

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 599 856**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **06.01.2005 PCT/US2005/000281**

87 Fecha y número de publicación internacional: **04.08.2005 WO05070488**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.01.2005 E 05705080 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.07.2016 EP 1703933**

54 Título: **Aparato de presión positiva de vía de aire proporcional sin sensor**

30 Prioridad:

09.01.2004 US 535379 P

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

03.02.2017

73 Titular/es:

**SENSORMEDICS CORPORATION (100.0%)
22705 Savi Ranch Parkway
Yorba Linda CA 92887, US**

72 Inventor/es:

HIGGINS, JOHN

74 Agente/Representante:

LLAGOSTERA SOTO, María del Carmen

ES 2 599 856 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

Descripción

Aparato de presión positiva de vía de aire proporcional sin sensor.

Descripción

5 La presente invención se refiere en general a dispositivos de administración a presión. Específicamente, la presente invención se refiere a dispositivos de presión positiva de vías de aire para el tratamiento de trastornos respiratorios relacionados con el sueño.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

10 Los trastornos respiratorios relacionados con el sueño, como el síndrome de apnea obstructiva del sueño (SAOS) y los trastornos obstructivos pulmonares crónicos (TOPC), afectan negativamente a la respiración durante el sueño. La interrupción de la respiración a menudo es el resultado del colapso o el cierre de las vías de aire de un individuo. SAOS, como un ejemplo común de un trastorno respiratorio relacionado con el sueño, es una condición física anormal que afecta a la capacidad de una persona para respirar correctamente después de quedarse dormida. Las personas que sufren de apnea del sueño pueden dejar de respirar durante períodos tan cortos como unos pocos segundos y tan largos como unos pocos minutos.

15 Por lo general, los trastornos respiratorios relacionados con el sueño como el SAOS son tratados con la terapia de Presión Positiva de Aire Continua (PPAC). En la terapia de PPAC, un dispositivo fuerza el aire hacia la vía de aire de un individuo. El dispositivo PPAC mantiene la presión suficiente para mantener la vía de aire abierta durante los períodos de sueño. El paciente lleva un dispositivo similar a una máscara que está conectado al dispositivo de PPAC para proporcionar una presión de aire elevada en la vía de aire superior del paciente. La terapia PPAC tradicional ignora las variaciones en los requisitos de presión y proporciona una terapia en un nivel de presión y somete al paciente a la misma presión positiva tanto durante la espiración como durante la inspiración. Para los pacientes que requieren altas presiones terapéuticas, la alta presión de exhalación provoca una incomodidad del paciente y puede comprometer la conformidad del paciente. Por lo tanto, las terapias PPAC funcionan basándose en un parámetro de tratamiento en el peor de los casos, que consiste en los requisitos de presión pico durante la inspiración.

Otras terapias conocidas como BiPAP (presión positiva de vías de aire de dos niveles) operan a dos niveles de presión positiva de aire. Durante la exhalación se utiliza un nivel de presión inferior mientras que durante la inhalación se utiliza un nivel de presión superior.

30 El dispositivo BiPAP hace que resulte más fácil exhalar debido a la menor presión utilizada durante la exhalación. Los dispositivos BiPAP a menudo se prescriben para las personas que requieren presiones más altas que las presentes en los dispositivos PPAC. Los dispositivos BiPAP reducen la presión de exhalación en una cantidad proporcional al flujo exhalado del paciente, sin detección de flujo. Las cargas de costos y de fiabilidad relacionadas con la detección de flujo se eliminan. Las terapias de dos niveles intentan aprovechar los diferentes requisitos de presión para disminuir la presión durante la exhalación. Sin embargo, las terapias de dos niveles tampoco proporcionan un tratamiento óptimo debido a que la presión positiva de aire inspiratorio (IPAP) de PAP de dos niveles se basa una vez más en las necesidades de los picos del paciente encontradas durante la inspiración y se mantiene constante durante toda la respiración de la fase inspiratoria. Asimismo, durante el tratamiento de dos niveles, la presión de la vía de aire en posición espiratoria (EPAP) se mantiene constante y está relacionada únicamente con las necesidades de soporte al final de la exhalación.

