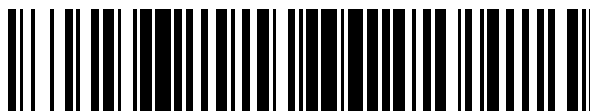


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 455 995**

51 Int. Cl.:

A61B 5/087

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.10.2005** **E 05109390 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.02.2014** **EP 1772098**

54 Título: **Cabezal de medición para instrumentos de diagnóstico y método**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
21.04.2014

73 Titular/es:

CAREFUSION GERMANY 234 GMBH (100.0%)
Leibnizstrasse 7
97204 Höchberg, DE

72 Inventor/es:

REINSTÄDTLER, JÜRGEN

74 Agente/Representante:

SAMMUT LINARES , Rodrigo

ES 2 455 995 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

Cabezal de medición para instrumentos de diagnóstico y método

- 5 La presente invención se refiere a instrumentos de diagnóstico pulmonar y cardiopulmonar y, más específicamente, a cabezales de medición para dichos instrumentos y un método para controlar el flujo de gas.

10 Tal como se describe, por ejemplo, en <http://www.med.unc.edu/wms/firstaid/FirstAid2/osy-RespNotes.DOC>, disponible en el sitio Web de la *University of North Carolina, school of medicine, Whitehead Medical Society, First Aid for the first year*, pueden determinarse varios parámetros para describir los mecanismos respiratorios y el intercambio de gases del pulmón de un sujeto:

- 15 FVC - capacidad vital forzada - cantidad total de aire exhalado
 FEV₁ - cantidad de aire exhalado durante el primer segundo de espiración forzada
 FRC - capacidad funcional residual
 TLC - capacidad pulmonar total
 RV - volumen residual
 IC - capacidad inspiratoria - cantidad de aire inhalada por encima de FRC; IC = TLC - FRC
 ERV - volumen espiratorio de reserva - cantidad de aire exhalada por debajo de FRC; ERV = FRC - RV

20 FVC, FEV₁, IC y ERV pueden determinarse mediante espirometría. El proceso comienza con el paciente respirando con normalidad durante varios ciclos. La respiración normal está representada por FRC - el volumen pulmonar en el que las fuerzas elásticas del pulmón son contrarrestadas en igualdad por el arrastre hacia fuera de la pared torácica. El volumen corriente es la cantidad de aire inhalada durante la respiración normal. A continuación, el paciente inhala hasta TLC y exhala enérgicamente hasta RV.

25 La FRC puede determinarse mediante técnica de pletismografía (todo el cuerpo), dilución con helio o lavado de nitrógeno, que se describen por ejemplo en el documento "Respiratory Mechanics in Infants: Physiologic Evaluation in Health and Disease", por un comité conjunto del *ATS Assembly on Pediatrics* y el *ERS Paediatrics Assembly*, American Review of Respiratory Disease Vol. 147, 1993, p. 475-496.

30 La técnica del lavado de nitrógeno consiste en medir el volumen de nitrógeno lavado de los pulmones cuando el sujeto está en respiración reciclada de un depósito de gas libre de nitrógeno. En los estudios originales, el equipo usado era bastante sencillo aunque engorroso de manejar, más tarde técnicas en tiempo real dependían de espectrómetros de masas, que son técnicamente exigentes de mantener. Si la cantidad de nitrógeno lavado se mide y la concentración inicial de nitrógeno alveolar se conoce, entonces puede obtenerse el volumen pulmonar en el que el lavado empezó. Si el lavado empieza en FRC, entonces FRC iguala al volumen de nitrógeno lavado dividido por la concentración de nitrógeno inicial en los pulmones.

40 El aspecto de dificultad de esta técnica es la medición precisa del volumen de nitrógeno lavado. En los dos métodos usados más habitualmente, el volumen de nitrógeno se mide a partir del gas espirado en una bolsa de recogida o se obtiene mediante integración continua de la concentración de nitrógeno en el gas espirado.

45 En el método de recogida de gas espirado, el volumen de nitrógeno espirado se calcula como el producto de la concentración de nitrógeno y el volumen de la bolsa. Cualquier imprecisión en la medición del volumen de la bolsa o, de forma más habitual, la concentración de lavado de nitrógeno final, provocará errores significativos. Dado que la concentración final de nitrógeno es muy baja, habiendo sido diluida con grandes cantidades de oxígeno, un error de <1% en su medición provocará un error sustancial. La resolución y, por lo tanto la precisión, del método depende de la concentración de nitrógeno alveolar inicial.

50 Usando analizadores de gas (o espectrómetros de masas) que responden con rapidez para obtener concentración de nitrógeno instantánea y un ordenador para integrar señales de flujo, puede crearse un sistema de circuito abierto. El volumen espirado y la concentración de nitrógeno asociado se miden continuamente mediante analizadores de gas o espectrómetros de masas de respuesta rápida. Una variación de esta técnica usaba una tasa de flujo de gas constante, mayor que el flujo inspiratorio máximo. Esta tasa de flujo de gas diluyó la concentración de nitrógeno espiratorio y dio como resultado problemas de precisión similares a los sistemas de bolsa de recogida. Además, la gran tasa de flujo de gas continua consumía grandes cantidades de oxígeno gaseoso, incrementando el coste de la prueba.

