



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 342 945**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

G01N 21/31 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05724845 .2**

96 Fecha de presentación : **07.03.2005**

97 Número de publicación de la solicitud: **1737337**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **03.01.2007**

54 Título: **Pulsioxímetro y procedimiento para determinar la saturación de oxígeno y la frecuencia cardiaca.**

30 Prioridad: **08.03.2004 US 796578**

73 Titular/es: **Nellcor Puritan Bennett L.L.C.**
Attn: IP Legal 6135 Gunbarrel Avenue
Boulder, Colorado 80301, US

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
19.07.2010

72 Inventor/es: **Baker, Clark R. Jr.**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
19.07.2010

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 342 945 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

Pulsioxímetro y procedimiento para determinar la saturación de oxígeno y la frecuencia cardiaca.

5 La presente invención se refiere a oxímetros y, en particular, al cálculo del promedio de conjunto de pulsos en una forma de onda detectada a partir de un pulsioxímetro.

10 La pulsioximetría se usa normalmente para medir diversas características bioquímicas de la sangre incluyendo, pero sin limitarse a, la saturación de oxígeno en sangre de hemoglobina en sangre arterial, el volumen de las pulsaciones de la sangre individuales que alimenta al tejido y la frecuencia de las pulsaciones de la sangre correspondientes a cada latido cardiaco de un paciente. La medición de estas características se ha llevado a cabo mediante el uso de un sensor no invasivo que dispersa la luz a través de una parte del tejido del paciente en la que la sangre perfunde el tejido y, de manera fotoeléctrica, detecta la absorción de luz en tal tejido. La cantidad de luz absorbida a diversas longitudes de onda se usa entonces para calcular la cantidad de constituyente sanguíneo que está midiéndose.

15 La luz dispersada a través del tejido se selecciona para ser de una o más longitudes de onda que se absorben por la sangre en una cantidad representativa de la cantidad del constituyente sanguíneo presente en la sangre. La cantidad de luz transmitida dispersada a través del tejido variará según la cantidad variable de constituyente sanguíneo en el tejido y la absorción de luz relacionada. Para medir el nivel de oxígeno en sangre, los sensores de este tipo se han dotado normalmente de una fuente de luz adaptada para generar luz de al menos dos longitudes de onda diferentes, y de fotodetectores sensibles a ambas longitudes de onda, según técnicas conocidas para medir la saturación de oxígeno en sangre.

20 Los sensores no invasivos conocidos incluyen dispositivos que se sujetan a una parte del cuerpo, tal como un dedo, una oreja o el cuero cabelludo. En animales y seres humanos, el tejido de estas partes del cuerpo se perfunde con sangre y la superficie del tejido es fácilmente accesible para el sensor.

30 *N-100*. La tecnología *N-100*, que data aproximadamente de 1985, aceptaba o rechazaba pulsos basándose en la historia del pulso del tamaño de pulsos, forma del pulso, tiempo esperado de aparición (frecuencia) y relación de *R/IR*.

35 En particular, el *N-100* hallaba pulsos buscando un máximo de señal, seguido por un punto de pendiente negativa máxima, a continuación un mínimo. El procesamiento se realizaba en una máquina de estados denominada “procesador” (*munch*). No se calificaba cada máximo hasta que la señal pasaba por debajo de un umbral de ruido, denominado puerta de ruido. Ésta actuaba como un filtro adaptativo, puesto que el nivel de la puerta de ruido se ajustaba mediante retroalimentación a partir de una etapa de procesamiento posterior para adaptarlo a diferentes amplitudes de señal esperadas. Entonces se aceptaban o rechazaban los pulsos en un proceso de “nivel 3” que era un filtro que se adaptaba a señales variables comparando la amplitud, el periodo y la relación de relaciones (relación de rojo a IR), expresándose rojo e IR como una relación de CA a CC) de un nuevo pulso con la media de valores en una memoria intermedia histórica, determinándose entonces si la diferencia está dentro de un nivel de confianza. Si se aceptaba el nuevo pulso, se actualizaba la memoria intermedia histórica con los valores para el nuevo pulso. El proceso de nivel 3 actuaba como un filtro paso banda adaptativo, adaptándose la frecuencia central y el ancho de banda (límites de confianza) mediante retroalimentación a partir de la salida del filtro.

45 *N-200*. El *N-200* mejoró el *N-100* puesto que podía sincronizarse con un ECG, e incluía filtrado de ECG. El *N-200* también añadía interpolación para compensar un desplazamiento de la referencia entre el momento de la medición del máximo y el mínimo del pulso. El *N-200* incluía también otras características de filtrado, tales como un filtro de impulsos rectangulares (*boxcar*) que calculaba la media de un número variable de muestras de señales.

50 El *N-200*, tras diversas etapas de filtrado y ajuste a escala, aplica las señales digitalizadas a un filtro de impulsos rectangulares, que calcula la media de *N* muestras, donde *N* se establece mediante retroalimentación a partir de una etapa de procesamiento posterior según la frecuencia cardiaca filtrada. Se promedian nuevas muestras en el filtro de impulsos rectangulares, mientras que se eliminan las muestras más antiguas. La longitud de impulso rectangular (*N*) se usa para establecer tres parámetros: un umbral de pulso, un pulso de mínimo absoluto y un pulso pequeño. 55 A continuación, un filtro de cálculo del promedio de conjunto (también conocido como “barra deslizante” (*slider*)) produce un promedio ponderado de las nuevas muestras y la muestra de promedio de conjunto previa a partir de un periodo de pulso anterior. A continuación se pasan las muestras a una máquina de estados de tipo “procesador” y a una puerta de ruido, como el *N-100*. Se añade una característica de interpolación al proceso de *N-100*, para compensar los cambios en el nivel de referencia. Puesto que el mínimo y el máximo aparecen en diferentes momentos, una referencia 60 variable puede aumentar o disminuir el mínimo y no el máximo, o viceversa.

El “cálculo del promedio de conjunto” es una parte integral de C-Lock que es la marca comercial de NELLCOR para el proceso de promediar muestras a partir de múltiples pulsos en conjunto para formar un pulso compuesto. Este proceso se conoce también como “sistema para promediar la señal del pulso”. Requiere un evento de “activación” para 65 marcar el inicio de cada pulso.