45 WO 97/10019 A1 describe un aparato de presión positiva de vía de aire que comprende un generador de flujo acoplado a un dispositivo de administración, en que el generador de flujo produce un gas presurizado para el dispositivo de administración; un controlador que tiene una entrada de señal de control y un componente de suma y que está configurado para producir una señal de salida que acciona el generador de flujo; y un sensor de presión configurado para detectar la presión en el aparato de presión positiva de vía de aire, en que el sensor de presión proporciona una señal de entrada del sensor de presión que representa la presión al controlador.

RESUMEN DE LA INVENCION

50 La presente invención proporciona un aparato de presión positiva de vía de aire en el que la salida de presión se modula en proporción al patrón de respiración del paciente para reducir el trabajo de la respiración en el paciente a la vez que se mantiene la presión prescrita requerida durante la inspiración.

Esto se realiza con un diseño de regulador de presión cuyo comportamiento intrínseco es tal que presenta al paciente una impedancia de presión negativa controlada sin la necesidad de ningún dispositivo de detección de flujo fuera del regulador de presión básico.

La invención proporciona un aparato de acuerdo con la reivindicación 1.

5 Otras formas de realización de la invención se describen en las reivindicaciones dependientes.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La FIG. 1 es una ilustración de un diagrama de bloques del aparato de presión positiva de vía de aire de la presente invención;

la FIG. 2 es una representación gráfica de un patrón de respiración típico de un paciente;

10 la FIG. 3 es una representación gráfica de un modo de controlador para un aparato de presión positiva de vía de aire de la presente invención;

la FIG. 4 es una representación gráfica de otro modo de controlador para un aparato de presión positiva de vía de aire de la presente invención; y

la FIG. 5 es una representación gráfica de un espectro de frecuencia de una fuga.

15 DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS FORMAS DE REALIZACIÓN

En la siguiente descripción de la presente invención se hace referencia a los dibujos adjuntos que forman parte de la misma, y en los que se muestran, a modo de ilustración, formas de realización de ejemplo que ilustran los principios de la presente invención y cómo se puede poner en práctica. Debe entenderse que se pueden utilizar otras formas de realización para poner en práctica la presente invención y que se pueden hacer cambios estructurales y funcionales en la misma sin apartarse del alcance de la presente invención.

20 La FIG. 1 muestra una representación de un diagrama de bloques de un aparato de presión positiva de vía de aire 10. El aparato 10 administra gas de respiración a presión a un paciente a través de la interfaz del paciente 20 en proporción al flujo respiratorio del paciente para el tratamiento de trastornos respiratorios relacionados con el sueño, como por ejemplo el SAOS, COPD y otras condiciones. El aparato 10 incluye componentes que proporcionan presión proporcional al flujo respiratorio del paciente sin detectar el flujo de gas.

25 El aparato 10 incluye un generador de flujo de gas 30, como por ejemplo un soplador de PPAC convencional, que recibe gas de cualquier fuente adecuada. El gas a presión se suministra al paciente a través del circuito del paciente 40 y la interfaz de paciente 20.

30 El aparato también incluye un sensor de presión 50 que detecta la presión del gas. El sensor de presión 50 puede detectar el gas a presión en cualquier punto entre e incluyendo la salida del generador de aire 30 y la interfaz del paciente 20. El sensor de presión 50 también puede detectar la presión de gas desde el mismo interior del generador de flujo 30. El sensor de presión 50 produce una señal de presión 60 (también referida en el presente documento como señal de entrada del sensor de presión o entrada de retroalimentación de presión) que representa la presión del gas en el aparato 10 que se alimenta de nuevo a una unión de suma 70 en un controlador 80. La unión de suma 70 resta la señal de presión 60 de una señal de control 90 (también referida aquí como entrada de señal de control o entrada de control de presión o entrada de señal de control) para producir una señal de error 100 que es procesada por los diversos componentes del controlador 80. La salida del controlador 80 varía la salida de potencia del generador de flujo 30 de tal manera que la señal de presión 60 converge hacia la señal de control 90 que es determinada por un control de ajuste de presión 110. Los componentes del controlador 80 están configurados de tal manera que se asegura la convergencia incondicional y controlada. La salida de control de ajuste de presión 110 (que es la señal de control 90) no es necesariamente fija y puede variar con el tiempo de acuerdo con diversas características de titulación incorporadas en el aparato 10. Bajo todas las condiciones operativas, la señal de presión 60 realizará el seguimiento de la señal de control 90.