60 Otros potenciales problemas con la técnica de lavado de nitrógeno incluyen aquellos asociados con el tiempo de respuesta del analizador, tiempo de demora entre caudal y concentración de gas, y tasa de muestreo.

65 Deben realizarse correcciones para el nitrógeno lavado desde los tejidos y la sangre. El último habitualmente causa < 5% de error dentro de un periodo de lavado típico de 2 a 3 minutos pero puede ser mayor si el lavado se prolonga en pacientes con neumopatía. En los métodos habituales en adultos, la concentración de nitrógeno al final de la espiración se mide de forma continua y se requería reducirla hasta < 2%, dado que concentraciones superiores al

2% tienden a pasar por alto los efectos de espacios extremadamente lentos. Concentraciones de nitrógeno finales de < 1% tienden a exagerar el efecto de la difusión normal del nitrógeno desde la sangre pulmonar al espacio alveolar. En algunos métodos, la concentración final se obtiene de análisis exponenciales de solamente unas pocas respiraciones.

Como con todas las técnicas de dilución en gas, los resultados pueden ser invalidados por filtraciones.

Además, es clínicamente útil (véase osy-RespNotes.DOC, I.c.) medir la capacidad de difusión para monóxido de carbono (D_LCO). El pulmón tiene una gran área superficial para la difusión de gases de aproximadamente el tamaño de una pista de tenis y la barrera a la difusión es muy pequeña (0,1 Mm - 1,0 Mm). El CO se usa dado que su tasa de captación está limitada solamente por el proceso de difusión incluso en el pulmón normal. Sin embargo, pacientes con bajos niveles de hemoglobina tendrán D_LCO falsamente baja y se usa un factor de correlación. Las enfermedades que afectan al grosor de la superficie difusora (enfisema, fibrosis intersticial) son notables por baja D_LCO . La capacidad de difusión para CO = volumen de CO transferido en mililitros/minuto por mmHg de presión del gas alveolar $D_LCO = V_{CO}/P_ACO$; V_{CO} es la tasa de captación de CO y una diferencia de medición entre concentraciones conocidas inhaladas y la cantidad exhalada después de 10 segundos.

En todas las técnicas de lavado, dilución o difusión es importante que el sujeto respire un gas con composición bien definida y sea capaz de exhalar gas para análisis inmediato o almacenamiento y análisis posterior. El control del flujo de gas inspiratorio puede realizarse por las llamadas válvulas de demanda. En comparación con las soluciones de bolsa inspiratoria, ofrecen un consumo de gas reducido, menos potencial de desviaciones de la composición del gas inspiratorio debido a fugas y una manipulación más fácil.

También se usan realizaciones mecánicas de válvulas de demanda para equipo de buceo o de reanimación. En las válvulas de demanda mecánicas típicas, la respiración del sujeto causa una diferencia de presión que dobla una membrana. La membrana doblada abre una válvula a un depósito de aire u oxígeno presurizado. A partir de la diferencia de presión y el flujo de gas a través de la válvula, puede calcularse una resistencia al flujo. Una resistencia al flujo elevada reduce el cumplimiento de sujetos con maniobras necesarias para técnicas de lavado, dilución o difusión.

La caída de presión en un tubo puede calcularse a partir de la siguiente fórmula (Technische Strömungsmechanik 1, VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, Leipzig):

$$\Delta p = \xi \frac{\rho}{2} v^a = \frac{\lambda l}{d} \cdot \frac{\rho}{2} v^a \quad (1)$$

Δp por lo tanto es la presión que cae en el tubo, ξ es un valor de corrección de la pérdida de presión del tubo, λ es un valor de fricción de la tubería del tubo, l es la longitud del tubo, d es el diámetro del tubo, ρ es la densidad del medio que fluye, es decir aproximadamente 1,2 kg/m³ para el aire, y v es la velocidad del flujo promediada respecto a la sección transversal. a tiene el valor 2 para flujos turbulentos y 1 para flujos laminares. En la práctica, a también puede adoptar valores intermedios, dado que una forma ideal-típica de flujo es rara. La Ecuación (1) también es conocida de Strömungslehre, J. H. Spurk, 4ª Edición, Springer-Verlag, Berlín 1996, en la que λ en este caso se denomina coeficiente de resistencia al flujo. La velocidad de flujo promediada está conectada con el flujo de aire $\dot{V}$ de la siguiente manera:

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

$\dot{V}$ representa, por sí misma, un volumen de aire. El punto designa la derivada con respecto al tiempo d/dt .

