

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 703 605**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **06.07.2010 PCT/EP2010/059616**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.03.2011 WO11026669**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.07.2010 E 10732688 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.10.2018 EP 2473094**

54 Título: **Dispositivo de monitoreo y método para estimar la concentración de constituyentes sanguíneos para tejidos con baja perfusión**

30 Prioridad:

**03.09.2009 US 272238 P**

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

**11.03.2019**

73 Titular/es:

**CSEM CENTRE SUISSE D'ELECTRONIQUE ET DE  
MICROTECHNIQUE SA - RECHERCHE ET  
DÉVELOPPEMENT (100.0%)  
Rue Jaquet-Droz 1  
2002 Neuchâtel, CH**

72 Inventor/es:

**VETTER, ROLF;  
CORREVON, MARC;  
ROSSINI, LEOPOLDO;  
RIDOLFI, ANDREA y  
SOLA I CAROS, JOSEP**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

**ES 2 703 605 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 de monitoreo y método para estimar la concentración de constituyentes sanguíneos para tejidos con baja perfusión

5 Dato de referencia

Esta solicitud reivindica prioridad a la solicitud de patente provisional de los Estados Unidos, número de serie 61/272,238, presentada el 3 de septiembre de 2009. Se reivindica expresamente la prioridad de la solicitud provisional.

Campo de la invención

15 La presente divulgación se refiere a un método para estimar la concentración de constituyentes sanguíneos de un usuario en condiciones de baja perfusión usando un dispositivo de monitoreo basado en espectrofotometría.

Antecedentes

20 La oximetría de pulso es un método común, no invasivo, utilizado en entornos clínicos para determinar la (des) saturación de oxígeno arterial. Introducido en 1983 para permitir una evaluación precisa y rápida del suministro de oxígeno, es reconocido mundialmente como el estándar de atención en anestesiología y se utiliza ampliamente en cuidados intensivos, quirófanos, emergencias, transporte de pacientes, salas generales, nacimiento y parto, atención neonatal, laboratorios del sueño, asistencia domiciliaria, veterinaria y aeroespacio. Aún más, la oximetría de pulso proporciona información no solo para la saturación de oxígeno en la sangre (SpO<sub>2</sub>), sino también para la frecuencia cardíaca y la irrigación vascular local. En los dispositivos comerciales, los LED o LASER generan la luz que se inyecta en la piel. La luz retrodispersada se recoge luego mediante un fotodetector (por ejemplo, un fotodiodo). Estos dos elementos pueden colocarse uno al lado del otro en la superficie del tejido, o en cada lado del tejido, lo que conduce a dos técnicas de oximetría de pulso: reflectancia y transmitancia. La mayoría de los sensores de SpO<sub>2</sub> usan la punta del dedo o, más raramente, el dedo del pie, como el sitio de medición. La razón es que, en estos lugares, el lecho vascular es denso. Además, el cuerpo no es demasiado grueso en el dedo o el dedo del pie; la fotoplethismografía de transmisión (PPG) es posible, lo que resulta en una mejor precisión que la PPG de reflectancia. El lóbulo de la oreja también se usa a veces, aunque se han informado problemas de variaciones de perfusión. Finalmente, la reflectancia PPG se usa principalmente en la frente, debido a la reflectancia del cráneo y la estabilidad relativa con respecto a los artefactos de movimiento. Sin embargo, la señal de pulsación es aproximadamente diez veces más débil. Además, se han reportado problemas de precisión.

40 Los productos de los sensores de SpO<sub>2</sub> disponibles en el mercado son incompatibles con un monitoreo cómodo y no molesto a largo plazo porque son inconvenientes y difíciles de usar al realizar actividades como correr, el ciclismo u otras actividades al aire libre (por ejemplo, al alcance de la mano) o su precisión y confiabilidad son limitadas (como, por ejemplo, para el lóbulo de la oreja y la frente).

45 La parte que transporta la información en la oximetría de pulso es la llamada relación de relaciones (R<sub>os</sub>), que es la relación de los componentes de CA y CC de una señal roja dividida por la relación de los componentes de CA y CC de una señal infrarroja. Desde el punto de vista del procesamiento de la señal, la tarea más crucial que conduce a una estimación precisa de SpO<sub>2</sub> es, por lo tanto, la evaluación precisa de los componentes de CA y CC de las señales fotoplismográficas. Convencionalmente, esto se logra ya sea en el dominio del tiempo por la ubicación extrema o la coincidencia de la plantilla o en el dominio de la frecuencia mediante la extracción de la magnitud de componentes [1] espectrales específicos. Los métodos de dominio de tiempo, incluso en su implementación más avanzada, que actualmente se basan en una técnica de media móvil ponderada, ofrecen una precisión que no supera el 2%. En contraste, los métodos de dominio de frecuencia basados en la transformada rápida de Fourier o coseno se identificaron como potencialmente superiores, como se describe en la referencia 1: Webster J G, Diseño de oxímetros de pulso, Medical Science Series, IOP Publishing (1997). Además, en entornos altamente ruidosos, se ha demostrado en numerosos estudios de procesamiento de señales aplicado que la extracción robusta de características eficientes y destacadas de series de tiempo multidimensionales a menudo se relaciona con una atenuación adecuada de las contribuciones de ruido dañino en un dominio dual, como, por ejemplo, el dominio de frecuencia o el dominio abarcado por el componente principal o independiente de las señales observadas (ver referencia 2: Virag N, Sutton R, Vetter R, Markowitz T, Erickson M (2007), predicción del síncope vasovagal a partir de la frecuencia cardíaca y la tendencia y variabilidad de la presión arterial: experiencia en 1.155 pacientes. Ritmo cardíaco, vol. 4, No. 11, pp. 1377-1382).

60 El uso de la señal de ECG, o más generalmente la información de los latidos del corazón, trae consigo otra ventaja en el procesamiento de señales PPG ruidosas debido a la baja perfusión. De hecho, para mejorar la robustez del ruido de la oximetría de pulso en baja perfusión, se han propuesto métodos que procesan señales PPG en el dominio del tiempo en sincronización con el ECG (consulte la referencia 1).

65

5 La publicación "Procesamiento de señales biomédicas y dispositivos portátiles de monitoreo fisiológico" de A. RIDOLFI describe un dispositivo portátil de monitoreo fisiológico que pueden usar los trabajadores en ambientes hostiles. El dispositivo controla las mediciones de SpO<sub>2</sub> en el esternón; aprovecha SCG para extraer la señal útil, utiliza información del acelerómetro para eliminar artefactos de movimiento y selecciona canales óptimos para estimar la SpO<sub>2</sub>. El uso para el monitoreo a largo plazo para aplicaciones como aplicaciones espaciales también se revela. También se describe la medición de SpO<sub>2</sub> utilizando un sensor de anillo de dedo que utiliza un algoritmo de procesamiento de señales que explota las mediciones diferenciales de SpO<sub>2</sub>.

10 Los métodos conocidos para monitorear la SpO<sub>2</sub> en función del dominio de frecuencia, como FFT o DCT, generalmente requieren una alta carga computacional. Además, la señal se analiza en una ventana que es constante, de modo que la señal analizada puede ser más o menos confiable dependiendo de los posibles artefactos y la variabilidad intrínseca de la frecuencia cardíaca, lo que resulta en un valor estimado de SpO<sub>2</sub> menos confiable.

15 Resúmen

La presente solicitud describe un método de monitorización basado en espectrofotometría que supera al menos algunas limitaciones de la técnica anterior.

20 De acuerdo con las realizaciones, un método para estimar la concentración de constituyentes sanguíneos de un usuario en condiciones de baja perfusión usando un dispositivo de monitoreo basado en espectrofotometría que comprende un sensor multicanal formado por una pluralidad de canales, y un sensor cardiovascular; puede comprender: medir una pluralidad de señales fotopleletismográficas (PPG), cada señal PPG se mide mediante uno de una pluralidad de canales; medir una señal cardio-sincrónica (CV) utilizando el sensor cardiovascular; detectar una frecuencia cardíaca instantánea y determinar una variabilidad de la frecuencia cardíaca a partir de la señal CV; para cada frecuencia cardíaca detectada, proyectando las señales PPG medidas multiplicadas por una función de ventana en un componente de frecuencia principal, y seleccionando señales PPG proyectadas confiables; y estimar un valor de dicha concentración de constituyentes sanguíneos a partir de la magnitud de dichas señales de PPG proyectadas confiables seleccionadas durante un período de tiempo predeterminado; caracterizado porque dicha función de ventana tiene una longitud de ventana que se ajusta a cada frecuencia cardíaca detectada de acuerdo con la variabilidad de frecuencia cardíaca determinada; y en que la frecuencia de dicho componente principal de frecuencia se estima promediando la frecuencia cardíaca a lo largo de la ventana.