45 El aparato 10 de la presente invención también incluye un sistema de retroalimentación compuesto de una señal de retroalimentación 120 (también referida como entrada de retroalimentación local) que sigue la vía de retroalimentación 120. La fuente de la señal de retroalimentación 120 puede ser cualquier punto entre la salida de la unión de suma 70 y la entrada al generador de flujo 30. En la forma de realización de la Fig. 1, el origen de la señal de retroalimentación 120 es la salida de un integrador 140, que es un ejemplo de un componente interno del controlador 80. En otra forma de realización, la señal de retroalimentación 120 es modificada por un filtro 130 y se añade a la señal de control 90 y a la señal de presión 60 en la unión de suma 70. El filtro 130 puede incluir un filtro pasa banda, un compresor de señal, y un rectificador. Sin embargo, el filtro 130 no se limita a esta composición, y puede estar constituido en cualquier número de maneras para adaptar el comportamiento del controlador 80.

La FIG. 1 muestra que en una forma de realización, el controlador 80 puede incluir componentes como por ejemplo un integrador 140, un amplificador 150, y un diferenciador 160. El controlador 80 también puede ser un controlador PID estándar. En esta especificación, la descripción del controlador 80 se incluye sólo a efectos ilustrativos. Debe entenderse que el controlador 80 puede incluir componentes adicionales o distintos y que se pueden utilizar configuraciones de controlador que no sean la que se muestra en la Fig. 1 para esta invención. Además, el controlador 80 representa un ejemplo de una implementación de control de retroalimentación que es ampliamente conocida en la técnica. Debe entenderse que se puede utilizar cualquier forma de aplicación de control de retroalimentación para esta invención.

La introducción del sistema de retroalimentación o de bucle y la señal de retroalimentación 120 proporcionan un diseño de regulador de presión cuyo comportamiento intrínseco es tal que presenta al paciente una impedancia de presión negativa controlada sin la necesidad de ningún dispositivo de detección aparte del regulador de presión básico. Por lo tanto, la presente invención no utiliza un sensor para detectar cualquier otro atributo de la sustancia administrada, como por ejemplo el flujo. La presente invención incluye solamente un sensor de presión 50 para detectar la presión en el aparato de presión positiva de vía de aire 10.

Para dilucidar el concepto de impedancia de presión negativa, debe considerarse en primer lugar un simple dispositivo de administración de presión no regulada. Este tipo de dispositivo presenta una impedancia de presión positiva hacia el paciente. Es decir, la presión aumenta si el paciente exhala y disminuye cuando el paciente inhala. A continuación, debe considerarse un dispositivo que regula la presión. Aquí, la presión se mantiene constante, independientemente del flujo respiratorio. Por lo tanto, este dispositivo presenta una impedancia de presión cero al paciente. Con la presente invención, la presión de la máscara disminuye a medida que el paciente exhala y aumenta a medida que el paciente inspira, presentando una impedancia de presión negativa para el paciente. Este comportamiento tiene el efecto deseado de reducir el esfuerzo respiratorio a la vez que se mantiene la presión de inspiración prescrita.

Para crear una impedancia de presión negativa con un dispositivo de PPAC de presión regulada típico, se añade una vía de retroalimentación localizada adicional al controlador 80. Un componente de la señal de error interno del controlador es enviado de nuevo a una tercera entrada no de inversión del controlador 80 de tal manera que la retroalimentación es positiva en su polaridad.

