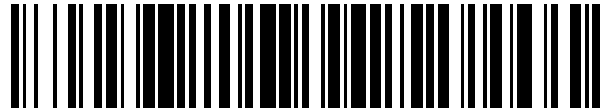


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 577 504**

51 Int. Cl.:

A61B 5/083 (2006.01)

G05F 1/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.03.2009 E 09718376 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.05.2016 EP 2259723**

54 Título: **Transductor de analizador metabólico**

30 Prioridad:

04.03.2008 US 42158

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

15.07.2016

73 Titular/es:

**MEDICAL GRAPHICS CORPORATION (100.0%)
350 Oak Grove Parkway
St. Paul, MN 55127, US**

72 Inventor/es:

**HOWARD, C. PETER y
GRIMES, JOEL**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 577 504 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

Transductor de analizador metabólico

5 **Antecedentes de la invención**

10 Campo de la invención: la presente invención se refiere, en general, al análisis de gas respiratorio y, más particularmente, a un transductor de índice metabólico autónomo, de pequeño tamaño y ligero, que puede llevarse en una mascarilla facial de un sujeto en reposo o que se está sometiendo a actividad física o incorporarse en un circuito respiratorio.

15 Descripción de la técnica anterior: todos los procesos que tienen lugar en el cuerpo dan como resultado, en última instancia, la producción de calor. La producción de calor y el consumo calórico o metabolismo pueden verse en un contexto similar. La calorimetría indirecta es un medio práctico mediante el cual se mide la producción de calor para cuantificar el índice o la función metabólica.

20 Toda la producción de energía o el metabolismo en el cuerpo depende, en última instancia, de la utilización de oxígeno. La calorimetría indirecta implica medir directamente el consumo de oxígeno (O_2) y la producción de dióxido de carbono (CO_2) a través del análisis cuantitativo del flujo de aire, oxígeno y dióxido de carbono, inspirado y espirado para proporcionar una medida precisa del metabolismo energético. La medición de la producción de energía o el metabolismo a través de calorimetría indirecta en reposo y durante actividad es usada por facultativos por razones clínicas, por preparadores para medir el rendimiento atlético y por entrenadores para medir los niveles de buena forma física. Existen muchas técnicas de análisis de gas diferentes usadas en la técnica anterior de calorimetría indirecta, algunas de las cuales estiman solamente el consumo de oxígeno, dado que carecen de la capacidad de medir directamente la producción de dióxido de carbono que es necesaria para explicar la diferencia de flujo de aire inhalado y exhalado del sujeto. Este enfoque comprometido, muchas veces un intento de reducir el tamaño, el peso, el coste y la complejidad del aparato o de sortear los desafíos del transporte de gas desde el sujeto al propio sensor da como resultado mala precisión y medidas menos repetibles del metabolismo. Además, estos métodos abreviados no consiguen explicar las variaciones entre sujetos, dado que dependen de suposiciones realizadas a partir de promedios de la población.

35 Se ha conocido durante algún tiempo que el análisis de la respiración de un sujeto proporciona información valiosa respecto a la condición física del sujeto. Las cuatro variables medidas más habitualmente son: (1) volumen respiratorio; (2) consumo de oxígeno; (3) producción de dióxido de carbono; y (4) cociente de intercambio respiratorio (RER), que es el cociente de dióxido de carbono producido respecto a oxígeno consumido. Uno de los esfuerzos más tempranos por llevar a cabo análisis indirecto del índice metabólico implicaba el uso de una llamada Bolsa de Douglas. Una técnica de análisis metabólico con Bolsa de Douglas implicaba la recogida temporizada del aliento espirado en una bolsa engomada, medir el volumen de gas espirado recogido y analizando la composición del gas contenido dentro la bolsa engomada para el contenido de O_2 y CO_2 . A continuación, se calcularon los índices metabólicos a partir de los datos obtenidos. La técnica de la Bolsa de Douglas requería tiempo, estaba sujeta a errores, y solamente podía realizarse en sujetos relativamente inmóviles en laboratorios bien equipados. Además, esta técnica no era muy adecuada para la medición de transitorios de corta duración en funciones metabólicas.

45 Dado que los datos obtenidos a partir del análisis de gas respiratorio son tan valiosos en el diagnóstico de disfunción cardiopulmonar y la evaluación del estado de forma cardiovascular global, se ha dirigido un esfuerzo intenso hacia el desarrollo de analizadores metabólicos automatizados más sencillos y más rápidos. El intenso interés en el estado de forma física y el ejercicio aeróbico, tal como correr, ha ayudado a enfocar esfuerzos adicionales en este campo. Actualmente están disponibles diversos instrumentos para la determinación del volumen total de aire respirado a partir de un sujeto que está siendo estudiado. Estos dispositivos incluyen espirómetros, pletismógrafos, y 50 neumotacógrafos. También están disponibles numerosos instrumentos para determinar el contenido de O_2 y CO_2 en el gas respirado. Algunas de las técnicas más recientes implica el uso de un sensor de óxido de zirconio (ZrO_2) discreto y un analizador de gases por infrarrojos no dispersivo (NDIR) para determinar el contenido de CO_2 . Un analizador metabólico del tipo descrito se desvela en la patente de Estados Unidos 4.463.764 de Anderson, et al. Aunque dichos instrumentos son precisos, son grandes, pesados y requieren calibración frecuente así como habilidades de manejo especiales. Un instrumento descrito en la patente de Anderson et al., es tan grande que un estante de equipo fijo lo incorpora todo y solamente puede usarse en un entorno clínico o de laboratorio.

60 La patente de Estados Unidos 5.363.857 de Howard describe un analizador del índice metabólico que tiene un detector de CO_2 , un detector de O_2 , una resistencia al flujo, un transductor de presión diferencial, una válvula de medición accionada por solenoide para producir una muestra volumétricamente proporcional de gas respirado, un regulador de vacío para recibir la muestra, una bomba para atraer la muestra desde el regulador de vacío y un procesador para muestrear periódicamente la señal de presión diferencial para proporcionar una señal de flujo, para modular la potencia aplicada a la válvula dosificadora de flujo accionada por solenoide y para proporcionar una medida del volumen total de gas respirado. El procesador en el analizador de Howard está programado para 65 correlacionar el volumen total de gas respirado, el contenido de O_2 y el contenido de CO_2 para proporcionar una medida del índice metabólico.

Aunque el aparato descrito en la patente '857 de Howard es de tamaño reducido en comparación con el equipo de Anderson anterior y puede llevarse en el cuerpo para aplicaciones ambulatorias, no está miniaturizado hasta el punto en que pueda ser parte integrante de un conjunto de mascarilla facial, así como no es capaz de proporcionar un verdadero análisis respiración por respiración. Al peso y al volumen del aparato se Howard hay que añadir la
 5 dependencia de válvulas de medición accionadas por solenoide y una bomba electromecánica para mover el gas respiratorio a través de analizadores de O₂ y CO₂.

La patente de Estados Unidos 6.955.650 de Mault et al., describe un dispositivo portátil para medir el índice metabólico de un individuo que incluye una trayectoria de flujo de gas respiratorio que contiene una barrera higiénica capaz de bloquear un patógeno predeterminado posiblemente presente en gases exhalados. La trayectoria de flujo
 10 está contenida dentro del interior de una carcasa externa e incluye un tubo de flujo que conduce a un caudalímetro y un sensor de oxígeno. El dispositivo incluye además una "unidad de cálculo" que utiliza las salidas del caudalímetro y el sensor de oxígeno para determinar el índice metabólico. La producción de dióxido de carbono se calcula en lugar de medirla y esto puede causar imprecisiones significativas al establecer el auténtico índice metabólico del
 15 sujeto y la auténtica utilización del sustrato.

Aunque la patente '650 de Mault et al., indica que un sensor de CO₂ puede estar incorporado en el dispositivo para medir directamente, en lugar de calcular, las concentraciones de CO₂, no enseña cómo puede configurarse dicho dispositivo para ser suficientemente pequeño y ligero para incorporarlo en un analizador metabólico capaz de ser
 20 soportado sobre una mascarilla facial de un sujeto.

El documento US 2004/256560 A1 desvela una configuración óptica para uso en un sistema de monitorización de gas. El sistema óptico usa una lente de apertura numérica elevada que maximiza la captura de rayos de ángulo relativamente grande, incrementando de este modo la señal medida en el detector de radiación infrarroja. Una lente de tipo semiesfera está provista proximal a la fuente de radiación infrarroja en el sistema de medición de gas. Para
 25 incrementar adicionalmente la señal medida en el detector de radiación infrarroja y permitir una captura más eficiente de los rayos de ángulo más grande, se usan materiales que son reflectantes en la banda infrarroja de interés, de modo que las paredes de la celda de muestra actúen como una tubería luminosa hueca.

El documento US 2007/225612 A1 desvela un sistema para medir un parámetro metabólico. El sistema incluye un adaptador de las vías respiratorias integrado capaz de monitorizar cualquier combinación de flujo respiratorio, concentración de O₂, y concentraciones de CO₂, N₂O, y un agente anestésico en tiempo real, respiración por
 30 respiración. El flujo respiratorio se monitoriza con caudalímetros de presión diferencial en diversas condiciones de entrada a través de configuraciones de sensor mejoradas que minimizan el retardo de fase y el espacio muerto dentro de la vía respiratoria. La concentración de oxígeno molecular puede monitorizarse por medio de técnicas de atenuación de luminiscencia. Pueden usarse técnicas de absorción de infrarrojos para monitorizar CO₂, N₂O, y
 35 agentes anestésicos.

Por consiguiente, es un aspecto de la presente invención proporcionar analizadores metabólicos novedosos, no invasivos, ligeros y de pequeño tamaño que pueden ser portados por una mascarilla facial llevada por un sujeto o incorporada en un circuito respiratorio y proporcionar de forma precisa señales de salida correspondientes al índice
 40 metabólico y al cociente de intercambio respiratorio de un sujeto y la concentración de gas en tiempo real, respiración por respiración.

Otro aspecto más de la invención es proporcionar un analizador metabólico que incorpore una guía óptica ligera y amovible que incorpore tanto una cámara de muestra regularizada de canal abierto de detección de CO₂ como una
 45 placa con orificios para establecer una caída de presión y posterior análisis de flujo usando un transductor de presión diferencial.

Otro aspecto de la invención es proporcionar un nuevo y mejorado analizador metabólico que pesa en el intervalo de
 50 10 a 3 oz (283 a 85 g) y posiblemente menos de 5 oz (142 g).

Otro aspecto de la invención es proporcionar un analizador metabólico construido especialmente para uso en un entorno de gimnasio o para uso personal para proporcionar información metabólica básica sobre la cual puede estructurarse una prescripción de entrenamiento para optimizar la pérdida de peso (quemar de grasa) o el
 55 acondicionamiento cardiorrespiratorio.

Sumario de la invención

La invención proporciona un transductor de la concentración de gas respiratorio ligero de acuerdo con la reivindicación 1. En el presente documento se describe de forma más general un transductor para alojar una
 60 pluralidad de detectores que incluyen, aunque sin limitarse a, analizadores de gas respiratorio, un sensor de flujo, un sensor de temperatura absoluta, un convertidor de analógico a digital conectado para recibir señales de salida eléctricas procedentes de los detectores mencionados anteriormente y un circuito microcontrolador acoplado al convertidor de analógico a digital y una fuente de alimentación de batería, estando todos estos componentes y una fuente de alimentación de batería contenidos en una carcasa de tamaño pequeño y peso ligero adaptada para estar
 65 acoplada de forma operativa a un sujeto cuyo índice metabólico está siendo medido.

Tal como se describe en el presente documento, un transductor ligero unitario puede incluir una o más de las siguientes características: (a) una carcasa que tiene un casquillo tubular con una luz central, (b) un sensor de oxígeno montado en la carcasa y expuesto a la luz para producir una primera señal eléctrica proporcional al oxígeno inspirado y espirado, (c) un sensor de gas por infrarrojos no dispersivo (NDIR) contenido en la carcasa que incluye un canal abierto arqueado que tiene una pared cóncava con una superficie reflectante sobre ella y primer y segundo extremos, el primer extremo alineado con una fuente de IR y el segundo extremo alineado con un detector de IR para producir una segunda señal eléctrica proporcional a la concentración de un gas predeterminado en el aire respiratorio inspirado y espirado que fluye a través del transductor, (d) un sensor de flujo expuesto al flujo de gas respiratorio en la luz para producir una tercera señal eléctrica proporcional al flujo de gas respiratorio, el sensor de oxígeno, el sensor de gas por infrarrojos no dispersivo (NDIR) y el sensor de flujo alineados con una trayectoria de flujo de gas respiratorio de flujo principal ("*mainstream*") a través de la luz, (e) un convertidor de analógico a digital conectado para recibir la primera, segunda y tercera señales eléctricas, (f) un circuito microcontrolador acoplado al convertidor de analógico a digital, estando dicho sensor de oxígeno, sensor de gas NDIR, sensores de flujo, convertidor de analógico a digital y circuito microcontrolador contenidos en una carcasa de un tamaño y un peso adaptados para estar soportada en la cara de un sujeto cuyo consumo de oxígeno y producción de dióxido de carbono deben medirse, (g) un sensor de temperatura absoluta fijado a la estructura de montaje del detector y expuesto al aire respiratorio que pasa a través del casquillo tubular, pasa por la estructura de montaje del detector y a través del miembro de guía de ondas óptica, (h) un segundo sustrato de circuito impreso que tiene el circuito microcontrolador fijado a él, estando el segundo sustrato dispuesto en un segundo espacio entre la cubierta externa y el casquillo tubular de la carcasa, (i) una fuente de alimentación dispuesta en la carcasa y acoplada de forma operativa al convertidor de analógico a digital y el circuito microcontrolador, (j) un transmisor inalámbrico dispuesto en la carcasa y acoplado al circuito microcontrolador para enviar valores calculados de consumo de oxígeno y producción de dióxido de carbono a un servidor remoto, y (k) un canal de entrada de datos en serie en el microcontrolador adaptado para recibir señales de frecuencia cardíaca procedentes de un sensor externo de frecuencia cardíaca por un enlace de comunicación inalámbrico.