35 De acuerdo con la invención, dicha concentración de constituyentes sanguíneos comprende oxihemoglobina, hemoglobina reducida, carboxihemoglobina, metahemoglobina o una combinación de cualquiera de ellos.

En una realización, el componente de frecuencia principal puede ser un componente armónico, cuya fase está determinada por el instante de tiempo de la frecuencia cardíaca instantánea y su frecuencia está determinada por la frecuencia cardíaca promediada.

40 En otra realización más, el componente de frecuencia principal puede ser un oscilador de tabla de ondas, cuya fase está determinada por la frecuencia cardíaca instantánea y su frecuencia está determinada por la frecuencia cardíaca promediada.

45 En otra realización más, dicho promedio de la frecuencia cardíaca puede comprender determinar el valor de la frecuencia cardíaca media de la frecuencia cardíaca detectada antes de la frecuencia cardíaca instantánea, a lo largo de toda la ventana.

50 En otra realización más, dicha selección de señales PPG proyectadas fiables puede comprender seleccionar señales PPG proyectadas que tienen una magnitud predeterminada y una fase y/o coherencia predeterminadas entre las señales PPG y el componente de frecuencia principal.

En otra realización más, dicha coherencia predeterminada puede ser igual o superior a 0.7.

55 En otra realización más, el dispositivo de supervisión puede comprender además un sensor de movimiento para medir una señal de movimiento, y el método puede comprender además extraer una frecuencia de movimiento de la señal de movimiento.

En otra realización más, la función de ventana puede diseñarse de acuerdo con la frecuencia de movimiento extraída.

60 En otra realización más, para los artefactos de movimiento que son más pequeños que el ruido de fondo de banda grande, la función de la ventana puede tener una atenuación máxima de los lóbulos laterales, y la función de la ventana puede ser una ventana de Hanning o una ventana de Kaiser.

En otra realización más, para los artefactos de movimiento que son más grandes que el ruido de fondo de banda grande, la función de ventana produce una respuesta de frecuencia equivalente que tiene ceros en la frecuencia de movimiento y sus armónicos, y la función de ventana es una ventana rectangular.

5 La divulgación también se refiere a un dispositivo de monitoreo para estimar la concentración de constituyentes sanguíneos en el tejido con baja perfusión de un usuario que usa el método descrito aquí y que comprende el sensor multicanal descrito y un sensor cardiovascular para entregar una señal cardio-sincrónica (CV).

10 En una realización, el dispositivo de supervisión puede comprender además un sensor de movimiento para medir una señal de movimiento.

15 En otra realización, cada uno de dicha pluralidad de canales puede comprender un emisor que contiene una primera y una segunda fuente de radiación que emiten en las longitudes de onda rojas e infrarrojas, respectivamente, y un receptor para recibir la radiación óptica emitida por el emisor.

20 En otra realización más, dicho sensor cardiovascular puede ser un sensor de ECG y la señal de CV es una señal de ECG de superficie, o un sensor de ECG y la señal de CV es una señal de PPG.

25 El método descrito en el presente documento proporciona una estimación confiable de la concentración de constituyentes sanguíneos incluso para tejidos con una perfusión muy pobre. Esto se debe principalmente al hecho de que la detección del instante de latido del corazón y la estimación de la frecuencia cardíaca instantánea se puede realizar con alta confiabilidad y precisión en el ECG y la proyección según el componente de frecuencia principal proporciona la mayor reducción de ruido si la longitud de proyección se elige de manera óptima con respecto a la variabilidad de la frecuencia cardíaca y el ruido en las señales de PPG. El método divulgado requiere una carga computacional que está altamente disminuida en comparación con los métodos convencionales basados en el enfoque del dominio de la frecuencia como FFT o DCT.

#### Breve descripción de los dibujos

30 Las realizaciones preferidas se entenderán mejor con la ayuda de la descripción de una realización dada a modo de ejemplo e ilustrada por las figuras, en las que:

La figura 1 representa esquemáticamente un sensor multicanal de acuerdo con una realización;

35 La figura 2 ilustra esquemáticamente un dispositivo de monitoreo que comprende el sensor multicanal, de acuerdo con una realización;

40 La figura 3 es un diagrama de flujo que ilustra un método para estimar un valor de la concentración de gas en la sangre en condiciones de baja perfusión utilizando el dispositivo de monitoreo; y

45 Las figuras 4 y 5 muestran una gráfica de la estimación de  $SpO_2$  (gráfico superior) y el error relativo (gráfico inferior) para diferentes ejemplos de medición.

#### Descripción detallada de las realizaciones preferidas

50 La figura 2 ilustra esquemáticamente un dispositivo de monitoreo basado en espectrofotometría de acuerdo con una realización. El dispositivo de monitoreo comprende un sensor 1 multicanal, que contiene una pluralidad de canales de sensores fotoplismismográficos (PPG), y está instalado en una banda 10 de la correa que se coloca en contacto con la piel del usuario, en el área del esternón. Dicha ubicación es cómoda y no molesta para el monitoreo a largo plazo mientras se realizan actividades como correr, montar en bicicleta u otras actividades al aire libre. Sin embargo, otras ubicaciones del sensor 1 multicanal son posibles, por ejemplo, en una correa para la muñeca, en una banda de la frente, o en cualquier ubicación adecuada dentro del alcance de las realizaciones. Una ventaja de la configuración del dispositivo de monitoreo y el método de medición divulgados es que el sensor 1 multicanal puede ubicarse en un área con baja perfusión al tiempo que proporciona una estimación confiable de los componentes en la sangre, como la saturación de oxígeno en la sangre ( $SpO_2$ ), como se describirá más adelante.

55 El sensor 1 multicanal se representa esquemáticamente en la figura 1, de acuerdo con una realización. El sensor 1 multicanal comprende ocho canales de sensor PPG individuales igualmente dispuestos radialmente. El sensor 1 multicanal puede medir una pluralidad de señales PPG, cada señal PPG se mide por uno de los canales 2, 5. Cada canal de sensor de PPG está formado por un emisor 2 que comprende una primera fuente 3 de radiación que emite en las longitudes de onda rojas y una segunda fuente 4 de radiación que emite en las longitudes de onda del infrarrojo. La primera y la segunda fuente 3, 4 de luz pueden ser LED, preferiblemente emitiendo a 660 nm y 940 nm, respectivamente. Cada canal de sensor de PPG también comprende un receptor 5, tal como un fotodetector, para recibir la radiación óptica emitida por el emisor 2 y transmitida a través del tejido de la piel. El receptor 5 está conectado a un módulo convertidor analógico a digital (ADC) (no representado) que entrega las señales PPG medidas correspondientes. En el ejemplo de la figura 1, el sensor 1 multicanal contiene cuatro receptores 5

igualmente espaciados radialmente, utilizándose cada receptor 5 para recibir las señales PPG transmitidas desde dos emisores 2 adyacentes. También son posibles otros números y disposiciones de los emisores 2 y los receptores 5 siempre que proporcione suficiente diversidad espacial para eliminar los artefactos debidos a la falta de homogeneidad del tejido. La diversidad espacial le permite a uno superar una mala calidad de la señal PPG relacionada con un flujo sanguíneo subcutáneo no homogéneo y deficiente, para atenuar el ruido de medición no correlacionado en el canal diferente, así como reducir los artefactos relacionados con movimientos que pueden no ser registrados por un acelerómetro. Sin embargo, esto requiere un procesamiento de señal más sofisticado.

En una realización, el sensor 1 multicanal comprende además un sensor 6 de movimiento para medir una señal de movimiento representativa de los movimientos del usuario. Como se muestra esquemáticamente en la figura 1, el sensor 6 de movimiento se coloca dentro del sensor 1 multicanal, posiblemente formando un sensor integrado que comprende el sensor 1 multicanal y el sensor 6 de movimiento. En esta configuración, la señal de movimiento se correlaciona mejor con la señal medida del sensor 1 multicanal que si el sensor 6 de movimiento se coloca más alejado del sensor 1 multicanal. Además, la colocación del sensor 1 multicanal en el esternón es ventajosa, ya que se aproxima esencialmente a la medición del acelerómetro basada en el centro de gravedad en el usuario. El sensor 6 de movimiento puede comprender un módulo ADC (no mostrado) que emite señales de movimiento adquiridas.