La FIG. 1 muestra que en una forma de realización de la presente invención, la polaridad de la vía de retroalimentación 120 es positiva. Una señal de sentido positivo de la salida del integrador 140 produce una señal en sentido positivo en su entrada (por ejemplo, a través de la vía de retroalimentación 120 y la unión de suma 70). La retroalimentación positiva a lo largo de esta vía 120 modifica el comportamiento del controlador 80 de manera que su salida de presión regulada tiene una impedancia de presión negativa. Esto se puede entender mediante el examen de lo que ocurre cuando un paciente exhala en la interfaz del paciente 20. En el modo PPAC normal (es decir, sin retroalimentación positiva), el flujo de expiración hará que la presión en el circuito del paciente 40 aumente, dando como resultado un aumento de la señal de presión 60. La señal de presión 60 y la señal de control 90 ya no coincidirán y su suma (es decir, la señal de error 100) se convertirá en negativa. Esta señal de sentido negativo es amplificada por los componentes del controlador 80, provocando que su salida sea más negativa, lo que a su vez reduce la velocidad del generador de flujo 30, haciendo que la presión disminuya en compensación por el incremento inicial. Eventualmente (del orden de milisegundos), la presión caerá hasta el punto en que la salida de la unión de suma 70 vuelve a cero. En resumen, el bucle de control funciona siempre en una dirección que fuerza la salida de la unión de suma 70 hacia cero, que es el punto en el que la señal de presión 60 coincide con la señal de control 90.

Bajo estas mismas condiciones, con retroalimentación positiva añadida, la salida en sentido negativo del controlador 80 también provoca una tercera entrada no inversora en la unión de suma 70 para convertirse en negativa. Esto hace que la salida de la unión de suma 70 se convierta en cero en un punto en que la señal de presión 60 es menor que la señal de control 90. Mientras el paciente continúa exhalando, el controlador 80 regulará a una presión más baja que la ordenada por la señal de control 90. El proceso opuesto se produce cuando el paciente inspira, a menos que la señal de retroalimentación 120 sea bloqueada durante este ciclo (es decir, rectificación). En el proceso opuesto, siempre y cuando el paciente continúe inhalando, la salida de la unión de suma 70 se convertirá en cero en un punto en el que la señal de presión 60 es mayor que la señal de control 90, y el controlador 80 regulará a una presión mayor que la que manda la señal de control 90. Este proceso es continuo y más o menos proporcional a los flujos respiratorios en un sistema estable. La magnitud de esta respuesta de la presión de flujo respiratorio es controlada por el incremento del filtro 130. Este incremento no necesita ser lineal. De hecho, el incremento puede ser comprimido de alguna manera para suprimir las respuestas excesivas tanto a los suspiros como a la tos.

En una forma de realización, esta señal de retroalimentación es de banda limitada a las frecuencias necesarias para resolver la actividad respiratoria normal. La respuesta de resistencia negativa a los flujos relacionados con fugas, por ejemplo, será bloqueada por la eliminación del espectro de frecuencia de la

fuga de la señal de retroalimentación. La respuesta a los suspiros y a la tos puede ser atenuada de una manera similar.

El acondicionamiento de la señal de retroalimentación 120 no se limita al filtrado de paso banda ni necesita ser lineal. La señal de retroalimentación 120 puede ser modificada en cualquier número de maneras para conseguir un comportamiento deseado del controlador 80. Por ejemplo, se puede comprimir para mejorar la inmunidad del controlador a los suspiros o a la tos. También puede ser rectificado para hacer que el controlador 80 opere en el modo de "media onda". En el modo de "media onda", que se muestra gráficamente en la Fig. 4, la impedancia de presión negativa se presenta sólo durante el ciclo de expiración de una respiración, dejando la presión en un valor predeterminado durante la inspiración. Esto reduce la presión durante la exhalación, a la vez que deja la presión de inspiración en un nivel de PPAC normal. El modo "onda completa", que se muestra gráficamente en la Fig. 3, presenta una impedancia de presión negativa durante todo el ciclo respiratorio. Este modo puede minimizar de forma óptima el esfuerzo respiratorio del paciente a la vez que se mantiene una presión de apoyo suficiente durante la inspiración.

El controlador 80 representa un ejemplo de una implementación de control de retroalimentación que es ampliamente conocida en la técnica. Debe entenderse que cualquier forma de implementación de control de retroalimentación puede ser utilizada para esta invención.