Tal como se describe en el presente documento, un transductor de la concentración de gas respiratorio ligero puede incluir una o más de las siguientes características: (a) una carcasa tubular que tiene un canal de flujo de gas respiratorio que se extiende desde un extremo proximal hasta un extremo distal de dicha carcasa, (b) un módulo detector de gas NDIR dispuesto en dicha carcasa en alineamiento con el canal de flujo de gas, teniendo dicho módulo detector un miembro de guía de ondas óptica con un surco abierto arqueado con una pared cóncava, teniendo la pared cóncava una superficie reflectante sobre ella y teniendo dicho surco primer y segundo extremos, el primer extremo alineado con una fuente de IR y el segundo extremo alineado con un detector de IR, el surco abierto adaptado para recibir muestras de aire inspirado y espirado procedentes de un sujeto al que está fijado el transductor, (c) un sensor de oxígeno montado sobre el módulo detector y expuesto a gas respiratorio que fluye a través del canal de flujo de gas, (d) un sensor de flujo en la carcasa para medir el caudal de volumen del flujo de gas respiratorio a través del canal de flujo, (e) un dispositivo de medición de la temperatura y un sensor de presión barométrica fijado a la carcasa, (f) una fuente de alimentación de CC dispuesta en la carcasa tubular para proporcionar energía a la fuente de IR, el detector de IR, el sensor de oxígeno y el sensor de temperatura, y (g) un microcontrolador dispuesto en la carcasa y conectado a la fuente de IR, el sensor de IR, el sensor de oxígeno, el sensor de temperatura, la fuente de alimentación de CC, el sensor de flujo y el sensor de presión barométrica para calcular el consumo de oxígeno y producción de dióxido de carbono del sujeto respiración por respiración.

Tal como se describe en el presente documento, un transductor de analizador metabólico puede incluir una o más de las siguientes características: (a) una carcasa capaz de acoplarse a una mascarilla facial y ser llevada cómodamente por un sujeto, (b) un sensor analógico ubicado dentro de la carcasa, (c) un microcontrolador ubicado dentro de la carcasa capaz de recibir entradas procedentes del sensor analógico y calcular la producción de CO₂ por el sujeto, (d) una fuente de energía ubicada dentro de la carcasa acoplada de forma operativa al microcontrolador, (e) un sensor de O₂ ubicado dentro de la carcasa, (f) un transmisor inalámbrico ubicado dentro de la carcasa, (g) un analizador de gas respiratorio dentro de la carcasa, (h) un sensor de flujo dentro de la carcasa, (i) un sensor de temperatura absoluta dentro de la carcasa, y (j) un convertidor de analógico a digital capaz de recibir entradas procedentes de cualquiera de los sensores dentro de la carcasa.

Tal como se describe en el presente documento, un sistema transductor de analizador metabólico puede incluir una o más de las siguientes características: (a) un transductor de analizador metabólico capaz de detectar y calcular la producción de CO₂ por un sujeto, (b) una mascarilla facial para acoplar de forma operativa el transductor de analizador metabólico al sujeto, (c) una interfaz del usuario acoplada de forma comunicativa al transductor de analizador metabólico, (d) un ergómetro, (e) una conexión inalámbrica que acopla de forma comunicativa el transductor de analizador metabólico con la interfaz del usuario, (f) un dispositivo de conexión inalámbrico alojado en el transductor de analizador metabólico para acoplar de forma comunicativa el transductor de analizador metabólico con la interfaz del usuario, (g) un sensor alojado por el transductor de analizador metabólico para detectar CO₂, y (h) un microcontrolador alojado en el transductor de analizador metabólico capaz de recibir entradas procedentes del sensor de CO₂.

En el presente documento también se describe un método de fabricación de un transductor de analizador metabólico que puede incluir una o más de las siguientes etapas: (a) moldear una cubierta de plástico externa que tiene una

pared inferior, una pared superior y una pared lateral que une la pared superior a la pared inferior y que define una cámara hueca donde la pared inferior y la pared superior incluyen, cada una, una abertura dispuesta en el centro, (b) colocar una estructura de montaje del detector en la cámara hueca, teniendo la estructura de montaje del detector una base con una abertura central alineada concéntricamente con las aberturas en la pared superior y la pared inferior y con un casquillo tubular que se proyecta hacia fuera de la base, (c) insertar un miembro de guía de ondas óptica dentro de dicho casquillo tubular, teniendo el miembro de guía de ondas óptica una pared lateral tubular y una base que contiene dicho canal abierto arqueado y un orificio de una forma y tamaño predeterminados en la base, y donde una parte de la pared lateral tubular del miembro de guía de ondas óptica se extiende a través de la abertura en la pared superior, (d) insertar un sensor de oxígeno para producir una primera señal eléctrica proporcional al oxígeno inspirado y espirado en la abertura central, (e) fijar un sensor de gas NDIR a la estructura de montaje del detector, incluyendo el sensor de gas NDIR dicho canal abierto arqueado, teniendo dicho canal una pared cóncava con una superficie reflectante sobre ella y primer y segundo extremos, el primer extremo alineado con una fuente de IR y el segundo extremo alineado con un detector de IR para producir una segunda señal eléctrica proporcional a la concentración de un gas predeterminado en aire respiratorio inspirado y espirado que fluye a través del orificio, (f) fijar un sensor de flujo a la estructura de montaje del detector, produciendo el sensor de flujo una tercera señal eléctrica proporcional a una caída de presión en todo dicho orificio, el sensor de oxígeno, sensor de gas NDIR y el sensor de flujo alineados con una trayectoria de flujo de gas respiratorio de flujo principal, (g) acoplar un convertidor de analógico a digital a la estructura de montaje del detector, el convertidor de analógico a digital conectado para recibir las primera, segunda y tercera señales eléctricas, y (h) acoplar un circuito microcontrolador a la estructura de montaje del detector, el circuito microcontrolador acoplado al convertidor de analógico a digital, dicho sensor de oxígeno, sensor de gas NDIR, sensores de flujo y convertidor de analógico a digital.

También se describe un método de fabricación de un transductor de la concentración de gas respiratorio ligero que puede incluir una o más de las siguientes etapas: (a) moldear una carcasa tubular que tiene un canal de flujo de gas respiratorio que se extiende desde un extremo proximal hasta un extremo distal de dicha carcasa, (b) colocar un módulo detector de gas NDIR en dicha carcasa en alineamiento con el canal de flujo de gas, teniendo dicho módulo detector un miembro de guía de ondas óptica con un surco abierto arqueado con una pared cóncava, teniendo la pared cóncava una superficie reflectante sobre ella y teniendo dicho surco primer y segundo extremos, el primer extremo alineado con una fuente de IR y el segundo extremo alineado con un detector de IR, el surco abierto adaptado para recibir muestras de aire inspirado y espirado procedentes de un sujeto al que está fijado el transductor, (c) montar un sensor de oxígeno sobre el módulo detector y exponerlo al gas respiratorio que fluye a través del canal de flujo de gas, (d) formar un orificio en una base del miembro de guía de ondas óptica para medir una caída de presión en toda dicha base debido al flujo de gas a través de dicho orificio, (e) fijar un dispositivo de medición de la temperatura y un sensor de presión barométrica a la carcasa, (f) insertar una fuente de alimentación de CC en la carcasa tubular para proporcionar energía a la fuente de IR, el detector de IR, el sensor de oxígeno y el sensor de temperatura, (g) insertar un microcontrolador en la carcasa, y (h) conectar el microcontrolador a la fuente de IR, el sensor de IR, el sensor de oxígeno, el sensor de temperatura, la fuente de alimentación de CC, el sensor de flujo y el sensor de presión barométrica para calcular el consumo de oxígeno y producción de dióxido de carbono del sujeto respiración por respiración.

Tal como se describe en el presente documento, un método de medición de un índice metabólico de un sujeto puede incluir una o más de las siguientes etapas: (a) medir CO₂ con un sensor analógico ubicado dentro de una carcasa acoplada a una mascarilla facial, (b) recibir entradas procedentes del sensor analógico en un microcontrolador y calcular la producción de CO₂ por el sujeto, el microcontrolador ubicado dentro de la carcasa, (c) alimentar el sensor analógico y el microcontrolador con una fuente de energía ubicada dentro de la carcasa acoplada de forma operativa al microcontrolador y al sensor analógico, (d) medir el O₂ con un sensor de O₂ ubicado dentro de la carcasa, (e) transmitir los valores fisiológicos medidos del sujeto con un transmisor inalámbrico ubicado dentro de la carcasa, (f) transferir valores fisiológicos del sujeto a un dispositivo remoto mediante una conexión inalámbrica, (g) que mide el flujo de aire con un sensor de flujo ubicado dentro de la carcasa, (h) medir el aire respirado procedente del sujeto con un analizador de gas respiratorio ubicado dentro de la carcasa, (i) medir la temperatura con un sensor de temperatura absoluta ubicado dentro de la carcasa, (j) poner a cero un transductor de flujo durante cada respiración, (k) poner a cero el CO₂, (l) ajustar el alcance de O₂ respiración por respiración, (m) corregir una señal de O₂ procedente del flujo para dar una salida de O₂ compensada en presión, y (n) aumentar la señal de O₂ para proporcionar mediciones respiración por respiración en tiempo real y eliminación de la deriva de CC.

Descripción de los dibujos

Las anteriores características, aspectos y ventajas de la invención se volverán evidentes para los expertos en la materia a partir de la siguiente descripción detallada de una realización, especialmente cuando se considera junto con los dibujos adjuntos en los que números similares en las varias vistas se refieren a partes correspondientes:

La figura 1 es una vista en perspectiva del transductor de analizador metabólico fabricado de acuerdo con la presente invención y con su tapa retirada para mostrar la construcción interior;
 La figura 2 es una vista en despiece ordenado del dispositivo de la figura 1;
 La figura 3 es una vista en perspectiva de la carcasa del detector de la figura 2;
 La figura 4 es una vista en perspectiva del bloque térmico de la figura 2;

La figura 5 es una vista inferior de la guía óptica de la figura 2;

La figura 6 es una vista lateral con la cubierta externa retirada que muestra la colocación de la placa de circuitos analógica y la placa de circuitos digital en el bloque detector de la figura 2;

5 La figura 7 es un diagrama de bloques de los circuitos electrónicos empleados en la implementación de la presente invención;

La figura 8 es un diagrama de bloques adicional que ilustra las etapas de procesamiento de señales y computacional ejecutadas por el microcontrolador materializado en el transductor de analizador metabólico de la presente invención; y

10 La figura 9 es una vista en perspectiva de un sistema transductor de analizador metabólico en una realización de la presente invención.

Descripción de la realización preferida

15 La siguiente descripción se presenta para permitir a un experto en la materia hacer uso de las enseñanzas de la presente invención. Diversas modificaciones a las realizaciones ilustradas serán fácilmente evidentes para los expertos en la materia, y los principios genéricos en el presente documento pueden aplicarse a otras realizaciones y aplicaciones sin alejarse de las enseñanzas de la presente invención. Por lo tanto, las enseñanzas de la presente invención no pretenden estar limitadas a realizaciones mostradas, sino que debe acordarse el alcance más amplio coherente con los principios y características desveladas en el presente documento. La siguiente descripción
20 detallada debe leerse con referencia a las figuras, en las que elementos similares en diferentes figuras tienen números de referencia similares. Las figuras, que no son necesariamente a escala, representan realizaciones seleccionadas y no pretenden limitar el alcance de las enseñanzas de la presente invención. Los expertos en la materia reconocerán que los ejemplos proporcionados en el presente documento tienen muchas alternativas útiles y están dentro del alcance de las enseñanzas de la presente invención.

25 Con referencia en primer lugar a la figura 1, se indica generalmente mediante el número 10 una realización del transductor de analizador metabólico de la presente invención en su forma ensamblada, pero con su tapa retirada de modo que puedan verse partes internas. Se ve que éste comprende una cubierta o carcasa de plástico moldeada externa 12 de una sección transversal de forma algo hexagonal que tiene tres caras laterales ligeramente redondas
30 14 separadas por tres caras planas 16. La cubierta 12 tiene una base 18 de una dimensión de grosor predeterminada fijada a ella.

35 Con referencia a continuación a la figura 2, puede verse que está provista en el miembro de base 18 una abertura circular dispuesta en el centro 20 para recibir un difusor de flujo de múltiples aberturas (no mostrado) que promueve un flujo generalmente laminar a los gases respiratorios. La base también incluye un par de ranuras 22 adaptadas para recibir baterías recargables 24 en su interior. Tal como se explicará con más detalle a continuación, las baterías proporcionan una fuente de tensión para circuitos electrónicos y otros componentes eléctricos que componen el transductor 10.

40 La cubierta 12 está diseñada para contener una carcasa del detector indicada generalmente mediante el número 26 mostrado con más detalle en la figura 3. La carcasa del detector comprende una parte de plástico moldeada diseñada especialmente para contener un sensor de oxígeno, un sensor de presión diferencial y un sensor de dióxido de carbono, todos los cuales están diseñados para encajar dentro de los confines de la cubierta de plástico
45 moldeada 12. Más particularmente, la carcasa del detector 26 tiene una base plana y lisa 28 con un contorno periférico para encajar estrechamente en la superficie interna de las paredes 14 y 16 de la cubierta 12.

