



(19)



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 274 963**

(51) Int. Cl.:
A61B 5/083 (2006.01)

(12)

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(86) Número de solicitud europea: **02716174 .4**

(86) Fecha de presentación : **28.01.2002**

(87) Número de publicación de la solicitud: **1359834**

(87) Fecha de publicación de la solicitud: **12.11.2003**

(54) Título: **Dispositivo y procedimiento para medir el consumo de oxígeno respiratorio.**

(30) Prioridad: **16.02.2001 GB 0103951**

(73) Titular/es: **Nutren Technology Limited**
Ribble Court, Shuttleworth Mead Business Park
Padiham, Lancashire BB12 7SN, GB

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.06.2007

(72) Inventor/es: **Bradley, Austen, Peter**

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.06.2007

(74) Agente: **Curell Suñol, Marcelino**

ES 2 274 963 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

Dispositivo y procedimiento para medir el consumo de oxígeno respiratorio.

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere a un procedimiento y un aparato para calcular el consumo de oxígeno respiratorio y en particular, aunque no exclusivamente, a calorímetros indirectos y procedimientos para su utilización.

10 **Antecedentes de la invención**

Las técnicas de calorimetría se utilizan para estudiar la energía del metabolismo en seres humanos y animales. La calorimetría se usa, por ejemplo, para diagnosis de trastornos metabólicos y para calcular los requerimientos nutricionales de un sujeto. Las mediciones calorimétricas pueden realizarse directamente como una medida de la pérdida de calor de un sujeto. Como alternativa, pueden efectuarse mediciones indirectas de un subproducto químico del metabolismo.

Una medición útil para los nutricionistas y especialistas en medicina deportiva, al evaluar la salud y buen estado físico de un sujeto, es el volumen de oxígeno consumido en reposo y durante, o después de, la práctica de un ejercicio físico.

La calorimetría indirecta, con frecuencia, implica medir la cantidad de dióxido de carbono exhalado por un sujeto, lo que, a su vez, puede utilizarse para calcular el consumo de oxígeno del sujeto.

La patente US nº 5.178.155 da a conocer un calorímetro indirecto que comprende un depurador de dióxido de carbono dispuesto para extraer el dióxido de carbono desde el gas exhalado, y en algunas forma de realización, del gas inhalado asimismo. El volumen de oxígeno consumido puede calcularse a partir de la cantidad de dióxido de carbono extraído del gas exhalado por el depurador. El calorímetro de la patente US nº 5.178.155 comprende también dos caudalímetros, estando el primero dispuesto para controlar el flujo de gas inhalado y el flujo de gas exhalado después de la extracción del dióxido de carbono y estando el segundo dispuesto para controlar el flujo de gas exhalado antes de la extracción del dióxido de carbono.

La solicitud de patente internacional número WO 00/07498 da a conocer un procedimiento y un aparato para analizar los gases respiratorios con el fin de determinar el consumo de oxígeno con fines de calorimetría indirecta, así como la producción de dióxido de carbono, mediante medición de la masa y del caudal de los gases exhalados e inhalados. Las mediciones del caudal se efectúan utilizando conocidas técnicas de tiempos de tránsito de impulsos ultrasónicos. La densidad de gas puede determinarse utilizando técnicas relacionadas con la impedancia acústica, la velocidad de sonido o la temperatura. El procedimiento implica calcular el contenido en oxígeno en el gas exhalado y en el gas inhalado. En una forma de realización según el documento WO 00/97498 se realizan mediciones únicamente en el flujo del gas exhalado. En este caso, es necesario conocer el contenido en oxígeno del gas inhalado.

La solicitud de patente internacional número WO 98/41147 da a conocer un calorímetro que comprende un caudalímetro y un capnómetro para calcular la diferencia entre el volumen del gas inhalado y el volumen del gas exhalado, menos el volumen de dióxido de carbono. El capnómetro mide la concentración del dióxido de carbono exhalado. La cantidad de dióxido de carbono en el gas inhalado puede entonces restarse del volumen total del gas exhalado para obtener un valor para el volumen de gas exhalado excluyendo el dióxido de carbono. También se utiliza un caudalímetro bidireccional para medir el caudal del gas exhalado y del gas inhalado.

La solicitud de patente internacional número WO 93/00040 da a conocer un calorímetro que comprende unos medios para acondicionar el gas inhalado a una temperatura y vapor de agua comparables con las del gas exhalado y a continuación, se mide el gas inhalado. El dióxido de carbono se extrae del gas exhalado haciendo pasar el gas exhalado a través de un depurador de dióxido de carbono y, a continuación, se mide su volumen. Puede utilizarse un caudalímetro único para medir el volumen tanto del gas exhalado como del gas inhalado.

McNeill *et al*: "The Oxylog oxygen consumption meter, a portable device for measurement of energy expenditure", American Journal of Clinical Nutrition, vol. 45, nº 6, 1987, páginas 1415-1419, da a conocer un dispositivo calorímetro portátil que utiliza rotores de turbina y sensores de desplazamiento en conjunción con un sensor de oxígeno Oxylog para determinar el consumo de oxígeno en un paciente.