La señal de presión 60 del sensor de presión 50 puede tener una polaridad negativa. Debido a que la implementación de una vía de retroalimentación de polaridad positiva a veces puede dar como resultado un controlador inestable, el controlador 80 será estable si la magnitud de la vía de retroalimentación negativa excede la magnitud de la vía de retroalimentación positiva menos uno, tal como se define por medio de la ecuación (1).

$$(1) \quad |Feedback_{negative}| > |Feedback_{positive}| - 1 = TRUE$$

Cumplir la ecuación (1) tendrá como resultado un sistema estable. Con el incremento de filtro 130 configurado de forma adecuada, y con un filtro de paso de banda diseñado correctamente, el aparato 10 permite unas respuestas de presión grande para los flujos respiratorios al tiempo que cumple la ecuación (1). En teoría, no existe un límite fundamental de las respuestas de la presión estable máxima alcanzable. En la práctica, se han alcanzado fácilmente magnitudes de respuesta de presión del orden de $12 \text{ cm H}_2\text{O L}^{-1} \text{ sec}^{-1}$, manteniendo la estabilidad.

El filtro 130 está incluido en el aparato 10 para limitar la respuesta de impedancia de presión negativa del controlador al patrón de respiración normal del paciente. La respuesta al flujo de eventos como por ejemplo fugas, suspiros o tos se atenúa o bien se elimina mediante la inclusión de filtro 130. Además de esto, el filtro 130 puede estar configurado para eliminar la respuesta del controlador a los flujos inspiratorios para sistemas más simples que disminuyen la presión sólo durante las exhalaciones.

La FIG. 2 es una representación gráfica de un patrón de respiración típico de un paciente, que muestra el flujo normal durante la inspiración y la expiración. La FIG. 3 es una representación gráfica de una respuesta a un patrón de respiración de un paciente. El número de referencia 170 muestra una respuesta PPAC convencional de la técnica anterior, en la que se administra una alta presión constante durante tanto la inspiración como la expiración. El número de referencia 180 muestra una respuesta típica, tal como en la presente invención, en la que una presión de línea de base proporciona suficiente presión durante la inspiración y la expiración que mejora la comodidad y la conformidad del paciente. Por lo tanto, la FIG. 3 muestra una respuesta "de onda completa" para la inspiración y la expiración. La FIG. 4 es una representación gráfica de una respuesta de "media onda" que muestra una presión de referencia administrada solamente durante la expiración. La FIG. 4 muestra una respuesta tal como se describe a continuación en una forma de realización en la que se incluye un rectificador con filtro 130.

La FIG. 5 es una representación gráfica de un espectro de frecuencia de una fuga. En una forma de realización, el filtro 130 incluye un filtro pasa banda configurado para discriminar entre los patrones de respiración normales y todos los demás eventos de flujo. Tal como se muestra en la Fig. 5, el espectro de frecuencia de una fuga (en términos de modulación de flujo) se pondera fuertemente hacia las bajas frecuencias por debajo de las tasas de respiración habituales y se discrimina fácilmente. El componente de paso alto del filtro pasa banda en el filtro 130 puede ser diseñado con un punto de corte agudo justo por debajo de la tasa de respiración más baja prevista para bloquear estas frecuencias. El componente de DC de una fuga, que es muy significativo, será completamente bloqueado por este tipo de filtro. Esta discriminación de frecuencias puede adquirir muchas formas dependiendo de la aplicación y el tipo de interfaz del paciente 20 (nasal frente a la máscara, por ejemplo).

Los suspiros y la tos pueden ser tratados de una manera similar. Se ponderan hacia frecuencias más altas que la tasa de respiración y tienden a tener altas amplitudes. De nuevo, estas frecuencias pueden ser atenuadas por el componente de paso bajo del filtro pasa banda en el filtro 130. A diferencia de las fugas, sin embargo, existe un cierto solapamiento de contenido de frecuencia de la tos / suspiros y los flujos