La patente estadounidense de Conlon n.º 4,960,126 da a conocer un cálculo del promedio de conjunto en el que se asignan diferentes pesos a diferentes pulsos y se usa una forma de onda de pulso promediado compuesto para calcular

la saturación de oxígeno. El N-100 descrito anteriormente se describe en la patente estadounidense n.º 4,802,486. Aspectos del N-200 se describen en las patentes estadounidenses n.º 4,911,167 (Corenman) y n.º 5,078,136 (Stone). El documento US-A-2002/0045806 da a conocer el filtrado paso banda para la determinación de la frecuencia del pulso y el cálculo del promedio de conjunto para el cálculo de la saturación de oxígeno.

Un objetivo de la presente invención es proporcionar un procedimiento y un pulsioxímetro para procesar señales para determinar la saturación de oxígeno y la frecuencia del pulso. Este objetivo puede conseguirse mediante el procedimiento y el pulsioxímetro según las reivindicaciones independientes. Mejoras adicionales se definen en las reivindicaciones dependientes.

La presente invención se refiere al uso de dos calculadores del promedio de conjunto independientes para procesar una forma de onda detectada para su uso en el cálculo de la saturación de oxígeno y una frecuencia del pulso. El calculador del promedio de conjunto usado para calcular la saturación de oxígeno opera sobre una señal que se ha normalizado, mientras que el calculador del promedio de conjunto para el cálculo de la frecuencia del pulso opera sobre una señal que no se ha normalizado. Obsérvese que las formas de onda correspondientes a ambas longitudes de onda deben normalizarse en la misma cantidad, tal como la amplitud de pulso IR, para conservar la relación de relaciones para el cálculo de la saturación de oxígeno.

El uso de una señal sin normalización para la frecuencia del pulso mejora la capacidad del software para rechazar artefactos que son sustancialmente más grandes que los pulsos fisiológicos, tales como un artefacto de movimiento. El uso de una señal sin normalización para la frecuencia del pulso evita perder un pulso debido a la normalización.

Las métricas elegidas para los dos trayectos a través de los dos calculadores del promedio de conjunto pueden variarse para optimizar el cálculo del promedio de conjunto para los cálculos de la saturación de oxígeno o la frecuencia del pulso. Por ejemplo, se usa un umbral inferior para una métrica para detectar pulsos arrítmicos cuando se usa para calcular la frecuencia del pulso, en comparación con el cálculo de la saturación de oxígeno. Además, una métrica para una relación de la amplitud del pulso a corto plazo será pequeña cuando el artefacto de movimiento se haya reducido, y se le da más peso en el cálculo de la frecuencia del pulso que en el cálculo de la saturación de oxígeno (la relación de la amplitud del pulso a corto plazo es amplitud del pulso actual/amplitud del pulso previo).

La figura 1 es un diagrama de bloques de un sistema de oximetría que incorpora una realización de la invención.

La figura 2 es un diagrama de los bloques de procesamiento de software de un oxímetro que incluye una realización de la presente invención.

La figura 3 es un diagrama que muestra la creación de un pulso compuesto.

La figura 4 es un diagrama del rendimiento del cálculo del promedio de conjunto.

Las figuras 5-7 son diagramas de máquinas de estados para actualizar determinadas variables en una memoria intermedia de pulsos compuestos.

La figura 1 ilustra una realización de un sistema de oximetría que incorpora la presente invención. Un sensor 10 incluye LED rojos e infrarrojos y un fotodetector. Están conectados mediante un cable 12 a una placa 14. La corriente de excitación de LED se proporciona por una interfaz 16 de excitación de LED. La fotocorriente recibida desde el sensor se proporciona a una interfaz 18 I-V. A continuación se proporcionan las tensiones de rojo e IR a una interfaz 20 sigma-delta que incorpora la presente invención. La salida de la interfaz 20 sigma-delta se proporciona a un microcontrolador 22 que incluye un convertidor A/D de 10 bits. El controlador 22 incluye memoria *flash* para un programa, y memoria EEPROM para datos. El procesador también incluye un chip 24 de controlador conectado a una memoria 26 *flash*. Finalmente, se usa un reloj 28 y se proporciona una interfaz 30 para una calibración digital en el sensor 10. Un ordenador 32 central independiente recibe la información procesada, y recibe una señal analógica en una línea 34 para proporcionar una visualización analógica.

Sumario del diseño El diseño de la presente invención pretende tratar con ruido no deseado. Se miden métricas de señal y se usan para determinar ponderación de filtro. Las métricas de señal indican si un pulso es probablemente un ruido del pletismógrafo, tal como frecuencia (si está en el intervalo de la frecuencia cardíaca humana), forma (si tiene la forma de un pulso cardíaco), tiempo de subida, etc. Una técnica similar se usó en el Nellcor N200, descrito en los antecedentes de esta solicitud. El nuevo diseño añade una serie de diferentes características y variaciones, tales como el uso de dos calculadores del promedio de conjunto tal como se reivindica en la presente invención.

Detalles de la arquitectura se muestran en el diagrama de la figura 2. Este diseño calcula tanto la saturación de oxígeno como la frecuencia del pulso, que se describen por separado a continuación.

I. Cálculo de la saturación de oxígeno

A. *Acondicionamiento de la señal* - Las señales de IR y rojo digitalizadas se reciben y se acondicionan en este bloque (1) calculando la primera derivada para eliminar el desplazamiento de la referencia, (2) mediante filtrado paso bajo con coeficientes fijos y (3) dividiendo entre un valor de CC para conservar la relación. La función del

ES 2 342 945 T3

subsistema de acondicionamiento de la señal es resaltar las frecuencias más altas que aparecen en el pletismógrafo para seres humanos y atenuar las frecuencias bajas en las que habitualmente se concentra el artefacto de movimiento. El subsistema de acondicionamiento de la señal selecciona sus coeficientes de filtro (banda ancha o estrecha) basándose en características de hardware identificadas durante la inicialización.

5

Entradas - señales de rojo e IR digitalizadas

Salidas - señales de rojo e IR previamente procesadas

10 B. *Identificación y calificación del pulso* - Las señales de rojo e IR filtradas paso bajo y digitalizadas se proporcionan a este bloque para identificar pulsos, y calificarlos como pulsos probablemente arteriales. Esto se realiza usando una red neural previamente entrenada, y se realiza principalmente en la señal IR. El pulso se identifica examinando su amplitud, forma y frecuencia, tal como se realizaba en el Nellcor N-100. Una entrada a este bloque es el periodo de pulso promedio desde el bloque D. Esta función es similar al N-100, que cambiaba la calificación inicial usando la
15 frecuencia del pulso. La salida indica el grado de arritmia y la calidad del pulso individual.