El sensor 6 de movimiento es preferiblemente un acelerómetro tridimensional basado en MEMS adaptado para entregar una señal de aceleración a lo largo de tres ejes, como se describe en la patente de los Estados Unidos número de serie 7,018,338 por el presente solicitante. Sin embargo, se apreciará que se pueden usar otros tipos de acelerómetros o dispositivos de detección de movimiento, siempre que proporcionen una medida confiable del movimiento. Por ejemplo, el sensor 6 de movimiento podría ser un giroscopio de cualquier tecnología adecuada que incorpore un acelerómetro unidimensional o multidimensional, o un elemento giratorio o vibratorio.

En el ejemplo de la figura 2, el dispositivo de monitoreo comprende además un sensor cardiovascular para medir una señal cardio-sincrónica (CV). El sensor cardiovascular es un sensor de ECG y contiene dos electrodos 7 de señal de ECG que se fijan en una banda 13 de tórax, conectada a la banda 10 de la correa, como para estar en contacto con la piel del usuario. El sensor de ECG también comprende un electrodo de masa de ECG que se muestra con el número 14 en la figura 1. Los electrodos 7, 14 de ECG están preferiblemente espaciados en todo el cuerpo del paciente. También son posibles otras disposiciones de los electrodos de ECG. Los electrodos de ECG flexibles, por ejemplo, como los descritos en la solicitud de patente de Estados Unidos número de serie 2006/0142654, pueden integrarse en la banda del tórax y/o en el tejido de la correa o en un tejido de prenda. Los electrodos de ECG se pueden conectar a un comparador (no mostrado) para determinar un valor de diferencia entre los potenciales eléctricos medidos en las diferentes ubicaciones de los electrodos de ECG. El sensor de ECG puede comprender más de dos electrodos 7 de ECG de señal. Además, el sensor de ECG puede comprender un módulo ADC (tampoco se muestra) que emite la señal de CV medida adquirida.

En otra realización, el sensor cardiovascular es un sensor de CV basado en PPG y la señal CV es una señal de sensor CV basada en PPG. Aquí, el sensor 1 multicanal se puede utilizar para medir la señal del sensor de CV basado en PPG, o el sensor de CV basado en PPG puede ser un sensor adicional basado en PPG (no mostrado). Alternativamente, el sensor cardiovascular puede basarse en cardiografía de impedancia, ultrasonido o cualquier otro dispositivo de medición adaptado para proporcionar una señal CV confiable del usuario.

La medición de la señal CV y la pluralidad de señales PPG pueden comprender la adquisición de la señal CV y PPG con una tasa de muestreo predeterminada. La frecuencia de muestreo suele estar comprendida entre 20 y 30 Hz. En el siguiente texto, las expresiones "señal de CV medida" o "señal de PPG medida" y "muestra de CV" o muestra de PPG" se utilizarán indistintamente.

En una realización, los módulos ADC respectivos de los canales 2, 5 de sensor de PPG, sensor 6 de movimiento y sensor 7, 14 ECG comprenden además un dispositivo de filtrado y conformación de señales (no mostrado). Los respectivos módulos ADC pueden formarse a partir de un único módulo ADC colocado en la banda 10 de la correa o en la banda 13 del pecho. El filtrado de las señales analógicas PPG, movimiento, y señales CV se puede realizar por medio de un filtro de paso bajo analógico cuya banda es de 10 Hz para las señales de PPG y 50 Hz para el ECG y las señales de movimiento, por ejemplo. Las señales medidas se transfieren luego a un módulo de procesamiento de señales (no mostrado). La eliminación de los artefactos debidos a los movimientos del usuario en las señales de PPG y CV se puede realizar en el módulo de procesamiento de señales utilizando la señal de movimiento entregada por el sensor 6 de movimiento. Dicho procesamiento se describe con más detalle en la solicitud de patente europea N° 1297784 y en la patente de los Estados Unidos 7,175,601, ambas del presente solicitante. También se puede colocar una batería (que tampoco se muestra) en una de las bandas 10, 13 para alimentar el sensor 1 multicanal y el sensor 7, 14 de ECG. El módulo de procesamiento puede ser un procesador de señal digital o DSP programado adecuadamente o un microcontrolador de propósito general (no representado). Las señales de PPG, movimiento y señales CV pueden transferirse al módulo de procesamiento de señales a través de un cable (no se muestra) o de forma inalámbrica.

En otra realización no representada, el sensor 1 multicanal y/o el sensor 7, 14 de ECG pueden incluir un procesador de señales integrado u otro tipo de procesadores dedicados para realizar cualquier procesamiento deseado de las señales de PPG, CV o de movimiento medidas, antes de emitir señales al módulo de procesamiento de señales.

5 Un método para estimar un valor de la concentración de gas en la sangre en condiciones de baja perfusión utilizando el dispositivo de monitoreo descrito aquí se muestra esquemáticamente en la figura 3 de acuerdo con una realización. El método comprende los pasos de:

medir la señal de CV utilizando el sensor 7, 14 de ECG;

10 midiendo la pluralidad de señales PPG, midiendo cada señal PPG por uno de los canales 2, 5;  
detectar latidos cardíacos, o una frecuencia cardíaca instantánea, y determinar una variabilidad de la frecuencia cardíaca a partir de la señal CV medida (número 16 en la figura 3);

15 para cada frecuencia cardíaca detectada, proyectando las señales PPG medidas multiplicadas por una función de ventana en un componente de frecuencia principal (número 21 en la figura 3), y seleccionando señales PPG proyectadas confiables (número 22 en la figura 3); y

20 estimar un valor de SpO<sub>2</sub> a partir de la magnitud de dichas señales PPG proyectadas confiables seleccionadas durante un período de tiempo de medición predeterminado (número 24 en la figura 3).

25 El método puede comprender además un paso para filtrar las señales PPG y CV medidas. Este paso se muestra respectivamente con los números 15 y 19 en la figura 3. El filtrado de las señales CV medidas se puede realizar utilizando un filtro de paso de banda de longitud finita numérica, preferiblemente usando un paso de banda en el rango de frecuencia comprendido entre 15 y 30 Hz. El filtrado de las señales PPG medidas se puede realizar utilizando un filtro de paso de banda numérico, como un filtro de respuesta de impulso finito (FIR).

30 Los latidos del corazón se pueden detectar a partir de las señales CV utilizando el máximo de onda R. La frecuencia cardíaca instantánea se puede determinar a partir de la diferencia de tiempo entre los intervalos R-R, entre los dos máximos de onda R adyacentes. La variabilidad instantánea de la frecuencia cardíaca, entonces, corresponde a la variación máxima de los intervalos R-R a lo largo de la ventana de análisis definida a continuación.

35 En una realización, la proyección de las muestras de PPG, o la proyección instantánea de las muestras de PPG, para cada frecuencia cardíaca detectada se obtiene utilizando la Ecuación 1:

$$PPG_{proj}(n) = \sum_{l=-w_{len}/2}^{w_{len}/2} w(l) PPG(k_{HR(n)} - w_{len}/2 - l) PC(l)$$

(Ecuación 1),

40 donde PPG<sub>proj</sub>(n) corresponde a la muestra de PPG proyectada para la enésima frecuencia cardíaca detectada en la señal CV en un instante de tiempo t<sub>R</sub>(n) del máximo de la onda R asociada y que corresponde a una muestra k<sub>HR</sub>(n) en la señal PPG, w(l) es la función de ventana, y w<sub>len</sub> una longitud de ventana de la proyección. La fase PC(l) del componente de frecuencia principal ajustada al enésimo latido del corazón n<sub>HR</sub>(k) se define mediante la Ecuación 2:

$$PC(l) = e^{j2\pi f_c(k_{HR(k)} - w_{len}/2 - l)} \quad \text{con} \quad -w_{len}/2 < l < w_{len}/2$$

(Ecuación 2),

45 donde f<sub>c</sub> es la frecuencia cardíaca media sobre la longitud de ventana w<sub>len</sub> tal como se define en el siguiente procedimiento, normalizado con respecto a la frecuencia de muestreo de las señales de PPG.

50 La función de ventana se puede diseñar, por ejemplo, desde una función de ventana rectangular, Hanning, Hamming o Blackman. El paso del diseño de la función de ventana se representa con el número 20 en la figura 3 y se describe con más detalle a continuación.

55 La longitud w<sub>len</sub> de la ventana se puede ajustar de manera óptima a cada frecuencia cardíaca mediante un procedimiento que tenga en cuenta la variabilidad máxima de la frecuencia cardíaca en la longitud de ventana que comprende los pasos de:

60 1. comenzando con la frecuencia cardíaca instantánea (detectada desde la onda R) y evaluando un intervalo RR asociado utilizando la Ecuación 3:

$$RR(n) = t_{R(n)} - t_{R(n-1)} \quad \text{(Ecuación 3),}$$

donde  $t_{R(n)} - t_{R(n-1)}$  corresponde a la diferencia del instante de tiempo de las frecuencias cardíacas n-ésima y (n-1)-ésima;

5

2. establecer el índice de iteración  $i = 1$ .