- respiratorios normales. Se puede conseguir una inmunidad adicional a los suspiros y la tos si el filtro 130 comprime la señal en función de la amplitud instantánea. Esta forma de filtro 130 representa sólo un posible método para adaptar el comportamiento del controlador 80. También es posible cualquier número de otros procesos. Por ejemplo, la adición de un rectificador al filtro 130 hará que el controlador 80 responda a uno o a la otra mitad del ciclo de respiración – es decir, la exhalación, tal como se muestra en la Fig. 4 (es decir, en modo "media onda"). Sin rectificación en el filtro 130, el controlador 80 funcionará en modo de "onda completa" tal como se muestra en la Fig. 3. En este modo, el aparato 10 puede funcionar a presiones en general más bajas, mejorando la comodidad del paciente y, como consecuencia, su conformidad.
- 5
- 10 El controlador 80 y la vía de retroalimentación 120 pueden ser implementados en hardware o software, o en una combinación de ambos. Una implementación de la presente invención se basa en software y utiliza metodologías de procesamiento de señales digitales (DSP). Este método minimiza el coste para producir el aparato y maximiza la flexibilidad de diseño. Sin embargo, no debe interpretarse que la aplicación de esta invención está fijada a métodos DSP.
- 15 Debe entenderse que se pueden utilizar otras formas de realización y se pueden realizar cambios estructurales y funcionales sin apartarse del alcance de la presente invención. Las descripciones anteriores de formas de realización de la invención se han presentado con fines de ilustración y descripción. No se pretende que sea exhaustiva ni que limite la invención a las formas precisas descritas. Por ejemplo, el controlador 80 puede incluir componentes adicionales que no se mencionan específicamente en el presente documento. Además, la señal de retroalimentación 120 se puede tomar desde cualquier punto dentro del controlador 80 y no se limita a tomarse desde la salida del controlador 80. Por tanto, se pretende que el alcance de la invención esté limitado por medio de las reivindicaciones adjuntas.
- 20

REIVINDICACIONES

1. Un aparato de presión positiva de vía de aire (10) que comprende:

5 un generador de flujo (30) acoplado a un dispositivo de administración, en que el generador de flujo (30) produce un gas a presión para el dispositivo de administración; un controlador (80) que tiene una entrada de señal de control (90) y configurado para producir una señal de salida que impulsa el generador de flujo (30);
 10 un sensor de presión (50) configurado para detectar la presión en el aparato de presión positiva de vía de aire (10), en que el sensor de presión (50) proporciona una señal de entrada del sensor de presión (60) que representa la presión hacia el controlador (80); y
 un bucle de retroalimentación acoplado al controlador (80) y que proporciona una señal de retroalimentación (120) al controlador (80), en que el controlador (80) incluye un componente de suma (70) para añadir tres señales separadas con el fin de proporcionar una entrada añadida al controlador (80), en que las tres señales separadas consisten en la entrada de señal de control (90), la señal de retroalimentación (120), y la señal de entrada del sensor de presión (60),
 15 en que el componente de suma comprende tres entradas separadas que corresponden a cada una de las tres señales separadas,
 en que la señal de retroalimentación (120) es positiva en polaridad y la señal de presión (60) tiene una polaridad negativa,
 en que el origen de la señal de retroalimentación (120) se encuentra entre una salida del componente de suma (70) y una entrada en el generador de flujo (30),
 en que el controlador (80) está configurado para regular la presión aumentando el gas presurizado durante la inspiración y reduciendo el gas presurizado durante la espiración, presentando de esta
 25 forma una impedancia de presión negativa, y
 en que el aparato (80) no comprende un dispositivo de sensor de flujo adicional.

2. El aparato de la reivindicación 1, en el que el sensor de presión (50) detecta la presión en el generador de flujo (30).

30 3. El aparato (10) de la reivindicación 1, en el que el sensor de presión (50) detecta en cualquier punto entre el generador de flujo (30) y una interfaz de paciente (20).

35 4. El aparato (10) de la reivindicación 1, que comprende además un filtro (130) como parte del bucle de retroalimentación, en el que el filtro (130) incluye un componente de paso alto configurado para eliminar frecuencias por debajo de una tasa de respiración más baja anticipada, y en el que el filtro (130) incluye un componente de paso bajo configurado para eliminar las frecuencias por encima de una tasa de respiración más alta anticipada.

40 5. El aparato (10) de la reivindicación 4, en el que el filtro (130) incluye un rectificador, en que el rectificador hace que el controlador (80) proporcione el gas presurizado a sólo una parte de un ciclo de respiración.

6. El aparato (10) de la reivindicación 5, en el que la parte del ciclo de respiración es el ciclo de inspiración.

45 7. El aparato (10) de la reivindicación 1, en el que el dispositivo de administración incluye tubos flexibles.

8. El aparato (10) de la reivindicación 1, que comprende además una interfaz de paciente (20) que permite que el gas a presión sea recibido por un paciente.

50 9. El aparato (10) de la reivindicación 8, en el que la interfaz de paciente (20) incluye una máscara.