Formado de una pieza con y soportado sobre la base 28 de la carcasa del detector 26 hay un miembro de casquillo
50 30 que tiene una cavidad cilíndrica 32 adaptada para recibir un miembro de guía óptica 34 en su interior. Proyectándose radialmente desde la pared que define la cavidad 32 hay una prolongación similar a un bloque 36 que tiene una abertura circular 38 formada a su través y que conduce a la cavidad 32. La abertura 38 está dimensionada para recibir en su interior un sensor de O₂ 40. Formada en una pared terminal del miembro de casquillo cilíndrico 30 hay una abertura 39 que conduce a la parte anterior de la cavidad 32.

55 El sensor de oxígeno 40 preferentemente comprende una célula de combustible galvánica, aunque también pueden usarse otros tipos de sensores de oxígeno. Los sensores de oxígeno galvánicos son absolutos, así que una salida de cero el igual al 0 % de oxígeno lo que es una ventaja en la calibración. El aumento proporciona tiempos de respuesta del orden de 150 milisegundos para un cambio de etapa del 90 %. Los sensores también son comparativamente de bajo coste. Como aprecian los expertos en la materia, un sensor de oxígeno de célula galvánica es una batería de metal/aire limitada por difusión. El oxígeno en una muestra de gas se difunde a través
60 de una barrera de difusión en la célula y alcanza el electrodo del cátodo. En este caso, se reduce a iones hidroxilo que, a su vez, pasan a través de un electrolito para oxidar un ánodo metálico. Una corriente, proporcional a la velocidad de consumo de oxígeno, se genera cuando el circuito cátodo/ánodo se completa, funcionando la célula en lo que es virtualmente un estado de cortocircuito. Dado que la velocidad a la que el oxígeno alcanza un cátodo está limitada por la barrera de difusión, la corriente de la célula está en función directa de esta velocidad. Esto, a su vez,
65 está en función directa de la concentración de oxígeno en la muestra. Un sensor alternativo sería uno que usa atenuación de fluorescencia pulsada. Este tipo de sensor es naturalmente muy rápido, muy pequeño y ligero y

preciso. Un emisor de luz azul pulsada hace que una película polimérica emita fluorescencia. Los fluoróforos excitados se reducen en intensidad y duración del pulso por la cantidad de oxígeno presente conocida como atenuación. La concentración de oxígeno es directamente proporcional al efecto de atenuación. El sensor de oxígeno 40 es expuesto a la corriente de gas respiratorio que fluye a medida que un sujeto inhala y exhala.

5 Otra realización permite un sensor de oxígeno de atenuación de fluorescencia pulsada. Cuando se expone un revestimiento polimérico específico a un pulso de luz azul, la fluorescencia o fluoróforos excitados colisionan con las moléculas de oxígeno presentes. Esto da como resultado una atenuación de la intensidad fluorescente y una reducción de su duración. Este efecto es directamente proporcional a la concentración de oxígeno presente. La medición se consigue comparando la intensidad y duración del pulso azul saliente con la fluorescencia resultante. Dado que este efecto es virtualmente instantáneo, los sensores producen tiempos de respuesta de unos pocos milisegundos. Los revestimientos poliméricos no son permanentes, lo que significa que los sensores tienen una vida útil pero no perpetua. Este tipo de detector rendiría bien en un transductor de analizador metabólico llevable.

15 Continuando con la referencia a la figura 2, el sensor de oxígeno 40 es mantenido en su lugar mediante un fino disco circular 42 cuando se inserta en un surco en forma de C 44 formado en la pared del bloque 36.

Aún con referencia a las figuras 2 y 3, se verá que la carcasa del detector 26 tiene una ranura 46 que se extiende hacia dentro desde la periferia externa de una superficie de pared vertical. Esta ranura 46 está adaptada para recibir un miembro de bloque térmico 48 en él. Una vista en perspectiva del miembro de bloque térmico 48 se ilustra en la figura 4 del presente documento. Perforaciones 50 y 51 están formadas hacia dentro de una parte de bloque 52 del dispositivo 48 y cada una está adaptada para contener una fuente de energía infrarroja, tal como una bombilla incandescente u otra fuente de IR, en su interior. En proximidad relativamente cercana a la perforación 50 hay una perforación adicional 54 en la que está dispuesto un sensor o detector de infrarrojos 56. Tal como se describirá adicionalmente, la combinación de la fuente de IR ubicada en la perforación 50 y el detector de IR 56, cuando está apropiadamente orientado con respecto a una cámara de muestra arqueada abierta en un lado que tiene paredes reflejadas, comprende un sensor de dióxido de carbono por infrarrojos no dispersivos (NDIR). No se requieren elementos ópticos de enfoque, reduciendo de este modo el consumo de energía.

30 El miembro de guía óptica 34 preferentemente comprende un tubo cilíndrico de pared fina de plástico no conductor térmicamente, ligero y moldeado que tiene tres recortes o ventanas dispuestas simétricamente. Solamente dos de dichas ventanas 56, 58 son visibles en la vista en despiece ordenado de la figura 2. Extendiéndose hacia dentro desde las tres ventanas y formados en la base 66 del miembro de guía óptica 34 hay rebajes de trayectoria abierta generalmente semicirculares 60 y estos rebajes tienen, cada uno, un perfil de pared, cóncavo, arqueado como en 62 en la figura 2 dispuesto entre bordes abruptos superior e inferior. Debido a esta construcción, es decir, la cámara de muestra óptica con sus bordes abruptos, existe un rápido lavado de gases respiratorios normales que pasan a su través a su eje de conducción de energía. Esta superficie cóncava está dotada de un revestimiento de oro altamente pulido muy fino (1000 Å), tal como puede proporcionarse mediante deposición por vapor, pulverización iónica o depositando electroquímicamente una fina capa del metal altamente reflectante sobre las superficies expuestas. Aunque pueden usarse otros materiales, el oro es útil debido a su cualidad de inerte, baja absorción de IR, y resistencia al deslustrado.

45 Cuando el miembro de guía óptica 34 se coloca apropiadamente en el casquillo 32 de la carcasa del detector 26, un extremo de una de las tres guías de luz reflectantes 62 está alineada con la fuente de IR 50 en el bloque térmico 48 y otro extremo del mismo canal de luz arqueado reflectante es directamente adyacente al sensor de IR 56. Mientras que solamente uno de los tres canales de luz arqueados disponibles se usa de una vez en la implementación de un sensor de CO₂ NDIR, los otros dos proporcionan simetría al miembro de guía 30 y también permiten sustitución de una cámara de muestra reflectante limpia si la que está en uso se ensucia, simplemente haciendo girar al miembro 34 en su casquillo para alinear un canal limpio con la fuente y el detector de IR. También se contempla que las cámaras de muestra, en caso contrario de repuesto, puedan usarse para detectar otros gases traza si se usan fuentes y detectores de longitud de onda apropiados, junto con ellas. Además, es útil para el diseño el revestimiento muy fino sobre el sustrato no conductor térmicamente, lo que permite cierta absorción de energía de IR y calentamiento localizado concomitante de la capa de oro que minimiza la condensación y el enturbiamiento de la superficie reflectante. Los afilados bordes abruptos de los rebajes arqueados ayudan al llenado rápido y la eliminación de gases respiratorios de la una o varias cámaras de muestra durante los ciclos de inspiración y espiración.

60 En una realización adicional, la detección de infrarrojos puede mejorarse con respecto a la estabilidad y la amplificación de señales mediante el uso de un detector doble. El detector puede consistir en dos soldaduras calientes de pilas térmicas 49 referenciadas a una única soldadura fría. Interceptando la energía que golpea cada soldadura caliente puede haber dos filtros de paso de banda ópticos 47 y 53 de diferentes longitudes de onda. Uno está a la longitud de onda de interés, 4,26 micrómetros para CO₂, y el otro a una longitud de onda que es de densidad neutra y sería insensible a cualesquiera otros gases en la muestra. En la mayoría de los casos, la frecuencia central del filtro es de 3,92 micrómetros. Las soldaduras calientes del detector son nominalmente de 0,0025" (0,0635 mm) cuadrados y 0,06" (1,524 mm) separadas de centro a centro. El detector puede montarse como con un único detector cerca de la emisión de energía desde la guía y con la soldadura de detección y el filtro

estando justamente desplazado del eje central de la energía que se emite desde la guía hacia el borde curvo externo de la guía cuando mira hacia abajo. El filtro de densidad neutro y la soldadura caliente estarían “en el interior” y todavía en el haz de energía.

5 Esta realización puede permitir que se obtenga una señal diferencial y efectos debidos a la temperatura, cambios en la emisión de energía de banda ancha a través de la guía y la emisividad de la fuente son cancelados en gran medida. Dado que el detector de pila térmica 49 es un dispositivo de detección de temperatura, es vulnerable a los cambios de temperatura causados por los elevados flujos a través de la carcasa del detector, estando ésta montada en dicha proximidad cercana. Puede conseguirse estabilidad de primer orden usando la señal procedente del
10 termistor incorporado por la soldadura fría del detector para permitir compensación o control de la temperatura. El detector de referencia proporciona una compensación mucho más sensible para potenciar adicionalmente la señal. Dado que estos dos detectores están compartiendo una fuente de energía, existe cierta reducción de intensidad de la señal en comparación con la conseguida con un único detector. Sin embargo, los beneficios obtenidos mediante señales de rechazo de modo común permiten una amplificación incrementada sin un incremento del ruido o la deriva.
15

El nuevo sistema metabólico está diseñado para funcionar en condiciones ambiente extremas por la naturaleza de su tamaño y portabilidad. El sistema de detección está expuesto, por lo tanto, a fluctuaciones de temperatura bastante dramáticas durante la respiración de inspiración y espiración, lo que incrementa la necesidad de elevada
20 estabilidad del detector.

Un beneficio añadido del detector doble es que permite un método alternativo para monitorizar los niveles ambiente del CO₂ durante la inspiración. La resolución extra conseguida a estos niveles bajos permite señales que se distinguen fácilmente de deriva nula. Dado que la longitud de la guía óptica permite una buena resolución a estos niveles debido a la ley de Beer-Lambert, pequeños cambios en la calibración del alcance tienen poco o ningún efecto sobre la intensidad de la señal.
25

La figura 5 es una vista inferior del miembro de guía óptica 34. En este caso, puede verse una abertura trilobulada dispuesta simétricamente 64 formada a través de una pared inferior 66 del miembro de guía óptica 34. La abertura trilobulada 64 está dispuesta simétricamente con respecto a los rebajes semicirculares 60. Cuando el miembro de guía de luz 34 está situado dentro de la cavidad 32 de la carcasa del detector, su miembro de base 66 está dispuesto a medio camino entre puertos de detección de presión 68 y 70 (figuras 2). Tal como se ve en la figura 6, tubos de plástico cortos 72 y 74 se extienden desde los puertos 68 y 70 hasta los puertos de entrada de un sensor de presión diferencial en estado sólido 76, que está diseñado para proporcionar una señal de salida eléctrica proporcional a la caída de presión en toda la abertura 64 a medida que se hace fluir a los gases respiratorios a través de la abertura 20 en la base de la cubierta externa a través del casquillo 32 de la carcasa del detector 26 y a través de la abertura trilobulada 64. El sensor de presión diferencial empleado se basa en tecnología de semiconductor piezorresistivo para proporcionar una señal de salida eléctrica no lineal (linealizada más tarde en el microcontrolador 104) proporcional al diferencial de presión medida y puede comprender un sensor de tipo *All Sensors* (5 pulgadas D1-MV) o un equivalente del mismo.
30
35
40

Al implementar la presente invención, el exceso de calor procedente de las fuentes de luz infrarroja contenidas en las perforaciones 50 y 51 del bloque térmico 48 es conducido a los dos puertos de conexión 68 y 70, elevando su temperatura hasta unos pocos grados por encima de la ambiente. Se ha descubierto que esto previene la condensación y, por lo tanto, elimina el bloqueo de los puertos en los que, de lo contrario, surge humedad en el aliento espirado. Además, los puertos de captación de presión en lados opuestos de la abertura 64 están compuestos por sinterizados de polietileno de 35 micrómetros que tienen un revestimiento hidrófobo. Esto impide la pérdida de señal procedente de un exceso de humedad y/o condensación bloquee la transferencia de presión al transductor de presión 76.
45
50

Se apreciará a continuación, el rebaje semicircular alineado en sus extremos con la fuente de IR y el detector de IR sirve como cámara de muestra de CO₂ y como placa con orificios para establecer una caída de presión y posterior análisis de flujo, mediante el sensor de presión diferencial. La capacidad de desmontarla de la guía óptica 34 permite no solamente la limpieza de las guías de luz semicirculares mediante lavado, sino que también permite la sustitución de una guía óptica que tiene un orificio crítico de tamaño diferente 64 para acomodar intervalos de flujo elevado o bajo especiales.
55

Aún con referencia a la figura 6, pueden verse primera y segunda placas de circuito impreso 78 y 80 dispuestas en el borde y descansando sobre la base 28 de la carcasa del detector y haciendo tope con las superficies planas verticales del mismo. La placa de circuito impreso 78 incluye los circuitos analógicos asociados con el sensor de oxígeno 40, el detector de dióxido de carbono NDIR, y el sensor de silicio de presión diferencial 76. También montados sobre la placa de circuito impreso 78 hay un sensor de silicio de presión barométrica, un sensor de humedad relativa opcional, y un sensor de temperatura absoluta. El sensor de temperatura puede comprender normalmente un elemento semiconductor, por ejemplo, un LM61 disponible de National Semiconductor, Inc. Otros sensores de temperatura también pueden usarse.
60
65

La placa de circuito impreso 80 está acoplada a la placa de circuito impreso 78 mediante un miembro de cable plano flexible 82. Dispuesto sobre la placa de circuito impreso 80 hay un convertidor de analógico a digital, un chip controlador basado en un microprocesador junto con circuitos de fuente de alimentación derivados de las baterías 24. Las placas impresas, cuando se montan en la carcasa del detector, son capaces de encajar dentro de la cubierta externa 12. Una tapa 84 (figura 2) encaja sobre el miembro de guía de luz cilíndrica 34 y está fijado de forma amovible en relación de cobertura con respecto a la cubierta externa 12.

