

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 503 216**

51 Int. Cl.:

A61B 5/085 (2006.01)

A61M 16/00 (2006.01)

A61M 16/06 (2006.01)

A61B 5/087 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.05.2011 E 11735526 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.06.2014 EP 2598026**

54 Título: **Sistema y procedimiento para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio**

30 Prioridad:

26.07.2010 IT BG20100042

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

06.10.2014

73 Titular/es:

**RESTECH S.R.L. - SPIN OFF DEL POLITECNICO
DI MILANO (100.0%)
Piazza Leonardo da Vinci 32
20133 Milano, IT**

72 Inventor/es:

**POMPILIO, PASQUALE PIO;
GOBBI, ALESSANDRO;
DELLACA', RAFFAELE y
PEDOTTI, ANTONIO**

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 503 216 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

Sistema y procedimiento para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio.

5 La presente invención se refiere a un sistema y un procedimiento para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio durante la actividad respiratoria espontánea del paciente, sin requerir la cooperación del mismo, utilizando la técnica de oscilación forzada (TOF u oscilometría). La invención permite formar dispositivos portátiles compactos, reduciendo al mínimo el espacio muerto y la carga añadida a las vías respiratorias del paciente.

10 La técnica de oscilación forzada es un procedimiento para medir las propiedades mecánicas del pulmón y las vías respiratorias basándose en un análisis de su respuesta a pequeños estímulos de presión sinusoidales generados externamente. Aunque estas técnicas se presentaron en 1956 (Journal of Applied Physiology - mayo de 1956 vol. 8 nº 6 587-594), durante muchos años despertaron poco interés clínico debido a las dificultades técnicas relacionadas con su implementación. Recientemente, debido al progreso tecnológico en el campo del cálculo y la electrónica digital, la utilización de técnicas oscilométricas para medir las propiedades mecánicas y funcionales del sistema respiratorio ha generado un interés clínico creciente como posible nuevo instrumento de diagnóstico y monitorización.

15 En oscilometría, las características mecánicas del sistema respiratorio se miden sometiendo el sistema respiratorio a un estímulo mecánico externo de pequeña amplitud y derivando su impedancia mecánica (Z) definida como la razón compleja entre la presión (P_{ao}) y el flujo (V̇_{ao}) medidos en la entrada a las vías respiratorias a una frecuencia de estímulo:

$$Z(f) = \frac{P_{ao}(f)}{V̇_{ao}(f)} = R(f) + jX(f)$$

25 La impedancia mecánica es un número complejo cuya parte real, denominada la resistencia (R(f)), sintetiza las propiedades disipadoras del sistema, mientras que la parte imaginaria, denominada la reactancia (X(f)), sintetiza la capacidad del sistema para almacenar energía y de ahí que esté determinada conjuntamente por las propiedades elásticas e inerciales del sistema.

30 Entre su presentación y el día de hoy, se han descrito y utilizado diversas configuraciones de medición. En sus implementaciones iniciales, el sistema estaba compuesto por un generador de estímulo que consistía en un cilindro acoplado a un pistón cuya salida estaba conectada directamente a la abertura de las vías respiratorias (nariz o boca) y mediante un conjunto de sensores para medir flujo y presión (Journal of Applied Physiology - mayo de 1956 vol. 8 nº 6 587-594, patente US nº 3.713.436 - presentada el 23 de octubre de 1970). Aunque esta tecnología permitía generar ondas de estimulación complejas con una relación señal/ruido óptima, no podía aplicarse durante la respiración espontánea sino sólo durante periodos de apnea con el sujeto totalmente relajado.

35 Posteriormente, para permitir aplicar esta técnica a mediciones durante la respiración espontánea, se desarrolló una nueva configuración compuesta por un altavoz de generación de oscilación, un circuito respiratorio compuesto por un tubo de alta inercancia, necesario para permitir la respiración espontánea del paciente e impedir la dispersión del estímulo en el entorno externo, y un conjunto de sensores de presión y flujo (The Journal of Clinical Investigation - noviembre de 1975 vol. 56 1210-1230, patente US nº 4.333.476, documento EP 1 551 293). Sin embargo al aumentar considerablemente el espacio muerto del sistema respiratorio, la presencia del tubo de alta inercancia requiere la utilización de un generador de flujo adicional para la renovación de aire, aumentando así las dimensiones y la complejidad del sistema global.