10. El aparato (10) de la reivindicación 1, en el que el aparato (10) es un dispositivo de presión positiva de vía de aire proporcional.

55 11. El aparato (10) de la reivindicación 1, en el que el aparato (10) se utiliza para tratar trastornos respiratorios relacionados con el sueño y/o síndrome de apnea de sueño obstructiva y/o trastornos pulmonares obstructivos crónicos.

60 12. El aparato (10) de la reivindicación 1, en el que el bucle de retroalimentación está configurado para proporcionar la señal de entrada de retroalimentación (120) desde una salida del controlador (80).

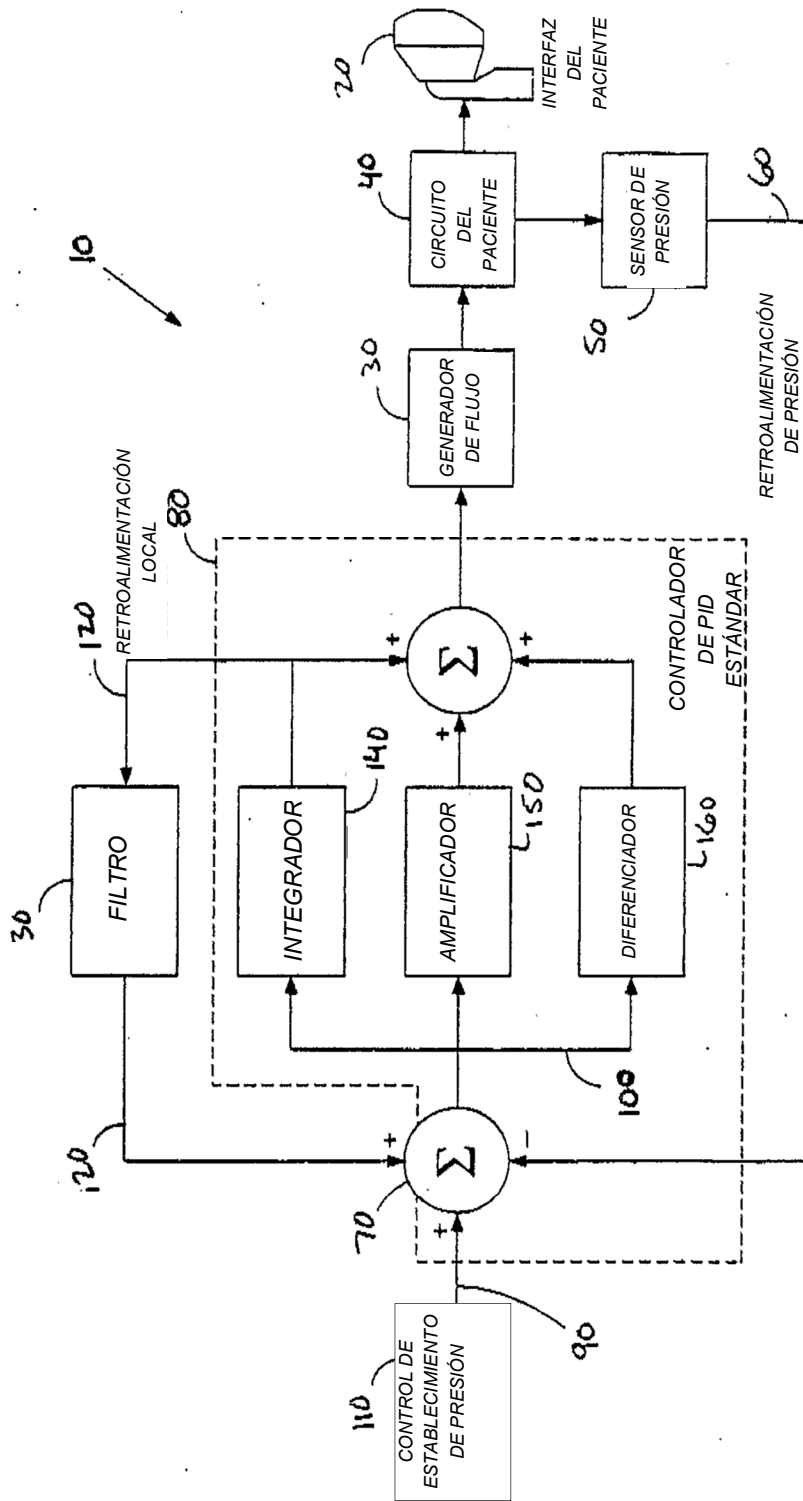


FIG. 1

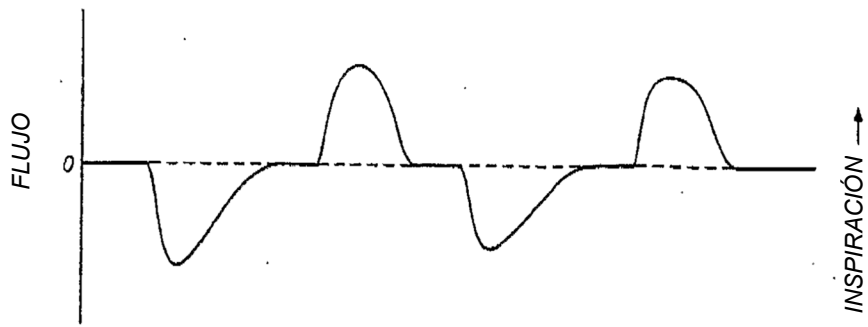


FIG. 2

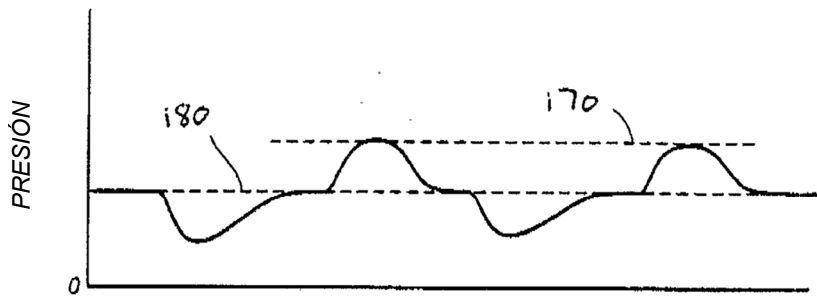


FIG. 3

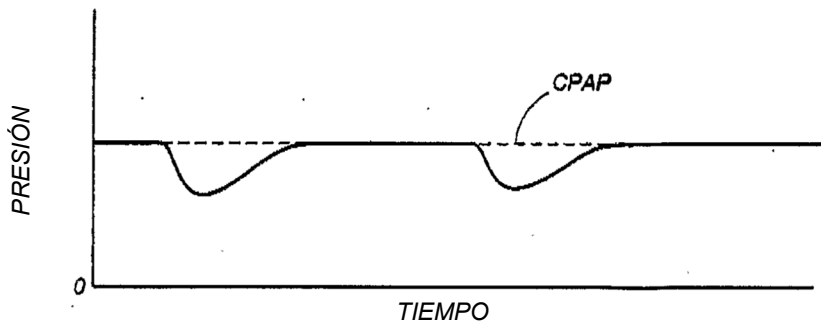


FIG. 4

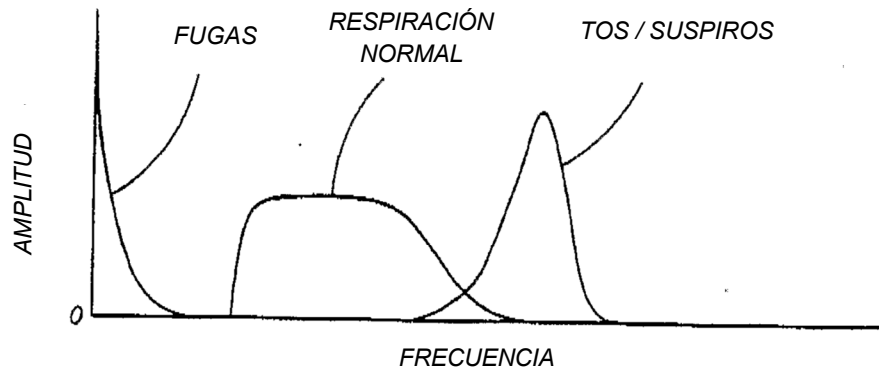


FIG. 5