



(19)



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 292 630**

(51) Int. Cl.:
A61M 16/00 (2006.01)

(12)

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(86) Número de solicitud europea: **01979321 .5**

(86) Fecha de presentación : **28.09.2001**

(87) Número de publicación de la solicitud: **1322368**

(87) Fecha de publicación de la solicitud: **02.07.2003**

(54) Título: **Generador de flujo de dos niveles.**

(30) Prioridad: **29.09.2000 US 672955**

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.03.2008

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.03.2008

(73) Titular/es: **MALLINCKRODT Inc.**
675 McDonnell Boulevard, P.O. Box 5840
St. Louis, Missouri 63134, US

(72) Inventor/es: **Emerson, Paul, F.;**
Bonnette, Bradley, J. y
Hansen, Gary, L.

(74) Agente: **Ungría López, Javier**

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

Generador de flujo de dos niveles.

5 **Antecedentes de la invención****Campo de la invención**

10 La presente invención se refiere a un aparato para suministrar un gas respiratorio a un paciente según el preámbulo de la reivindicación 1.

Descripción de los antecedentes de la invención

15 El síndrome de apnea del sueño afecta aproximadamente a 1% a 5% de la población general y es debido a obstrucción de las vías respiratorias superiores durante el sueño. Las consecuencias directas de la apnea del sueño son fragmentación del sueño, cese parcial de la ventilación y desaturación de oxihemoglobina. Esto se traduce, a su vez, en somnolencia diurna, arritmia cardíaca, fallo cardíaco congestivo y otras varias disfunciones de la salud así como cognitivas. Todo esto tiene efectos sociales y de comportamiento secundarios que puede dar lugar a una mayor morbilidad del paciente así como posible mortalidad si participa en actividades que requieren vigilancia (tal como conducir un coche).

20 Las causas de la obstrucción de las vías respiratorias superiores son variadas, pero pueden incluir cambios anatómicos que conducen a un estrechamiento del recorrido, pérdida de tono muscular y/o mayor peso de las estructuras. La edad y la obesidad parecen ser factores de riesgo que sugieren que un exceso de tejido blando en el cuello puede proporcionar presión suficiente en las estructuras internas que ponen en peligro la permeabilidad de las vías aéreas.

30 El tratamiento ha implicado una variedad de intervenciones quirúrgicas incluyendo uvulopatalatofaringoplastia, cirugía gástrica para obesidad, reconstrucción maxilofacial o incluso traqueostomía. Todos estos procedimientos tienen el riesgo de una significativa morbilidad. Un tratamiento más benigno, pero que requiere cierto ajuste del comportamiento, es el de la presión positiva continua nasal de las vías respiratorias (nCPAP o simplemente CPAP). En su forma más simple, este tratamiento implica aplicar presión positiva a las vías aéreas usando un generador de flujo de aire para mantener abierto el paso. Si se usa sistemáticamente durante el sueño, los síntomas de la apnea del sueño se puede mitigar satisfactoriamente.

35 Algunos pacientes, sin embargo, no son sensibles o no se adaptan al tratamiento CPAP debido a su naturaleza continua. Esto es especialmente verdadero si la Presión de prescripción de CPAP es relativamente alta. Para estos individuos una terapia binivel es una alternativa más razonable. La presión sigue el ciclo de un nivel alto durante la inhalación (IPAP) a un nivel bajo (EPAP) para facilitar la exhalación siguiendo proporcionando al mismo tiempo un cierto soporte de presión nominal. Esto también es útil para individuos que tienen alguna forma de respiración comprometida, tal como una debilidad del músculo del diafragma debido a enfermedad o lesión espinal donde la presión continua puede ser problemática.

45 Todos los generadores de flujo no invasivos, tanto si proporcionan presiones a un nivel (CPAP), a dos niveles (Binivel/BiPAP) o múltiples niveles, usan una interface de paciente (típicamente una máscara) que tiene algún tipo de escape estándar. La finalidad del escape estándar es dejar que el dióxido de carbono salga del sistema y minimizar la rerespiración. De otro modo, se precisarían significativos volúmenes tidales para dejar libre el espacio muerto de la manguera y la máscara. El escape estándar resulta de un agujero de purga (a veces llamado un orificio de escape o agujero de fuga) de un tamaño dado o numerosos agujeros más pequeños. El tamaño de estos agujeros se determina por la capacidad de flujo del generador y las propiedades deseadas de la máscara.

50 En un entorno doméstico, los generadores de flujo pueden ser usados con mínima realimentación al usuario. En un entorno hospitalario o laboratorio del sueño, sin embargo, es deseable conocer varias características mensurables de la configuración de respiración del usuario. Típicamente éstas incluirían: la frecuencia de la respiración, la relación del tiempo de inspiración a expiración (relación I:E), el escape superior al escape estándar del agujero de purga, el volumen tidal y el flujo máximo de inhalación. Los últimos tres parámetros en particular requieren conocimiento del escape de agujero de purga para su cálculo correcto.

55 Se han usado varios métodos para calcular el escape. Por ejemplo, Estes y colaboradores (Patente de Estados Unidos número 5.901.704) describen un método por el que el escape total puede ser calculado y el flujo puede ser ajustado para compensarlo sobre la base de un aliento a otro. Sin embargo, no se explica cómo el agujero de purga estándar afecta al cálculo de volumen tidal, el escape excedente o el flujo máximo, ni se explica cómo se puede seleccionar múltiples agujeros de purga estándar.