Debido a la manera en la que los varios sensores están físicamente dispuestos alrededor de la carcasa del detector 26 y que el uso de una cámara de muestra está abierto a un flujo de gases respiratorio de flujo principal, no es necesario proporcionar tubos de muestra con lentes ópticas que salen del canal de flujo principal hasta diversos sensores y una bomba para hacer circular las muestras de gas respiratorio hasta los sensores como en los enfoques de flujo lateral ("*side streaming*") de la técnica anterior. Por lo tanto, no existe tiempo de latencia entre una respiración dada y una señal del detector basada en la respiración. Esto obvia la necesidad de correlacionar el flujo medido con las señales detectadas de O₂ y CO₂, como en los analizadores metabólicos de la técnica anterior.

Habiendo descrito la construcción mecánica del transductor de analizador metabólico, a continuación se dirigirá la atención a los circuitos electrónicos y, a este respecto, se hará referencia a los diagramas de bloques esquemáticos de las figuras 7 y 8.

La presente invención proporciona un transductor de analizador metabólico completo, llevable, de baja potencia (menos de 0,5 vatios), de bajo coste que funciona con procesador, que proporciona datos precisos y continuos a pacientes en un respirador o, en el otro extremo, a individuos implicados en entrenamiento atlético, puesta en forma general y pérdida de peso. Estos datos incluyen, aunque sin limitarse a, el consumo de oxígeno (VO₂), la producción de dióxido de carbono (VCO₂), la frecuencia cardíaca, el gasto calórico tanto para grasas como para carbohidratos así como datos máximos para atletas de talla mundial implicados en entrenamiento de competición. Los datos se generan en tiempo real y pueden cargarse y procesarse, mediante un sitio web interactivo, o visualizarse a nivel local, mediante una PDA (asistente digital personal) o dispositivo similar.

Tal como ya se ha descrito anteriormente, el transductor de analizador metabólico de la presente invención comprende cinco circuitos de detección (y un sexto opcional) ubicados físicamente alrededor de un canal pasante central para los fines de medir el índice metabólico respiración por respiración en sujetos, mediante calorimetría indirecta. En la figura 7, los cinco circuitos de detección necesarios para medir el índice metabólico incluyen, de forma precisa, un sensor de temperatura del gas 90, un detector de dióxido de carbono 92, un sensor de oxígeno 94, sensores para medir el volumen de ventilación que incluyen sensor de presión diferencial 96 y sensor de presión barométrica 98. Un sensor de humedad opcional 100 también puede incorporarse. Las salidas de estos diversos sensores se aplican, mediante circuitos amplificadores buffer, cada uno marcado como "X" en la figura 7, que permiten ajuste de compensación y ganancia opcional para los varios sensores. Como aprecian aquellos familiarizados con las técnicas de procesamiento de señales, los dispositivos sensores tienen comúnmente una tensión de compensación de CC sobre la que irá montada la señal de interés y es general es necesario eliminar la compensación antes de que tenga lugar la amplificación, así que solamente se amplifique la señal de interés.

Las salidas de los circuitos tampón son alimentadas al interior de un convertidor de analógico a digital 102, que funciona para digitalizar las señales de salida del sensor ajustadas en compensación y ganancia alimentadas al microcontrolador 104, mediante un bus 106.

El microcontrolador 104 puede comprender un microcontrolador ATMEL AT91 SAM7S ARM, pero también pueden usarse otros microcontroladores de circuito integrado. Éste se usa para almacenar los ajustes de compensación para los sensores individuales y estos pueden alimentarse sobre el bus 106 a un convertidor de digital a analógico 108 para producir las auténticas señales de control analógicas a los circuitos amplificadores de modo que, cuando el analizador se inicia, los valores por defecto almacenados para los ajustes de compensación y ganancia se volverán disponibles para los amplificadores.

El microcontrolador 104 preferentemente incluye una clavija de entrada digital de canal en serie 110 a la que se le suministra información sobre frecuencia cardíaca desde un electrodo en contacto con el cuerpo por medio de un enlace inalámbrico representado por el bloque 112 en la figura 7. Los resultados computados procedentes del microcontrolador pueden presentarse directamente en un cable USB 114 a un ordenador personal 116 o por medio de conexión inalámbrica por "Bluetooth" representada mediante el bloque 118.

Las baterías 24 (figura 2) son preferentemente de tipo recargable y están conectadas a través de un cargador 120 hasta un enlace de distribución de potencia 122 conectado a tensión de CC de suministro hasta el microcontrolador 104, los amplificadores (X), el convertidor de analógico a digital 102, el convertidor de digital a analógico 108, los sensores, y a una memoria PROM borrable eléctricamente. La conexión directa al PC 116 conecta con los circuitos de carga de la batería 120, mediante el puerto USB en el PC, y proporciona la energía requerida. Software dentro de la memoria del microcontrolador 104 supervisa la gestión de energía para controlar el cargador y para controlar la energía que sale a los varios circuitos accionados por la fuente de alimentación de CC 122. Las rutinas de gestión de energía / batería se usan para minimizar el drenaje de la batería entrando en un "modo de reposo" si el sistema

está inactivo.

Valores de calibración para el sensor de CO₂ y el sensor de O₂ están adaptados para ser almacenados en una memoria flash 124 y, análogamente, resultados de ensayo calculados en una persona pueden almacenarse en una memoria EEPROM 126 montada en la placa de circuito impreso digital 80 de la figura 6.

Tal como se ha mencionado anteriormente, la fuente de IR en la perforación 50 (figura 4) es normalmente una bombilla de luz incandescente de bajo vataje (menos de aproximadamente 500 mW) es capaz de emitir luz infrarroja en un espectro al que el detector de IR 56 es sensible. Se hace que la luz atraviese una de las tres guías de luz abiertas semicirculares 62 que contienen gas respirado y, dado que el CO₂ en el gas respirado absorbe la luz infrarroja, una señal proporcional a la concentración de CO₂ en el gas respirado se produce en la salida del detector de CO₂ 92. La curvatura arqueada incrementa la longitud de la trayectoria, y mejora la sensibilidad del detector de CO₂. Tal como ya se ha mencionado anteriormente, aunque solamente se usa una trayectoria arqueada de este tipo como en 62 en cualquier momento dado, las otras proporcionan simetría a la trayectoria de flujo a través del dispositivo 10 y para garantizar mediciones de presión diferencial más fiables por el sensor 96. También, al tener trayectorias redundantes, haciendo girar simplemente el miembro 34 (figura 2), una nueva trayectoria arqueada puede tener sus puntos finales alineados con la fuente y el sensor de IR, es decir, sustituyendo a una que posiblemente se ha vuelto contaminada y menos reflectante de la luz.

Los sistemas de flujo principal necesitan procedimientos de recalibración frecuentes y precisos, dado que funcionan en un entorno en el que la filtración, el control de temperatura y presión, la supresión de vibración y choque no son una opción. Muchos ensayos pueden durar hasta treinta minutos, por lo tanto es necesario llevar a cabo calibraciones sin interrupción del flujo principal de información.

Tal como se describe en la solicitud de patente de Howard et al., N.º de serie 11/899.335, presentada el 5 de septiembre de 2007 y titulada "Gasless Calibration of Metabolic analyzer transducer", puede emplearse el método usado para calibrar los sensores de O₂ y CO₂. En el método, en el momento de la configuración de fábrica, la lámpara que comprende la fuente de CO₂ está atenuada para producir el mismo cambio en la salida del detector que resulta cuando se hace fluir un gas de ensayo de una concentración conocida de CO₂. Esto permite la calibración automática de la salida del detector de CO₂ en el campo, sin necesidad de tener a mano un gas de calibración o una célula de referencia. En su lugar, una constante, indicativa de una disminución de tensión aplicada a la fuente de la lámpara correspondiente a la absorción de IR producida mediante un gas de ensayo conocido establecido en la fábrica, se almacena en la memoria 124 y se emplea en el momento de las calibraciones de campo. La calibración en tiempo real del sensor de CO₂, usando el tiempo de inspiración ambiente en el que se produce la autocalibración, permite que se ajuste el alcance del detector de CO₂ en cada respiración para corregir la deriva procedente de variaciones de temperatura y contaminación de la guía de luz. La puesta a cero también se consigue en cada respiración a tasas de ventilación bajas de hasta 60 respiraciones por minuto.

En funcionamiento, los tres principales sistemas de detección, de flujo (mediante presión diferencial), oxígeno y dióxido de carbono tienen todos una dependencia de interrelación. Sus tiempos de respuesta relativos y su atenuación pueden alinearse para dar una integración significativa de las concentraciones de gas espirado.

Debido a esta dependencia, se puede empezar el procedimiento de calibración en algún punto, y en la presente invención, se empieza con la señal de dióxido de carbono. Independientemente de su calibración, estos sensores producen una forma de onda al final de la espiración durante la fase espirada, seguida por una inversión inmediata de la señal al inicio de la inspiración debido al flujo entrante del aire ambiente sobre el sensor. Obviamente la fase inspirada ya ha comenzado en el momento en que el sensor experimenta este cambio de señal y este periodo de tiempo está en función de:

- 1) El volumen aguas abajo del sensor
- 2) La frecuencia de inspiración
- 3) La constante temporal de los sensores
- 4) La constante de difusión de los gases espirado e inspirado.

Esto puede reducirse a un sencillo cálculo que predice el retardo de tiempo en milisegundos de la respuesta del sensor al punto de cruce real entre flujo espirado e inspirado o flujo nulo. Esta información permite un método de puesta a cero del flujo del sensor de presión. Sin embargo, proporciona un punto muy preciso para determinar cuándo los sensores de oxígeno y de dióxido de carbono han sido lavados completamente con aire ambiente entrante. En este punto, puede ajustarse el alcance del sensor de oxígeno y el sensor de CO₂ ponerse a cero.

A partir del momento del cambio de la señal de CO₂ en función de la frecuencia de repetición de la respiración, este punto puede determinarse de forma precisa. Al estar el punto basado en el tiempo, está afectado por la frecuencia respiratoria dado que en reposo (12 RPM) el retardo de tiempo sería del orden de 2,5 segundos. A la inversa, a 60 RPM, el retardo de tiempo sería solamente de 0,5 segundos. La frecuencia de repetición de la respiración es proporcionada por el sensor de flujo.

La medición del volumen se consigue midiendo la caída de presión en toda la base 66 de la guía óptica 34 que contiene el orificio crítico 64. El controlador basado en microprocesador 104 calcula una salida que es proporcional a la raíz cuadrada de la señal procedente del transductor de presión diferencial 96 y es lineal con respecto al flujo.

5 Sin limitación, un sensor de temperatura LM 61 puede usarse en la implementación del sensor de temperatura 90 para medir la temperatura del gas inspirado/espirado. El consumo de oxígeno y el suministro de dióxido de carbono están estandarizados a temperatura estándar (0 °C), presión barométrica a nivel del mar (101,3 KPa (y gas seco (STPD))). La detección de la humedad emplea un sensor opcional 100 que puede usarse para calcular valores de oxígeno ambiente durante una secuencia de calibración. El oxígeno ambiente (20,93 % seco) está en función directa
10 de la temperatura y la humedad absoluta.

El convertidor A/D de 12 bits 102 proporciona resolución de los valores de oxígeno y dióxido de carbono a +/- 0,01 % y ventilación por minuto que varía entre 2 y 140 litros con una resolución mejor de 0,1 litros.

15 El conjunto descrito de este modo de la carcasa y todos sus componentes internos pesa menos de 5 onzas (142 g) y tiene un volumen de aproximadamente 50 pulgadas cúbicas (819 cm³). Por lo tanto, puede fijarse de forma amovible a una mascarilla facial que cubre la nariz y montarse usando un fijador de gancho y bucle de Velcro o acoplamiento de tipo botón entre botones de montaje vertical en el miembro de base 18 y ojales en las mascarilla facial.

20 Volviendo a continuación a la figura 8, se ilustra por medio de un diagrama de bloques las etapas de procesamiento de señales y computacionales ejecutadas por el microcontrolador 104. La sección "ANALÓGICO" a la izquierda de la línea discontinua vertical corresponde al lado derecho de la figura 7 que muestra los varios sensores/detectores y las diferentes señales que llegan al microcontrolador mediante el convertidor A/D 102. La mayoría de las señales del sensor digitalizadas requieren un "cero", es decir, un ajuste de compensación. Por ejemplo, comenzando con el
25 sensor de oxígeno 94 en la figura 8, a continuación poniendo a cero en el bloque 130, la siguiente función realizada por el procesador del microcontrolador es el "aumento" (bloque 132), que es básicamente una rutina de extrapolación donde la pendiente de la señal de entrada es examinada y se realiza una estimación de dónde llegará la señal, basándose en la inclinación de la pendiente. Dicho de otro modo, cuanto más abrupta sea la pendiente de la señal, la rutina de aumento termina calculando un O₂ más elevado y entonces, a medida que la señal de O₂ se acerca a su punto máximo, la pendiente comienza a caer y se vuelve el valor leído,
30

Afectando también a la operación de aumento hay una operación de compensación de temperatura 134. La etapa de compensación de temperatura toma el valor procedente del sensor de temperatura absoluta 90 para realizar un ajuste a la lectura de concentración de oxígeno basándose en la temperatura medida.