El documento GB975.712 da a conocer un medidor de flujo másico que puede estar provisto de un émbolo para calcular el flujo volumétrico de la respiración de un usuario, pero no comprende unos medios para calcular el consumo de oxígeno.

Todos los calorímetros indirectos antes descritos son de difícil realización y utilización. Un objetivo de las formas de realización preferidas de la presente invención consiste en proporcionar un procedimiento y un aparato alternativos para calcular el consumo de oxígeno respiratorio y proporcionar un calorímetro indirecto alternativo y un procedimiento para su utilización.

Sumario de la invención

Según un primer aspecto de la invención se da a conocer un aparato portátil para calcular el consumo de oxígeno respiratorio, que comprende una carcasa que presenta una entrada de fluido, un sensor de flujo provisto de un émbolo y un sensor de desplazamiento asociado con el émbolo, un sensor de oxígeno y medios para calcular el consumo de oxígeno respiratorio utilizando los datos obtenidos del sensor de oxígeno y del sensor de flujo, caracterizado porque el émbolo está montado dentro de la carcasa de manera deslizable entre la posición inicial y la posición final, y en el que el aparato comprende, además, una salida de fluido adyacente a la posición final del émbolo.

Por “aparato portátil” se entiende un aparato que puede transportarse y utilizarse por una persona y puede sostenerse con la mano en funcionamiento.

Adecuadamente, el aparato es un calorímetro indirecto.

Adecuadamente, la carcasa suele ser tubular. La carcasa tubular puede presentar cualquier forma en sección transversal adecuada.

Preferentemente, el sensor de caudal comprende un émbolo montado de manera deslizable dentro de la carcasa, desplazable mediante la presión de aire que se le aplica y un sensor de desplazamiento asociado con el émbolo.

Adecuadamente, el movimiento del émbolo dentro de la carcasa se efectúa haciendo pasar un fluido al interior de la carcasa a través de la entrada de fluido. Adecuadamente, el fluido es un gas. Adecuadamente, el gas se exhala al respirar.

Adecuadamente, el émbolo está dispuesto para desplazarse de manera deslizable a lo largo de la carcasa tubular.

Adecuadamente, existe sustancialmente un contacto estrecho sustancialmente fluido entre la periferia del émbolo y la superficie interior de la carcasa. En otra forma de realización preferida, la forma de la sección transversal del émbolo se corresponde con la forma de la sección transversal del interior de la carcasa tubular.

Adecuadamente, el sensor de oxígeno está montado en la carcasa, preferentemente en su interior.

El sensor de oxígeno puede comprender cualquier sensor de oxígeno adecuado. Un ejemplo de sensor de oxígeno adecuado es el sensor MOX-1 (marca registrada), disponible a través de City Technology Limited de Portsmouth, Inglaterra.

Adecuadamente, el sensor de oxígeno se acopla a un extremo del émbolo. Preferentemente, el sensor de oxígeno está unido a un extremo del émbolo que está más próximo a la entrada de fluido.

El sensor de oxígeno puede unirse, directa o indirectamente, a la superficie del émbolo. Como alternativa, o como adición, el sensor de oxígeno puede estar embebido en el émbolo.

Como alternativa, o en adición, el sensor de oxígeno puede estar separado del émbolo.

El sensor de desplazamiento está, en una forma de realización preferida, dispuesto para medir la velocidad de movimiento del émbolo durante la utilización del aparato según la invención.

Puede utilizarse cualquier sensor de desplazamiento. Por ejemplo, el sensor de desplazamiento puede comprender uno o más conmutadores de sensores. Los conmutadores de sensores adecuados comprenden un conmutador optoacoplado ranurado, número 304-560, disponible a través de RS Components Limited de Corby, Inglaterra.

Adecuadamente, el sensor de desplazamiento está unido, directa o indirectamente, al émbolo. Preferentemente, el sensor de desplazamiento está embebido en el émbolo.

El sensor de desplazamiento puede estar provisto de un primer interruptor dispuesto sobre el émbolo y un segundo conmutador dispuesto sobre la carcasa.

Adecuadamente, el aparato para calcular el consumo de oxígeno respiratorio está dispuesto de modo que el émbolo se desplace solamente una distancia preestablecida, dentro de la carcasa, durante su funcionamiento.

Adecuadamente, la salida de fluido está posicionada de modo que el exceso de respiración exhalada salga de la carcasa a través de la salida de fluido, una vez que el émbolo alcance la posición y no cause un desplazamiento continuado del émbolo dentro de la carcasa.

El aparato puede, además, presentar una cámara colectora. La cámara colectora puede estar en comunicación, directa o indirecta, de flujo de fluido, con la salida de fluido. La cámara colectora puede comprender cualquier dispositivo adecuado, por ejemplo, una bolsa o una caja. Adecuadamente, el sensor de oxígeno se sitúa en la cámara colectora.

ES 2 274 963 T3

Adecuadamente, la cámara colectora forma parte de la carcasa del aparato y, por lo tanto, forma parte integrante de la carcasa.