65 En otro acercamiento se ha usado una tabla de consulta apropiada para un solo tipo de máscara. Por ejemplo, el generador de flujo de gas KS 335 comercializado por Puritan Bennett contiene una tabla de consulta del escape en litros por minuto que es indexada por la presión establecida. La tabla de consulta se basa en un agujero estándar de 4 mm en la máscara. Las máscaras con agujeros de purga distintos de 4 mm no producirían lecturas correctas en el dispositivo.

Otros fabricantes han proporcionado algún tipo de medios o procedimientos de valoración automáticos tales como los descritos por Brewer y colaboradores (WO00037135). Describen un modo especial de “encaje de máscara” donde el dispositivo se pone a una presión de prueba particular de la máscara, y se determina el “flujo medio” que es el resultado de la filtración de paso bajo del flujo de aire. Esta presión de prueba puede ser escalonada posteriormente a través del rango de presión de interés y se almacenan los resultados. Este procedimiento se debe repetir cuando se cambian las máscaras.

Otros métodos, tales como los descritos por BerthonJones (WO9806449), estiman la conductancia no lineal del orificio de la máscara dividiendo el flujo medio por la raíz cuadrada de la presión instantánea medida. Este método, aunque versátil, no es correcto dado que se debe estimar el escape del agujero de purga.

WO 92/11054, que describe la técnica anterior más pertinente, describe un aparato para suministrar un gas respiratorio a varios aparatos respiratorios teniendo cada uno un agujero de purga asociado. El aparato incluye un ventilador que genera un flujo de un gas respiratorio y un sensor de caudal de gas colocado para detectar el flujo de gas respiratorio generado por dicho ventilador. Un dispositivo de memoria contiene variables de deriva del flujo para inhalar y exhalar que se seleccionan seleccionando medios para determinar datos correspondientes al agujero de purga del aparato respiratorio. Un microprocesador calcula la compensación necesaria para lograr una presión preestablecida.

El problema de la invención es reducir el procedimiento de preparación cuando se necesita una presión de prueba a causa de un cambio de un aparato respiratorio para un nuevo paciente.

Este problema se resuelve con un aparato incluyendo las características de la reivindicación 1. Realizaciones preferidas del aparato de la invención se reivindican en las reivindicaciones 2 a 10.

En una realización preferida, la invención incluye unos medios de visualización, unos medios de selección, y unos medios de almacenamiento por los que se puede seleccionar diferentes curvas de presión en función del escape al objeto de calcular el escape estándar apropiado a un tipo de máscara dado. Con ello se pueden calcular ventajosamente valores exactos de volumen tidal, escape excedente y flujo máximo. El ajuste de la máscara puede ser corregido a partir del valor de escape excedente visualizado.

Las anteriores y otras características y ventajas de la presente invención se entenderán mejor por la descripción siguiente de sus realizaciones preferidas, tomadas en unión con los dibujos acompañantes en los que números análogos indican partes análogas.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es una ilustración esquemática de un aparato para suministrar un gas respiratorio a un usuario incluyendo un dispositivo de generación de flujo según la presente invención.

La figura 2 representa el cálculo de volumen tidal integrando la curva de flujo en función del tiempo para la porción de inhalación del aliento.

La figura 3 representa curvas de flujo de escape en función de la presión para una variedad de tipos de máscaras (líneas finas) y curvas medias compuestas (líneas gruesas).

La figura 4 representa una estructura de menú para una pantalla LCD de 4 líneas x 16 caracteres. La última línea de la visualización etiquetada MASCARA L permite poner múltiples escapes de máscara.

La figura 5 representa en diagrama de bloques que forma la naturaleza de la invención.

La figura 6 representa el teclado y la pantalla de un dispositivo típico.

La figura 7 representa cómo la posición de escape de la máscara se puede poner utilizando un programa de comunicación externo.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

Un aparato 10 según una realización de la presente invención se representa en forma esquemática en la figura 1. El aparato 10 incluye un generador de flujo de gas 12 que recibe gas respiratorio de una fuente y administra el gas a un aparato respiratorio 14 mediante un conducto de administración 16 tal como una manguera. El gas respiratorio puede ser suministrado por cualquier fuente adecuada incluyendo, a modo de ejemplo, aire ambiente o una botella a presión conteniendo un gas respiratorio. El aparato respiratorio es preferiblemente una máscara, pero puede ser cualquier otro aparato adecuado para la interface entre una fuente de gas respiratorio y el sistema respiratorio del paciente. El aparato incluye un orificio de escape o agujero de purga para purgar gases respiratorios durante la exhalación. Se puede usar cualquier agujero de purga adecuado incluyendo diseños de válvulas convencionales y orificios abiertos. El agujero de purga tiene un escape estándar que varía según la presión del gas.