40 Se han producido configuraciones de dimensiones reducidas que utilizan actuadores para ocluir total o parcialmente las vías respiratorias durante la respiración espontánea tal como para provocar alteraciones de la presión dentro del circuito, cuando los músculos respiratorios generan la energía de estimulación, tal como se describe en las patentes US nº 4.220.161 y US nº 6.066.101.

45 Aunque los dispositivos que pertenecen a esta última categoría son más económicos y menos voluminosos, no funcionan para bajos flujos inhalados y exhalados (por ejemplo, al final de la inhalación y al final de la exhalación). Esto los hace inadecuados para medir las variaciones mecánicas respiratorias que se producen durante todo el ciclo respiratorio.

50 Se conocen asimismo unos sistemas de ventilación terapéuticos que pueden derivar la impedancia respiratoria mediante la técnica TOF tal como se describe en las patentes US nº 6.257.234, US nº 6.363.933 y el documento WO 2010/070498.

60 Ya que éstos combinan la generación simultánea de la onda sinusoidal de baja amplitud necesaria para estimular el sistema y realizar la medición, con la onda de presión de ventilación auxiliar, estos sistemas deben poder generar

altas presiones (10-20 cm H₂O).

Con este fin, utilizan un generador de presión combinado con una o más válvulas reguladoras controladas electrónicamente. Por consiguiente, la complejidad y la energía requeridas para estos sistemas hacen que sus dimensiones sean tales que requieran la utilización de uno o dos tubos para conectar las aberturas de las vías respiratorias del paciente. En el caso de un único tubo, para impedir la acumulación de CO₂ exhalado, la presión dentro del mismo debe mantenerse mayor de al menos 3 cm H₂O tal como para generar un flujo de renovación continuo a través de un orificio de descarga previsto cerca del paciente. Sin embargo esta presión, inhalada por el paciente, impide realizar mediciones de impedancia a volúmenes respiratorios normales.

Un objetivo de la presente invención es proporcionar un sistema y un procedimiento para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio y, en particular, un sistema y procedimiento para generar estímulos de presión de pequeña amplitud de forma predeterminada, para registrar mediciones de flujo y presión de aire, y para el procesamiento numérico requerido para derivar la impedancia mecánica del sistema respiratorio, que sea compacto y pueda utilizarse para realizar mediciones durante la actividad respiratoria espontánea del paciente.

Éstos y otros objetivos se consiguen, según la presente invención, mediante un sistema para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio de un paciente durante la actividad respiratoria espontánea, tal como se define en la reivindicación 1, caracterizado por que comprende un ventilador; un motor que hace funcionar dicho ventilador; estando colocados dicho motor y dicho ventilador dentro de una cavidad; comprendiendo dicha cavidad un extremo inicial y un extremo final, proporcionando ambos acceso al exterior; presentando dicha una impedancia entre dicho extremo inicial y dicho extremo final de menos de 1 cm H₂O/L/s; extrayendo dicho ventilador aire de dicho extremo final y proporcionando unas variaciones de presión a dicho extremo inicial; comprendiendo dicho extremo inicial unos medios de medición de presión de aire y flujo de aire y una conexión conectada directamente a la abertura de las vías respiratorias.

El objetivo también se consigue mediante un procedimiento para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio tal como se define en la reivindicación 9, que comprende la etapa de registrar las mediciones de presión de aire y flujo de aire; comprendiendo dicha etapa de registro las fases de hacer variar la velocidad de rotación de un ventilador colocado dentro de una cavidad tal como para forzar un flujo de aire al interior de dicha cavidad para generar, cerca de la abertura de las vías respiratorias, unas oscilaciones de presión de amplitud máxima menor de o igual a 3-5 cm H₂O; medir la presión de aire y el flujo de aire dentro de dicha cavidad cerca de las vías respiratorias del sujeto.

En las reivindicaciones dependientes se describen unas características adicionales de la invención.

En comparación con tecnologías similares, la presente solución presenta las siguientes ventajas.