35 Para el sensor de oxígeno, puede suponerse una concentración de oxígeno ambiente basada en la humedad y la temperatura. A partir de la humedad relativa y la temperatura, puede establecerse la humedad absoluta, como un porcentaje de la ambiental. Sabiendo que el 20,93 % es la concentración de oxígeno del aire seco, puede establecerse la concentración de oxígeno real. El sensor de oxígeno tiene un cero absoluto así que una vez que se ha establecido el alcance, este detector lineal proporciona análisis de oxígeno precisos. Sin embargo, la respuesta del sensor de oxígeno es inherentemente demasiado lenta para seguir los cambios en el oxígeno vistos en el aliento espirado y para reaccionar al cambio de oxígeno durante la fase inspirada que tiene una constante temporal (T90) de 400 milisegundos. La respuesta de la señal de oxígeno aumenta, por lo tanto, usando un algoritmo de primera derivada a partir de la expresión:

$$V_{out} = \frac{V_{to} - V_{ti}}{\Delta t} K$$

45 Esto proporciona una respuesta a T90 del orden de 150 milisegundos. El sensor de oxígeno de célula galvánica usado es un sensor de presión parcial, de modo que el efecto de la presión sobre las concentraciones de oxígeno, expresadas como un porcentaje, puede corregirse. El analizador de la presente invención es un dispositivo de flujo principal, el sensor de oxígeno es expuesto directamente a la respiración y la caída de presión en toda la placa con orificios, que se usa para medir el flujo, proporciona una medición de la presión en el cátodo del sensor de O₂. A medida que el sensor de O₂ se monta en la placa con orificios, la presión real es la presión diferencial dividida por 2. Para compensar el cambio del oxígeno, el siguiente factor de corrección de la presión se determina con la siguiente ecuación:

$$P_{cor} = \frac{P_a}{P_a \cdot \frac{P_{\Delta}}{2}}$$

55 P_{cor} = Factor de corrección de la presión
Donde: P_a = Presión ambiente
 P_{Δ} = Caída de presión en todo el orificio

60 Antes de que se use esta corrección, puede ralentizarse para equipararse a la respuesta del sensor, de modo que la corrección pueda llevarse a cabo. Esta "ralentización" se consigue usando una red RC digital. La expresión para esta corrección es:

$$\alpha = \frac{\Delta t}{RC + \Delta t} \quad \text{y} \quad y_n = \alpha x_n + (1 - \alpha)x_{n-1}$$

Una vez que la corrección se ha llevado a cabo, la señal de oxígeno puede aumentarse tal como se ha descrito anteriormente.

- 5 Otro factor que incluye en la etapa de aumento 132 se basa en los ajuste de cero y de alcance del detector de CO₂ 92. En funcionamiento del dispositivo de la presente invención, la señal de CO₂ tiene un tiempo de respuesta más rápido en comparación con el O₂. Por lo tanto, se ha descubierto conveniente para desarrollar el aumento para el muso apropiado de factores de calibración que hacen referencia al tiempo de respuesta del sensor de CO₂.
- 10 El detector de dióxido de carbono se pone a cero en el punto en la fase inspirada tal como se ha descrito anteriormente cuando el aire ambiente está presente. El nivel de CO₂ en el aire ambiente tiene un gran efecto sobre la señal, especialmente dado que la salida no lineal definida por la ley de Beer-Lambert acentúa este efecto a niveles de CO₂ medios más elevados. El nivel ambiente se establece atenuando la fuente de IR en dos niveles. Uno representativo de CO₂ al 5 % y el otro de CO₂ al 0,1 %. El nivel de salida conseguido a la equivalencia de CO₂ al 5 %
- 15 se normaliza a un valor por defecto almacenado por el microcontrolador 104. Este valor por defecto se estableció con un nivel ambiente real de 1000 ppm de CO₂ (0,1 %) en el momento de la configuración de fábrica. La diferencia en el cambio de salida entre los dos niveles de atenuación está en función directa del alejamiento de la linealidad causado por un nivel ambiente distinto del 0,1 % y se puede calcular el nivel real. La línea extendida a través de este valor proporciona el verdadero cero del sensor. Dado que los niveles ambiente cambian lentamente, este valor se
- 20 aplica en cada punto inspiratorio durante un ensayo.

Debido a la contaminación de la guía óptica, la oclusión en la ventana del detector o variación de la temperatura, es necesario ajustar el alcance del detector de dióxido de carbono cada pocas respiraciones. Esto se consigue atenuando inmediatamente las fuentes equivalentes a un cambio del CO₂ al 5 % en el cambio de señal al final de la

25 forma de onda al final de la espiración y leyendo la lectura de CO₂ real en el punto establecido previamente al final de la fase inspiratoria. Comparar esto con el valor por defecto en RAM y corregir cualesquiera cambios en la presión atmosférica permite que la señal de CO₂ sea ajustada en alcance. La atenuación de la fuente y su retorno a niveles operativos normales requiere normalmente 800 milisegundos. El aumento de potencia de la fuente controlándola manualmente a los dos niveles requeridos rebaja este tiempo a 400 milisegundos. Este método minimiza la

30 interrupción del flujo de datos aunque puede esperarse alguna imprecisión de lectura en la respiración que sigue inmediatamente a esta rutina.

La temperatura de la caja del detector de CO₂ puede permanecer estable mientras se mide la salida de tensión. Cualquier cambio de temperatura de la caja causará un cambio en la salida del detector independientemente de la

35 intensidad de la luz suministrada a través de la trayectoria de luz óptica. Dado que la fuente de infrarrojos y el detector están en proximidad cercana e instalados en una carcasa de aluminio común 48, el bloque de aluminio es calentado por la fuente y es transferido a la caja del detector. Atenuar la fuente reduce la temperatura suministrada a la caja del detector de CO₂ junto con la intensidad de luz suministrada a través de la guía óptica. Esto reduce eficazmente la tensión de salida del detector debido a dos causas independientes. Esto causa un error cuando se intenta medir solamente el cambio de intensidad de la luz. Para fijar la salida de tensión, se ha inventado un método para contrarrestar el cambio de temperatura causado atenuando la fuente. Específicamente, se usa una segunda

40 fuente de infrarrojos que no forma parte de la trayectoria óptica, pero que ha sido instalada junto a la fuente primaria. La fuente primaria calienta como un subproducto de la luz creada y calienta eficazmente la caja del detector de CO₂. Cuando la fuente primaria se atenúa y la potencia total suministrada se reduce, la segunda fuente se enciende para garantizar que la potencia total suministrada es equivalente. El resultado neto es calor equivalente proporcionado a la caja de CO₂ incluso cuando la fuente primaria se atenúa. Esto permite detectar solamente el cambio de intensidad de la luz suministrada al detector a través de la guía óptica.

45

Un método alternativo es proporcionar calibración en tiempo real coincidente con el flujo de datos. Esto se consigue aplicando una oscilación de 50 Hz a una fuente de bajo vataje diseñada especialmente y midiendo los valores pico a

50 pico de la salida del detector. La fuente de IR (bombilla o emisor) solamente atrae 30 ma y tiene una constante temporal a alta velocidad. El detector puede ser un paquete TO18 con una constante temporal típica de 12 milisegundos. Los cambios en este valor de pico a pico, después de la corrección para la presión, en comparación con el valor por defecto, permiten la calibración instantánea de la señal. El aumento de potencia de la fuente y el

55 aumento de primera derivada del detector maximizan la respuesta a la señal. Véase la figura 8. Éste es un método de calibración muy potente, dado que elimina cambios en la salida en el transcurso de la respiración, lo que puede deberse a la condensación en la guía de luz u oclusión debida a saliva, etc.

Después del aumento, se realiza una función de ajuste de alcance en la señal de CO₂. Véase el bloque 136. Tal como se refleja en la figura 8, la operación de ajuste del alcance del oxígeno depende de la temperatura, la

60 humedad relativa y un "activador inspirado" que se requiere porque el O₂ tanto inspirado como espirado son de interés. Es conocido, con el aire inspirado, que la concentración de oxígeno está nominalmente al 20,93 % en seco pero a continuación se calcula en función de la humedad relativa, permitiendo que el aliento inspirado garantice que una señal detectada vuelva a bajar hasta su valor inicial. El valor de oxígeno aumentado y ajustado en ganancia se

integra a continuación (cuadro 138) para dar la fracción de oxígeno espirado (FEO_2).

El microcontrolador 104 está programado para ejecutar la llamada "Transformación de Haldane" con lo que la concentración de O_2 inspirado se multiplica por el cociente de N_2 espirado respecto a inspirado, conduciendo al cálculo del volumen de oxígeno inspirado. Éste toma los valores tanto de oxígeno como de dióxido de carbono y termina calculando la cantidad de oxígeno que se consume. Véase el bloque 140 en la figura 8.

A continuación se considera el procesamiento de señales que tiene lugar en la señal de dióxido de carbono. Una operación de puesta a cero, que tiene en cuenta la compensación de temperatura, un cambio debido a atenuación de la fuente y un activador inspirado, permite una puesta a cero precisa y para un aliento inspirado, la concentración de CO_2 es baja. En la realización del "alcance" en la señal de CO_2 (cuadro 142), la fuente de IR se atenúa una cantidad conocida, tal como se ha explicado anteriormente, permitiendo un recálculo del factor de alcance. Integrar la cantidad ajustada en alcance (cuadro 144) produce la producción de dióxido de carbono total para una respiración dada (cuadro 146).

Dado que la integridad de la señal de flujo es vital para mediciones metabólicas precisas, la puesta a cero automática del transductor de presión diferencial es muy útil, dado que cambios pequeños en cero crean un gran error en el alineamiento de la forma de onda para integración de las señales de oxígeno y CO_2 . Todos los sensores de presión tienen una pequeña cantidad de deriva debido a la temperatura y a que se está usando la raíz cuadrada de la señal, las tensiones con las que se trata son muy pequeñas. Los transductores son compensados para cambios de temperatura y se añade compensación adicional leyendo la temperatura ambiente y añadiendo corrección adicional basada en ella. Incluso así cierta corrección de la puesta a cero es necesaria en ensayos largos o cuando el entorno es extremo o cambiante. Para detectar cuando el flujo está verdaderamente a cero, el valor de CO_2 al final de la espiración se usa como un punto cuando hay una inversión del flujo y se aplica una corrección a cero en la siguiente respiración. Esto supone que no se ha producido ningún cambio fisiológico fundamental de una respiración a la siguiente.

Un método alternativo que usa la microfónica inherente del sensor de presión como una ventaja se describirá a continuación. Los transductores extensiométricos soldados emplean un diafragma de silicio muy fino que se flexiona con la presión. Cuando se ejerce una presión positiva o negativa sobre la membrana, el ruido, que puede ser introducido sobre el diafragma desde fuentes externas, tales como la voz humana, vibración, flujo de viento, etc., se reduce a un mínimo. Sin embargo, en el punto de reposo este nivel de ruido se incrementa. Monitorizando y filtrando los niveles de ruido de pico a pico, el ruido asociado con la condición de flujo nulo puede aislarse. Ajustar el cero de modo que este ruido esté distribuido igualmente a ambos lados proporciona una novedosa manera de poner a cero el transductor de presión. El ruido se mide en "recuentos". Los cambios de alcance en este tipo de sensor de presión son despreciables y, por lo tanto, no es necesario calibrarlos.

Considerando a continuación el sensor de (flujo) presión diferencial 96, una operación de puesta a cero tiene lugar en primer lugar en el bloque 148 con el activador inspirado proporcionando un ajuste dinámico para deriva o similar en el sensor 96. La señal puesta a cero apropiadamente se somete a continuación a una operación de raíz cuadrada 150 operativa para convertir la medición de presión diferencial en un valor de flujo. La operación de ajuste de alcance 152 proporciona un multiplicador para obtener un valor de salida correcto sobre el que opera el buffer de alineamiento de flujo 154 permitiendo que el CO_2 y el O_2 se alineen apropiadamente con el flujo respiración por respiración.

Se hace mención de los sensores de presión barométrica, temperatura y humedad. Todos estos tres desempeñan un papel fundamental en mejorar y corregir el rendimiento de los sensores de flujo, CO_2 y oxígeno. Los dispositivos mencionados anteriormente son inherentemente estables y, si se usan con instrumentos amplificadores de calidad no tienen ninguna deriva de cero o alcance de por vida.

El sensor de presión barométrica 98 junto con una integración de la señal de flujo (cuadro 156) se usa para desarrollar volumen saturado a la presión y temperatura corporal (cuadro 158). A partir de esto, puede calcularse el volumen a la temperatura corporal saturado con vapor de agua (bloque 160) dando la ventilación por minuto del sujeto (VE).

El valor calculado de fracción de O_2 espirado (FEO_2) a partir del bloque 138 cuando se somete a transformación de Haldane (bloque 140) y se multiplica por el volumen en seco a temperatura y presión estándar (STPD), da el volumen de O_2 absorbido en una respiración dada a STPD. El factor de corrección de STPD aplicado al bloque 162 da el consumo de oxígeno VO_2 en litros/minuto. Del mismo modo, aplicar la corrección de STPD al cálculo reflejado por el bloque 146 da el valor de producción de CO_2 (VCO_2).

La presente invención proporciona en primer lugar un transductor de analizador metabólico suficientemente pequeño y ligero para llevarlo como adjunto a una mascarilla facial tal como se describe en la patente de Estados Unidos 6.718.982 y tiene un sensor de CO_2 NDIR que mide de forma precisa la concentración de CO_2 en el aire espirado respiración por respiración en un sujeto que se está sometiendo a un entrenamiento físico.

Con referencia a la figura 9, se muestra una vista en perspectiva de un sistema transductor de analizador metabólico en una realización de la presente invención. Un sistema transductor de analizador metabólico se muestra generalmente en 200, que tiene un ergómetro 202, un sujeto 204, una mascarilla facial 206 que se acopla a un transductor de analizador metabólico 10 y una interfaz del usuario 208.