3. evaluando un ancho de banda equivalente  $B_{eq}(i)$  como en la Ecuación 4:

$$B_{eq}(i) = f\left(\frac{1}{RR(n)}\right) \quad \text{(Ecuación 4),}$$

10

donde  $f$  es una función que depende de una ventana dada;

15

4. evaluando el intervalo RR con:

$$RR_{(n-i)} = t_{R(n-i)} - t_{R(n-i-1)} \quad \text{(Ecuación 5);}$$

20

5. evaluando el ancho de banda equivalente como:

$$B_{eq}(i+1) = f\left(1/\sum_{q=0}^i RR(n-q)\right) \quad \text{(Ecuación 6);}$$

6. y mientras:

25

$$\max([1/RR_{(n-i)}, \dots, 1/RR_{(n)}]) - \min([1/RR_{(n-i)}, \dots, 1/RR_{(n)}]) < B_{eq}(i+1) \quad \text{(Ecuación 7);}$$

Incremento  $i$  y vamos al paso 4.

30

Al final de este procedimiento, la longitud óptima  $t_{win}$  de la ventana se puede determinar mediante la Ecuación 8:

$$t_{win} = \sum_{q=0}^{i-1} RR(n-q) \quad \text{(Ecuación 8),}$$

lo que se obtiene en muestras:

35

$$w_{len} = t_{win} * (PPG \text{ frecuencia de muestreo}) \quad \text{(Ecuación 9),}$$

y la frecuencia cardíaca media  $f_c$  está determinada por:

40

$$f_c = \text{media} ([1/RR_{(n-i+1)}, \dots, 1/RR_{(n)}]) \quad \text{(Ecuación 10).}$$

Además, el instante de tiempo del último  $t_{R(n)}$  proporciona el desencadenante para la generación del componente de frecuencia principal. En la figura 3, las líneas discontinuas en negrita indican las señales PPG medidas desde el sensor 1 multicanal con su información asociada, como la coherencia, la fase y la magnitud de la proyección del componente de frecuencia principal.

45

En una realización correspondiente a un caso más simple, el componente de frecuencia principal es un componente armónico cuya fase está determinada por la ubicación de la onda R, o la frecuencia cardíaca instantánea, en la señal CV correspondiente entregada por el sensor 7, 14 basado en ECG, y su frecuencia está determinada por el valor de la frecuencia cardíaca media. Aquí, el valor de la frecuencia cardíaca media se puede determinar a partir de las frecuencias cardíacas detectadas en toda la longitud  $w_{len}$  de la ventana (frecuencias cardíacas anteriores), antes de la frecuencia cardíaca instantánea.

50

En otra realización, el componente principal de la frecuencia es un oscilador de tabla de ondas cuya fase está determinada por el latido cardíaco instantáneo, o la ubicación de la onda R, en la señal CV correspondiente

55

entregada por el sensor basado en ECG 7, 14, y con su frecuencia determinada a partir de la frecuencia cardíaca instantánea y las frecuencias cardíacas detectadas en toda la longitud  $w_{len}$  de la ventana (frecuencias cardíacas anteriores). La ondícula fundamental del oscilador de tabla de ondas puede actualizarse en función de las señales PPG proyectadas confiables. Esta técnica puede producir una proyección más robusta de las señales PPG.

En una realización, la fiabilidad de las señales de PPG se determina a partir de la magnitud de las señales de PPG proyectadas y la fase, y/o la coherencia entre las señales de PPG y el componente de frecuencia principal. Más particularmente, la atenuación máxima de las señales de PPG por el tejido se produce durante la fase de sístole cardíaca del ciclo cardíaco, comenzando sustancialmente en la onda R. Por lo tanto, la fase entre la componente de frecuencia principal activada por la onda R y la señal PPG debe variar dentro de los límites dados que pueden fijarse para una ubicación de canal determinada.

Las muestras de PPG proyectadas confiables pueden seleccionarse a partir de las señales de PPG proyectadas instantáneas que tienen una magnitud predeterminada y para una fase predeterminada, y/o coherencia entre las señales de PPG y el componente de frecuencia principal. Se pueden seleccionar señales PPG fiables proyectadas para las señales PPG proyectadas obtenidas durante un período de medición que se extienden a lo largo de varios latidos cardíacos en el pasado, según los valores de magnitud, fase y coherencia estimados para cada una de las señales PPG proyectadas.

En una realización, las señales de PPG proyectadas confiables se seleccionan en función de la coherencia entre las señales de PPG y el componente de frecuencia principal que tiene un valor igual o superior a 0,7. La magnitud de la señal PPG proyectada depende de la electrónica utilizada, pero debe estar por encima del ruido de fondo o del piso de ruido, por ejemplo, al menos el doble del piso de ruido, pero no demasiado grande donde corresponda a los artefactos de movimiento. Además, la fase debe estar comprendida entre un valor por encima de cero y menor que un ángulo máximo  $\phi$  que depende principalmente de la ubicación del sensor y la frecuencia cardíaca, dando como resultado una relación de fase lineal determinada por:

$$\phi = 2\pi f_c \delta t \quad \text{(Ecuación 11)}$$

donde  $\delta t$  es el tiempo máximo transcurrido entre la aparición del latido cardíaco y la onda de pulso PPG en la ubicación del sensor, normalmente  $\delta t$  puede estar en el rango de 5 a 30 ms).

En una realización, el método comprende además un paso para extraer una frecuencia de movimiento de los artefactos de movimiento del usuario (que se muestra con el número 17 en la figura 3) y determinar una actividad del usuario, mediante el uso de señales de movimiento medidas por el sensor 6 de movimiento. Los artefactos de movimiento del usuario pueden comprender artefactos de movimiento periódico regular relacionados con actividades como, por ejemplo, correr, montar en bicicleta, caminar, etc., o movimientos de sujetos voluntarios e involuntarios (respiración). Se puede extraer una frecuencia de movimiento fundamental, o central, de las señales de movimiento a través de una de las siguientes técnicas que comprenden el cruce por cero, la estimación espectral paramétrica o no paramétrica, la autocorrelación y los gráficos de recurrencia. Dicha frecuencia de movimiento central es típicamente representativa de las contribuciones de ruido regular más dañinas de los artefactos de movimiento.

La función de la ventana se puede diseñar de manera óptima según la frecuencia de movimiento estimada, o la importancia relativa del nivel de ruido de fondo de banda grande y los artefactos de movimiento, y posiblemente junto con la frecuencia cardíaca determinada y una variabilidad de frecuencia cardíaca máxima. Este paso está representado por el número 18 en la figura 3. La variabilidad de la frecuencia cardíaca máxima se puede determinar como la variación de la frecuencia cardíaca máxima a lo largo de la ventana, como se procesó en la etapa 6 del procedimiento anterior.

Por ejemplo, en ausencia de artefactos de movimiento regulares o en el caso de que los artefactos de movimiento sean más pequeños que el ruido de fondo de banda grande, el criterio de diseño de la función de ventana es la maximización de la relación señal/ruido (SNR) de las señales PPG con respecto al ruido de fondo de banda grande. En estas condiciones, la función de ventana debería tener preferiblemente una atenuación máxima de los lóbulos laterales, y la función de ventana puede ser, por ejemplo, una ventana de Hanning o Kaiser. El ancho de banda de proyección equivalente debe ser mínimo, pero a pesar de mantener las características de la señal principal. En estas condiciones, la proyección, o la longitud de ventana  $w_{len}$ , se puede determinar por una respuesta de frecuencia de la función de ventana que tiene un ancho de banda correspondiente a la variabilidad de la frecuencia cardíaca máxima, determinada sobre la misma longitud de ventana  $w_{len}$ .

En el caso de que los artefactos de movimiento sean más grandes que el ruido de fondo de banda grande, la función de ventana es tal que produce una respuesta de frecuencia equivalente que tiene sus ceros en la frecuencia de las contribuciones de ruido regular dañino debido a los artefactos de movimiento regular, o la frecuencia de movimiento central. Por ejemplo, se puede elegir una ventana rectangular en el caso de que predominen los artefactos de movimiento armónico y la diferencia entre la frecuencia cardíaca y la frecuencia de movimiento es muy pequeña.