1. Ya que el sistema ha de generar estímulos de presión de pequeña amplitud (pico a pico ≤ 3 cm H₂O), puede utilizarse un ventilador como actuador en lugar de los sopladores utilizados por sistemas anteriores. Como resultado, el paciente puede respirar a través del mismo con una fuerza mínima sin la necesidad de rutas alternativas adicionales, reduciéndose por tanto el consumo de energía para permitir reducir las dimensiones del motor, y produciéndose por tanto un sistema portátil.
2. Ya que el sistema compuesto de esta manera es compacto y de pequeñas dimensiones, se le aplica al paciente por medio de una boquilla conectada directamente al paciente. Como resultado, el espacio muerto del sistema es extremadamente pequeño, no siendo necesario por tanto presurizar el circuito con el fin de generar un flujo de renovación continuo, permitiendo así la medición a presiones próximas a la atmosférica. Como consecuencia, no se insufla al paciente y la medición de impedancia se realiza a volúmenes pulmonares a los que el paciente respira normalmente, siendo por tanto más representativa de las condiciones de funcionamiento normales del sistema respiratorio.
3. Puede utilizarse para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio durante el todo el ciclo respiratorio del paciente.
4. No requiere llevar a cabo maniobras respiratorias.
5. Puede utilizarse para medir variaciones de impedancia intrarrespiratorias. El sistema propuesto en la presente memoria consiste en una cavidad que contiene un motor rotativo conectado a un ventilador (axial o centrífugo) alojado dentro del circuito neumático a través del cual respira el paciente. El sistema incluye una boquilla conectada directamente a la cavidad y preferiblemente diseñada tal como para soportar las mejillas durante la medición, para reducir los efectos de derivación de las vías respiratorias altas sobre la medición de la impedancia.

Uno o preferiblemente más sensores de presión y flujo están colocados dentro del circuito, preferiblemente cerca de la abertura de las vías respiratorias del paciente. Las señales de presión (P_{ao}) y señales de flujo (\dot{V}_{ao}) medidas

directa o indirectamente en la abertura de las vías respiratorias se digitalizan y registran preferiblemente utilizando un sistema electrónico basado en un microprocesador (μP) y utilizado para calcular la impedancia de entrada del sistema respiratorio y de sus variaciones durante la respiración espontánea. Preferiblemente estos algoritmos verifican la correcta relación señal-ruido durante la medición y, si fuera necesario, actúan sobre el motor acelerando y desacelerando su velocidad de rotación tal como para variar la amplitud y forma del estímulo de presión cerca de la abertura de las vías respiratorias del paciente con el fin de mejorar la calidad de medición.

Las características y ventajas de la presente invención resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción de una posible forma de realización de la misma, proporcionada a título de ejemplo no limitativo en los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 muestra una representación esquemática de un sistema para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio aplicado a un paciente, según la presente invención;

la figura 2 muestra una representación esquemática de sólo el sistema para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio, según la presente invención;

la figura 3 muestra una representación esquemática de la boquilla para soportar las mejillas mientras se mide la impedancia mecánica del sistema respiratorio, vista desde tres lados, según la presente invención.

Con referencia a las figuras adjuntas, un sistema para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio, según la presente invención, comprende un motor 10 conectado a un ventilador 11 axial.

El motor 10 y el ventilador 11 están colocados en una cavidad 12 (circuito hidráulico) sustancialmente de forma cónica, que presenta un extremo inicial 13 y un extremo final 14, ambos con aberturas hacia el exterior.

El extremo inicial 13 está dispuesto para conectarse a una boquilla 21 u otra superficie de contacto con el paciente y por tanto presenta un diámetro de aproximadamente 2-4 cm. El extremo final 14 presenta un diámetro mayor que el extremo inicial 13, e igual a aproximadamente 5-15 cm, ya que ha de contener el ventilador 11. Tras superar el ensanchamiento para contener el ventilador 11, la cavidad 12 presenta una reducción del diámetro para alcanzar un diámetro de aproximadamente 4-5 cm, que determina la abertura externa de la cavidad 12.