5 Si el sensor de desplazamiento comprende un primer conmutador dispuesto en el émbolo y un segundo conmutador dispuesto en la carcasa, estando el segundo conmutador adecuadamente adyacente a la salida de fluido. Adecuadamente, el segundo conmutador está situado corriente abajo de la salida de fluido en relación con la entrada de fluido. El segundo conmutador está situado en la posición final del émbolo.

10 El aparato según la invención puede estar provisto de medios para hacer retornar el émbolo a la posición inicial. En una forma de realización preferida, el aparato comprende unos medios para hacer retornar el émbolo a la posición inicial después de efectuar el cálculo del consumo de oxígeno respiratorio. Pueden utilizarse cualesquiera medios adecuados de retorno del émbolo a la posición inicial, por ejemplo, un muelle.

15 La entrada de fluido está adecuadamente dispuesta para permitir la entrada en el aparato de la respiración exhalada por un sujeto que lo utiliza. La entrada de fluido puede estar prevista en el extremo de la carcasa.

20 Adecuadamente, el aparato según la presente invención comprende una boquilla asociada con la entrada de fluido. La entrada de fluido se puede proporcionar por la boquilla. Como alternativa, la entrada de fluido puede estar separada de la boquilla. Si la boquilla está separada de la entrada de fluido, la boquilla se conecta directamente a la entrada de fluido.

25 El aparato según la presente invención puede presentar una abertura en la carcasa. De manera adecuada, la abertura dispone que el fluido externo sea inhalado a través del aparato por el sujeto que utiliza el aparato. La abertura puede ser cerrada mediante una válvula de paso, la cual permite que el fluido sea inhalado a través de la abertura, pero impide que el fluido exhalado pase a través de la abertura. Adecuadamente, no se produce, sustancialmente, desplazamiento alguno del émbolo cuando el fluido es inhalado por el sujeto, a través de la abertura. Adecuadamente, la abertura está situada entre la entrada de fluido y el extremo del émbolo cuando el émbolo se sitúa en la posición inicial.

30 El aparato, según la presente invención, puede presentar cualquiera medios adecuados para calcular el consumo de oxígeno respiratorio. Por ejemplo, el aparato puede comprender un ordenador u otro dispositivo electrónico para calcular el consumo de oxígeno respiratorio. Los medios para calcular el consumo de oxígeno respiratorio puede montarse en la carcasa del aparato o conectarse de manera extraíble a la carcasa.

35 La presente invención da a conocer, además, un procedimiento para calcular el consumo de oxígeno respiratorio que comprende las etapas siguientes:

- (a) proporcionar un aparato portátil según el primer aspecto de la invención;
- (b) hacer pasar una respiración exhalada a la carcasa;
- (c) medir la fracción de oxígeno en la respiración exhalada utilizando el sensor de oxígeno;
- (d) medir el tiempo empleado en exhalar la respiración utilizando el sensor de flujo montado en el interior de la carcasa; y
- (e) calcular el consumo de oxígeno respiratorio utilizando los datos obtenidos en las etapas (c) y (d).

40 Adecuadamente, la etapa (b) comprende hacer pasar una respiración exhalada, de volumen conocido, al interior de la carcasa.

50 Adecuadamente, la etapa (b) comprende hacer pasar una respiración exhalada al interior de la carcasa para generar un desplazamiento del émbolo.

55 Adecuadamente, el procedimiento de cálculo del consumo de oxígeno respiratorio es un procedimiento de calorimetría indirecta.

El procedimiento de la presente invención se puede realizar utilizando el aparato portátil de la presente invención.

60 Adecuadamente, el volumen de la respiración exhalada se calcula midiendo la extensión del movimiento del émbolo.

Adecuadamente, el volumen de la respiración exhalada se calcula midiendo la distancia recorrida por el émbolo.

65 El intervalo de movimiento del émbolo dentro de la carcasa puede restringirse a una distancia prefijada.

Como alternativa, el desplazamiento del émbolo no está restringido, pero el sensor de desplazamiento y el sensor de oxígeno están dispuestos para efectuar mediciones solamente durante el desplazamiento del émbolo en un intervalo de desplazamiento restringido.

ES 2 274 963 T3

En ambos casos, las mediciones se efectúan utilizando el sensor de oxígeno y el sensor de desplazamiento únicamente por la duración de exhalación de un volumen conocido de respiración.

El procedimiento puede repetirse una o más veces para obtener un cálculo medio del consumo de oxígeno. Si el procedimiento es repetido una o más veces, los resultados se integran adecuadamente para proporcionar un valor promedio.

El aparato y el procedimiento según la presente invención pueden utilizar la fórmula siguiente para calcular el consumo de oxígeno respiratorio por respiración exhalada:

$$VO_2 = K \times (F_iO_2 - F_eO_2) \times V \times (30/t) \times C \quad \text{Fórmula I}$$

en la que

VO_2 es el consumo de oxígeno respiratorio del sujeto

F_iO_2 es la fracción del oxígeno inhalado

F_eO_2 es la fracción del oxígeno exhalado

V es el volumen de la respiración exhalada sobre el que se toman las mediciones

t es el tiempo empleado para exhalar el volumen conocido de aire

C es el valor calorífico constante del oxígeno (aproximadamente 5 kcal).