El generador de flujo de gas 12 incluye generalmente una entrada de gas respiratorio 18, una salida de gas respiratorio 20, un ventilador 22 que recibe gas respiratorio de la entrada y que tiene un impulsor movido por un motor para suministrar el gas a una presión positiva a la salida, y un sistema de control del ventilador 24 incluyendo un micro-controlador para controlar la presión de gas respiratorio en el conducto de administración regulando la velocidad del motor de ventilador. El generador de flujo de gas también incluye preferiblemente un suministro de potencia 26 para suministrar potencia de fuentes internas o externas al ventilador y sistema de control del ventilador, y un sensor de caudal o flujómetro 28, preferiblemente situado hacia abajo del ventilador, para generar una señal de caudal indicativa del flujo de gas respiratorio procedente del ventilador. La señal de caudal procedente del flujómetro es alimentada al sistema de control del ventilador y puede ser alimentada opcionalmente a un circuito de disparo o decisión convencional 30 que usa la señal de caudal de manera conocida para proporcionar una señal de disparo al sistema de control del ventilador para iniciar un cambio en la velocidad del motor para terapia de presión positiva binivel de las vías aéreas.

El generador de flujo de gas 12 también se representa con un sensor de presión próxima 32 que comunica con un tubo de entrada de presión 34 del circuito del paciente 14, 16, un sensor de presión atmosférica 36, una alarma audible 38 con batería 40, un reloj 42, memoria de datos 44, un puerto de comunicación externa 46, un ventilador de enfriamiento 48, controles 50, y un dispositivo de visualización 52.

El escape se calcula típicamente promediando el flujo en el transcurso de un solo aliento incluyendo una fase de inhalación y una fase de exhalación (ec. 1). Específicamente, el escape total (L_T) es la suma de los flujos instantáneos dividida por la suma de los intervalos de tiempo entre determinaciones de flujo. Para presiones bajas, el flujo puede ser negativo (al dispositivo después de la exhalación) de modo que es importante que el flujo transductor sea bidireccional.

$$[1] \quad L_T = \frac{\sum F_i}{\sum \Delta t}$$

El escape total se compone del escape excedente (L_{EX}) más el escape de agujero de purga (L_P). El escape excedente sería el escape excedente del escape de mantenimiento de purga y se debe generalmente a un mal ajuste de la máscara. Es útil conocer la cantidad de este escape de modo que la máscara pueda ser ajustada con el fin de minimizar su valor. En consecuencia, L_{EX} se visualiza en muchos dispositivos más bien que L_T . L_{EX} se calcula reordenando simplemente la ec. 2 de modo que L_P se reste de L_T .

$$[2] \quad L_T = L_{EX} + L_P$$

L_{EX} puede ser calculado de forma relativamente simple para un dispositivo CPAP que genera presión a un nivel constante en la medida en que el escape total se calcula fácilmente y L_P es una función de presión a condición de que el tipo de máscara tipo sea conocido. Para dispositivos binivel L_P debe ser calculado en cada momento para el valor de presión en ese momento del tiempo. La suma de las diferencias entre el flujo estándar y el flujo de agujero de purga sobre todo el aliento es el escape excedente (ec. 3).

$$[3] \quad L_{EX} = \frac{\sum (F_i - L_{Pi})}{\sum \Delta t}$$

Para una onda cuadrada aproximada la ec. 3 se reduce a lo siguiente donde L_{Pi} es el escape del agujero de purga durante inhalación y L_{PE} es el escape de agujero de purga durante la exhalación.

$$[3a] \quad L_{EX} = L_T - \frac{(L_{Pi}t_I + L_{PE}t_E)}{t_I + t_E}$$

Si la forma de onda de presión se aproxima a una onda cuadrada, podemos separar además el escape total (ec. 4) en una porción de escape de inhalación (L_I) y una porción de escape de exhalación (L_E) cada una de las cuales existe durante un tiempo de inhalación (t_I) y un tiempo de exhalación (t_E). L_I y L_E tienen una porción de escape de agujero de purga y una porción de escape excedente. Podemos resolver L_I o L_E si suponemos que tienen la misma relación que los escapes de agujero de purga (ec. 5) cuyo valor en función de la presión es conocido *a priori*.

$$[4] \quad L_T = \frac{(L_I t_I + L_E t_E)}{t_I + t_E}$$

$$[5] \quad \frac{L_{PE}}{L_{PI}} = \frac{L_E}{L_I}$$

Cálculo del volumen tidal

El volumen tidal se calcula integrando el flujo durante la porción de inhalación del aliento como se representa en la figura 2. Para obtener un valor exacto hay que restar el volumen debido al escape en este caso, L_I por t_I , dado que el escape diferirá entre inhalación y exhalación debido a la diferencia de presión. La ec. 6 lo expresa simbólicamente.

$$[6] \quad V_I = \int_0^{t_I} F_I dt - L_I * t_I$$

Flujo máximo de inhalación

La inhalación máxima tiene lugar durante la porción de inhalación del aliento. Estamos interesados en el máximo flujo al paciente de modo que el escape de inhalación tiene que ser restado del flujo.

$$[7] \quad F_{Peak} = F_{max} - L_I$$

Es claro con respecto a estos tres parámetros que se precisa una estimación exacta del escape de agujero de purga. Si se cambia la máscara, el escape del agujero de purga cambia, y ya no es posible obtener el escape. La figura 3 representa el escape del agujero de purga para una variedad de tipos de máscaras en función de la presión (es decir, los perfiles de escape del agujero de purga). Se indicará que todos estos se pueden ajustar a una función parabólica de la forma:

$$L_P = \text{Escape del agujero de purga} = A + B * p + C * p * p$$

donde A, B y C son constantes y p es la presión. Se deberá observar que la forma parabólica de la función se basa en razones de conveniencia más bien que en principios físicos inherentes. Es conocido que el flujo que sale de un orificio es proporcional a la raíz cuadrada de la presión (ecuación de Bernoulli) de modo que se podría haber usado una ecuación de esta forma (es decir

$$L_P = A \sqrt{Bp}$$

o un polinomio de orden superior.