Si se inserta (2) en (1), se obtiene la siguiente dependencia cuadrática de la caída de presión Δp sobre $\dot{V}$. Las dependencias de λ , l , d y ρ se combinaron con la constante C , con C siendo un parámetro para el tubo usado:

$$\Delta p = C \cdot \dot{V}^a \quad (3)$$

$$\dot{V} = C' \Delta p^{1/a} \quad (4)$$

La ecuación (4) es equivalente a la ecuación (3), pero resuelta para $\dot{V}$.

El documento WO 98/31282 A1 que corresponde al documento US 2002/0185126 A1 y al documento DE 197 46742 A1, desvela un sistema de suministro de gas controlado. Las fuentes de gas proporcionan O₂, NO, N₂ He o CO₂ en un exceso de presión. El flujo de cada fuente de gas está controlado por una válvula, que puede, a su vez, estar controlada por un sensor de presión cerca de la nariz de un paciente. La caída de presión al comienzo de la inspiración puede usarse como señal activadora para el control de una válvula.

El documento US20020052560 desvela el preámbulo de la reivindicación 1, así como un método correspondiente.

Es el objeto de esta invención proporcionar un cabezal de medición y un método para controlar el flujo de gas que combina una mayor comodidad del sujeto con consumo de gas moderado.

Este objeto se consigue mediante el asunto de las reivindicaciones independientes.

Realizaciones preferidas de la invención son los asuntos de las reivindicaciones dependientes.

Un sensor de flujo ventajosamente puede servir para dos fines al mismo tiempo: determinar el volumen del gas inhalado o exhalado y optimizar la posición de la válvula proporcional controlada eléctricamente.

Un cabezal de medición que comprende un sensor de flujo para medir el flujo de gas a través de una boquilla facilita la calibración de la válvula proporcional. El equipo adicional está limitado a un tapón u obturador para cerrar la salida.

También un sensor de presión diferencial puede garantizar que el sujeto respira una mezcla de gas bien definida solamente. Los sensores de presión son menos costosos que los sensores de flujo.

Una serie de válvulas solenoides de encendido/apagado puede ser menos costosa que una válvula proporcional.

Fijar la proporción de los flujos a través de dos válvulas solenoides abiertas a una potencia de dos ventajosamente minimiza el número de válvulas solenoides para una proporción dada de flujo máximo dividido por el tamaño del paso de flujo.

La señal de un sensor de presión que mide la presión en una posición entre la toma y la válvula proporcional ventajosamente permite un equilibrado de las variaciones de presión en la toma.

Esta invención puede entenderse más completamente a partir de la siguiente descripción detallada cuando se toma junto con los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 muestra una primera realización de un instrumento de diagnóstico pulmonar de acuerdo con la invención;

La figura 2 muestra una segunda realización de un instrumento de diagnóstico pulmonar de acuerdo con la invención; y

La figura 3 muestra una característica de una válvula proporcional digital.

Aunque la presente invención se describe con referencia a las realizaciones, tal como se ilustran en la siguiente descripción detallada así como en los dibujos, debe entenderse que la siguiente descripción detallada, así como los dibujos no pretenden limitar la presente invención a las realizaciones ilustrativas particulares desveladas sino que, en su lugar, las realizaciones ilustrativas descritas simplemente ilustran como ejemplo los diversos aspectos de la presente invención, cuyo alcance está definido por las reivindicaciones adjuntas.

La figura 1 muestra una primera realización de un instrumento de diagnóstico pulmonar. Un cabezal de medición 1 controla el flujo de gas desde un depósito de gas presurizado hasta un sujeto 2. El depósito de gas presurizado puede estar constituido por un cilindro 4 o por una serie de cilindros. Un único cilindro puede estar fijado mecánicamente al instrumento de diagnóstico y conectado mediante un tubo al conector 14, que constituye una toma o cabezal de medición 1. Sin embargo, el tubo mostrado en la figura 1 pretende representar un suministro de gas hospitalario 15. Un reductor de presión reduce la presión de 5 a 200 bares dentro del cilindro a aproximadamente 4 bares (58 psl) dentro del suministro de gas hospitalario 15.

El flujo de gas desde el conector 14 a una salida 21 y una boquilla en 19 está controlado por una válvula proporcional 10. La figura 1 muestra una realización digital de la válvula proporcional 10 que comprende tres válvulas solenoides de encendido/apagado 11, 12 y 13. Las válvulas solenoides también se denominan válvulas magnéticas. El flujo a través de las válvulas solenoides 11, 12 y 13 puede ajustarse mediante la longitud y el grosor de los tubos de conexión y calcularse aproximadamente a partir de las ecuaciones (1) y (2). El flujo de gas que depende de la presión en el conector 14 y el estado de las válvulas solenoides se ilustra en la figura 3. Los tubos de conexión mostrados en la figura 1 a las válvulas solenoides 13, 12 y 11 son cortos y gruesos, más largos y gruesos, y los más largos y finos, respectivamente. Los valores diana de las proporciones de flujo de los flujos a través de las válvulas 12 y 11 y las válvulas 13 y 12 son 2. Dado que la relación entre flujo y diferencia de presión es no lineal (consultar la ecuación (3)), las proporciones pueden fijarse exactamente en 2 solamente para una diferencia de presión especificada, por ejemplo 4 bares. Por otro lado, los bordes pueden tener una gran influencia sobre el flujo. Por consiguiente, los valores de flujo reales deben calibrarse mediante un método que se explica con más detalle en relación con la figura 2.