5 El ergómetro 202 puede ser casi cualquier dispositivo que incremente el metabolismo del sujeto. El ergómetro 202 puede ser una cinta de correr tal como se muestra en la figura 9 o una máquina elíptica, una máquina de escaleras, una bicicleta estática o no, o incluso una piscina. Además, se contempla totalmente que el ergómetro 202 no sería necesario. Por ejemplo, el transductor de analizador metabólico 10 seguiría funcionando bien si el sujeto 204 saliera a correr sin una cinta de correr.

15 La mascarilla facial 206 puede estar adaptada para llevarse en la cara de un sujeto cubriendo la nariz y la boca del sujeto. Formada a través de la dimensión de grosor de la mascarilla 206 hay una abertura a través de la cual puede insertarse el transductor 10. La abertura está situada para alinearse con la boca del sujeto cuando la mascarilla 206 se lleva puesta. Para proporcionar soporte al transductor 10, se ha descubierto conveniente utilizar una arandela de caucho blando estirada para recibir la superficie externa del transductor 10 a través de la abertura central de la misma y cuyo diámetro externo forma un ajuste de juego nulo con la abertura formada en la mascarilla 206. Como alternativa, para proporcionar un soporte más rígido para el transductor 10 en ciertas aplicaciones, una tira de plástico flexible se inserta entre dos capas de material de la mascarilla. Esta tira de plástico soporta una placa de interfaz a la que una placa con tres bobinas en el transductor 10 se fija firmemente. Las tres bobinas, una de las cuales está en un PCD diferente proporciona la orientación correcta del transductor.

20 La mascarilla facial 206 puede estar formada de fibras de Lycra™ tejidas como una tela Spandex, que le permiten estirarse y adaptarse estrechamente al contorno de la cara del sujeto con muy poco, si hay alguno, espacio muerto entre la superficie interna de la mascarilla facial 206 y la cara del sujeto. Para hacer que la mascarilla facial 206 se adapta mejor al puente de la nariz del sujeto, se ha descubierto conveniente proporcionar una pinza metálica maleable blanda sujeta a la mascarilla.

25 Se observa que la mascarilla facial 206 puede soportar fácilmente al transductor 10 debido al tamaño (por ejemplo, menos de 10 pulgadas cúbicas) y peso (por ejemplo, entre 10 y 3 oz. y con suerte menos de 5 oz.) del transductor. Tal como se ha descrito anteriormente con más detalle, el transductor de analizador metabólico 10 es un transductor de analizador metabólico de flujo principal pequeño, ligero y no invasivo que proporciona señales de salida correspondientes al cociente de intercambio respiratorio de un sujeto en tiempo real, respiración por respiración.

30 La interfaz del usuario 208 puede ser casi cualquier interfaz que visualice información transmitida a y por el dispositivo de conexión inalámbrica 118 o a través de conexión directa al PC 116 a través de una conexión inalámbrica. La interfaz del usuario 208 puede ser un PC tal como se muestra en la figura 9 o la interfaz del usuario 208 puede ser una PDA (asistente digital personal), un teléfono móvil, reloj, o cualquier dispositivo capaz de comunicación utilizando tecnología Bluetooth™ u otras redes inalámbricas similares (por ejemplo ANT™). La información metabólica transmitida desde el transductor 10 puede presentarse a través de interfaz gráfica del usuario tal como se muestra en la figura 9. Presentando la información en un teléfono móvil, PDA, u otro dispositivo electrónico pequeño, el sujeto 206 es capaz de ver una salida respiración por respiración de sus variables metabólicas. Esto permitiría al sujeto probar y dar el máximo en un entrenamiento o incluso una evaluación de su salud.

35 Por lo tanto, se desvelan realizaciones del transductor de analizador metabólico. Un experto en la materia apreciará que las enseñanzas de la presente invención pueden ponerse en práctica con realizaciones diferentes de las desveladas. Las realizaciones desveladas se presentan para fines de ilustración y no de limitación, y las enseñanzas de la presente invención están limitadas solamente por las reivindicaciones a continuación.

40 45 50

REIVINDICACIONES

1. Un transductor de la concentración de gas respiratorio de flujo principal y ligero (10) que comprende, en combinación:
 - (a) una carcasa tubular (26) que tiene un canal de flujo de gas respiratorio (32) que se extiende desde un extremo proximal hasta un extremo distal de dicha carcasa; y
 - (b) un módulo detector de CO₂ gaseoso por infrarrojos no dispersivo (48) dispuesto en dicha carcasa (26) en alineamiento con el canal de flujo de gas (32), teniendo dicho módulo detector de CO₂ un miembro de guía de ondas óptica (34) con un surco abierto arqueado (60) con una pared cóncava, definiendo la pared cóncava el surco abierto y teniendo una superficie reflectante sobre ella y teniendo dicho surco (60) primer y segundo extremos, el primer extremo alineado con una fuente de IR (50) y el segundo extremo alineado con un detector de IR (56), el surco abierto arqueado (60) adaptado para recibir muestras de aire inspirado y espirado procedentes de un sujeto al que está fijado el transductor, produciendo el detector de IR (56) una primera señal eléctrica proporcional a la concentración de CO₂ gaseoso en el aire respiratorio inspirado y espirado, en donde el surco abierto (60) define una trayectoria de desplazamiento arqueada de energía óptica entre los primer y segundo extremos.
2. El transductor de la concentración de gas respiratorio de flujo principal y ligero (10) de la reivindicación 1 y que incluye, además, un sensor de oxígeno (40) montado sobre el módulo detector (48) y expuesto al gas respiratorio que fluye a través del canal de flujo de gas para producir una segunda señal eléctrica proporcional al oxígeno inspirado y espirado.
3. El transductor de la concentración de gas respiratorio de flujo principal y ligero de la reivindicación 2 y que incluye, además, un sensor de flujo (76) en la carcasa para medir el caudal de volumen de flujo de gas respiratorio a través del canal de flujo y producir una tercera señal eléctrica proporcional al caudal de volumen de flujo de gas respiratorio a través del canal.
4. El transductor de la concentración de gas respiratorio de flujo principal y ligero de la reivindicación 3 y que incluye, además, un dispositivo de medición de la temperatura (90) y un sensor de presión barométrica (78) fijado a la carcasa tubular (26).
5. El transductor de la concentración de gas respiratorio de flujo principal y ligero de la reivindicación 4 y que incluye, además, una fuente de alimentación de CC (24) dispuesta en la carcasa tubular (26) para proporcionar energía a la fuente de IR (50), el detector de IR (56), el sensor de oxígeno (40) y el sensor de temperatura (90).
6. El transductor de la concentración de gas respiratorio de flujo principal y ligero de la reivindicación 5 y que incluye, además, un microcontrolador (104) dispuesto en la carcasa y conectado para recibir la primera, segunda y tercera señales eléctricas, una señal del sensor de temperatura y una señal procedente del sensor de presión barométrica (78) para calcular el consumo de oxígeno del sujeto y la producción de dióxido de carbono respiración por respiración.
7. El transductor de la concentración de gas respiratorio de flujo principal y ligero de la reivindicación 6 y en el que dicho microcontrolador (104) incluye un canal de comunicación en serie que comprende un transceptor (118) dispuesto en dicha carcasa para comunicación con un ordenador remoto.
8. El transductor de la concentración de gas respiratorio de flujo principal y ligero de la reivindicación 6, en el que el microcontrolador controla la intensidad de la fuente de IR.
9. El transductor de la concentración de gas respiratorio de flujo principal y ligero de la reivindicación 1, en el que la superficie reflectante comprende una fina película de oro depositada sobre la pared cóncava.
10. El transductor respiratorio de flujo principal y ligero de acuerdo con la reivindicación 3, en el que dicha carcasa comprende:
 - (a) una cubierta externa (12) que tiene una primera pared (84), una segunda pared (18) y una pared lateral (14, 16) que une la primera pared a la segunda pared y que define una cámara hueca y donde la segunda pared (18) y la primera pared (84) incluyen, cada una, una abertura dispuesta en el centro (20);
 - (b) una estructura de montaje del detector (26) contenida en la cámara hueca, teniendo la estructura de montaje del detector una base (28) con una abertura central (32) alineadas concéntricamente con las aberturas (20) en la primera pared (84) y la segunda pared (18) y con el casquillo tubular (32) que se proyecta hacia fuera de la base; y
 - (c) en el que el miembro de guía de ondas óptica (34) está dimensionado para encajar dentro de dicho casquillo tubular (30), teniendo el miembro de guía de ondas óptica una pared lateral cilíndrica y una base, conteniendo la pared lateral cilíndrica dicho surco abierto arqueado (60) y teniendo la base un orificio (64) de una forma y un tamaño predeterminados, y donde una parte de la pared lateral cilíndrica del miembro de guía de ondas óptica se

extiende a través de la abertura de la primera pared (84).

5 11. El transductor respiratorio de flujo principal y ligero de acuerdo con la reivindicación 10, en el que el surco abierto arqueado (60) incluye la superficie reflectante y está expuesto al aire respiratorio que se hace fluir a través de la abertura (20) de la segunda pared (18).

10 12. El transductor respiratorio de flujo principal y ligero de acuerdo con la reivindicación 10, en el que el sensor de oxígeno (40) comprende una célula de combustible galvánica que está dispuesta en un soporte (38) unido al casquillo tubular (30) de la estructura de montaje del detector (26) y está expuesta al aire respiratorio que se hace fluir a través de la abertura (20) de la segunda pared (18).

15 13. El transductor respiratorio de flujo principal y ligero de acuerdo con la reivindicación 10, en el que el sensor de flujo (76) incluye un sensor de presión electrónico dispuesto de forma operativa en lados opuestos de dicha base del miembro de guía de ondas óptica (34) y configurado para medir una caída de presión a lo largo de toda la base debido al flujo de aire a través del orificio (64) de la base del miembro de guía de ondas óptica (34).

20 14. El transductor respiratorio de flujo principal y ligero de acuerdo con la reivindicación 10 y que incluye, además, un sensor de temperatura absoluta (90) fijado a la estructura de montaje del detector (26) y expuesto al aire respiratorio que pasa a través del casquillo tubular, pasada la estructura de montaje del detector y a través del miembro de guía de ondas óptica (34).