K es una constante que permite la calibración.

La fracción de oxígeno inhalado se puede calcular a partir del gas inhalado por el sujeto. Por ejemplo, si el sujeto inhaló aire atmosférico, la fracción de oxígeno inhalado puede suponerse que es el valor estándar de 20,94% o la fracción real de oxígeno en el aire atmosférico puede medirse utilizando cualquier técnica conocida.

La fracción de oxígeno exhalado se mide utilizando el sensor de oxígeno.

El volumen de la respiración exhalada puede medirse por cualquier procedimiento adecuado. El émbolo se mueve en una extensión conocida dentro de la carcasa y esta distancia se utiliza para medir el volumen de la respiración exhalada, respecto al cual se efectúan las mediciones. Si el sensor de oxígeno está unido a la superficie del émbolo, el cálculo de volumen debe tener en cuenta la reducción del volumen causada por la presencia del sensor de oxígeno.

Adecuadamente, en funcionamiento, el émbolo está dispuesto en la carcasa en una posición inicial en la que un primer conmutador de un sensor de desplazamiento está separado de un segundo conmutador del sensor de desplazamiento. Cuando la respiración exhalada pasa al interior de la carcasa, el émbolo se desplaza adecuadamente hacia el segundo conmutador. Preferentemente, el sensor de desplazamiento efectúa una medición durante el desplazamiento del primer sensor desde su posición inicial hasta que el primer sensor alcanza la posición del segundo sensor. De este modo, el sensor de desplazamiento efectúa mediciones solamente por la duración de exhalación de una respiración.

Durante la exhalación de la respiración, el sensor de oxígeno mide la fracción de oxígeno molecular en la respiración exhalada.

Los datos obtenidos a partir del sensor de oxígeno y del sensor de flujo pueden, a continuación, utilizarse para calcular el consumo de oxígeno del sujeto por respiración, utilizando la Fórmula I.

Si el aparato, según la presente invención, comprende unos medios electrónicos para calcular el consumo de oxígeno, el sensor de oxígeno y el sensor de flujo transmiten adecuadamente los datos obtenidos directamente a los medios de cálculo electrónicos a través de señales electrónicas.

Ventajosamente, el procedimiento y el aparato según la presente invención pueden utilizarse para proporcionar información sobre el consumo de oxígeno de un sujeto, por ejemplo, un ser humano o un animal.

El aparato y el procedimiento según presente invención son ventajosamente fáciles de utilizar. Además, el aparato según la presente invención es de fácil realización.

Breve descripción de los dibujos

La presente invención se describirá a continuación únicamente a título de ejemplo, haciendo referencia a los siguientes dibujos, en los que:

ES 2 274 963 T3

La Figura 1 es una vista lateral, esquemática, parcialmente en sección transversal, de un aparato portátil según la presente invención, en una posición inicial;

La Figura 2 es una vista lateral, esquemática, parcialmente en sección transversal, de un aparato portátil, según la presente invención, en una posición final.

La Figura 3 es una vista lateral, esquemática, parcialmente en sección transversal, de una parte de una forma de realización alternativa de un aparato portátil según la presente invención en una posición inicial; y

La Figura 4 es una vista lateral, esquemática, parcialmente en sección transversal, del aparato portátil ilustrado en la Figura 3, en una posición final.

Descripción de las formas de realización preferidas

Las Figuras 1 y 2 ilustran parte de un aparato portátil para calcular el consumo de oxígeno respiratorio 2 que comprende una carcasa 4, un émbolo 6, un sensor de oxígeno 8 y un sensor de desplazamiento provistos de un primer conmutador 10 y un segundo conmutador 12. Además, el aparato 2 comprende unos medios de cálculo electrónicos 14.

El émbolo 6 es desplazable de manera deslizable en el interior de la carcasa 4, presentando el émbolo 6 la misma forma de sección transversal. Las dimensiones relativas de la periferia del émbolo 6 y el interior de la carcasa 4 están provistas de modo que exista un acoplamiento estrecho sustancialmente fluido entre la periferia del émbolo 6 y el interior de la carcasa 4.

La carcasa 4 comprende una entrada de fluido 16 y una salida de fluido 18.

El sensor de oxígeno 8 está incorporado en el extremo 20 del émbolo 6. El sensor de oxígeno está eléctricamente conectado a los medios de cálculo electrónicos 14 por medio de un cable 22.

El primer conmutador 10 del sensor de desplazamiento está embebido en una lateral del émbolo 4. El segundo conmutador 12 del sensor de desplazamiento está embebido en la pared interior de la carcasa 4. Un cable 24 conecta el primer conmutador 10 con los medios de cálculo electrónicos 14 y un cable 26 conecta el segundo conmutador 12 con los medios de cálculo electrónicos 14.