Entradas - (1) Señales de rojo e IR previamente procesadas, (2) Periodo de pulso promedio, (3) Formas de onda paso bajo del filtro paso bajo.

20 Salidas - (1) Grado de arritmia, (2) variaciones de amplitud del pulso, (3) calidad del pulso individual, (4) Notificación del pitido del pulso, (5) Periodos y antigüedad del pulso calificado.

C. *Calcular métricas de calidad de señal* - Este bloque determina la forma del pulso (desviación oblicua de derivada), variabilidad del periodo, amplitud y variabilidad del pulso, variabilidad de la relación de relaciones y contenido
25 en frecuencia en relación con la frecuencia del pulso.

Entradas - (1) Señales de rojo e IR digitalizadas sin procesar, (2) grado de arritmia, calidad del pulso individual, variación de la amplitud del pulso (3) señales de rojo e IR previamente procesadas, (4) periodo de pulso promedio.

30 Salidas - (1) Pesos de filtro de cálculo del promedio de conjunto y paso bajo, (2) métricas para detector de sensor apagado, (3) Formas de onda normalizadas previamente procesadas, (4) modulación porcentual.

D. *Promediar periodos de pulso*. Este bloque calcula el periodo de pulso promedio a partir de los pulsos recibidos.

35 Entradas - Antigüedad y periodos del pulso calificado.

Salidas - Periodo de pulso promedio.

E1. *Filtro paso bajo y cálculo del promedio de conjunto* - El bloque E1 filtra paso bajo y calcula el promedio
40 de conjunto de la señal acondicionada por el bloque A, y normalizada por el bloque C, para la identificación de la frecuencia del pulso. Los pesos para el filtro paso bajo se determinan mediante el bloque C de métricas de señal. También se calcula un promedio de conjunto de la señal (esto atenúa las frecuencias que no son de interés próximas a la frecuencia del pulso y sus armónicos), determinándose también los pesos del filtro de cálculo del promedio de conjunto por el bloque C de métricas de señal. Se asigna menos peso si la señal se marca como degradada. Se asigna más peso
45 si la señal se marca como arrítmica porque el cálculo del promedio de conjunto no es apropiado durante la arritmia. Rojo e IR se procesan por separado, aunque con los mismos pesos de filtrado. El filtrado se retarda aproximadamente un segundo para permitir calcular primero las métricas de señal.

Los filtros usan pesos variables de manera continua. Si no va a calcularse un promedio de conjunto de las muestras,
50 la ponderación para las muestras previas filtradas se ajusta a cero en el promedio ponderado, y las nuevas muestras se siguen procesando a través del código. Este bloque realiza un seguimiento de la antigüedad de la señal, la cantidad de filtrado acumulada (suma de tiempos de respuesta y retardos en el procesamiento). Se marcará un resultado demasiado antiguo (si no se han detectado pulsos buenos durante un tiempo).

55 Entradas - (1) Señales de rojo e IR normalizadas previamente procesadas, (2) periodo de pulso promedio, (3) pesos de filtro paso bajo y pesos de filtro de cálculo del promedio de conjunto, (4) activadores de ECG, si están disponibles, (5) IR fundamental para activadores de cruce por cero.

Salidas - (1) Señales de rojo e IR filtradas, (2) antigüedad.

60

F. *Estimar correlación de formas de onda filtradas y calcular peso de promediado* - Se usa una métrica de ruido similar a la usada en los N100 y N200 descritos anteriormente, y no se usa retroalimentación. La ponderación variable para el filtro se controla mediante la varianza de relación de relaciones. El efecto de este filtrado de peso variable es que la relación de relaciones cambia lentamente a medida que aumenta el artefacto y cambia rápidamente a medida que disminuye el artefacto. El subsistema tiene dos modos de respuesta. El filtrado en el modo rápido tiene como
65 objetivo una métrica de antigüedad de 3 segundos. La antigüedad objetivo es de 5 segundos en el modo normal. En el modo rápido, la ponderación mínima del valor actual se recorta a un nivel más alto. Dicho de otro modo, se asigna un peso bajo al cálculo de relación de relaciones más reciente si existe ruido, y un peso alto si no existe ruido.

ES 2 342 945 T3

Entradas - (1) señales de rojo e IR filtradas y antigüedad, (2) coeficientes de calibración, (3) modo de respuesta (ajustes de velocidad de usuario).

Salidas - peso de promediado para el cálculo de la relación de relaciones.

H. *Calcular saturación* - La saturación se calcula usando un algoritmo con los coeficientes de calibración y la relación de relaciones promediada.

Entradas - (1) Relación de relaciones promediadas, (2) coeficientes de calibración.

Salidas - Saturación.

II. *Cálculo de la frecuencia del pulso*

E2. *Filtro paso bajo y cálculo del promedio de conjunto* - El bloque E2 filtra paso bajo y calcula el promedio de conjunto de la señal acondicionada por el bloque A, para la identificación de la frecuencia del pulso. Los pesos para el filtro paso bajo se determinan mediante el bloque C de métricas de señal. También se calcula un promedio de conjunto de la señal (esto atenúa las frecuencias que no son de interés próximas a la frecuencia del pulso y sus armónicos), determinándose también los pesos del filtro de cálculo del promedio de conjunto por el bloque C de métricas de señal. Se asigna menos peso si la señal se marca como degradada. Se asigna más peso si la señal se marca como arritmica porque el filtrado no es apropiado durante la arritmia. Rojo e IR se procesan por separado. El proceso de este bloque se retarda aproximadamente un segundo para permitir calcular primero las métricas de señal.

Los filtros usan pesos variables de manera continua. Si no va a calcularse un promedio de conjunto de las muestras, la ponderación para las muestras previas filtradas se ajusta a cero en el promedio ponderado, y las nuevas muestras se siguen procesando a través del código. Este bloque realiza un seguimiento de la antigüedad de la señal, la cantidad de filtrado acumulada (suma de tiempos de respuesta y retardos en el procesamiento). Se marcará un resultado demasiado antiguo (si no se han detectado pulsos buenos durante un tiempo).

Entradas - (1) señales de rojo e IR previamente procesadas, (2) periodo de pulso promedio, (3) pesos de filtro paso bajo y pesos de filtro de cálculo del promedio de conjunto, (4) activadores de ECG, si están disponibles, (5) IR fundamental para activadores de cruce por cero.