Un sensor de flujo 16 mide el flujo de gas de signo correcto de gas inhalado y exhalado por el sujeto 2. Una parte superior de la boquilla 20 puede estar provista para evitar el contacto directo entre el sujeto 2 y la boquilla 19. La parte superior de la boquilla 20 puede ser esterilizada o separada fácilmente. Integrando la señal del sensor de flujo 16 a lo largo del tiempo, se determina el volumen de aire inhalado y exhalado.

Para la técnica de dilución con helio y lavado de nitrógeno y la medición de la capacidad de difusión usando CO, debe analizarse el gas exhalado. Esto se ilustra mediante el sensor de gas 17. El sensor de gas 17 puede ser un espectrómetro de masas conectado por un capilar 26 a la conexión 25 entre la salida y la boquilla o una serie de sensores de gas. Tal como se ilustra en la figura 1, un espectrómetro de masas puede determinar las concentraciones (c) de He, N₂, CO, CO₂ y O₂. En caso de la técnica de lavado de nitrógeno, pueden usarse un sensor de O₂ y uno de CO₂. La concentración de nitrógeno y la concentración de otros gases inertes es la diferencia con respecto al 100%. Las concentraciones de O₂ y CO₂ también pueden medirse durante la inspiración para recalibrar los sensores de gas, detección de fugas o verificar el flujo de gas mínimo.

Durante las maniobras respiratorias del sujeto 2, el flujo de gas suministrado por la válvula proporcional 10 debe ser mayor que el flujo de gas inspirado. El exceso de gas fluye al ambiente 5 a través de la salida 21. Ésta es la única manera de garantizar que el sujeto 2 inspira una mezcla de gas bien definida. El tubo corto entre la conexión 25 y la salida 21 que tiene aproximadamente 5 cm de largo, garantiza el flujo de gas apropiado e impide la retrodifusión del aire ambiente. Un sensor de flujo adicional 24 puede proporcionarse para verificar un exceso de flujo de gas al ambiente. El sensor de flujo 24 puede medir solamente el valor absoluto del flujo de gas. Una caída del flujo de gas por debajo de un umbral ligeramente por encima de 0 indica una medición posiblemente incorrecta.

Si la presión en el conector 14 y la característica (consultar la figura 3) de la válvula proporcional digital 10 es conocida, puede calcularse el flujo a través de la válvula 10. La válvula proporcional 10 se abre para garantizar un exceso de gas mínimo a través de la salida 21 al ambiente 5 durante todas las maniobras respiratorias. Esto significa que la válvula proporcional 10 se fija, de modo que el flujo calculado a través de la válvula proporcional 10 sea mayor que el flujo de gas inspiratorio medido por el sensor de flujo 16 más un exceso de flujo mínimo. Si el sensor de flujo 24 está provisto, la válvula proporcional 10 puede fijarse de modo que el flujo medido por el sensor de flujo 24 no caiga por debajo de un umbral.

Como alternativa o adicionalmente a los sensores de flujo 16 y 24, puede estar provisto un sensor de presión diferencial 27. El sensor de presión diferencial 27 mide la diferencia de presión entre la presión en la conexión 25 y la presión del aire ambiente y proporciona el resultado de la medición al ordenador 3. Las válvulas solenoides 11, 12 y 13 pueden estar controladas de modo que la presión en la conexión 25 supere la presión del aire ambiente en un valor predeterminado que es mayor que o igual a cero. Esto garantiza que el sujeto 2 inspire una mezcla de gas bien definida. En ausencia de los sensores de flujo 16 y 24, una bolsa de recogida puede estar conectada a la salida 21 para recoger el gas espirado y determinar su volumen y composición.

Si la presión en el conector 14 es razonablemente constante, no hay necesidad de medir esta presión. Sin embargo, dependiendo del flujo a través del suministro de gas hospitalario 15 y el reductor de presión, la presión proporcionada por el suministro de gas hospitalario puede caer fácilmente un 30%. Para posibilitar dichas variaciones de presión, se proporciona el sensor de presión 18.

Todos los componentes mostrados en la figura 1 son leídos o controlados por el ordenador 3, que proporciona una interfaz del usuario fácil de usar. Por consiguiente, no supone un problema manejar características de la válvula proporcional no lineal bidimensional.

La figura 2 muestra una segunda realización de la invención, que es ligeramente diferente de la primera realización. La válvula proporcional digital 10 es sustituida por una válvula proporcional (analógica) convencional 22. La ventaja de una válvula proporcional convencional 22 es que el exceso de flujo de gas puede controlarse de forma más precisa. La desventaja es el precio más elevado.