En una forma de realización alternativa, la cavidad 12 puede presentar una forma cilíndrica más sencilla abierta por sus dos bases, y una boquilla 21 aplicada a una de sus bases.

En ambos casos, la longitud de la cavidad 12 es menor de 25 cm, presentando la boquilla 21 una longitud de aproximadamente 5 cm. Por tanto desde el extremo posterior de extracción de aire hasta la abertura de las vías respiratorias del paciente la distancia es muy pequeña e igual a o menor de 30 cm.

Si el volumen de la cavidad 12 es mayor de 50 ml, comprende preferiblemente uno o más orificios de ventilación colocados a aproximadamente la mitad de la distancia entre el extremo inicial 13 y el extremo final 14, necesarios para garantizar la difusión hacia fuera del aire exhalado.

En una posible forma de realización, la cavidad 12 también comprende un sensor de presión (P_{ao}) 16 y un sensor de flujo (\dot{V}_{ao}) 17, colocados muy cerca del extremo inicial 13. En otra forma de realización, la cavidad 12 comprende sólo un sensor de presión (P_{ao}) 16 colocado muy cerca del extremo inicial 13, y utiliza los valores de absorción eléctrica del motor y/o su velocidad de rotación para medir indirectamente el flujo dentro de dicha cavidad.

Asociado con la cavidad 12 está previsto un sistema de control y procesamiento por microprocesador 20 alimentado desde la red o mediante baterías, que recibe las señales de los sensores 16 y 17 y las almacena en su memoria, e implementa el procesamiento requerido para calcular la impedancia mecánica del sistema respiratorio. También comprende el circuito de control para el motor 10, y un orificio para la conexión externa del sistema 20 y para extraer las mediciones realizadas.

Según una forma de realización, el dispositivo de control y procesamiento 20 para manejar las mediciones realizadas comprende sólo una memoria e interfaces electrónicas para extraer los datos. En otra forma de realización comprende no sólo la memoria sino también un sistema de procesamiento de datos para proporcionar directamente por tanto datos ya procesados. En otra forma de realización, el dispositivo incluye un sistema para transmitir datos por vía inalámbrica.

En otra forma de realización, el dispositivo incluye un sistema para transmitir datos a través de Internet a sistemas de procesamiento y almacenamiento externos.

El motor 10 puede ser, por ejemplo, del tipo con escobillas, cuya velocidad de rotación se controla, por ejemplo, utilizando una señal de corriente modulada mediante PWM (modulación por ancho de pulso).

ES 2 503 216 T3

Esta técnica permite controlar la velocidad del motor modulando el ciclo de trabajo de una onda cuadrada de oscilación.

5 Preferiblemente, el valor de ciclo de trabajo se controla mediante el sistema de control 20 mediante un algoritmo de control PID de lazo cerrado que utiliza la medición de presión (sensor 16) cerca de la abertura de las vías respiratorias como variable de entrada.

10 La velocidad de rotación del motor 10 se hace variar tal como para forzar aire externo al interior de la cavidad 12 para producir, cerca de la abertura de las vías respiratorias, y por tanto en la boquilla 21, unas variaciones de presión de una amplitud máxima igual a aproximadamente 3 cm H₂O de pico a pico, de forma predefinida, normalmente sinusoidal o la suma de sinusoides de frecuencia > 2 Hz, normalmente entre 5 y 20 Hz, y con un valor de presión medio menor de o igual a 1,5 cm H₂O.

15 En una forma de realización preferida, el valor de presión medio está entre 0,75 y 1 cm H₂O, por tanto la presión de pico a pico está entre 1,5 y 2 cm H₂O.

20 Para permitir que el paciente respire espontáneamente a través del circuito con una fuerza mínima, la cavidad que contiene la unidad motor-ventilador está diseñada tal como para presentar una impedancia máxima igual a 1 cm H₂O/L/s, medida a frecuencias de respiración normales y por tanto dentro del intervalo de 0-1 Hz.

25 Ya que los incrementos de presión requeridos para realizar la medición son de pequeña amplitud (≤ 3 cm H₂O de pico a pico), este requisito puede satisfacerse utilizando un ventilador axial que presenta un área de pala total y una inclinación tal como para provocar una resistencia al flujo menor de 1 cm H₂O/L/s (siempre que la resistencia de la cavidad por sí sola sea despreciable), o un ventilador centrífugo en línea que presenta un área total que no supera 3/4 del área de la sección transversal de la cavidad.