Salidas - (1) Señales de rojo e IR filtradas, (2) antigüedad.

I. *Identificación y calificación del pulso filtrado* - Este bloque identifica y califica periodos de pulso a partir de las formas de onda filtradas, y sus resultados se usan sólo cuando se rechaza un pulso por el bloque B.

Entradas - (1) señales de rojo e IR filtradas y antigüedad, (2) periodo de pulso promedio, (3) ID de hardware o piso de ruido, (4) tipo de sensor.

Salidas - antigüedad y periodos del pulso calificado.

J. *Promediar periodos de pulso y calcular frecuencia del pulso* - Este bloque calcula la frecuencia del pulso y el periodo de pulso promedio.

Entradas - Antigüedad y periodos del pulso calificado.

Salidas - (1) periodo de pulso promedio, (2) frecuencia del pulso.

III. *Pulso venoso*

K. *Detectar pulso venoso* - El bloque K recibe como entradas la señal de rojo e IR previamente procesada y la antigüedad desde el bloque A, y la frecuencia del pulso y proporciona una indicación de pulso venoso como salida. Este subsistema produce una forma de onda de IR fundamental en el dominio de tiempo usando un filtro de peine de una sola púa que se entrega a los filtros de cálculo del promedio de conjunto.

Entradas - (1) señales de rojo e IR filtradas y antigüedad, (2) frecuencia del pulso.

Salidas - Indicación del pulso venoso, IR fundamental

IV. *Sensor apagado*

L. *Detectar sensor apagado y pérdida de amplitud del pulso* - El subsistema de detección de pérdida del pulso y sensor apagado usa una red neural previamente entrenada para determinar si el sensor está separado del paciente. Las

ES 2 342 945 T3

entradas a la red neural son métricas que cuantifican varios aspectos del comportamientos de los valores de IR y rojo durante los últimos segundos. Las muestras se ignoran por muchos de los subsistemas del algoritmo mientras el estado de la señal no es ni pulso presente ni sensor quizás apagado. Los valores de la variable de estado de señal son: "Pulso presente, Desconectado, Pérdida de pulso, Sensor quizás apagado y Sensor apagado".

Entradas - (1) métricas, (2) servoajustes e ID centrales

Salidas - Estado de señal incluyendo indicación de sensor apagado.

Subsistema de cálculo del promedio de conjunto

Subsistema de cálculo del promedio de conjunto. La función del subsistema de cálculo del promedio de conjunto es filtrar sus flujos de entrada con una ponderación variable, y entregar formas de onda que están menos distorsionadas por el ruido o un artefacto de movimiento. La reducción del grado de artefacto en las formas de onda filtradas permite una estimación de la saturación o la frecuencia más robusta durante el movimiento o ruido.

El subsistema de cálculo del promedio de conjunto requiere entradas de IR y rojo en cada muestra que sean de media cero a lo largo de varios pulsos.

En primer lugar las muestras de entrada se filtran paso bajo por IIR con un peso recibido del subsistema de métricas de señal (*Peso_LPF*) y a continuación se almacenan en una memoria intermedia con retardo de un segundo.

Promedia las muestras de IR y de rojo de orden *i* del pulso de entrada retardado un segundo actual con las muestras de orden *i* del pulso compuesto previo para formar las muestras de orden *i* del pulso compuesto actual. El activador para iniciar el comienzo de un periodo de pulso se deriva de (en orden de prioridad) la entrada *OndaR_producida* y la entrada de periodo promedio (*Periodo_óptico*). El peso dado a la muestra actual frente a la muestra correspondiente del pulso previo se determina por el valor del valor *Peso_cálculo del promedio de conjunto* recibido del subsistema de métricas de señal.

Este pulso compuesto está menos distorsionado por ruido o artefacto de movimiento que los pulsos de entrada del filtro. La figura 3 es una ilustración conceptual de cómo los pulsos se promedian en conjunto para formar el pulso compuesto.

El subsistema recibe y califica activadores, que deben ser sincrónicos con el latido cardiaco. Los activadores se califican como activadores de onda R a partir del subsistema de calificación de onda R cuando están disponibles. Cuando los activadores de onda R no están disponibles, los activadores se generan internamente a partir de la entrada de periodo promedio a partir del subsistema de cálculo de la frecuencia del pulso (*Periodo_óptico*). Se considera que un "pulso" se inicia en cada activador calificado y finaliza en el siguiente activador calificado. De este modo, se usan activadores consecutivos para definir el periodo de cálculo del promedio de conjunto.

La figura 4 muestra una representación de la respuesta del subsistema a una serie de pulsos corrompidos por un artefacto de movimiento. Las líneas verticales son activadores de onda R. La salida filtrada restablece el tamaño y la forma aproximados de los pulsos de entrada. La cantidad de promediado aumenta a medida que aumenta el artefacto de movimiento tal como se determina por el *Peso_cálculo del promedio de conjunto* recibido a partir del subsistema de métricas de señal.

La figura 4 es un ejemplo de la ponderación variable del subsistema de cálculo del promedio de conjunto. Los activadores de onda R marcan el inicio de cada pulso. La línea de entrada de IR muestra pulsos corrompidos por un artefacto de movimiento. La línea de IR filtrada es una composición de múltiples pulsos que restablece en gran medida la forma y el tamaño de pulso originales. IR filtrado se retarda un segundo respecto a la entrada de IR.

Filtro paso bajo - Las formas de onda de entrada de IR y rojo se filtran por IIR usando un peso (*Peso_LPF*) recibido a partir del subsistema de métricas de señal, de la siguiente manera:

$$\text{Formas de onda}_{t_paso\ bajo} = \text{Formas de onda}_{t-1_paso\ bajo} + \text{peso} * \text{LPF}(\text{formas de onda}_{t_entrada} + \text{formas de onda}_{t-1_paso\ bajo})$$

Durante la inicialización del subsistema, el peso se ajusta por defecto a 1,0.

Memoria intermedia con retardo de un segundo - Las *Formas de onda _paso bajo* de IR y rojo (junto con su estatus y antigüedad asociados) y la entrada *OndaR_producida* se almacenan en memorias intermedias de un segundo de duración (*Entradas_IR*, *Entradas_rojo*, *Entrada_válida*, *Entradas_antigüedad*, *Entradas_ondaR*).