Los valores de relación de relaciones ( $R_{OS}$ ) se obtienen a partir del componente de frecuencia principal de las señales PPG proyectadas confiables en cada latido cardíaco (detectado desde la onda R) y para cada canal del sensor 1 multicanal. Aquí  $R_{OS}$  representa la relación de las magnitudes de proyecciones de componentes armónicos a la frecuencia cardíaca y 0 Hz de las señales PPG en las longitudes de onda rojas, dividido por la relación de la magnitud de las proyecciones de componentes armónicos a la frecuencia cardíaca y 0 Hz de las señales PPG en las longitudes de onda infrarrojas. La  $R_{OS}$  se evalúa a partir de la magnitud de las proyecciones de todos los canales. Luego, se puede determinar una estimación de  $R_{OS}$  instantánea aplicando una técnica estadística (por ejemplo, media, mediana, probabilidad máxima) a una matriz que comprende los valores de  $R_{OS}$  obtenidos de las señales de PPG proyectadas confiables en cada latido del corazón y para cada canal, durante el período de tiempo de medición que se extiende sobre varios latidos cardíacos en el pasado (número 23 en la figura 3).

En un último paso mostrado por el número 24 en la figura 3, se obtiene una estimación instantánea de  $SpO_2$  como en la oximetría de pulso convencional mediante la Ecuación 12:

$$SpO_2(t) = a - b ROS(t) \quad \text{(Ecuación 12).}$$

Esta simple proyección lineal puede ser refinada como una aproximación funcional más compleja. Sin embargo, esto requeriría un gran estudio clínico que estaba fuera del alcance del estudio real.

El período de tiempo de medición utilizado para estimar las  $R_{OS}$  instantáneas se elige típicamente con respecto a una aplicación dada. Por ejemplo, en el caso de que se requieran estimaciones instantáneas de  $SpO_2$  de alta precisión y se tolere una respuesta dinámica lenta, la operación estadística se puede realizar durante el período de tiempo de medición correspondiente a hasta 120 latidos cardíacos o incluso más. Por el contrario, en el caso de una estimación de  $SpO_2$  instantánea más rápida y menos precisa, la operación estadística se puede realizar durante el período de tiempo de medición correspondiente a hasta 60 latidos cardíacos o incluso menos.

Se puede lograr una mejora adicional al reemplazar el operador estadístico por el análisis espaciotemporal del componente principal. De hecho, se ha demostrado que para las señales de PPG con correlaciones espaciales y temporales intrínsecas elevadas, el análisis de componentes principales espaciotemporales produce un rendimiento mejorado en un entorno adverso altamente ruidoso. De hecho, por un lado, el sensor 1 multicanal proporciona estimaciones de  $R_{OS}$  desde diferentes ubicaciones de canales que deberían estar altamente correlacionadas. Por otro lado, la base fisiológica de la oximetría de pulso garantiza que los valores de  $SpO_2$  de un latido cardíaco al siguiente tengan correlaciones intrínsecas altas. El análisis de componentes principales espaciotemporales (PCA) permite estimar una evolución confiable de los valores de  $R_{OS}$  en un corto período de tiempo de 20 a 120 segundos. Finalmente, los perfiles subsiguientes de evolución a corto plazo de los  $R_{OS}$  se pueden combinar en una técnica de promedio de ventanas, ya que a menudo se logra en el procesamiento del habla (ver referencia 3: Deller JR, Hansen JH, Proakis JG (1999) Procesamiento en tiempo discreto de señales de voz. Wiley-IEEE Press).

Aunque la invención puede ser susceptible de diversas modificaciones y formas alternativas, se han mostrado realizaciones específicas a modo de ejemplo en los dibujos y se han descrito en detalle en el presente documento. Sin embargo, debe entenderse que la invención no pretende limitarse a las formas particulares descritas. De hecho, el dispositivo de monitoreo y el método aquí descrito pueden no solo aplicarse a las mediciones y la estimación de la  $SpO_2$ , sino que también pueden utilizarse para la medición y/o análisis de otros componentes de la sangre en la sangre. Por ejemplo, utilizando las mismas longitudes de onda, diferentes o adicionales, el presente dispositivo de monitoreo y el método se pueden utilizar junto con la medición y/o análisis de la concentración de constituyentes sanguíneos que comprende oxihemoglobina, hemoglobina reducida, carboxihemoglobina ( $SpCO$ ), metahemoglobina ( $SpMet$ ) o una combinación de cualquiera de ellos. Un ejemplo de combinación de la concentración de constituyentes sanguíneos es la  $SpO_2$ , definida como la proporción de concentración de oxihemoglobina sobre la concentración total de hemoglobina.

Se realizó una validación ambulatoria de acuerdo con un primer ejemplo utilizando el dispositivo de monitoreo de la figura 2. El primer sensor de pinza de dedo convencional 8 fue un NELLCOR N-595 combinado con una pinza de dedo OxiMax. El segundo sensor de pinza de dedo convencional 9 fue un transductor de pinza de dedo BIOPAC TSD123 AC conectado a la plataforma de adquisición BIOPAC MP150. Las estimaciones de  $SpO_2$  obtenidas con el sensor 1 multicanal se compararon con las obtenidas con los dos sensores de dedo. Los dos sensores de clip de dedo 8, 9 utilizados aquí se eligieron para el procedimiento de validación cruzada debido a su confiabilidad y la facilidad para garantizar que no haya movimiento en la ubicación de este sensor. La validación sigue el procedimiento para pruebas de laboratorio no invasivas en voluntarios sanos de la norma internacional ISO9919 para equipos médicos eléctricos y requisitos particulares para la seguridad básica y el rendimiento esencial del equipo de oxímetro de pulso para uso médico. También visible en la figura 2 es el sensor de ECG 5 (BIOPAC).

Diez voluntarios varones, no fumadores, de 25 a 54 años, participaron en esta validación. El consentimiento informado para la hipoxia inducida se obtuvo de cada paciente en posición supina en reposo con un protocolo de exhalación gradual para valores de  $SpO_2$  que oscilan entre el 100 y el 70%. Un sistema 11 de no reinhalación conectado a un aparato de suministro de oxígeno ( $O_2$ )/nitrógeno ( $N_2$ )/gas de aire (AltiTrainer, SMTEC SA)

proporcionó la mezcla de gas hipóxico al voluntario, a través de una mascarilla mantenida en su lugar por una base de tela elástica.

5 La estimación de SpO<sub>2</sub> proporcionada por el método descrito anteriormente ha sido comparada con los valores de SpO<sub>2</sub> de los dispositivos de referencia, y los rendimientos evaluados en base al promedio de error cuadrado (AMSE), el sesgo, y el porcentaje de tiempo en que el error relativo absoluto fue <0,3%. La tabla 1 a continuación resume la evaluación de desempeño.

10 Se han observado actuaciones similares en nueve de los diez sujetos evaluados. La figura 4 informa los resultados para uno de los sujetos (sujeto 5) donde el método mostró actuaciones similares. La figura 5 informa los resultados de otro sujeto (sujeto 10), donde el método proporcionó una estimación de SpO<sub>2</sub> deficiente. Más particularmente, los gráficos superiores de las figuras 4 y 5 trazan la estimación de SpO<sub>2</sub> obtenida con el sensor 1 multicanal (línea gruesa, anotada como "@ST<sub>CSEM</sub>" en la leyenda). Los intervalos de confianza determinados por las mediciones con los sensores de pinza de dedo convencionales 8, 9 se muestran mediante líneas de puntos (denotadas como "@FC<sub>ref. ±3%</sub>" en la leyenda). El error relativo (Error en %) con los intervalos de confianza para la estimación de SpO<sub>2</sub> obtenida con el sensor 1 multicanal, el primer y el segundo sensor de pinza de dedo convencionales 8, 9 se muestran en los gráficos de la parte inferior de las figuras 4 y 5 por los círculos. En los gráficos de la parte inferior de las figuras 4 y 5, las líneas representan los diferentes intervalos de confianza descritos en las leyendas correspondientes. Se puede notar que cuando el algoritmo estima pobremente la SpO<sub>2</sub> (sujeto 10) también indica la baja confiabilidad de la estimación (ver figura 5).

Tabla 1 Resultados de evaluación de nuestro algoritmo.