Al utilizar el aparato 2, el émbolo 6 está dispuesto en la carcasa 4 en la posición inicial, según se ilustra en la Figura 1. Una respiración exhalada es dirigida a la entrada de fluido 16 de la carcasa 4. El extremo de la carcasa 4 que proporciona la entrada de fluido 16 puede actuar como una boquilla para el aparato 2. Como alternativa, una boquilla separada (no representada) puede ser conectada, directa o indirectamente, a la carcasa 4.

La respiración exhalada hace que el émbolo 6 se desplace alejándose de la entrada de fluido 16. El émbolo 6 continuará desplazándose en esta dirección hasta que el extremo 20 del émbolo 6 atraviese la salida de fluido 18 para llegar hasta la posición final, según se ilustra la Figura 2. En adelante, el exceso de respiración exhalada saldrá de la salida de fluido 18 y cesará el movimiento del émbolo 6.

Mientras el émbolo 6 se está desplazando desde la posición inicial a la posición final, el sensor de oxígeno 8 está midiendo la fracción de oxígeno en la respiración exhalada. El sensor de oxígeno 8 envía información de la medición a los medios de cálculo electrónicos 14 en forma de una señal eléctrica a través del cable 22.

Durante el desplazamiento del émbolo 6, desde la posición inicial a la posición final, los conmutadores 10, 12 del sensor de desplazamiento miden el tiempo empleado para recorrer esta distancia establecida. Este tiempo es una medición del tiempo empleado para exhalar un volumen conocido de respiración. Los conmutadores 10, 12 envían la medición a los medios de cálculo electrónicos 14 utilizando los cables 24 y 26.

Los medios de cálculo electrónico 14 están programados para calcular el consumo de oxígeno del sujeto según la Fórmula I indicada anteriormente. Con el fin de efectuar este cálculo, el usuario necesitará introducir detalles de la fracción de oxígeno en el gas inhalado. Este puede ser el valor estándar del contenido de oxígeno en el aire. En este caso, la información puede ser previamente programada en los medios de cálculo electrónicos 14. Si se mide la fracción de oxígeno en el aire inhalado, el valor medido necesitará introducirse en el medio de cálculo electrónico 14 antes de que pueda efectuarse el cálculo.

El procedimiento y el cálculo antes descritos se pueden repetir una o más veces y los resultados pueden ser integrados para proporcionar un valor promedio para el consumo de oxígeno.

El aparato portátil 2 es de un tamaño y configuración tales que puede mantenerse y transportarse en las manos por una persona y conectarse a los medios de cálculo electrónicos, cuando se desee.

Las Figuras 3 y 4 ilustran parte de un aparato portátil alternativo para calcular el consumo de oxígeno respiratorio 50, que comprende una carcasa 52 y un émbolo 54.

ES 2 274 963 T3

La carcasa 52 comprende una abertura 56 para permitir la entrada de aire exterior. La abertura 56 está cubierta por una válvula de una vía 56, cuya válvula 58 permite la entrada a través de una abertura 56 del aire, pero que impide la salida de aire a través de la abertura 56.

5 La carcasa 52 comprende además, una entrada de fluido 60 que permite que el aire exterior inhalado pase desde la abertura 56 al sujeto (no representado) que utiliza el aparato. La entrada de fluido 60 permite también que la respiración exhalada pase al interior de la carcasa 52.

10 La carcasa 52 comprende, además, una salida de gas 62, que permite que la respiración exhalada salga de la carcasa 62. La salida de gas 62 está conectada a la caja de recogida de gas 64, por medio de un tubo flexible 66.

El aparato 50 comprende, además, un sensor de oxígeno 68, dispuesto en la caja de recogida 64, y un sensor de desplazamiento provisto de unos primer y segundo conmutadores, 70, 72. El primer conmutador 70 está embebido en el émbolo 54. El segundo conmutador 72 está embebido en la pared de la carcasa 52, corriente abajo de la salida de gas 62.

El sensor de oxígeno 68 y los conmutadores 70, 72 se conectan a un medio de cálculo (no representado) por medio de cables 74.

20 Estando en uso del aparato 50, el émbolo 54 está dispuesto en la carcasa 52 en la posición inicial, según se ilustra en la Figura 3.

Un sujeto inhala aire externo a través de la abertura 56 y la entrada de fluido 60. El sujeto, a continuación, exhala la respiración al interior de la carcasa 52 a través de la entrada de fluido 60.

25 La respiración exhalada hace que el émbolo 54 se desplace alejándose de la entrada de fluido 60. El émbolo 54 continuará desplazándose en esta dirección hasta que el extremo 76 del émbolo 54 atraviere la salida de gas 62 hasta alcanzar la posición extrema en la Figura 4. En adelante, el exceso de respiración exhalada saldrá de la salida 62 hacia la caja de recogida 64 y cesará el desplazamiento del émbolo 54.

30 Durante el desplazamiento del émbolo 54 desde la posición inicial a la posición final, los conmutadores 70, 72 miden el tiempo empleado para recorrer esta distancia establecida. La medición se envía a los medios de cálculo (no representados) a través de los cables 74.