30 La medición de la impedancia de entrada del sistema respiratorio realizada en la abertura de las vías respiratorias resulta afectada por la presencia de una ruta de derivación formada por las vías respiratorias altas (J Appl Physiol 1989; 66: 2274-2279). Para reducir este efecto, se requiere que el paciente o médico soporte las mejillas con las manos. Para permitir que también se utilice en ausencia de supervisión, el sistema de la presente invención utiliza una boquilla de soporte para mejillas diseñada específicamente para reducir el movimiento de las mejillas y por tanto los efectos negativos relativos sobre el resultado de la medición.

35 Lateralmente a la boquilla 21, que está ubicada en el extremo inicial 13 de la cavidad 12, están previstas dos placas 22 de forma sustancialmente triangular con ligera concavidad que, con la boquilla 21 en la boca, se colocan sobre las mejillas del paciente para ejercer una ligera presión (intrínseca de las placas) y mantenerlas inmovilizadas.

40 La utilización del sistema para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio descrito en la presente memoria es muy sencilla. Se enciende el aparato (el sistema de control 20). El paciente deja descansar la boquilla 21 en la boca y realiza una serie de respiraciones. Mientras tanto, el sistema de control 20 hace funcionar el motor 10 según se haya programado, y se calculan los parámetros de patrones mecánicos oscilatorios y de respiración utilizando los valores de presión y flujo que, según la presente forma de realización, se miden mediante los sensores 16 y 17.

45 Los valores memorizados y calculados pueden descargarse si se requiere.

50 La impedancia del sistema respiratorio puede calcularse utilizando un algoritmo basado en la optimización por mínimos cuadrados publicado por Horowitz (Comput Biomed Res diciembre de 1983;16(6):499-521.) y Kackza (Ann Biomed Eng mayo de 1999;27(3):340-55) y recientemente mejorado por Dellaca *et al.* (documento EP 1 551 293). Este algoritmo se basa en la descomposición de las señales de presión y flujo en los componentes debidos a la actividad respiratoria normal y los debidos a la estimulación externa. Éstos se descomponen entonces en sus armónicos constitutivos y a cada uno de éstos se les aplica un procedimiento de cálculo iterativo para identificar los coeficientes fasoriales de cada uno de ellos.

55 El cálculo avanza en paralelo con las señales de presión y flujo de manera iterativa: en cada iteración se procesa una ventana temporal de N muestras centrada en la muestra k. Dentro de cada ventana las señales filtradas pueden considerarse compuestas por una onda sinusoidal y un ruido residual:

$$S(t) = r(t) + a_0 + a \cos(2\pi f t) - b \sin(2\pi f t) = r(t) + a_0 + \text{Real}[(a + jb)e^{j2\pi f t}]$$

60 Ya que se digitalizaron las señales, puede reescribirse la misma ecuación en la siguiente forma matricial: $S = A.X + R$

siendo

$$A = \begin{bmatrix} 1 & \cos(\omega t_1) & -\text{sen}(\omega t_1) \\ 1 & \cos(\omega t_2) & -\text{sen}(\omega t_2) \\ \dots & \dots & \dots \\ 1 & \cos(\omega t_N) & -\text{sen}(\omega t_N) \end{bmatrix} \quad X = \begin{bmatrix} a_0(l) \\ a(l) \\ b(l) \end{bmatrix} \quad S = \begin{bmatrix} P(k) \\ P(k+1) \\ \dots \\ P(k+N-1) \end{bmatrix}$$

donde

5

- ω = pulso de estímulo
- k = índice de iteración
- N = longitud de ventana temporal
- $l = k + \text{ventana}/2$ si N es par, o $k + (N-1)/2$ si N es impar.

10

Resolviendo este sistema, se obtiene la siguiente expresión para la matriz de coeficientes fasoriales de señal:

$$X = (A^T A)^{-1} A^T S$$

15

La matriz A y por tanto también la matriz $(A^T A)^{-1} A^T$ dependen únicamente de la frecuencia de estímulo y por tanto permanecen invariables durante la ejecución de todo el cálculo.