Sujeto	AMSE	sesgo	% error abs < 3%
1	1.3555	0.1137	95.4395
2	1.9861	-0.2712	88.9400
3	1.0477	0.1905	99.1556
4	2.0555	1.5006	85.4915
5	1.2782	0.0516	97.5844
6	1.5020	0.8062	98.4399
7	1.9408	-1.3643	87.2347
8	2.0642	-0.0779	85.9316
9	1.8069	-1.5085	95.0396
10	2.7272	1.6410	69.4551

25 En contraste con los algoritmos clásicos de oximetría de pulso basados en frecuencia que usan FFT o DCT, el método descrito requiere una carga computacional que disminuye mucho ya que solo se usa un componente, mientras que la resolución de frecuencia y el ancho de banda de proyección asociado incluso mejoran. De hecho, mientras que en FFT o DCT la resolución de frecuencia está determinada por el orden de la transformada aplicada, el método descrito aquí proporciona la ubicación exacta del componente de frecuencia principal como la media a corto plazo de la frecuencia cardíaca instantánea. Además, el ancho de banda de proyección determinado por el tipo y la longitud de ventana previa se puede ajustar según los niveles relativos de artefactos de movimiento y el ruido de fondo de banda grande, y/o el nivel de precisión requerido en la estimación de SpO<sub>2</sub>.

35 Números de referencia

- 1 sensor multicanal
- 2 emisor
- 40 3 primera fuente de radiación
- 4 segunda fuente de radiación
- 5 receptor
- 6 sensor de movimiento
- 7 electrodos de ECG
- 45 8 primer sensor de clip de dedo convencional
- 9 segundo sensor de clip de dedo convencional
- 10 banda de la correa
- 11 sistema de no reinhalación
- 13 banda de pecho
- 50 14 electrodo de tierra de ECG
- 15 filtraciones, paso banda 8 a 17 Hz
- 16 estimación de HR a través de la ubicación de la onda R
- 17 procesamiento de actividades
- 18 diseño de la ventana
- 55 19 filtrado FIR

- 20 ventanas previas
- 21 proyectando en un componente de frecuencia principal
- 22 descartando señales PPG no confiables proyectadas
- 23 estimaciones de ROS instantáneas
- 5 24 estimaciones de SpO<sub>2</sub> instantáneas
  
- ADC conversor analógico a digital
- CV cardio-síncrono
- FIR respuesta de impulso finito
- 10 PC componente principal de frecuencia
- PPG fotopleletismográfico
- W<sub>len</sub> longitud de ventana

**REIVINDICACIONES**

1. Método para estimar la concentración de constituyentes sanguíneos de un usuario en condiciones de baja perfusión utilizando un dispositivo de monitoreo basado en pectrofotometría que comprende un sensor (1) multicanal formado a partir de una pluralidad de canales (2, 5), y un sensor (7, 14) cardiovascular, en donde dicha concentración de constituyentes sanguíneos comprende saturación de oxígeno en la sangre, carboxihemoglobina, metahemoglobina, o una combinación de cualquiera de ellos; el método que comprende:
- 5 medir una pluralidad de señales fotopletimográficas (PPG), cada señal PPG se mide por uno de los canales (2, 5);
- 10 medir una señal cardio-sincrónica (CV) utilizando el sensor (7, 14) cardiovascular;
- 15 detectar una frecuencia cardíaca instantánea y determinar una variabilidad de la frecuencia cardíaca a partir de la señal CV;
- para cada frecuencia cardíaca detectada, proyectando las señales PPG medidas multiplicadas por una función de ventana en un componente de frecuencia principal, y seleccionando señales PPG proyectadas confiables; y
- 20 estimar un valor de dicha concentración de constituyentes sanguíneos a partir de la magnitud de dichas señales de PPG proyectadas confiables seleccionadas durante un período de tiempo predeterminado;
- caracterizado porque
- 25 dicha función de ventana tiene una longitud de ventana ( $w_{len}$ ) que se ajusta a cada frecuencia cardíaca detectada de acuerdo con la variabilidad de frecuencia cardíaca determinada; y en eso
- la frecuencia de dicho componente principal de frecuencia se estima promediando la frecuencia cardíaca a lo largo de la ventana ( $w_{len}$ ).
- 30 2. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde
- el componente principal de la frecuencia es un componente armónico cuya fase está determinada por la frecuencia cardíaca instantánea y su frecuencia está determinada por la frecuencia cardíaca promediada.
- 35 3. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde
- El componente principal de la frecuencia es un oscilador de tabla de ondas cuya fase está determinada por la frecuencia cardíaca instantánea y su frecuencia está determinada por la frecuencia cardíaca promediada.
- 40 4. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde
- dicho promedio de la frecuencia cardíaca comprende determinar el valor de la frecuencia cardíaca media de la frecuencia cardíaca detectada antes de la frecuencia cardíaca instantánea, en toda la longitud de ventana ( $w_{len}$ ).
- 45 5. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde
- dicha selección de señales de PPG proyectadas confiables comprende seleccionar señales de PPG proyectadas que tienen una magnitud predeterminada y una fase y/o coherencia predeterminadas entre las señales de PPG y el componente de frecuencia principal.
- 50 6. El método de acuerdo con la reivindicación 5, en donde
- dicha coherencia predeterminada es igual o superior a 0.7.
- 55 7. El método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en donde
- el dispositivo de monitoreo comprende además un sensor (6) de movimiento para medir una señal de movimiento, y en donde
- 60 el método comprende además extraer una frecuencia de movimiento de la señal de movimiento.
8. El método de acuerdo con la reivindicación 7, en donde
- La función de ventana está diseñada de acuerdo con la frecuencia de movimiento extraída.
- 65

9. El método de acuerdo con la reivindicación 8, en donde

Para que los artefactos de movimiento sean más pequeños que el ruido de fondo de banda grande, la función de la ventana tiene una atenuación máxima de los lóbulos laterales.

5 10. El método de acuerdo con la reivindicación 9, en donde

10 para los artefactos de movimiento que son más grandes que el ruido de fondo de banda grande, la función de ventana produce una respuesta de frecuencia equivalente que tiene ceros en la frecuencia de movimiento y sus armónicos.

11. Dispositivo de monitoreo para estimar la concentración de constituyentes sanguíneos en tejido con baja perfusión de un usuario que usa el método caracterizado por cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en donde

15 dicha concentración de constituyentes sanguíneos comprende saturación de oxígeno en sangre, carboxihemoglobina, methemoglobina, o una combinación de cualquiera de ellos, el dispositivo de monitoreo que comprende un sensor (1) multicanal formado por una pluralidad de canales (2, 5), para entregar señales fotoplismográficas (PPG); y un sensor (7, 14) cardiovascular, para entregar una señal cardio-sincrónica (CV), y

20 un procesador que está configurado para detectar una frecuencia cardíaca instantánea y determinar una variabilidad de la frecuencia cardíaca a partir de la señal CV; para cada frecuencia cardíaca detectada, proyectando las señales PPG medidas multiplicadas por una función de ventana en un componente de frecuencia principal, y seleccionando señales PPG proyectadas confiables; y estimar un valor de dicha concentración de constituyentes sanguíneos a partir de la magnitud de dichas señales de PPG proyectadas confiables seleccionadas durante un período de tiempo predeterminado; dicha función de ventana tiene una longitud de ventana ( $w_{len}$ ) que se ajusta a cada frecuencia cardíaca detectada de acuerdo con la variabilidad de frecuencia cardíaca determinada; la frecuencia de dicho componente principal de frecuencia se estima promediando la frecuencia cardíaca a lo largo de la ventana ( $w_{len}$ ).

25 12. El dispositivo de control según la reivindicación 11,  
30 que comprende además un sensor (6) de movimiento para medir una señal de movimiento.

13. El dispositivo de control según las reivindicaciones 11 o 12, en donde

35 cada uno de dicha pluralidad de canales comprende un emisor (2) que contiene una primera y una segunda fuente (3, 4) de radiación que emiten en las longitudes de onda roja e infrarroja, respectivamente, y un receptor (5) para recibir la radiación óptica emitida por el emisor (2).

40 14. El dispositivo de monitorización de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 11 a 13, en donde dicho sensor cardiovascular es un sensor (7, 14) de ECG o un sensor de CV basado en PPG y la señal CV es una señal de ECG de superficie o una señal de sensor CV basada en PPG, respectivamente.