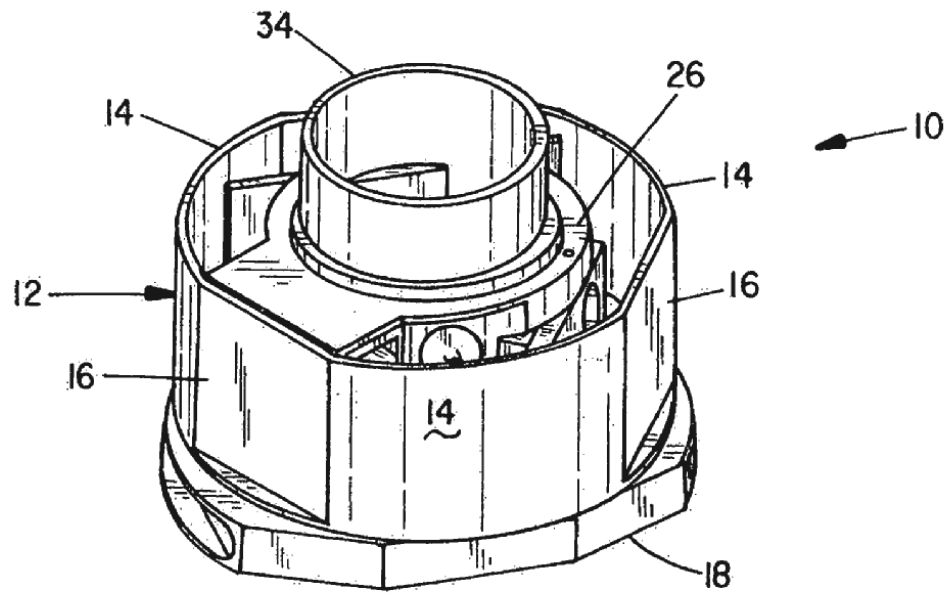


FIG. 1

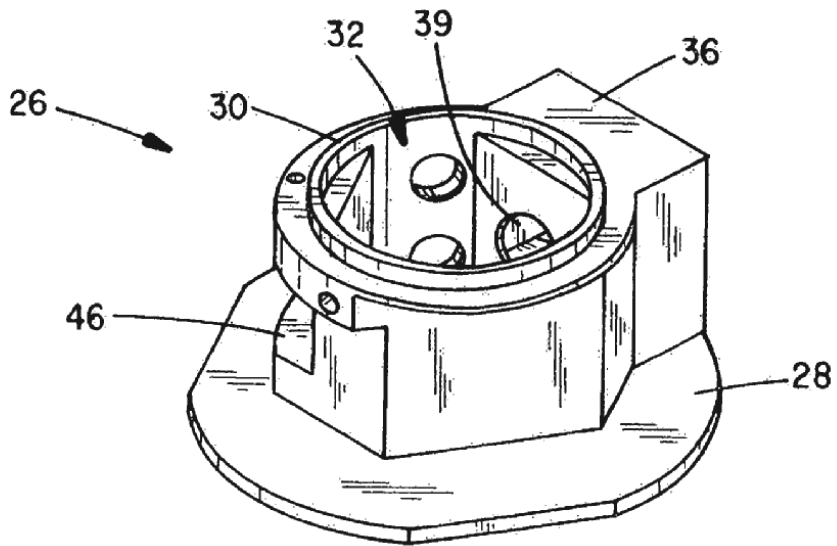


FIG. 3

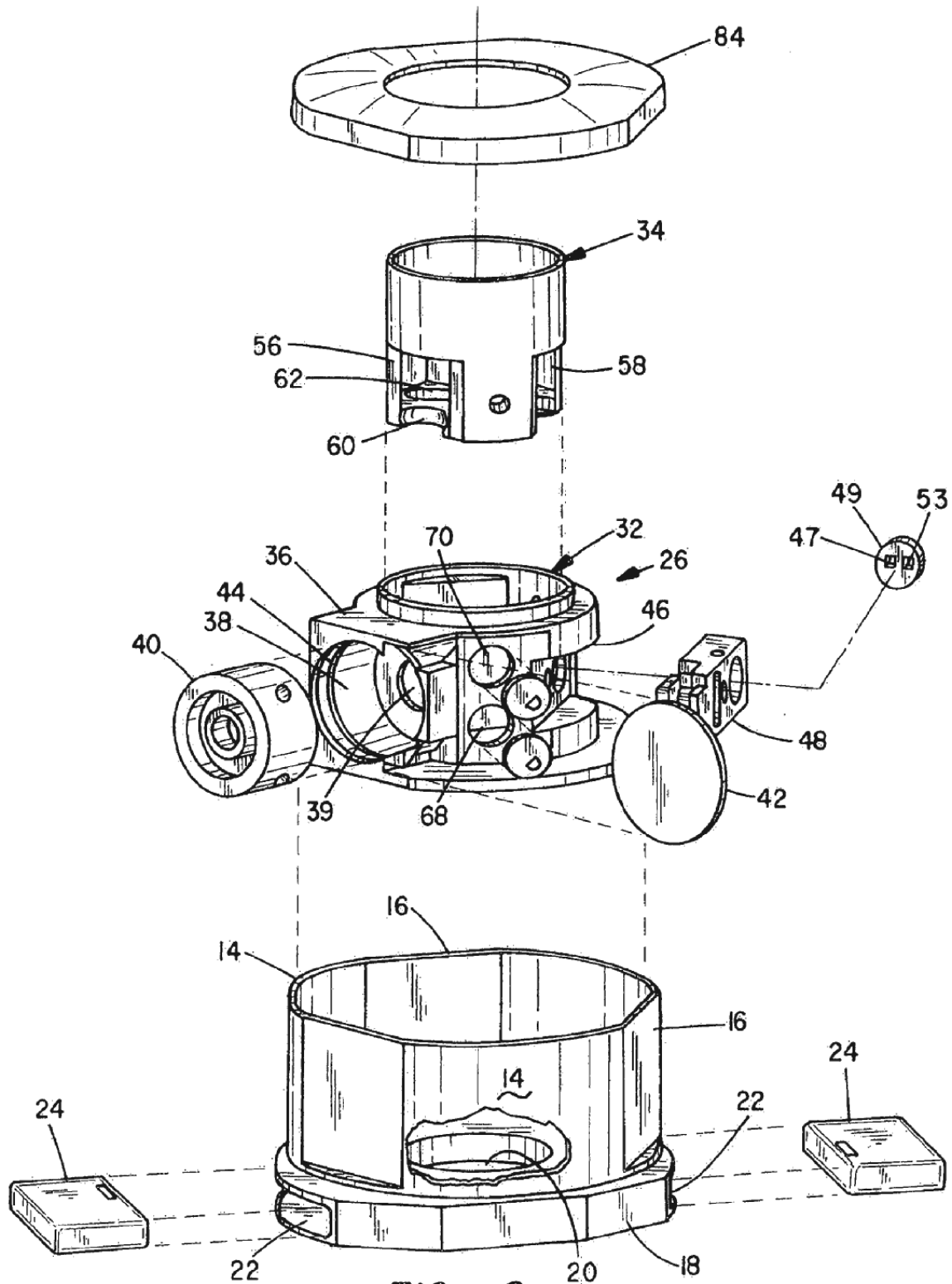


FIG. 2

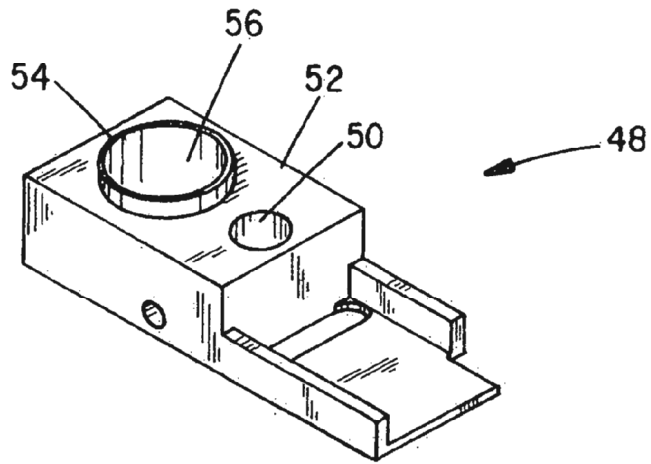


FIG. 4

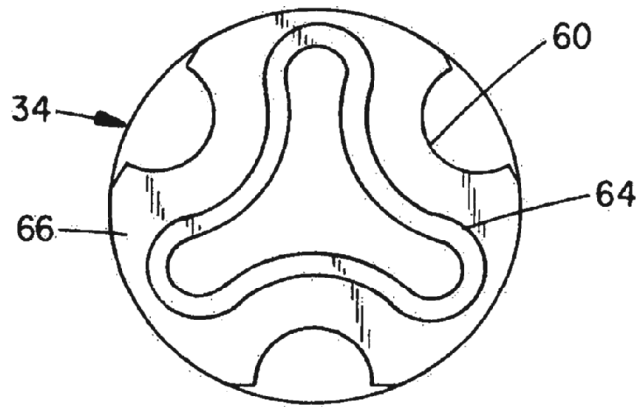


FIG. 5

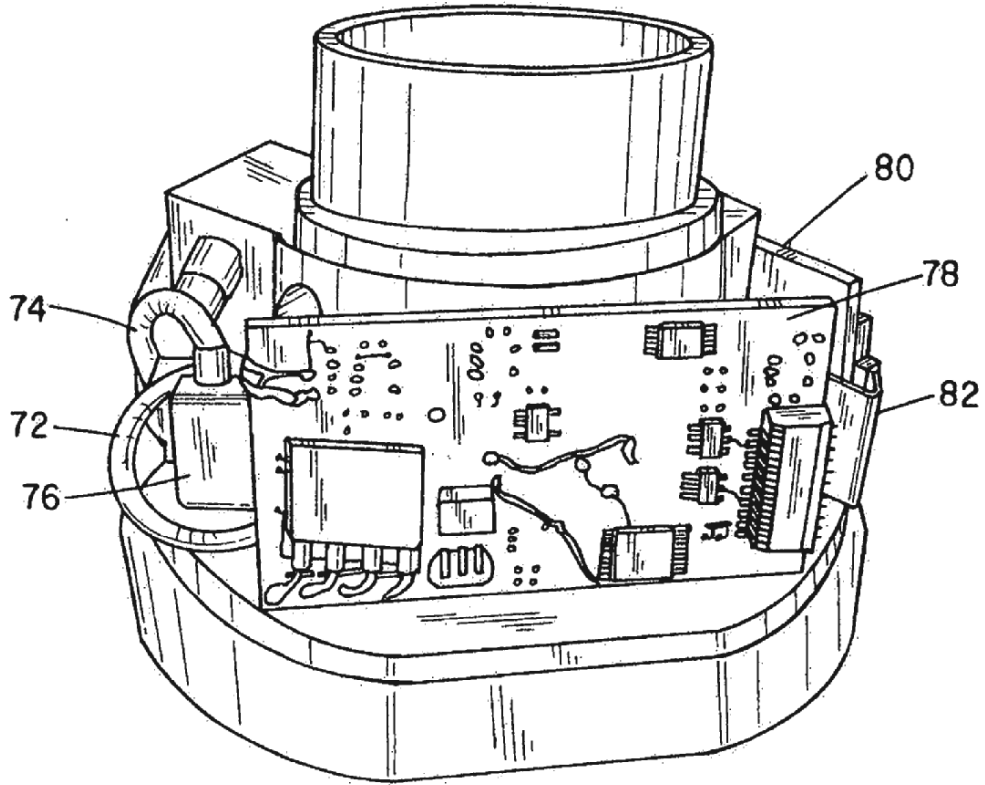


FIG. 6

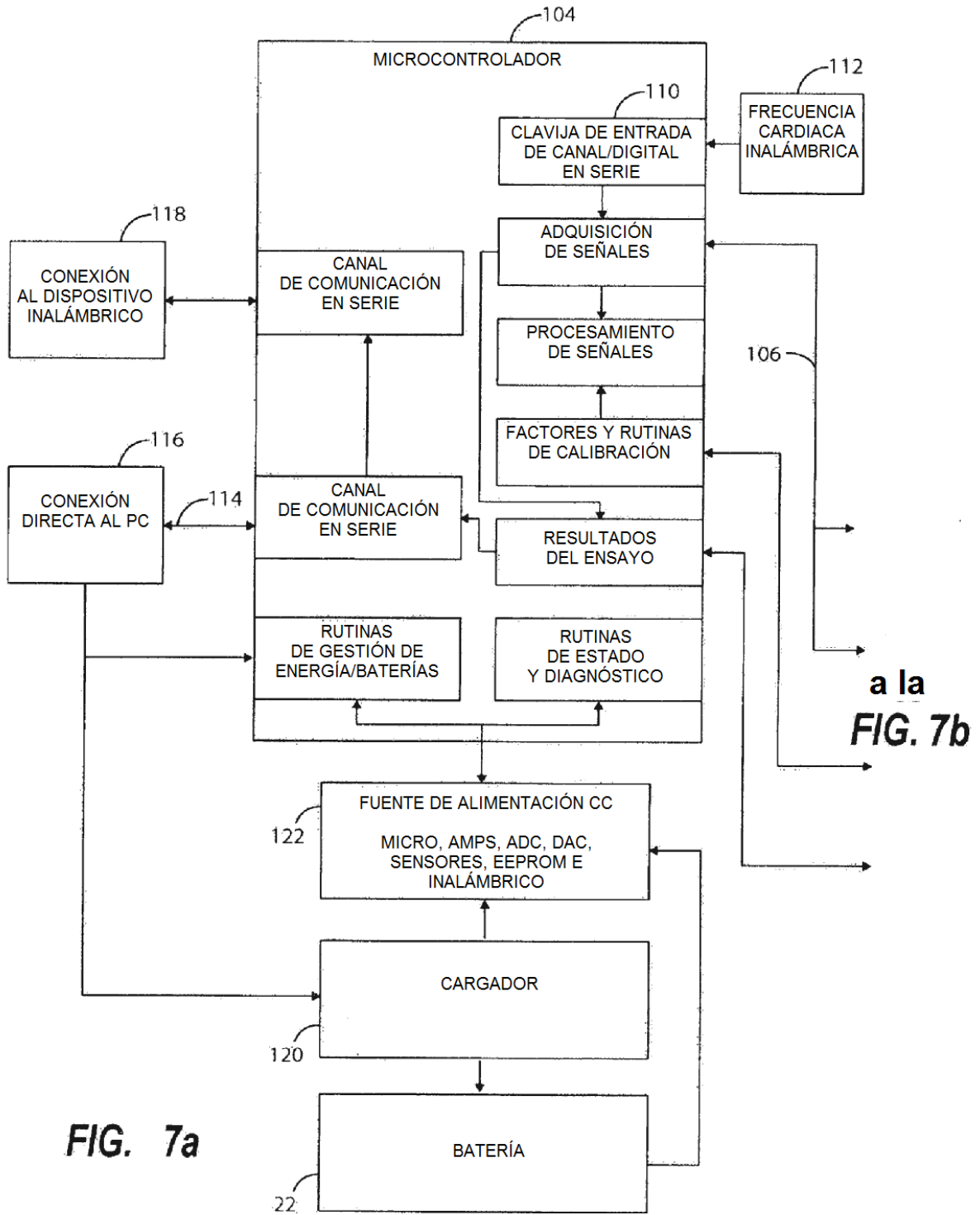
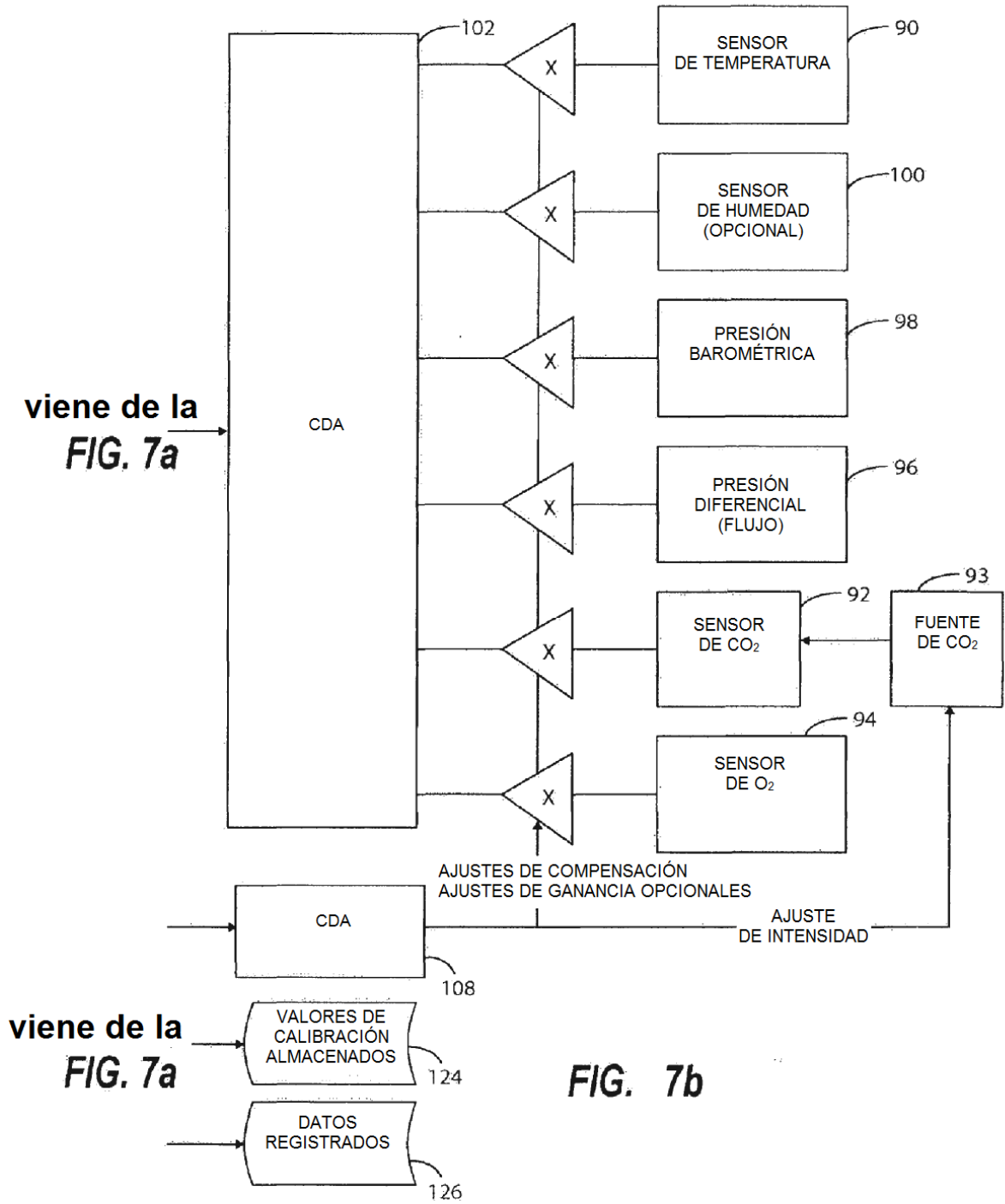