Además de los elementos mostrados en la figura 1, un obturador 23 y un accionador del obturador 28 se muestran en la figura 2. El accionador del obturador 28 está controlado por el ordenador 3. En el caso en el que el sensor de presión diferencial 28 mide una diferencia de presión inferior a un umbral, que es causado por la inspiración del sujeto, el ordenador 3 hace que el obturador 23 se cierre mediante el accionador del obturador 28. Durante la fase de espiración el obturador se vuelve a abrir. El umbral se selecciona cercano a cero.

El cierre del obturador 23 durante la inspiración impide de la forma más fiable que el sujeto respire aire ambiente lo que devalúa la medición. El obturador 23 incluso impide la difusión. Para mejorar adicionalmente la calidad de la medición, el umbral puede seleccionarse ligeramente negativo. Como alternativa, para incrementar la comodidad y el cumplimiento del sujeto, el umbral puede seleccionarse ligeramente positivo. Para mejorar el comportamiento temporal, la derivada temporal de la presión diferencial puede ponderarse mediante un factor y añadirse a la presión diferencial antes de comparar el resultado con el umbral.

Un obturador también puede usarse en relación con una válvula proporcional digital 10. Sin embargo, esta válvula proporcional digital debe tener una resolución mayor de aproximadamente 1/8 el flujo máximo, que es la resolución de la válvula 10 mostrada en la figura 1.

Además, la figura 2 ilustra la calibración de la válvula proporcional 22, que también es aplicable a la válvula proporcional digital 10. El obturador 23 cierra la salida 21 durante la calibración. Por consiguiente, el sensor de flujo 16 mide el flujo de gas a través de la válvula proporcional 22. El flujo de gas es medido en posiciones diferentes de la válvula proporcional 22 dando como resultado una característica unidimensional.

Para tener en consideración las variaciones de presión en el conector 14, el flujo de gas a través de la válvula proporcional 22 puede medirse a diferentes presiones en el conector 14. Esto se ilustra mediante la línea de control 32 al reductor de presión del cilindro 4. En otra realización, el reductor de presión puede accionarse de forma manual y puede abatirse una llave después de que se ha fijado una nueva presión. Esto da como resultado una característica de flujo bidimensional tal como se muestra en la figura 3.

Simplemente con el fin de la calibración, el obturador 23 puede ser sustituido por un simple tapón que se monta de forma manual durante la calibración.

La figura 3 muestra una simulación de una característica de flujo de una válvula proporcional digital 10 en base a la ecuación (4). Los puntos de medición están marcados mediante triángulos, cuadrados y rombos. La presión se ha modificado de 2 a 5,5 bares en etapas de 0,5 bares. La línea 1 interpola los rombos que representan el flujo a través de la válvula solenoide 11 mientras las válvulas 12 y 13 están cerradas. La línea 2 interpola los cuadrados que representan el flujo a través de la válvula solenoide 12 mientras las válvulas 11 y 13 están cerradas. La línea 4 interpola los triángulos que representan el flujo a través de la válvula solenoide 13 mientras las válvulas 11 y 12 están cerradas. Se usaron las siguientes constantes para la estimulación:

línea/válvula	1	2	4
C'	0,22	0,396	0,704
A	1,7	1,5	1,3

Las líneas designadas por 1+2, 4+1, 4+2 y 4+2+1 se han obtenido añadiendo los flujos de gas de las líneas 1, 2 y/o 4. Las líneas del gráfico tienen el mismo orden que las líneas en la leyenda. En una realización real, solamente las líneas 1, 2 y 4 pueden medirse. En una realización alternativa, pueden medirse las siete líneas que corresponden a todas las combinaciones de válvulas en las que al menos una válvula está abierta.

El flujo máximo alcanza 3,5 l/s a 4 bares. La línea 41 representa una presión real medida por el sensor de presión 18 que es de 3,8 bares. La línea 42 representa el flujo medido por el sensor de flujo 16, que es aproximadamente 1,2 l/s. En estas circunstancias, el ordenador 3 abrirá las válvulas 11 y 12, lo que dará como resultado un flujo 43 de 1,45 l/s en la línea 1+2. Por consiguiente, el exceso de flujo será de 0,25 l/s.

Si, como en este ejemplo, los valores de presión no coinciden exactamente con los valores medidos, algoritmos de interpolación bien conocidos pueden ser realizados por el ordenador 3.

Los expertos en la materia apreciarán que una característica similar puede obtenerse para una válvula proporcional analógica convencional 22.

Modificaciones y variaciones adicionales de la presente invención serán evidentes para los expertos en la materia en vista de esta descripción. Por consiguiente, esta descripción debe interpretarse como ilustrativa solamente y es con el fin de enseñar a los expertos en la materia la manera general de llevar a cabo la presente invención. Debe entenderse que las formas de la invención mostradas y descritas en el presente documento deben tomarse como las realizaciones preferidas actualmente.