35 El sensor de oxígeno 68 mide el contenido en oxígeno de la respiración exhalada en la caja de recogida 64 y envía la medición a los medios de cálculo (no representados) a través de cables 74.

Los medios de cálculo calculan el consumo de oxígeno, según la fórmula I indicada anteriormente. El cálculo se realiza de la misma manera descrita anteriormente en relación con las figuras 1 y 2.

REIVINDICACIONES

5 1. Aparato portátil (2) para calcular el consumo de oxígeno respiratorio que comprende una carcasa (4) que presenta una entrada de fluido (16), un sensor de flujo que comprende un elemento desplazable y un sensor de desplazamiento (10,12) asociado con el elemento desplazable, un sensor de oxígeno (8) y unos medios para calcular el consumo de oxígeno respiratorio (14) utilizando los datos obtenidos a partir del sensor de oxígeno y del sensor de flujo, **caracterizado** porque dicho elemento desplazable comprende un émbolo (6) y porque el émbolo está montado de manera deslizable dentro de la carcasa móvil entre una posición inicial y una posición final y porque el aparato comprende además una salida de flujo adyacente a la posición final del émbolo.

10 2. Aparato portátil según la reivindicación 1, que es un calorímetro indirecto.

15 3. Aparato portátil (2) según las reivindicaciones 1 ó 2, en el que el sensor de desplazamiento (10,12) está dispuesto para medir la velocidad de desplazamiento del émbolo (6) durante la utilización del aparato (2).

4. Aparato portátil (2) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende una cámara colectora (64).

20 5. Procedimiento para calcular el consumo de oxígeno respiratorio, que comprende las etapas siguientes:

(a) proporcionar un aparato portátil (2) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4;

(b) hacer pasar una respiración exhalada al interior de la carcasa (4);

25 (c) medir la fracción de oxígeno en la respiración exhalada utilizando el sensor de oxígeno (8);

(d) medir el tiempo empleado en exhalar la respiración utilizando el sensor de flujo (10, 12) montado en el interior de la carcasa (4); y

30 (e) calcular el consumo de oxígeno utilizando los datos obtenidos en las etapas (c) y (d).

6. Procedimiento según la reivindicación 5, en el que la etapa (b) comprende hacer pasar una respiración exhalada a la carcasa (4) para generar el desplazamiento del émbolo (6).

35 7. Procedimiento según la reivindicación 5 ó 6, en el que la etapa (b) comprende hacer pasar una respiración exhalada de volumen conocido a la carcasa (4).

40 8. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 7, que comprende un procedimiento de calorimetría indirecta.

9. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 8, en el que el émbolo (6) es desplazado dentro de la carcasa (4) por medio de la admisión de aire exhalado en la carcasa (4).

45 10. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 9, en el que el émbolo (6) está dispuesto para desplazarse en una distancia prefijada dentro de la carcasa (4).