La observación de la figura 3 muestra las curvas del flujo de escape del agujero de purga en función de la presión para una selección de máscaras actuales adecuadas para terapias binivel o CPAP. Será evidente por este gráfico que las propiedades de estas máscaras pueden ser aproximadas por una multiplicidad de curvas (en este caso las seis curvas en trazo grueso representadas en la figura 3) sin excesiva pérdida de precisión a las presiones típicas. Estas curvas pueden ser aproximadas por una función matemática (por ejemplo, un polinomio) o pueden existir como una multiplicidad de tablas de consulta (por ejemplo, matrices). En consecuencia es útil desarrollar un medio para seleccionar entre estas curvas.

El generador de flujo de gas 12 incluye preferiblemente un panel externo 60 que soporta un dispositivo de visualización 52 y controles 50 como se representa en la figura 6. El dispositivo de visualización 52 se representa aquí como una pantalla de cristal líquido (LCD) de 4 líneas del tipo comúnmente usado en un generador de flujo binivel típico; sin embargo, se puede usar cualquier tipo de visualización convencional incluyendo, a modo de ejemplo, pantallas de tipo LCD, LED o CRT con cualquier número de líneas, pixels o resolución. El dispositivo de visualización puede ser en color o monocromo. Si es LCD, el dispositivo de visualización puede ser retroiluminado. Alternativamente, el dispositivo de visualización 52 puede ser una pantalla táctil del tipo que permite efectuar selecciones tocando la pantalla con un dedo o lápiz. Esto podría reducir o eliminar el número de controles en el panel de control, si se desea.

El dispositivo de visualización 52 puede visualizar información recibida del microcontrolador 24 y/o de una fuente externa a través del puerto de comunicación 46.

La figura 4 representa una estructura de menús preferida 102 para una pantalla LCD de 4 líneas típica. La estructura de menús 102 está formada por tres estructuras de submenú (104a, b y c) correspondientes a los modos operativos de presión constante (CPAP), disparo de paciente (I/E), y control de asistencia (NC), respectivamente. Cada estructura de submenú incluye una pantalla principal (106a, b o c), y pantallas de preparación (108a, b o c). Las estructuras de submenú I/E y A/C incluyen también pantallas adicionales (110 b y c). Las pantallas principales 106a, b y c visualizan el modo operativo seleccionado (es decir, "CPAP", "I/E" o "A/C"). La pantalla principal 106a para el submenú CPAP 104a también visualiza la presión y el escape excedente. Las pantallas principales 106b y 106c para las estructuras de submenú I/E y NC 104b y 104c, respectivamente, también visualizan la frecuencia en términos de alientos por minuto, presión máxima, volumen tidal, y escape excedente. Las pantallas de preparación 108a, b y c visualizan el perfil de escape del agujero de purga seleccionado (por ejemplo, 1, 2, 3, 4, 5 o 6) además de otros parámetros tales como retardo, rampa y presión inicial para todos los modos y presiones IPEP y EPAP para los modos I/E y NC.

Con referencia de nuevo a la figura 6, se puede ver que el generador de flujo 12 incluye varios controles 50 en forma de botones o teclas. Estos controles pueden ser usados por el operador para navegar por la estructura de menús visualizada por el dispositivo de visualización 52 y para seleccionar varios parámetros tales como el perfil de escape de agujero de purga para una máscara específica. De izquierda a derecha en la figura 6, los controles incluyen una tecla de modo 50a, una tecla de parámetros o de preparación 50b, una tecla de flecha hacia abajo 50c, y una tecla de flecha hacia arriba 50d. La pulsación de la tecla de modo 50a selecciona el modo de operación (es decir, CPAP, I/E, o NC). El dispositivo de visualización 52 visualiza la pantalla principal correspondiente al modo de operación seleccionado. Con referencia también al diagrama de flujo en la figura 5, se puede ver que la pulsación de la tecla de parámetros 50b pone el sistema en un modo de preparación o de parámetros como se ha indicado en 202 y hace que se visualice el conjunto apropiado de pantallas de preparación (108a, b o c). Los parámetros corrientes son visualizados en las pantallas de preparación como se ha indicado en 204. La última entrada en el modo de parámetros, denominada MÁSCARA L, permite al usuario seleccionar un valor de 1 a 6 usando las teclas de flecha hacia arriba y hacia abajo 50d y 50c. Primero se visualiza el valor almacenado en memoria; entonces se puede cambiar como se ha indicado en 206 seleccionando un nuevo valor usando las teclas de flecha, punto en el que de nuevo se almacena en memoria (o memoria de programa o almacenamiento de datos 44) como se ha indicado en 208 y el usuario puede salir del modo de preparación como se ha indicado en 210, por lo que la función asociada con la entrada numérica se usa en el cálculo del escape excedente, el volumen tidal y el flujo máximo para visualización en el dispositivo 52 como se ha indicado en 212. El ajuste de la máscara puede ser optimizado entonces examinando la pantalla al mismo tiempo que se pone la máscara y operando hasta que el valor de escape excedente sea mínimo.