Aplicando dicha ecuación a ventanas de datos de presión y flujo, se obtienen los siguientes coeficientes factoriales respectivos:

20

$$X_p(l) = (A^T A)^{-1} A^T S_p(l) = \begin{bmatrix} a_{0,p}(l) \\ a_p(l) \\ b_p(l) \end{bmatrix}$$

$$X_v(l) = (A^T A)^{-1} A^T S_v(l) = \begin{bmatrix} a_{0,v}(l) \\ a_v(l) \\ b_v(l) \end{bmatrix}$$

25

A partir de los coeficientes factoriales para las señales de presión y flujo, se obtiene la siguiente expresión:

$$Z_{rs}(l) = \frac{P}{\dot{V}} = \frac{a_p(l) + j b_p(l)}{a_v(l) + j b_v(l)}$$

30

Con fines de cálculo, la ventana se desplaza hacia delante una muestra y se reitera el procedimiento descrito anteriormente.

Este cálculo se lleva a cabo para cada una de las componentes de armónico con las que se forma la señal de estímulo. El resultado final está compuesto por un número de trazas de impedancia igual al doble de las frecuencias de componentes de señal que varían con el tiempo.

35

En la práctica, los materiales utilizados y para el sistema para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio, y las dimensiones, pueden seleccionarse a voluntad según los requisitos y el estado de la técnica.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Sistema para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio de un paciente durante la actividad respiratoria espontánea, que comprende un ventilador; un motor que hace funcionar dicho ventilador; estando colocados dicho motor y dicho ventilador dentro de una cavidad; comprendiendo dicha cavidad un extremo inicial y un extremo final, proporcionando ambos acceso al exterior; comprendiendo dicho extremo inicial unos medios de medición de presión de aire y flujo de aire y una conexión conectada directamente a la abertura de las vías respiratorias; caracterizado por que dicha cavidad presenta una longitud entre dicho extremo inicial y dicho extremo final igual o inferior a 25 cm; presentando dicha cavidad, que incluye dicho motor y dicho ventilador, una impedancia entre dicho extremo inicial y dicho extremo final de menos de 1 cm H₂O*s/L, cuando se mide a frecuencias de respiración normales dentro del intervalo de 0-1 Hz; presentando dicho ventilador un área total que no supera ¼ del área de la sección transversal de dicha cavidad; y estando dicho ventilador adaptado para extraer aire de dicho extremo final y proporcionar variaciones de presión, con una amplitud máxima de pico a pico igual o inferior a 3 cm H₂O y frecuencia > 2 Hz, a dicho extremo inicial.
- 15 2. Sistema según la reivindicación 1, caracterizado por que el ventilador genera en la proximidad a la abertura de las vías respiratorias del paciente una presión variable con un valor medio inferior a 1,5 cm H₂O.
- 20 3. Sistema según la reivindicación 1, caracterizado por que la distancia entre dicho extremo final y la abertura de las vías respiratorias es inferior a 30 cm.
4. Sistema según la reivindicación 1, caracterizado por que dicho sistema comprende una memoria para almacenar los valores medidos mediante dichos medios de medición.
- 25 5. Sistema según la reivindicación 1, caracterizado por que dicho sistema comprende una unidad de cálculo para el procesamiento necesario para obtener la impedancia del sistema respiratorio.
6. Sistema según la reivindicación 1, caracterizado por que dicha cavidad comprende uno o más orificios colocados entre dicho extremo inicial y dicho extremo final.
- 30 7. Sistema según la reivindicación 1, caracterizado por que dicho motor está controlado para proporcionar un flujo de aire variable tal como para generar, dentro de la cavidad, unos valores de presión que siguen un patrón predeterminado.
- 35 8. Sistema según la reivindicación 1, caracterizado por que comprende, fijada al extremo de dicha cavidad, una boquilla que comprende un sistema de soporte para mejillas que consiste en dos placas colocadas lateralmente con respecto a su embocadura.
- 40 9. Procedimiento para medir la impedancia mecánica del sistema respiratorio durante la actividad respiratoria espontánea, que comprende la etapa de registrar las mediciones de presión de aire y flujo de aire de un paciente; comprendiendo dicha etapa de registro las fases de variar la velocidad de rotación de un ventilador, un motor que hace funcionar dicho ventilador y estando colocado dicho ventilador dentro de una cavidad, presentando dicho ventilador un área total que no supera ¼ del área de la sección transversal de dicha cavidad, tal como para forzar un flujo de aire al interior de dicha cavidad para generar, en la proximidad a la abertura de las vías respiratorias de dicha cavidad, unas oscilaciones de presión de amplitud máxima de pico a pico inferior o igual a 3 cm H₂O y frecuencias > 2 Hz; para permitir que dicho paciente respire espontáneamente a través de dicha cavidad; presentando dicha cavidad una impedancia máxima igual a 1 cm H₂O*s/L, medida a unas frecuencias de respiración normales y dentro del intervalo de 0-1 Hz; comprendiendo dicha cavidad un extremo inicial y un extremo final, proporcionando ambos un acceso al exterior; presentando dicha cavidad una longitud entre dicho extremo inicial y dicho extremo final igual o inferior a 25 cm; medir la presión de aire y el flujo de aire dentro de dicha cavidad en la proximidad a las vías respiratorias del sujeto.
- 50