Lista de referencias

- 1 cabezal de medición
- 2 sujeto
- 3 ordenador
- 4 cilindro
- 5 ambiente
- 10 válvula proporcional
- 11, 12, 13 válvulas solenoides de encendido/apagado
- 14 conector / toma
- 15 suministro de gas hospitalario
- 16 sensor de flujo

	17	sensor de gas
	18	sensor de presión
	19	boquilla
	20	parte superior de la boquilla
5	21	salida
	22	válvula proporcional
	23	obturador
	24	sensor de flujo
	25	conexión
10	26	capilar
	27	sensor de presión diferencial
	28	accionador del obturador
	31	cabezal de medición
	32	línea
15	40	disposición de flujo de gas bidimensional
	41	presión de entrada
	42	flujo inspiratorio
	43	flujo de gas estimado
20		

REIVINDICACIONES

1. Un cabezal de medición (1) que comprende:

5 una toma (14) que estará conectada a un depósito de gas presurizado (4);
una salida (21) para liberar gas exhalado y el exceso de gas al ambiente (5);
una boquilla (19) para proporcionar gas a un sujeto (2) y aceptar gas exhalado procedente de dicho sujeto (2);
estando dicha boquilla conectada neumáticamente a dicha salida (21); comprendiendo dicha boquilla (19) un
10 sensor de flujo (16) para medir el flujo de dicho gas inhalado y gas exhalado por dicho sujeto (2); y
una válvula proporcional controlada eléctricamente (10; 22); que está conectada neumáticamente entre dicha
toma (14) y dicha boquilla (19) para controlar el flujo de gas desde dicha toma (14) hasta dicha boquilla (19) y
dicha salida (21);
un ordenador (3) conectado eléctricamente a dicho sensor de flujo (16) y dicha válvula proporcional (10; 22);
15 **caracterizado por que** dicho ordenador está programado para ser adecuado para ajustar dicha válvula
proporcional (10; 22), de modo que el flujo de gas suministrado por dicha válvula proporcional (10; 22) sea
mayor que el flujo de gas inspiratorio medido por el sensor de flujo (16) más un exceso de flujo mínimo.

2. El cabezal de medición de la reivindicación 1, **caracterizado por que** dicho cabezal de medición comprende,
además, un sensor de presión (27) para medir la presión de dicho gas inhalado y gas exhalado por dicho sujeto (2).

3. El cabezal de medición de una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** dicha, válvula
proporcional controlada eléctricamente (10) comprende dos válvulas solenoides de encendido/apagado (11, 12, 13).

4. El cabezal de medición de la reivindicación 3, **caracterizado por que** la proporción de los flujos a través de dos
válvulas solenoides abiertas (11, 12, 13) a una diferencia de presión predeterminada entre dicha toma (14) y dicho
ambiente (5) es aproximadamente una potencia de dos.

5. El cabezal de medición de una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** dicho cabezal de
medición comprende un sensor de presión (18) que está conectado neumáticamente a un tubo de conexión entre
dicha toma (14) y dicha válvula proporcional (10; 22).

6. Un método para controlar un flujo de gas desde una toma (14) hasta una salida (21) y una boquilla (19) mediante
un cabezal de medición, comprendiendo el método:

generar (16, 3; 24) una señal eléctrica que tiene una dependencia monotónica del flujo de gas inspiratorio
causado por la inhalación de un sujeto (2); y
controlar una apertura de una válvula proporcional entre dicha toma (14) y dicha salida (21) y dicha boquilla (19)
mediante dicha señal
35 **caracterizado por que**
el flujo de gas suministrado por dicha válvula proporcional es más elevado que el flujo de gas inspiratorio más
un exceso de flujo mínimo.

7. El método de la reivindicación 6, **caracterizado por que** dicha señal eléctrica es generada por un sensor de flujo
(16) y dicho sensor de flujo (16) mide el flujo de gas a través de dicha boquilla (19).

8. El método de las reivindicaciones 6 ó 7, **caracterizado, además, por** medir la presión (18) en dicha toma (14).

9. El método de la reivindicación 8, **caracterizado, además, por:**

cerrar (23) dicha salida (21); y
obtener una disposición de flujo de gas bidimensional mientras dicha salida (21) está cerrada mediante:

aplicación de varios valores de presión diferentes en dicha toma (14);
realización de lo siguiente en cada valor de presión:

ajuste de varias aperturas diferentes en dicha válvula proporcional (11, 12, 13); y
medición del flujo de gas (16) a través de dicha boquilla (19).

10. El método de la reivindicación 8 ó 9, **caracterizado por:**

obtener un flujo de gas estimado a través de dicha toma (14) en base a una disposición de flujo de gas
bidimensional, la presión (18) en dicha toma (14) y la apertura de dicha válvula proporcional; y
ajustar la apertura de dicha válvula proporcional de modo que dicho flujo de gas estimado supere dicho flujo de
gas causado por inhalación.