Alternativamente, se contempla que se pueda acceder a distancia a la memoria de programa o almacenamiento de datos 44 a través de un puerto de comunicación externa 46 tal como un puerto de comunicación serie RS232 estándar. Usando un ordenador remoto con software de comunicación apropiado, el valor del perfil de escape del agujero de purga puede ser visualizado en la pantalla del ordenador en varios formatos. La figura 7 representa un formato ejemplar 300 para presentar los parámetros asociados con el generador de flujo de gas según la presente invención. La figura 7 también ilustra cómo se puede poner el escape de la máscara usando un control deslizante típico 302 visualizado en la pantalla del ordenador. Alternativamente se puede usar un control de recuadro de texto 304 similar al usado con los otros parámetros como unos medios de preparación.

Por lo anterior se apreciará que el escape estándar puede ser seleccionado rápidamente y cambiado convenientemente cuando se cambia el tipo de máscara, obteniendo por ello valores estimados exactos del volumen tidal, el flujo máximo y el escape excedente.

Aunque la invención se ha descrito con detalle anteriormente, no se ha previsto limitar la invención a las realizaciones específicas descritas. Es evidente que los expertos en la técnica pueden hacer ahora numerosos usos, modificaciones y alteraciones de las realizaciones específicas aquí descritas sin apartarse de los conceptos novedosos. Por ejemplo, aunque se han ilustrado seis perfiles de escape del agujero de purga, se apreciará que se puede almacenar cualquier número de perfiles como polinomios o como valores en una tabla de consulta. También cae dentro del alcance de la presente invención poder programar perfiles adicionales en memoria y/o editar perfiles almacenados en memoria. La programación o edición de perfiles se puede realizar usando un ordenador externo conectado al generador de flujo de gas mediante el puerto de comunicaciones. Los perfiles pueden ser almacenados en el ordenador externo o programarse en la memoria contenida dentro del generador de flujo de gas. Las estructuras de menús pueden ser modificadas de manera que incluya campos distintos de los representados y/o para borrar algunos campos dependiendo de las necesidades del usuario. Además, los controles aquí representados son simplemente ejemplares de los tipos de controles que pueden ser usados para seleccionar el modo, el perfil de escape del agujero de purga, etc. Se puede usar otros tipos de controles tal como pulsadores, conmutadores, botones, teclados, y pantallas táctiles. Si se desea, se puede usar un solo control para seleccionar más de una de las funciones o parámetros especificados. Los valores calculados del escape excedente, el flujo máximo y el volumen tidal pueden ser usados por el microcontrolador para variar parámetros operativos del generador de flujo de gas.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para suministrar un gas respiratorio a un paciente, incluyendo el aparato

un ventilador (22) que genera un flujo de un gas respiratorio distribuido a un aparato respiratorio que tiene un agujero de purga asociado;

un sensor de caudal de gas (28) colocado para detectar el flujo de gas respiratorio generado por dicho ventilador (22);

un dispositivo de memoria (44);

medios selectores; y

un microprocesador (24) programado para calcular usando un caudal medido por dicho sensor de caudal de gas (28);

caracterizado porque

dicho dispositivo de memoria (44) contiene una pluralidad de perfiles de escape de agujero de purga correspondientes a tipos específicos de aparatos respiratorios (14), donde un perfil de escape de agujero de purga define un flujo de agujero de purga en función de la presión;

dichos medios selectores se han previsto para seleccionar uno de dicha pluralidad de perfiles de escape de agujero de purga de dicho dispositivo de memoria (44); y

dicho microprocesador (24) está programado para calcular al menos uno de escape excedente, volumen tidal, y flujo máximo usando un caudal medido por dicho sensor de caudal de gas (28) y el perfil de escape de agujero de purga seleccionado.

2. El aparato de la reivindicación 1, incluyendo además un dispositivo de visualización (52) en comunicación con dicho microprocesador (24), presentando dicho dispositivo de visualización (52) al menos uno del escape excedente calculado, el volumen tidal, y el flujo máximo en respuesta a una señal generada por dicho microprocesador (24).

3. El aparato de la reivindicación 2, incluyendo además un puerto de comunicación externa (46) en comunicación con dicho microprocesador (24).

4. El aparato de la reivindicación 3, donde dicho ventilador (22), dicho sensor de caudal de gas (28), dicho dispositivo de memoria (44), dicho microprocesador (24), dicho dispositivo de visualización (52), y dicho puerto de comunicación externa (46) son parte de una unidad de generación de flujo de gas (12).

5. El aparato de la reivindicación 4, incluyendo además un ordenador, donde dicha unidad de generación de flujo de gas (12) está conectada a dicho ordenador mediante dicho puerto de comunicación externa (46).

6. El aparato de la reivindicación 5, donde dicho ordenador está programado para visualizar al menos uno del escape excedente calculado, el volumen tidal y el flujo máximo en respuesta a una señal generada por dicho microprocesador (24).

7. El aparato de la reivindicación 5, donde dicho ordenador está programado para permitir la selección de uno de una pluralidad de perfiles de escape de agujero de purga de dicho dispositivo de memoria (44).

8. El aparato de la reivindicación 4, donde dicha unidad de generación de flujo de gas (12) incluye una consola y donde dichos medios selectores incluyen al menos un control (50) en dicha consola.