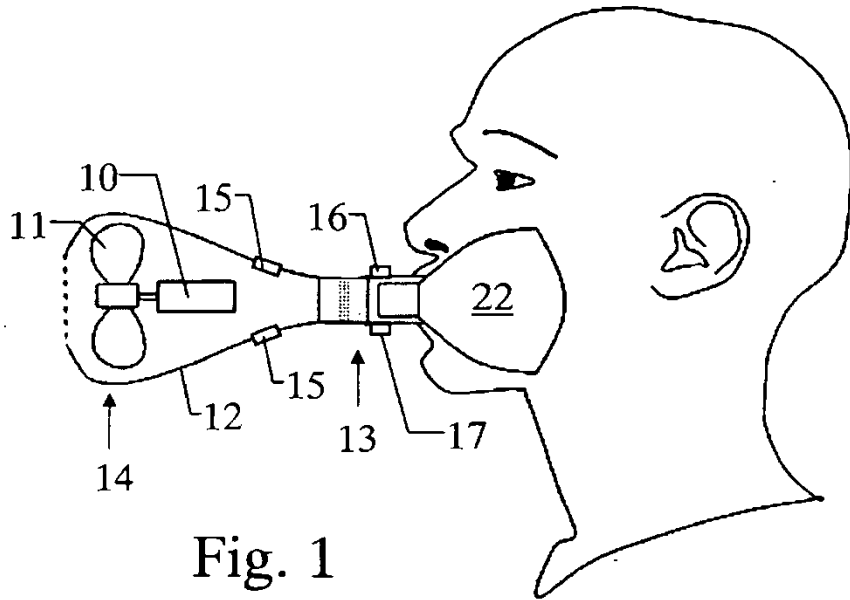


Fig. 1

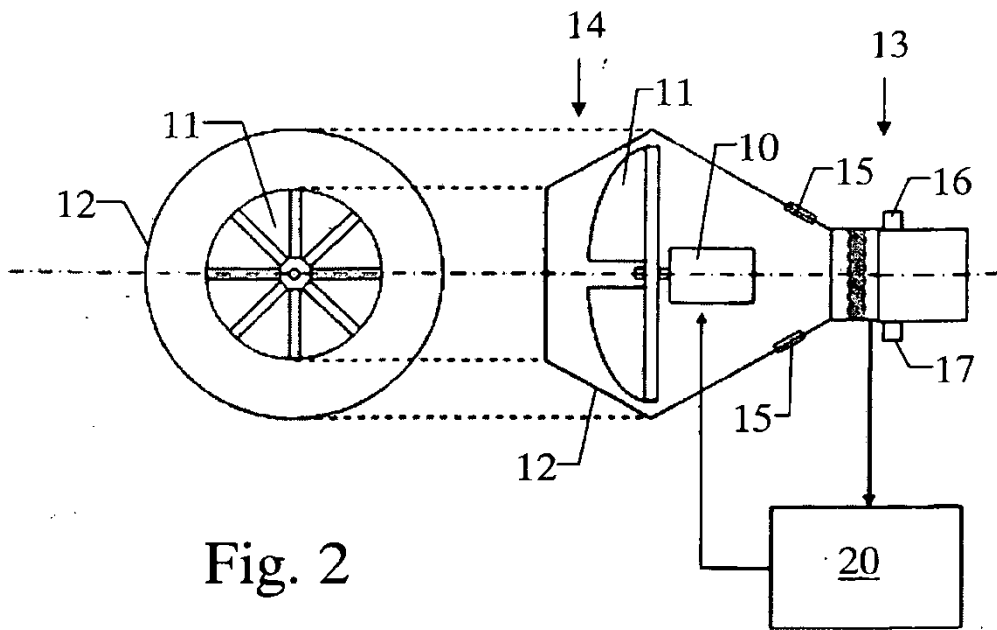