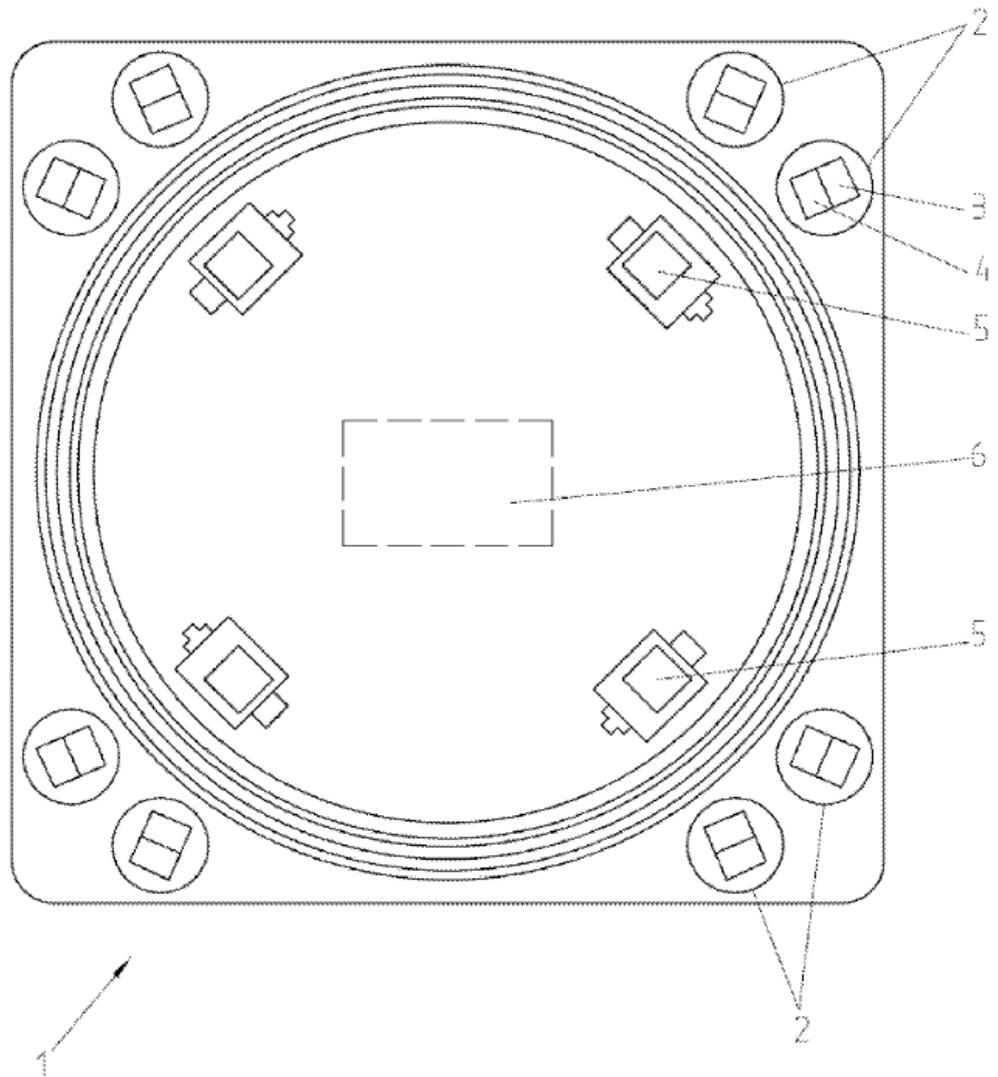


Fig. 1 (Técnica anterior)