Marca de tiempo - La marca de tiempo (*Ctr_tiempo_actual*) es simplemente un contador de 32 bits que se inicializa a 0 y a continuación se aumenta cada periodo de muestra. Se almacenan varios valores recibidos junto con sus marcas de tiempo para reconstruir su antigüedad.

Memoria intermedia de pesos de conjunto - Los cuatro últimos *Pesos_cálculo del promedio de conjunto* recibidos y sus marcas de tiempo se almacenan en la *Memoria intermedia de cálculo del promedio de conjunto* y la *Marca de tiempo de peso de conjunto*. Esto permite asociar cada entrada en las memorias intermedias con un retardo de un segundo con su peso correcto. Siempre que las entradas retardadas se recuperan de las memorias intermedias con un retardo de un segundo, el peso de conjunto asociado se ajusta al peso más antiguo en esta memoria intermedia que es al menos tan reciente como la muestra retardada (marca de tiempo de peso + un segundo $\geq$ *Ctr_tiempo_actual*).

Calificación de activador - El subsistema selecciona su activador a partir de una de dos entradas: *OndaR_producida* o *Periodo_óptico*. *OndaR_producida* es el activador por defecto. Antes de usar *OndaR_producida* como activador, pasa a través de la memoria intermedia con un retardo de un segundo mencionada anteriormente para sincronizarse con las muestras de rojo e IR retardadas. Los activadores basados en la entrada *Periodo_óptico* a partir del subsistema de cálculo de la frecuencia del pulso sólo se califican cuando no se han recibido activadores de onda R durante al menos cinco segundos. Este periodo de espera se considera suficiente para determinar que no hay activadores de onda R disponibles. A continuación, el primer activador del *Periodo_óptico* se retarda hasta el primer cruce por cero de la forma de onda de entrada *WF_activador_óptico* del subsistema. Posteriormente, el activador se deriva sólo a partir del *Periodo_óptico*.

Modelo de cálculo del promedio de conjunto - El subsistema recibe muestras de entrada de rojo e IR y un activador para indicar el inicio de cada pulso. Obsérvese que las entradas de rojo e IR ya se han filtrado paso bajo y se han hecho pasar a través de la memoria intermedia con un retardo de un segundo. Estima la componente pulsátil de su muestra de entrada actual promediando la muestra de orden i del pulso actual con la muestra de orden i del pulso estimado previo.

Por tanto, la salida del filtro es una composición de múltiples pulsos, que se calcula a medida que se recibe cada muestra. El filtro tiene la respuesta de frecuencia de un filtro de peine que sólo deja pasar frecuencias en o cerca de la frecuencia del pulso y sus armónicos. La cantidad de promediado determina el ancho de las "púas" del filtro de peine.

El filtro supone que el valor de muestra de orden i del pulso actual es aproximadamente igual a la muestra de orden i del pulso previo. Obsérvese que i es una función rampa del tiempo, t , que tiene un valor de cero en cada activador calificado y aumenta en cada muestra posterior.

Ecuaciones de filtro de cálculo del promedio de conjunto y variables intermedias - El filtro de cálculo del promedio de conjunto usa el *Peso_cálculo del promedio de conjunto*, w , que se suministra por el subsistema de métricas de señal. La siguiente ecuación muestra las etapas básicas que deben llevarse a cabo en la muestra de orden i de cada pulso:

$$z_i = z'_i + w_i(x_i - z'_i) \quad (1)$$

donde z'_i indica el valor de z_i desde hace un pulso. z_i es la salida con filtrado de conjunto del subsistema. Todas las z_i se almacenan en la memoria intermedia de pulsos compuestos. x_i es la muestra de salida más reciente de la memoria intermedia con un retardo de un segundo. Todas las variables en la ecuación 1 son escalares.

Memorias intermedias de pulsos compuestos - Los pulsos de rojo e IR compuestos se almacenan en memorias intermedias de pulsos compuestos independientes. El índice, i , se restaura al inicio de las memorias intermedias cuando se recibe un activador y a continuación se aumenta para cada muestra.

Las memorias intermedias deben ser lo suficientemente largas como para almacenar un pulso de 20 BPM más un 10 por ciento de margen para permitir una variabilidad de la frecuencia del pulso. Por tanto, las memorias intermedias se actualizan con al menos 1,1 pulsos compuestos consecutivos a 20 BPM y dos pulsos compuestos en la mayoría de frecuencias del pulso. Si i va más allá del final de la memoria intermedia, debe suspenderse el procesamiento normal hasta el siguiente activador, tiempo durante el cual las salidas del filtro serán idénticas a sus entradas.

Cuando el intervalo entre activadores se hace más largo, puede ser que las memorias intermedias de pulsos compuestos no contengan muestras recientes para promediar al final de un pulso.

La muestra de orden j del pulso compuesto se calcula en cada muestra, donde $j = i + m$ y m es el número de muestras entre los activadores calificados actual y previo, es decir el periodo de pulso. Obsérvese que j , al igual que i , es una función rampa de t .

Para j , se modifica la ecuación (1) de modo que:

$$z_j = z'_j + w_j(x_j - z'_j) \quad (1b)$$

Se usa el mismo valor de w para calcular z_i y z_j . Cuando j alcanza el final de la memoria intermedia, debe suspenderse el cálculo de z_j hasta que j vuelva a ser válido.

ES 2 342 945 T3

El cambio de periodos de pulso puede producir pequeñas discontinuidades en la salida del subsistema después de recibir cada activador. Un procesamiento especial durante las primeras cuatro muestras tras un activador reduce este efecto. La muestra de salida filtrada se interpola entre la salida convencional (ecuación 1) y el segundo pulso compuesto (ecuación 1b), de modo que la salida filtrada es respectivamente el 80%, 60%, 40% y 20% de z_j en estas 5 muestras. Si el segundo pulso compuesto no está disponible, se usa en su lugar la forma de onda de entrada.

Inicialización, reinicialización, vaciado y muestras ignoradas - Hasta haber recibido dos activadores más una segunda muestra, j carece de significado y z_j no se calcula.