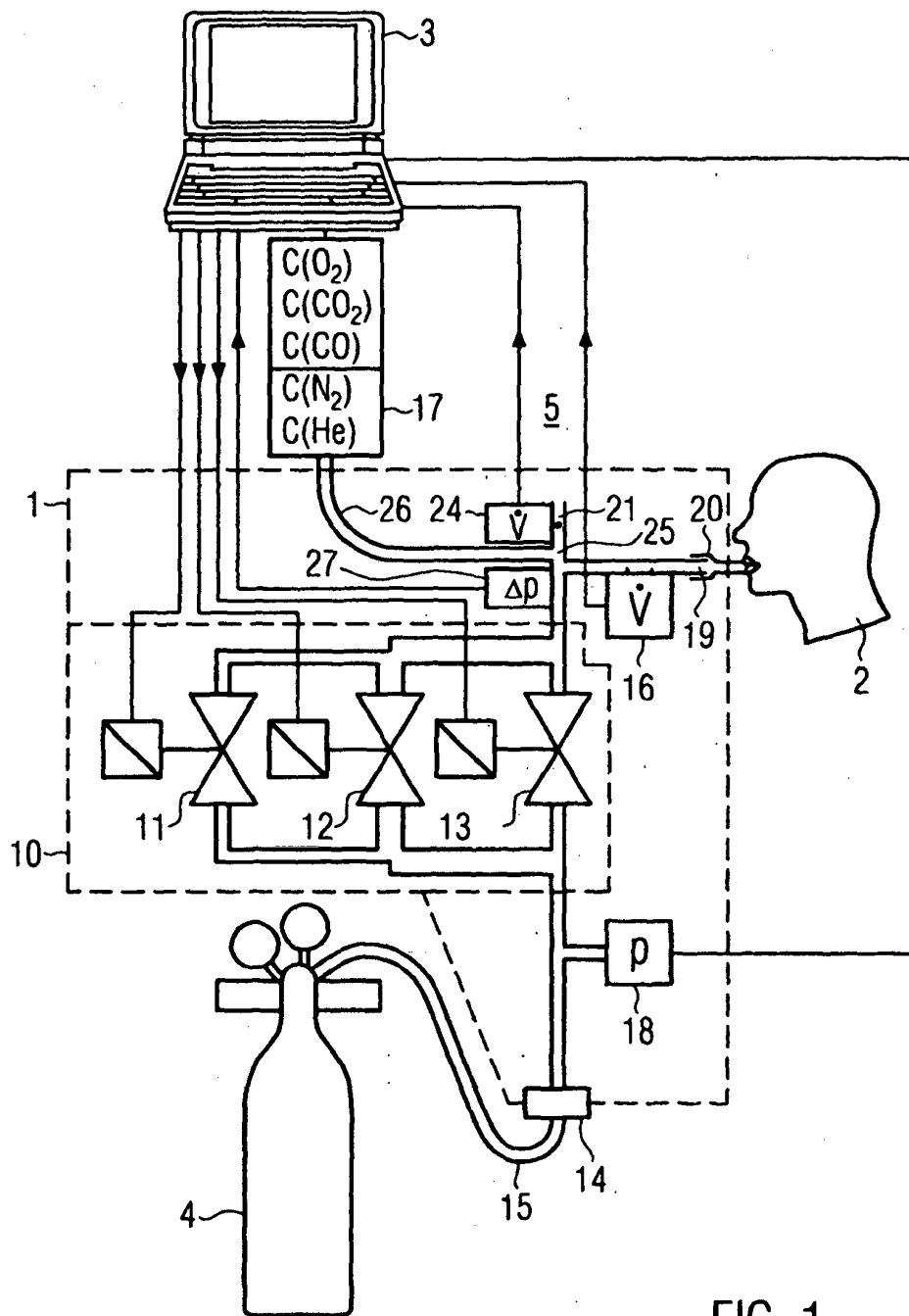


FIG. 1

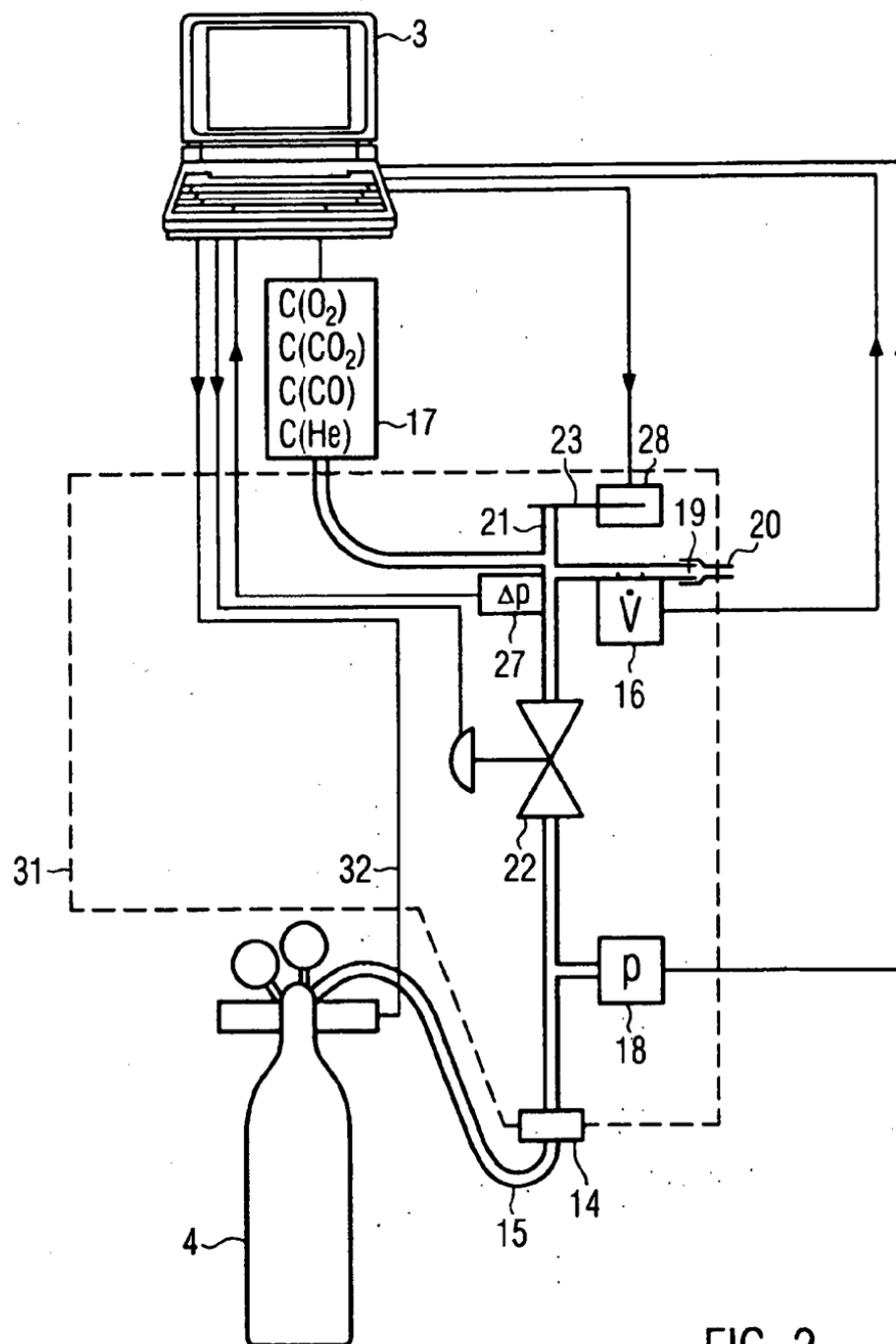