9. El aparato de la reivindicación 1, donde cada perfil de escape de agujero de purga es una función matemática que describe el escape de agujero de purga en un rango de presiones de gas para un tipo específico de máscara.

10. El aparato de la reivindicación 1, donde cada perfil de escape de agujero de purga es un conjunto de valores de escape de agujero de purga correspondientes a un conjunto de valores de presión de gas para un tipo específico de máscara.

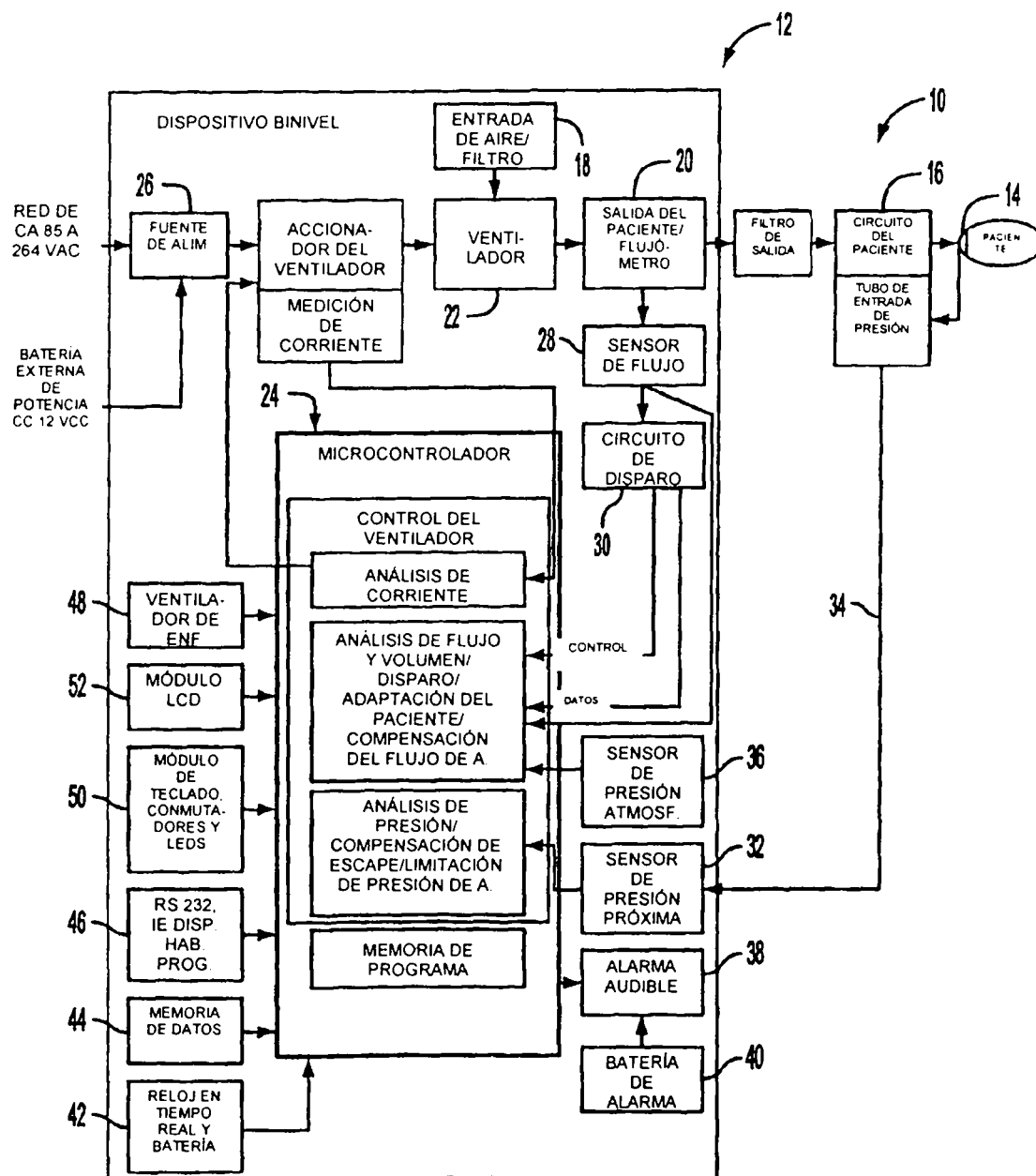


FIG. 1

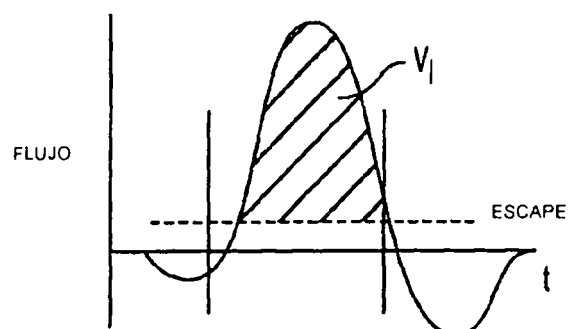


FIG. 2

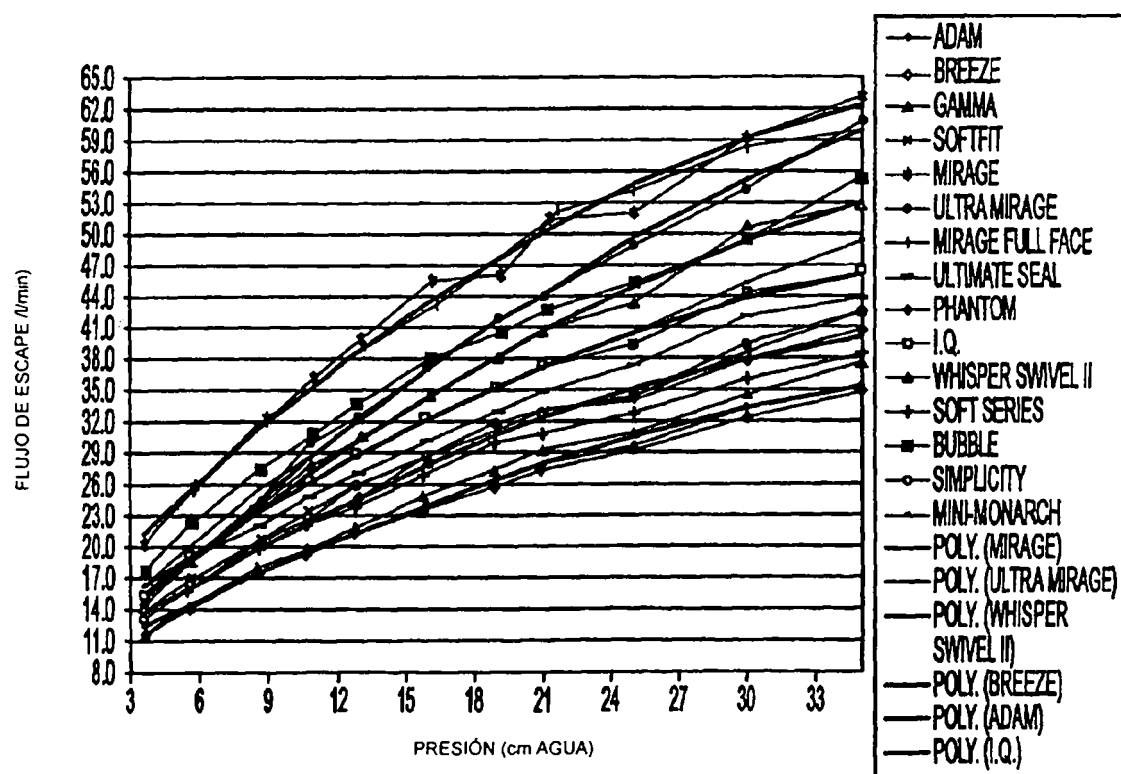


FIG. 3

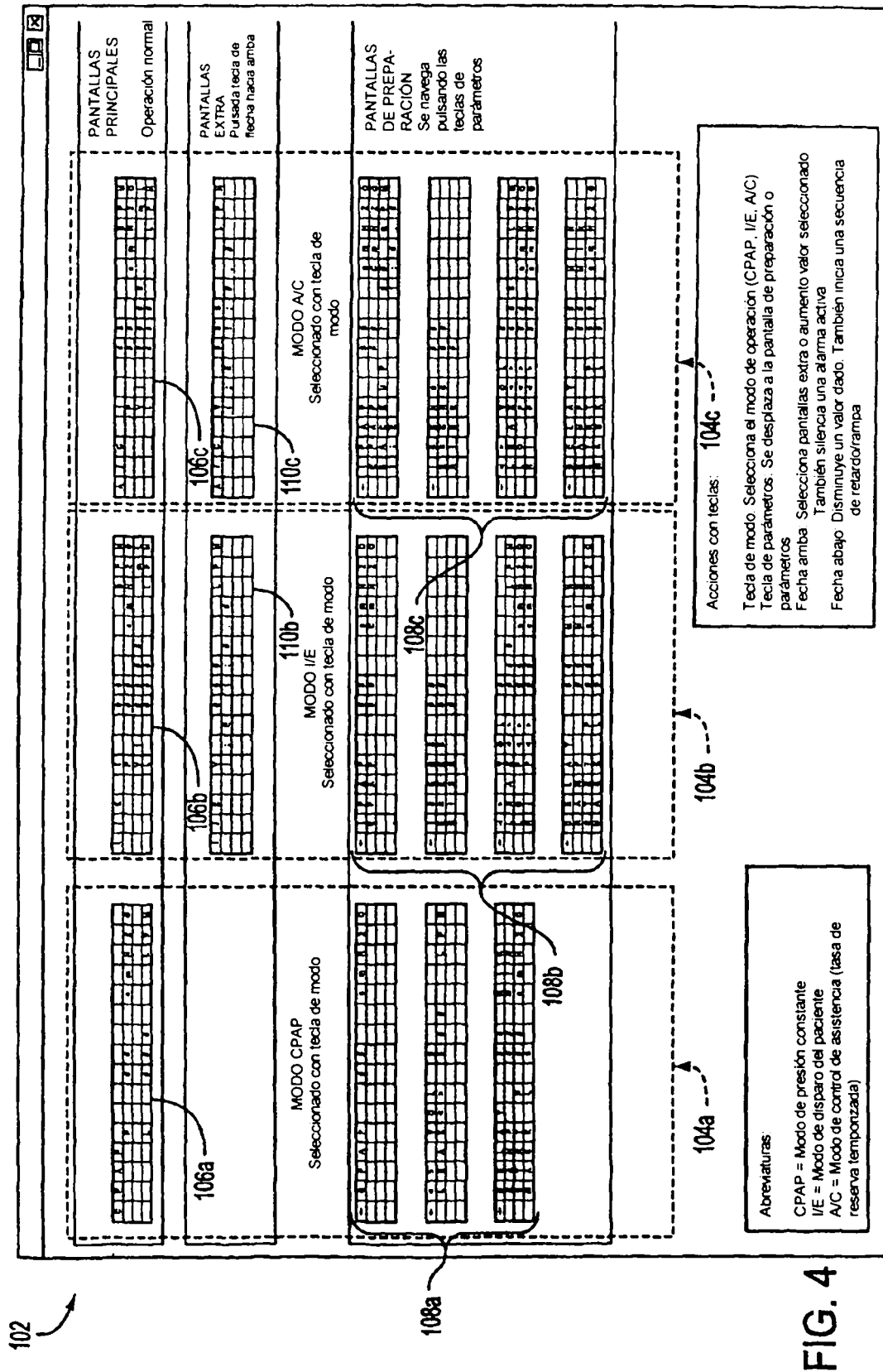


FIG. 4

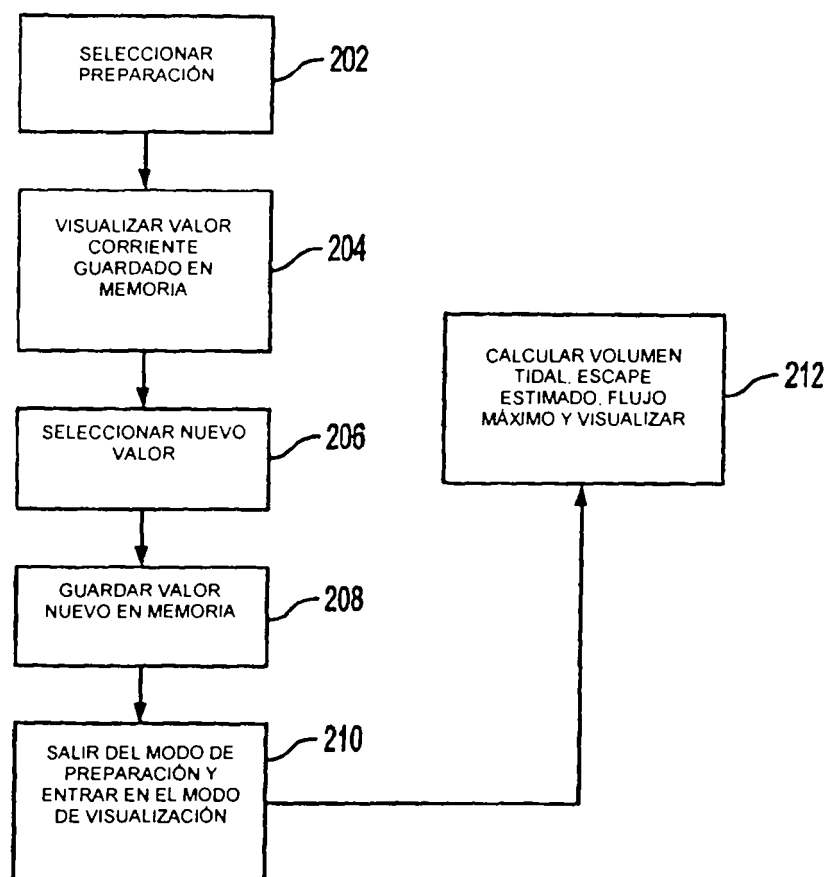


FIG. 5

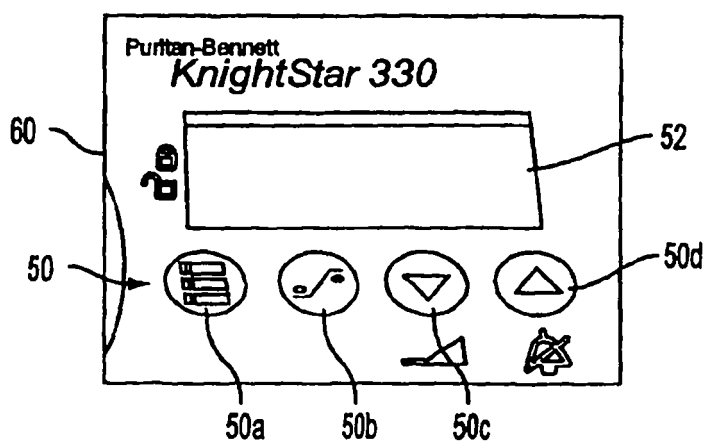


FIG. 6



M MDMS - Paciente no seleccionado Archivo Herramientas Ayuda		Inicio DPOSITIVO	
Iniciar Descarga Valores Terapia Alarmas Dispositivo Llamada Dispositivo del paciente Knightstar 330 Estado: Modo CPAP ▼ IPAP 15 MIN cm H₂O EPAP 3 MIN cm H₂O Tasa de respiración de r. 10 BPM Relación I/E de r. 1: 2.0 Sensibilidad IPAP 3 MIN Sensibilidad EPAP 3 MIN Tiempo de subida 3 cm H Escape de máscara Retardo 0 MIN Duración de rampa inicial 0 MIN Presión inicial 3 cm H		Apply	

FIG. 7