10 El subsistema tiene dos procedimientos para recuperarse de una interrupción en el procesamiento. Cuando transcurren más de cinco segundos entre activadores, el subsistema se “vacía” en el siguiente activador calificado. La operación de vaciado ajusta todas las variables constantes del subsistema a sus valores iniciales, con la excepción de las siguientes variables que son esenciales para activar la calificación y mantener las memorias intermedias con retardo de un segundo:

- 15 1. La marca de tiempo actual del subsistema.
2. Los tiempos que han transcurrido desde el último activador de onda R y el último activador calificado.
- 20 3. La muestra de *Forma de onda de activador_óptico* anterior, usada para detectar cruces por cero.
4. El estado de la máquina de estados de calificación de activadores.
5. Memorias intermedias de entrada con retardo de un segundo
- 25 6. Memoria intermedia de *Peso_cálculo del promedio de conjunto*

30 Esta operación de “vaciado” se realiza porque esta condición será poco frecuente y puede indicar una interrupción larga en el procesamiento. Las salidas del filtro también son idénticas a las entradas del filtro siempre que i sobrepase el final de la memoria intermedia de pulsos compuestos.

35 Cuando se ignora (no se procesa) una muestra debido a la falta de una entrada válida para periodos por debajo de cinco segundos, la memoria intermedia de pulsos compuestos permanece invariable y las salidas del subsistema se marcan como no válidas. Cuando se reanuda el procesamiento y si *Periodo_óptico* es diferente de cero, los índices de la memoria intermedia se restauran a lo que deberían haber sido hace un número entero de periodos de pulso y se restauran las memorias intermedias con retardo de un segundo. Esto se realiza porque la memoria intermedia de pulsos compuestos debería seguir conteniendo una representación precisa de pulsos actuales tras una breve interrupción en el procesamiento. El subsistema se “vacía” si la estimación de *Periodo_óptico* es cero (no válida) o las muestras se ignoran durante al menos cinco segundos. Se espera que la mayor parte de “muestras ignoradas” se deba a los ajustes en la ganancia del amplificador o la intensidad luminosa de LED del oxímetro, lo que normalmente tarda menos de dos segundos. Las ecuaciones para restaurar los índices son las siguientes:

$$45 \text{ Periodos_transcurridos} = \text{int}(\text{Duración_interrupción} / \text{Periodo_óptico})$$

$$\text{Muestras_en_periodo_fraccionario} = \text{Duración_interrupción} - \text{periodos_transcurridos} * \text{Periodo_óptico}$$

$$\text{Nuevo_índice} = \text{redond}(\text{Índice}_i + \text{Muestras_en_periodo_fraccionario}) \text{ o si } \text{Nuevo_índice} \geq \text{Periodo_óptico},$$

$$50 \text{ Nuevo_índice} = \text{redond}(\text{Índice}_i + \text{Muestras_en_periodo_fraccionario} - \text{Periodo_óptico})$$

$j = \text{Nuevo_índice} + j - \text{Índice}_i$, siempre que j no haya sobrepasado ya, y no sobrepasaría, la memoria intermedia de pulsos compuestos.

55 $\text{Índice}_i = \text{Nuevo_índice}$, siempre que Índice_i no haya sobrepasado ya, y no sobrepasaría, la memoria intermedia de pulsos compuestos.

60 El subsistema de cálculo del promedio de conjunto se reinicializa cuando el subsistema de detección de sensor apagado y pérdida de pulso determina que se ha vuelto a adquirir un pulso después de estar ausente durante un periodo de tiempo prolongado, o cuando un sensor está conectado. “Reinicialización” significa que TODAS las variables continuas del subsistema se ajustan a sus valores iniciales. Esto se realiza porque los dos eventos que invocan la reinicialización hacen probable que la representación del pulso anterior del subsistema de cálculo del promedio de conjunto ya no sea actual.

ES 2 342 945 T3

Los intervalos de tiempo transcurridos desde la onda R y el último activador calificado aumentan en muestras ignoradas. Las ondas R o cruces por cero que se producen durante las muestras ignoradas no se usan para calificar activadores.

- 5 Los diagramas de transición de estado de las figuras 5-7 muestran las máquinas de estados para actualizar cada uno de los dos pulsos mantenidos en las memorias intermedias de pulsos compuestos y sus índices.

Métrica de antigüedad - El subsistema recibe la antigüedad en muestras, *Entradas_i_antigüedad* de sus entradas de rojo e IR y entrega la antigüedad, *Salida_i_antigüedad*, de sus salidas de pulsos compuestos. Para cada muestra, *Salida_i_antigüedad*, se aumenta por el tiempo transcurrido desde que se actualizó por última vez y a continuación se promedia con *Entradas_i_antigüedad*, usando el peso de filtro (*Peso_cálculo del promedio de conjunto*), *w*, que se usa para actualizar las formas de onda compuestas. La fórmula para *Salida_i_antigüedad* es:

$$15 \quad \text{Salida}_i\text{antigüedad} = \text{Salida}'_i\text{antigüedad} + m + w_i ((\text{Entrada}_i\text{antigüedad} + N) - (\text{Salida}'_i\text{antigüedad} + m))$$

donde *m* es el número de muestras desde que *Salida_i_antigüedad* se actualizó por última vez y *N* es el número de muestras en un segundo. La marca de tiempo en la que se actualiza cada *Salida_i_antigüedad* debe almacenarse para calcular *m*.

- 20 El subsistema también debe actualizar *Salida_j_antigüedad*. La fórmula para *Salida_j_antigüedad* es como la anterior, excepto en que *j* se sustituye con *i*.

El subsistema debe aumentar una marca de tiempo actual (*Ctr_tiempo_actual*) cada muestra, incluyendo las muestras ignoradas.

- 25 Cuando se vacía o se reinicializa el subsistema, todas las entradas en la memoria intermedia *Salida_antigüedad* se reinician a *Entradas_i_antigüedad*. Además, todas las entradas en la memoria intermedia para las marcas de tiempo en las que se actualizaron las entradas *Salida_antigüedad* se ajustan a la marca de tiempo actual menos 1. Estas etapas se llevan a cabo para garantizar que los valores *Salida_antigüedad* no son más antiguos que el tiempo transcurrido desde que el sistema se vació o reinicializó.

La instancia de cálculo del promedio de conjunto cuyas formas de onda se usan para la calificación del pulso y la frecuencia del pulso usa *Peso_LPF_frecuencia*, que depende únicamente del contenido en frecuencia. El caso de cálculo del promedio de conjunto cuyas formas de onda se usan para calcular la relación de relaciones y la saturación usa *Peso_LPF_sat*, que también depende de si la métrica *Varianza_RdR* sería mejor (menor) con la adición de filtrado paso bajo. Estos pesos oscilarán entre 0,1 y 1,0, y no aumentarán más del 0,05 en ninguna etapa.