50

55

60

65

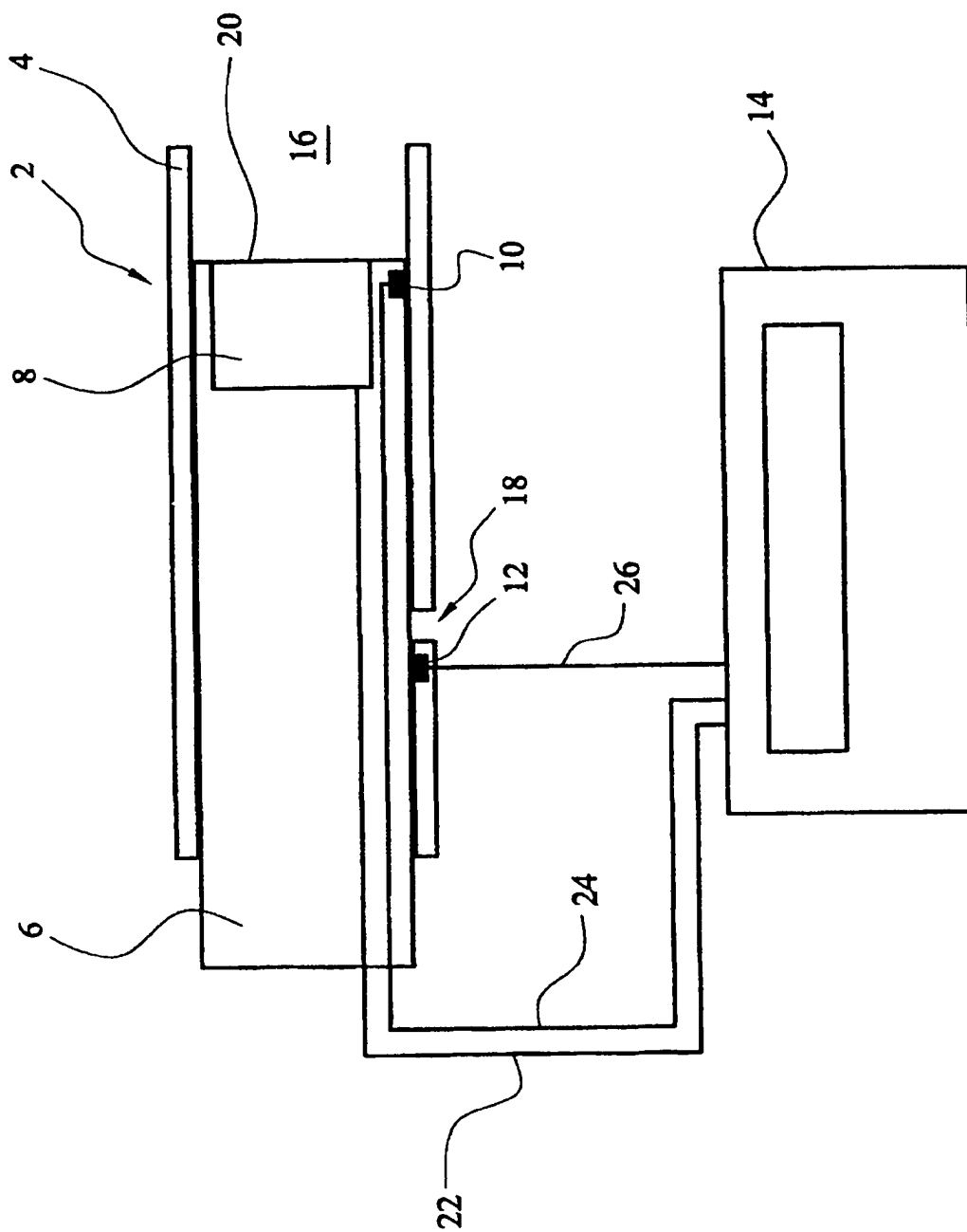


FIG. 1

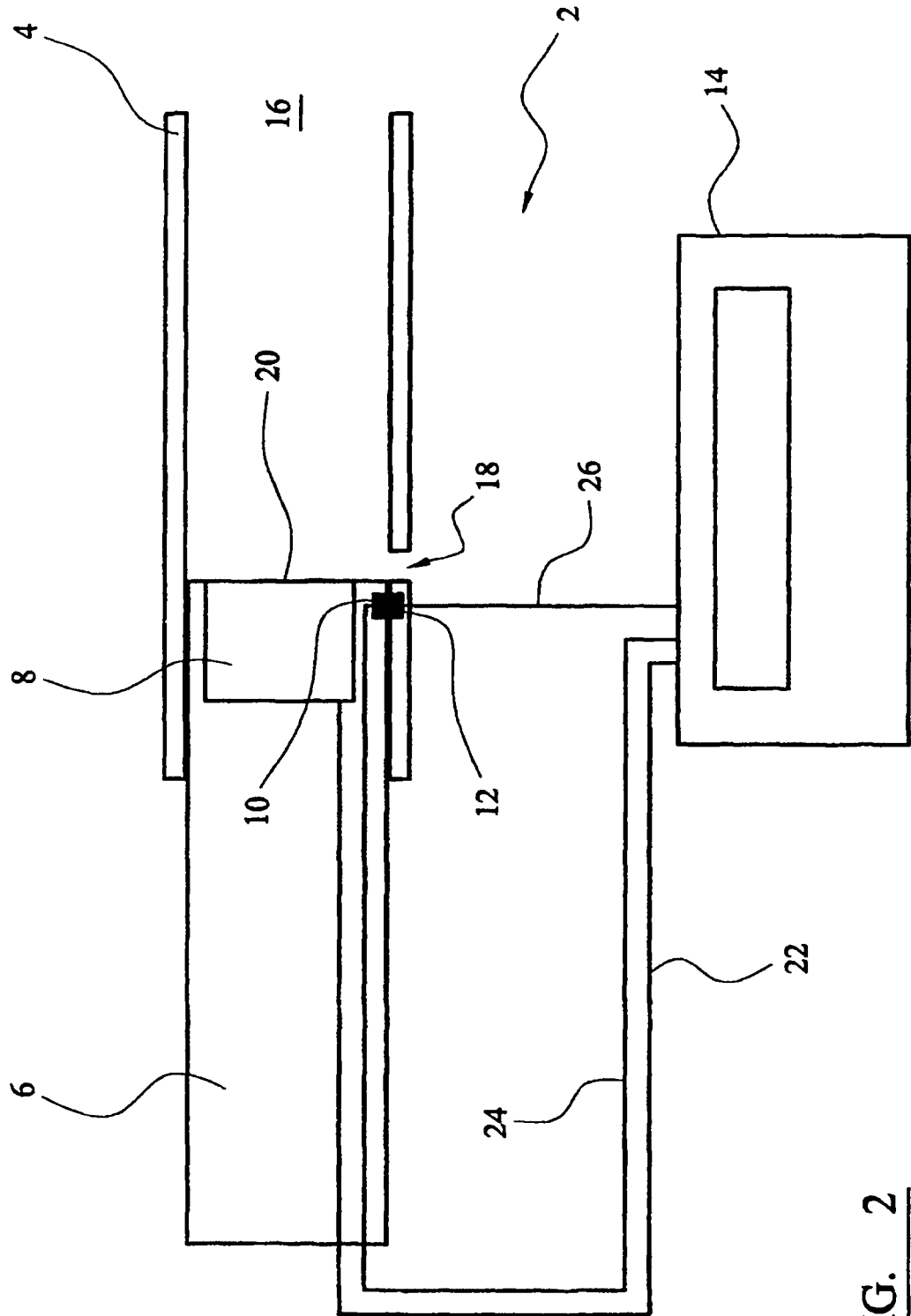