Fig. 2

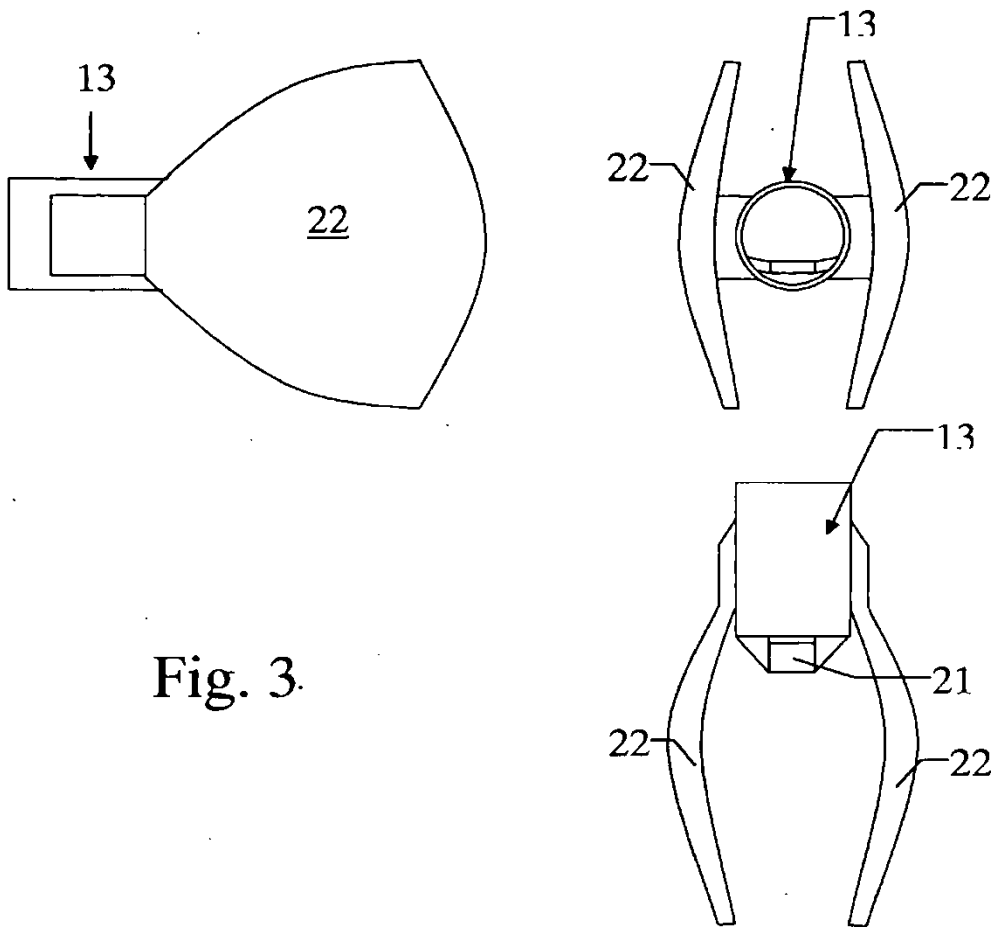


Fig. 3.