Pesos de cálculo del promedio de conjunto

- 40 Cuando se notifica al subsistema que el subsistema de identificación y calificación del pulso ha finalizado la evaluación de un pulso potencial, el subsistema actualiza los pesos de cálculo del promedio de conjunto, usados por las instancias del subsistema de cálculo del promedio de conjunto. Se calculan pesos independientes para las dos instancias de cálculo del promedio de conjunto cuyas salidas se usan en el cálculo de la saturación y la frecuencia del pulso. Estos pesos se basan en parte en métricas proporcionadas por la instancia del subsistema de identificación y calificación de pulsos de cuyas formas de onda introducidas NO se han calculado promedios de conjunto.

Las ecuaciones para *Peso_filtro de cálculo del promedio de conjunto_sat* son las siguientes:

$$50 \quad x = \max(\text{Varianza_RdR_corta}, \text{Varianza_RdR_cal_pulso}/1,5) *$$

$$\max(\text{Relación_amp_pulso_largo_plazo}, 1,0)$$

$$\text{Peso_filt_basado_varianza_RdR} = 0,5 * 0,05/\max(0,05, x)$$

$$55 \quad \text{Prob_arr} = (\text{Var_periodo} - 0,1 * \text{Varianza_RdR_corta} - 0,09)/(0,25 - 0,09);$$

$$\text{Peso_filt_mín_arr_para_sat} = 0,05 + 0,5 * \text{unir}(\text{Prob_arr}, 0, 1,0)$$

$$60 \quad \text{Peso_filtro_cálculo del promedio de conjunto_sat} = \max(\text{Peso_filt_basado_varianza_RdR}, \text{Peso_filt_mín_arr_para_sat}) *$$

$$(1,0 + \text{Puntuación_cal_pulso})$$

$$65 \quad \text{Peso_filtro_cálculo del promedio de conjunto_sat} = \min(\text{Peso_filtro_cálculo del promedio de conjunto_sat}, 1,0)$$

donde unir (a, b, c) indica mín(max(a, b), c).

Las ecuaciones anteriores dan como resultado un peso por defecto de 0,5 para valores bajos de las varianzas de relación de relaciones. *Varianza_RdR_corta* y *Varianza_RdR_cal_pulso* se calculan ambas durante un intervalo de

ES 2 342 945 T3

tres segundos. El intervalo para *Varianza_RdR_cal_pulso* finaliza con la calificación o rechazo del pulso más reciente, que habitualmente incluiría las muestras más recientes. El peso se reduce por las varianzas de relación de relaciones altas, y por valores altos de *Relación_amp_pulso_largo plazo* que normalmente indicarían artefacto de movimiento. *Peso_filt_mín_arr_para_sat* impone un valor mínima al peso de cálculo del promedio de conjunto (intervalo 0,05-0,55) basándose principalmente en *Var_periodo*, que cuantifica el grado de arritmia. Esto se realiza porque el cálculo del promedio de conjunto no es eficaz para pulsos que tienen periodos diferentes. Si el pulso más reciente recibió una buena *Puntuación_cal_pulso*, esto puede aumentar el valor máximo de *Peso_filtro_cálculo del promedio de conjunto_sat* de 0,5 a 1,0.

Las ecuaciones para *Peso_filtro_cálculo del promedio de conjunto_frecuencia* son las siguientes:

$$Prob_arr = (Var_periodo - 0,07)/(0,20-0,07)$$

$$Peso_filt_mín_arr_para_frecuencia = 0,05 + 0,5 * \text{unir}(Prob_arr, 0, 1,0)$$

$$x = \max(Peso_filt_basado_varianza_RdR, Peso_filt_mín_arr_para_frecuencia) * (1,0 + puntuación_cal_pulso)$$

$$\text{si } Relación_amp_pulso_corto\ plazo * Relación_amp_pulso_largo\ plazo < 1,0$$

$$x = x / Relación_amp_pulso_corto\ plazo$$

$$\text{si } Periodo_prom > 0$$

$$x = x * \text{unir}(Puntuación_cal_pulso * Periodo_pulso_calificado / Periodo_prom, 1,0, 3,0)$$

$$Peso_filtro_cálculo\ del\ promedio_de\ conjunto_frecuencia = \min(x, 1,0)$$

Estas ecuaciones difieren de aquéllas para *Peso_filtro_cálculo del promedio de conjunto_sat* por lo siguiente:

Los umbrales usados para calcular *Prob_arr* son algo menores, porque es deseable que los pulsos arrítmicos no se vean afectados por el cálculo del promedio de conjunto antes de la calificación del pulso.

Los valores pequeños *Relación_amp_pulso_corto plazo* indican normalmente que justo se ha eliminado el artefacto de movimiento, lo que significa que el peso de cálculo del promedio de conjunto puede aumentarse rápidamente. Se ha descubierto que esto es empíricamente beneficioso para la calificación del pulso, pero no para el filtrado de relación de relaciones y el cálculo de la saturación.

a) Si el corazón se salta un latido, con o sin arritmia anterior, el *Periodo_pulso_calificado* más largo que el promedio que resulta aumentará el peso de cálculo del promedio de conjunto, para no afectar al latido que se ha saltado respecto a la calificación del pulso posterior.

Definiciones

Entradas de datos

Periodo_prom - Periodo de pulso promedio notificado por el subsistema de cálculo de la frecuencia del pulso

Relación_amp_pulso_largo plazo - Cuantifica la amplitud del último pulso en comparación con la amplitud del pulso histórica. La proporciona el subsistema de identificación y calificación de pulsos. Valores sustancialmente mayores de 1,0 son en general indicativos de artefacto de movimiento, y dan como resultado *Pesos_filtro_de cálculo del promedio de conjunto* menores.

Var_periodo - Métrica de variabilidad de periodo a partir del subsistema de identificación y calificación de pulsos. Usada para calcular la extensión de la arritmia.

Varianza_RdR_cal_pulso - Métrica de *Varianza_RdR* a partir del subsistema de identificación y calificación de pulsos. Por ejemplo, un valor de 0,10 indicaría que la diferencia promedio entre periodos de pulsos consecutivos es del 10% del *Periodo_prom*.

Puntuación_cal_pulso - Puntuación calculada por la red neural de calificación de pulsos en el subsistema de identificación y calificación de pulsos. Cero es extremadamente malo y 1,0 es excelente.

Periodo_pulso_calificado - Periodo de pulso más reciente calificado por el subsistema de identificación y calificación de pulsos.