FIG. 2

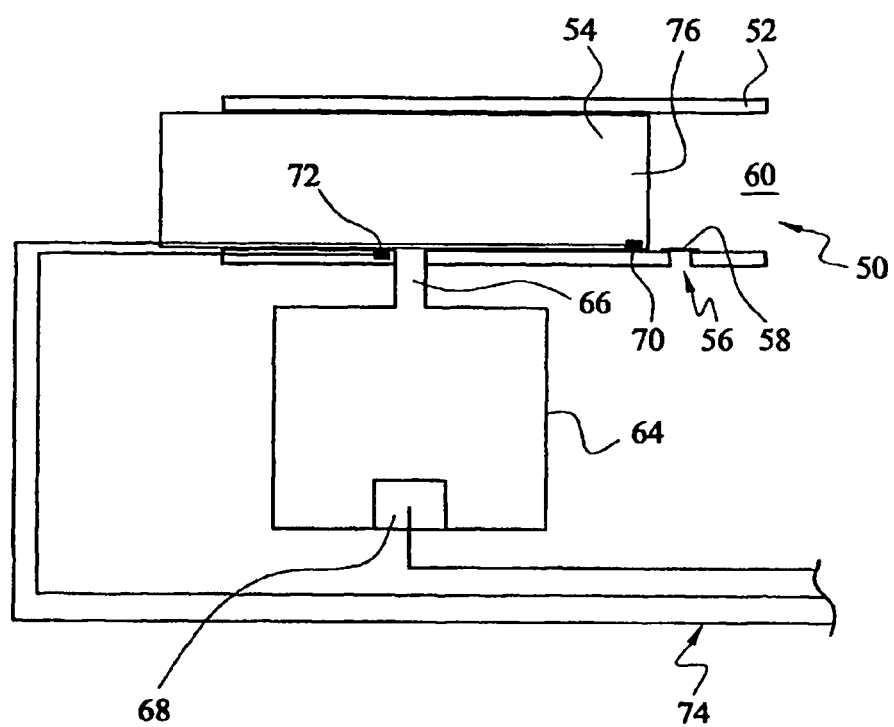


FIG. 3

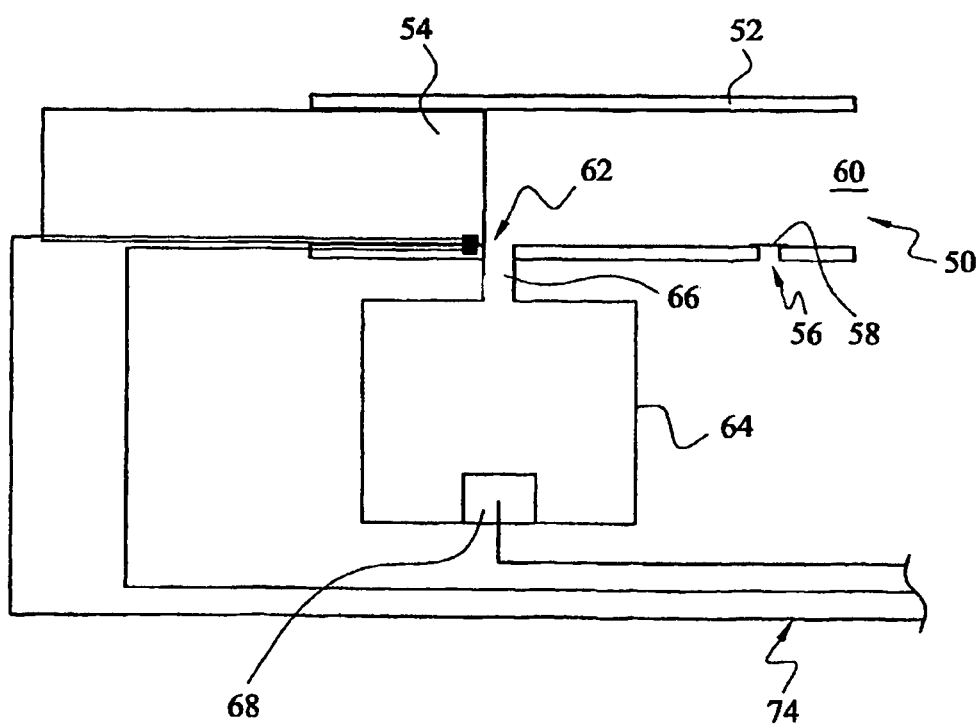


FIG. 4