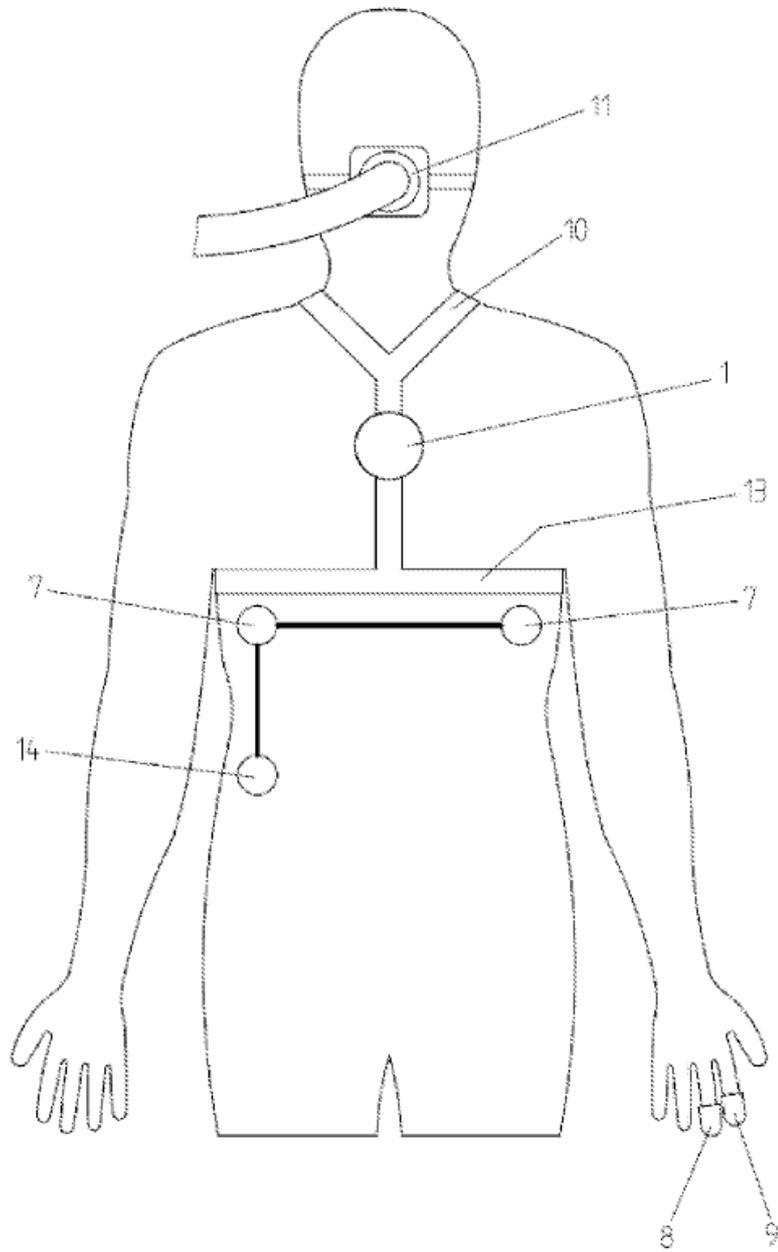


Fig. 2

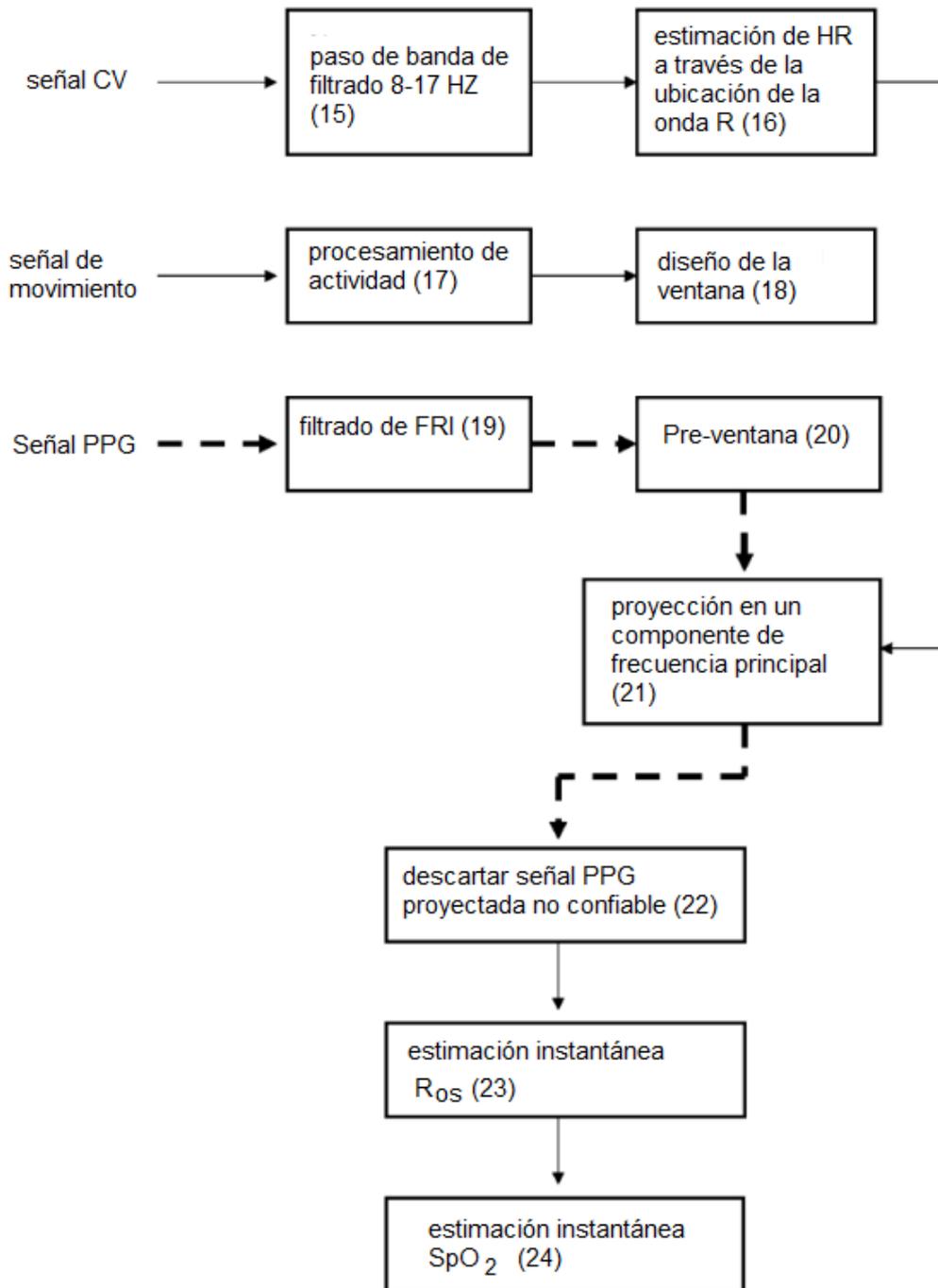


Fig. 3

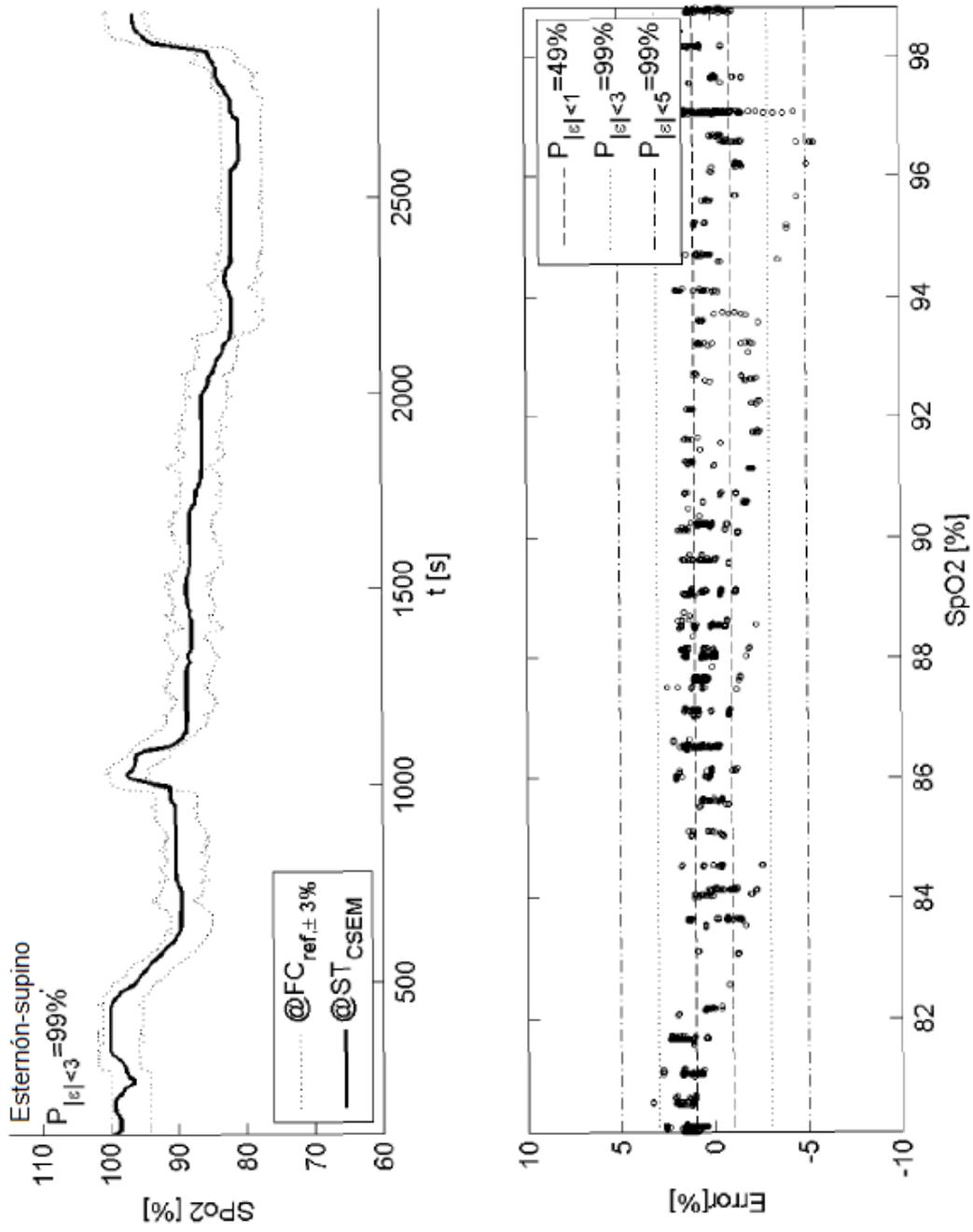


Fig. 4

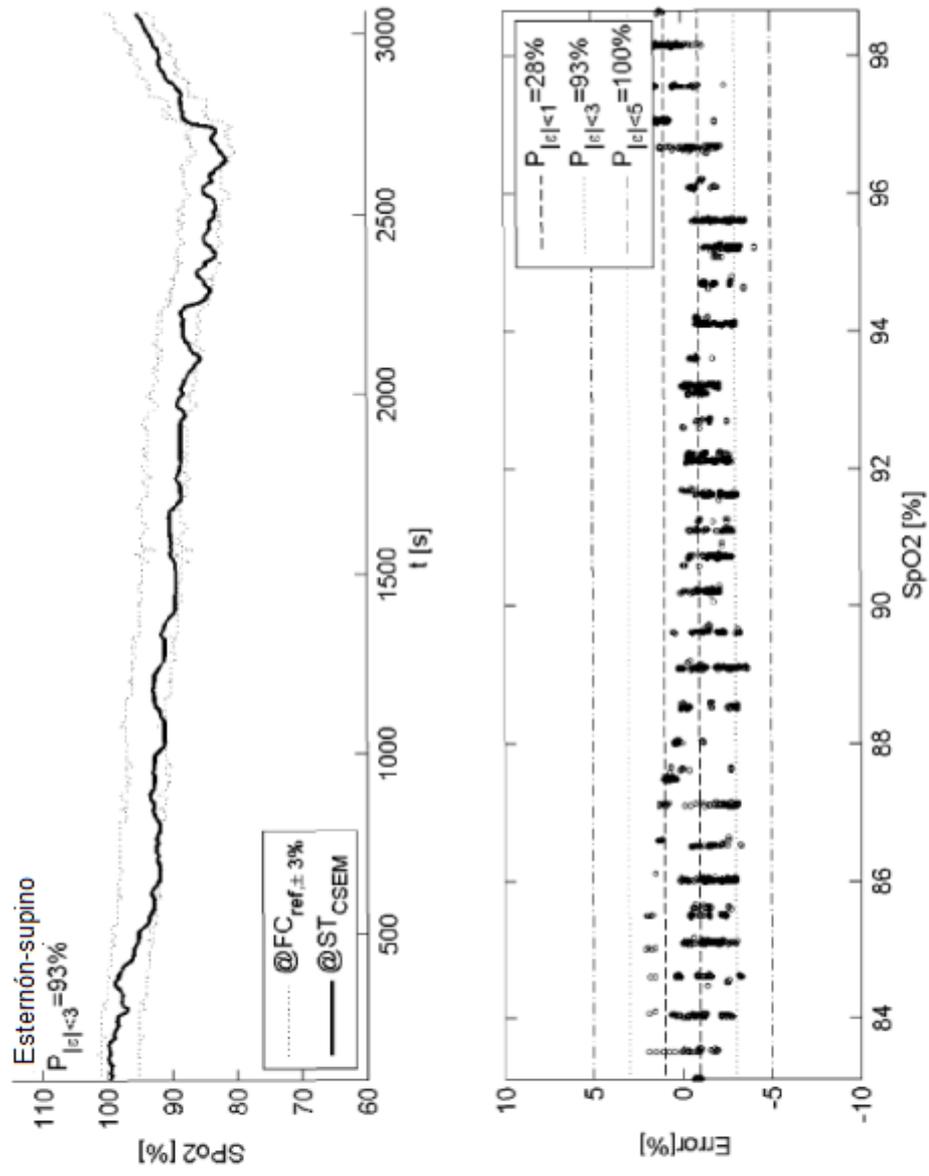


Fig. 5