respiratorio comprende además un sensor de presión (11) que está eléctricamente conectado al controlador (5), de manera que el controlador (5) utiliza valores de presión reales (26) medidos por el sensor de presión (11) para calcular el parámetro o los parámetros.

10 11. Medio de registro para su utilización con un aparato respiratorio que comprende un microcontrolador (5) para procesar las instrucciones almacenadas en el soporte de registro, en el que el microcontrolador (5) lleva a cabo las siguientes operaciones durante el proceso de las instrucciones almacenadas en el soporte de registro, a efectos de compensar la pérdida de carga en el tubo flexible (9) del respirador:

15 medir (24, 28) un primer flujo de aire a una primera presión en la conexión para el tubo flexible (9) del respirador y con la mascarilla respiratoria quitada;

calcular (29) un parámetro en una función que proporciona la pérdida de carga en el tubo flexible del respirador (9) dependiendo del flujo de aire, en el que se calcula el parámetro para el primer flujo de aire y la primera presión;

medir (43) el flujo de aire con la mascarilla respiratoria puesta;

20 calcular una presión de corrección (44, 45) por medio de la función para el flujo de aire medido;

ajustar una presión objetivo (46), que fue determinada como suma de la presión seleccionada de la mascarilla y la presión de corrección.

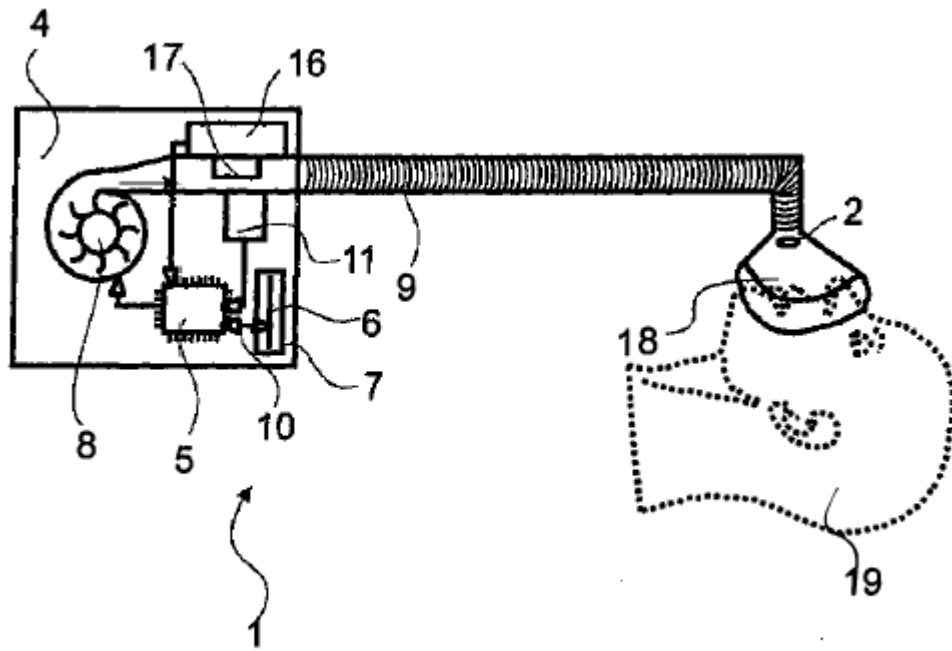


Fig. 1

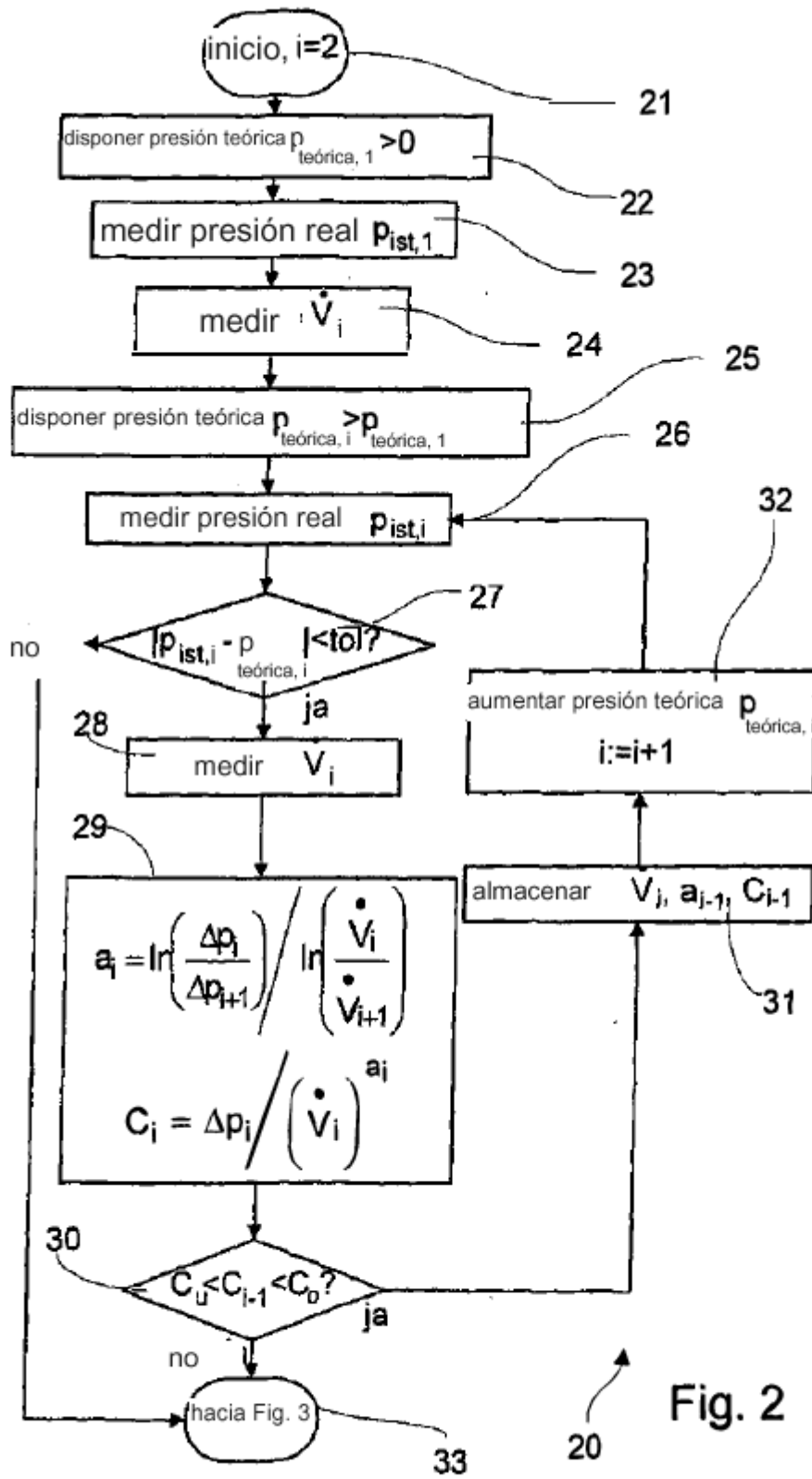


Fig. 2

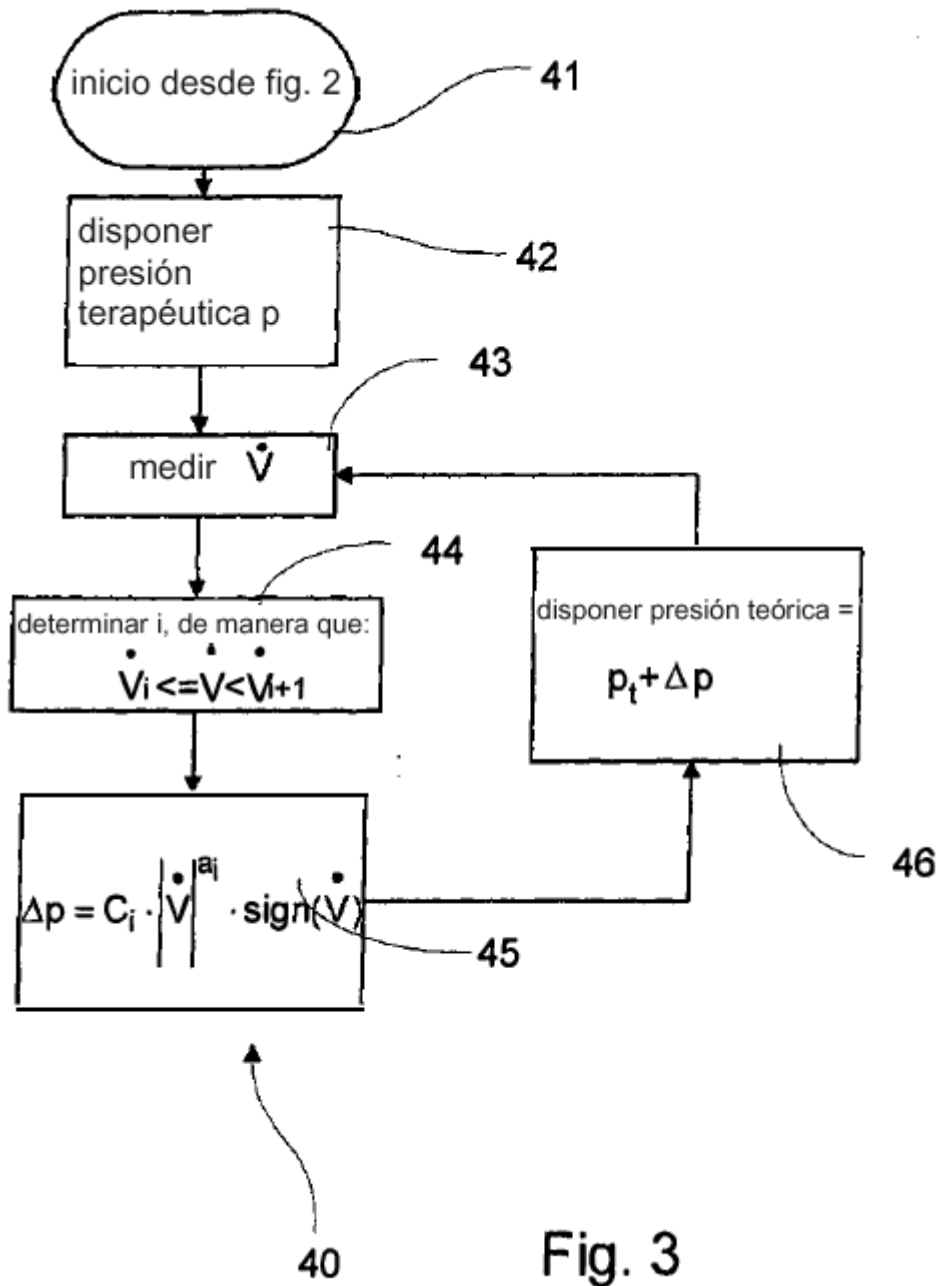


Fig. 3