FIG. 2

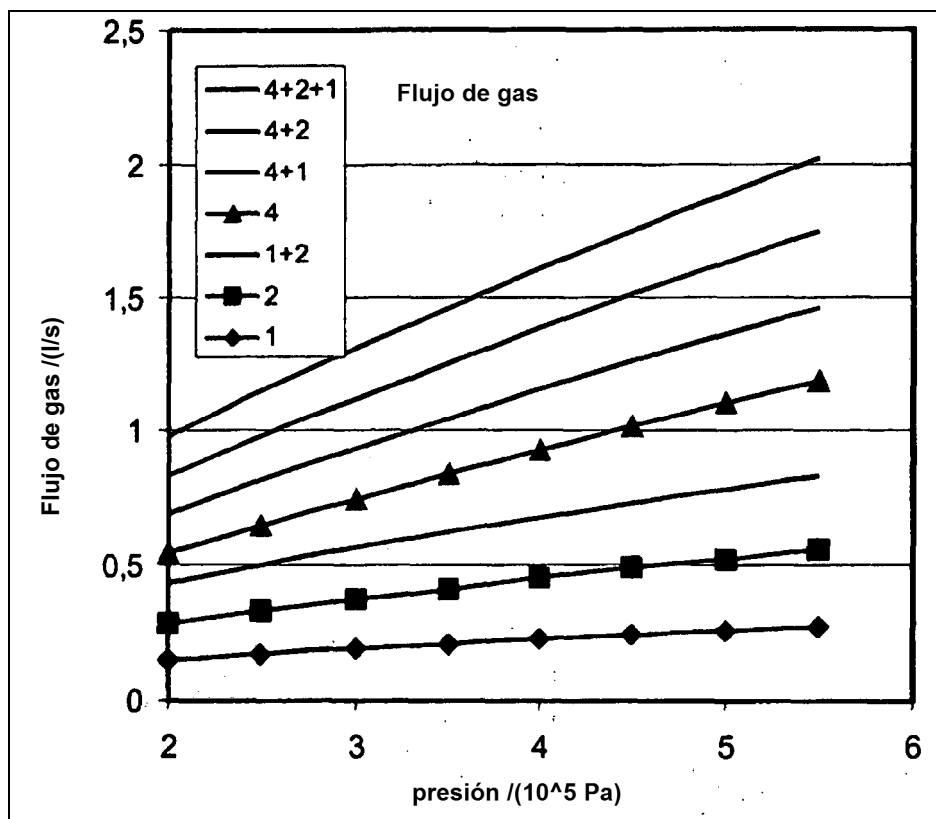


FIG. 3