FIG. 7a

a la
FIG. 7b



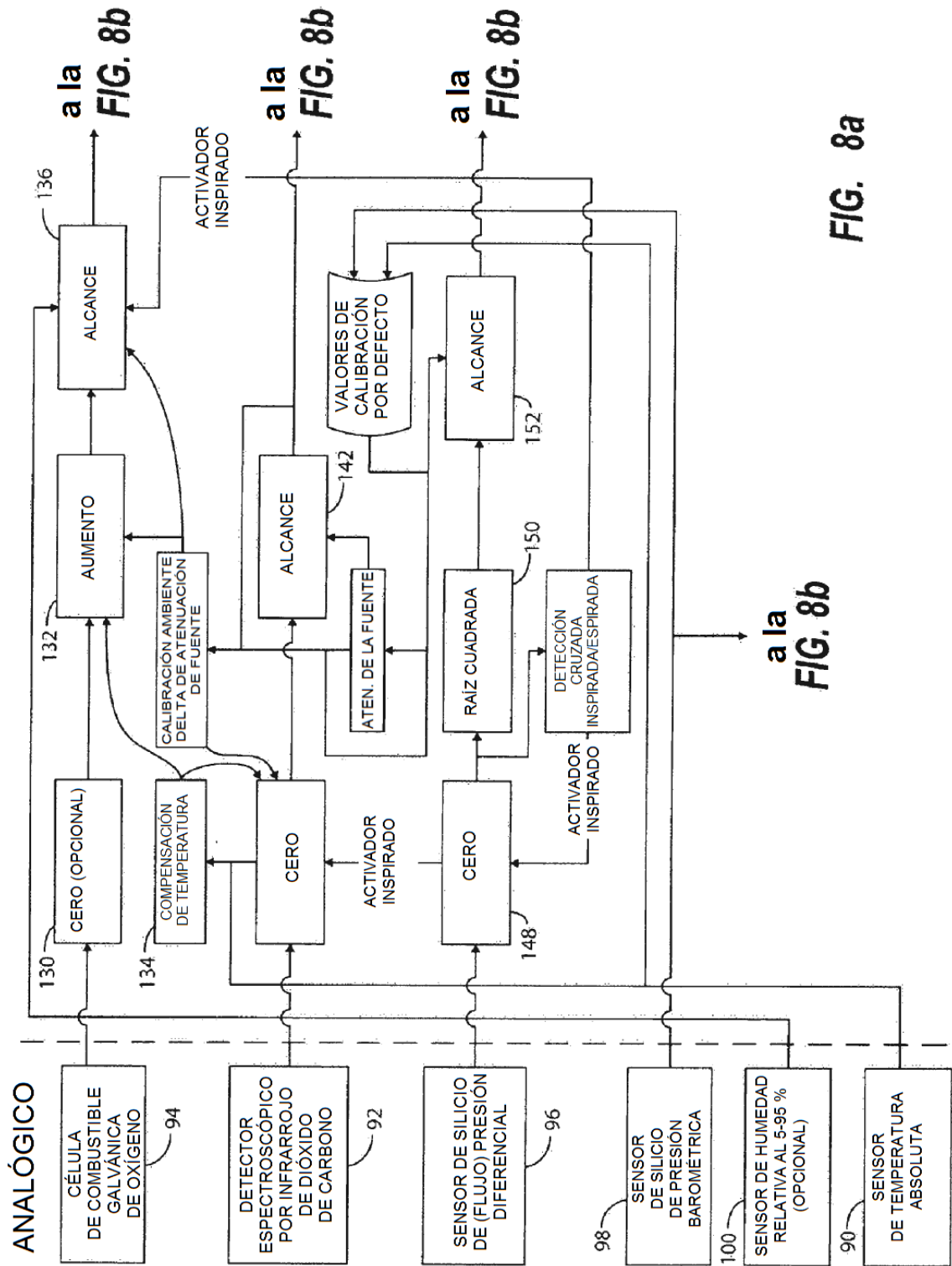
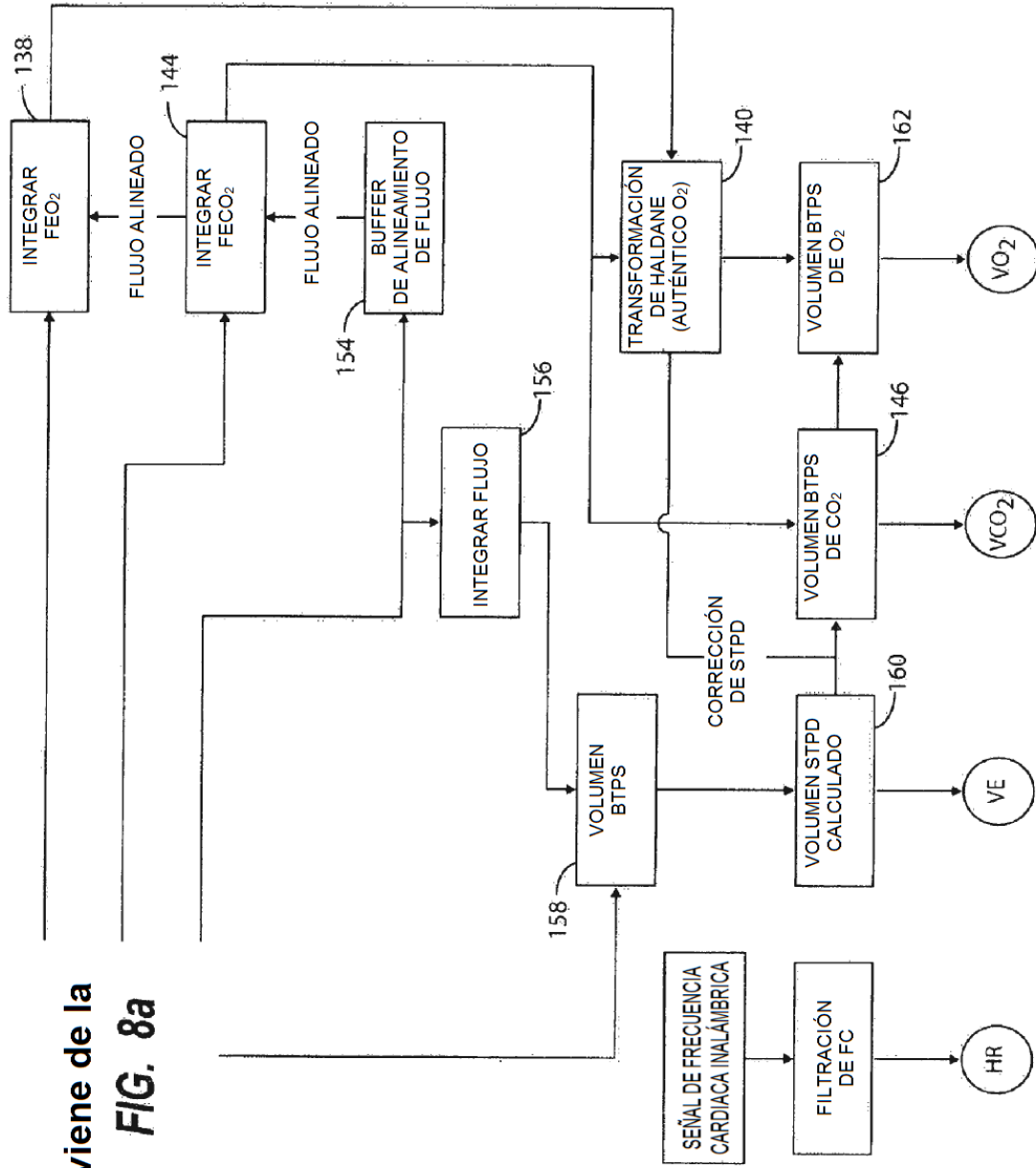


FIG. 8a



viene de la
FIG. 8a

FIG. 8b

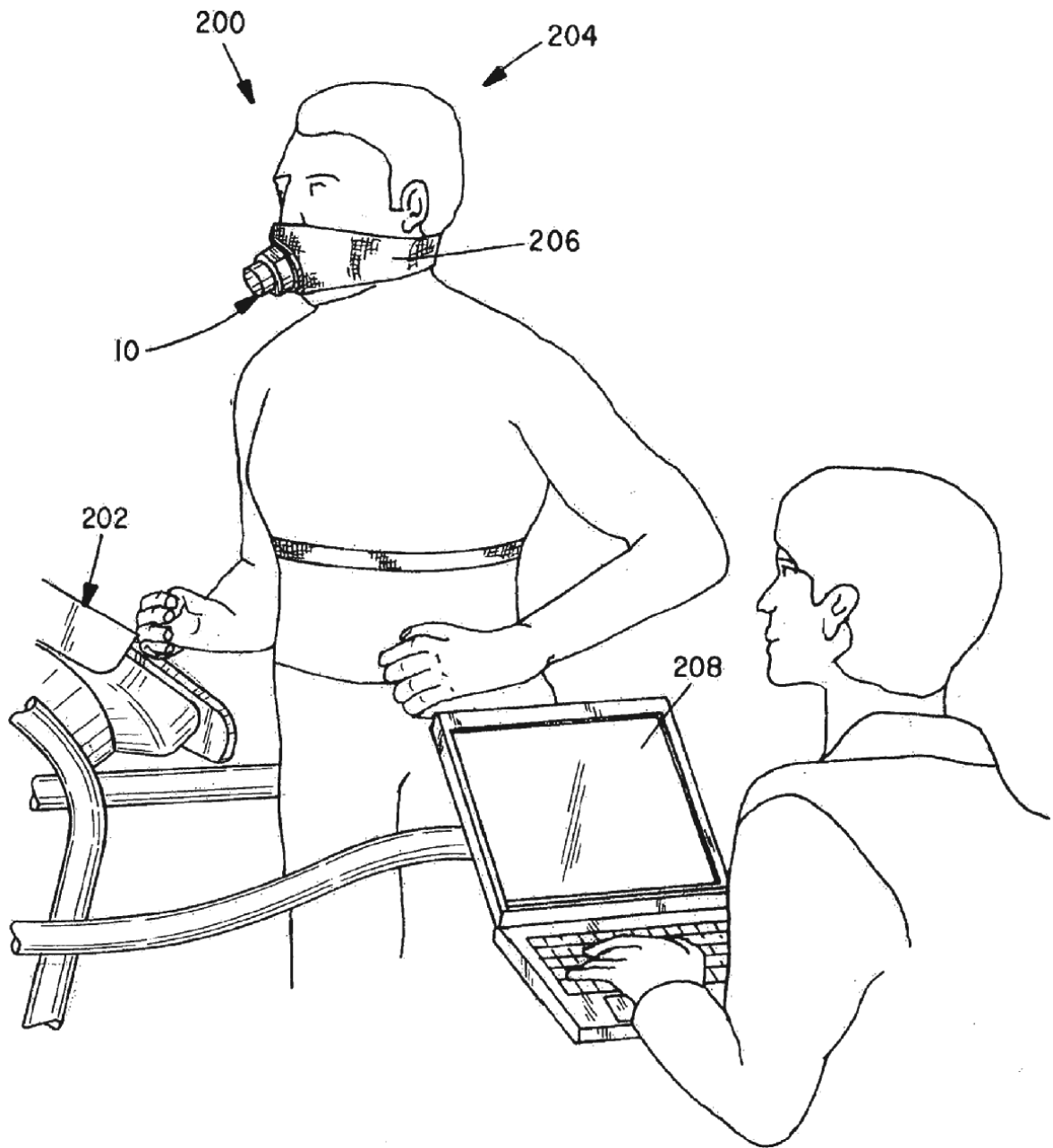


FIG. 9