Relación_amp_pulso_corto plazo - Cuantifica la amplitud del último pulso en comparación con la amplitud del pulso anterior.

ES 2 342 945 T3

Salidas

Relación_frecuencia - Relación de *Contenido_frecuencia_IR_media* a frecuencia del pulso.

5 *Varianza_RdR_LPF* - Cuantifica la variabilidad de relación de relaciones. Calculada por una ventana de 9 segundos a partir de *Formas de onda_ajustadas a escala_LPF*.

10 *Peso_LPF_frecuencia* - Peso de filtro paso bajo que va a usarse por la instancia del subsistema de cálculo del promedio de conjunto que procesa previamente las formas de onda usadas para la calificación del pulso y el cálculo de la frecuencia del pulso.

15 *Varianza_RdR* - Cuantifica la variabilidad de relación de relaciones. Calculada por una ventana de 9 segundos a partir de *Formas de onda_ajustadas a escala*. Un valor de 0,10 indicaría que los valores de relación de relaciones de muestra a muestra difieren del valor de relación de relaciones medio en un promedio del 10% del valor de relación de relaciones medio.

20 *Peso_filtro_cálculo del promedio de conjunto_sat* - Peso de cálculo del promedio de conjunto que va a usarse por la instancia del subsistema de cálculo del promedio de conjunto que procesa previamente las formas de onda usadas para la calificación del pulso y el cálculo de la frecuencia del pulso.

Peso_LPF_sat - Peso de filtro paso bajo que va a usarse por la instancia del subsistema de cálculo del promedio de conjunto que procesa previamente las formas de onda usadas para la calificación del pulso y el cálculo de la frecuencia del pulso.

25 *Formas de onda_ajustadas a escala* - Versiones ajustadas a escala de *Formas de onda_procesadas_previamente* de rojo e IR.

30 *Varianza_RdR_corta* - Cuantifica la variabilidad de relación de relaciones. Calculada por una ventana de 3 segundos a partir de *Formas de onda_ajustadas a escala*.

Variables internas

35 *Prob_arr* - Probabilidad de arritmia que limitaría la cantidad de cálculo del promedio de conjunto. Basada en *Var_periodo*, con un umbral que es específico para cada uno de los dos *Pesos_filtro_de cálculo del promedio de conjunto*.

40 *Peso_filt_mín_arr_para_frecuencia*, *Peso_filt_mín_arr_para_sat* - Valores mínimos para los dos *Pesos_filtro_de cálculo del promedio de conjunto*, basados en sus valores *Prob_arr* respectivos.

Formas de onda_ajustadas a escala_LPF - Versión filtrada paso bajo de *Formas de onda_ajustadas a escala*, usada para calcular *Varianza_RdR_LPF*.

45 *Contenido_frecuencia_IR_media* - Estimación del contenido en frecuencia medio de la forma de onda de entrada de IR.

Peso_filt_basado_varianza_RdR - Componente para *Pesos_filtro_de cálculo del promedio de conjunto* basada en métricas de *Varianza_RdR* y *Relación_amp_pulso_largo plazo*.

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un procedimiento para procesar señales en un pulsioxímetro para determinar la saturación de oxígeno y la frecuencia del pulso, que comprende:
- recibir formas de onda correspondientes a dos longitudes de onda de luz diferentes de un paciente;
- 10 calcular el promedio de conjunto de dichas formas de onda en un primer calculador (E2) del promedio de conjunto y/o filtrar paso bajo dichas formas de onda en un primer filtro (E2) paso bajo;
- calcular una frecuencia del pulso basándose en una salida de dicho primer calculador (E1) del promedio de conjunto y/o dicho primer filtro (E2) paso bajo, respectivamente;
- 15 normalizar dichas formas de onda para producir formas de onda normalizadas;
- calcular el promedio de conjunto de dichas formas de onda normalizadas en un segundo calculador (E1) del promedio de conjunto y/o filtrar paso bajo dichas formas de onda normalizadas en un segundo filtro (E1) paso bajo, respectivamente; y
- 20 calcular una saturación de oxígeno basándose en una salida de dicho segundo calculador (E1) del promedio de conjunto.
- 25 2. El procedimiento según la reivindicación 1, que comprende además:
- calcular dicho promedio de conjunto usando pesos variables;
- seleccionar primeras métricas para dicho primer calculador (E2) del promedio de conjunto para optimizar dicho cálculo de una frecuencia del pulso; y
- 30 seleccionar segundas métricas para dicho segundo calculador (E1) del promedio de conjunto para optimizar dicho cálculo de una saturación de oxígeno.
- 35 3. El procedimiento según la reivindicación 2, en el que dichas primeras y segundas métricas incluyen ambas una métrica de arritmia para detectar un pulso arritmico, teniendo dicha métrica de arritmia para dichas primeras métricas, en conexión con el cálculo de una frecuencia del pulso, un umbral asociado inferior para reconocer una arritmia que dicha métrica arritmica para dichas segundas métricas.
- 40 4. El procedimiento según la reivindicación 2, en el que dichas primeras y segundas métricas incluyen ambas una métrica a corto plazo que es una medida de cambios a corto plazo en la amplitud del pulso;
- 45 aumentando dicho primer calculador del promedio de conjunto un peso de cálculo del promedio de conjunto en respuesta a una disminución a corto plazo en la amplitud del pulso más rápido que dicho segundo calculador (E1) del promedio de conjunto.
5. El procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, que comprende además:
- 50 seleccionar primeras métricas para dicho primer filtro (E2) paso bajo para optimizar dicho cálculo de una frecuencia del pulso; y
- seleccionar segundas métricas para dicho segundo filtro (E1) paso bajo para optimizar dicho cálculo de una saturación de oxígeno.
- 55 6. El procedimiento según la reivindicación 5, en el que:
- 60 el peso de filtrado paso bajo asociado con dicho primer filtro (E2) paso bajo se basa en una métrica de relación de frecuencia que cuantifica el contenido en frecuencia de dichas formas de onda con respecto a una estimación de la frecuencia del pulso.
7. El procedimiento según la reivindicación 5, en el que:
- 65 un peso de filtrado paso bajo para dicho segundo filtro (E1) paso bajo se basa en
- una métrica de relación de frecuencia que cuantifica el contenido en frecuencia de dichas formas de onda con respecto a una estimación de la frecuencia del pulso de esa métrica, y

ES 2 342 945 T3

una métrica de varianza de relación de relaciones independiente.

- 5 8. Un procedimiento para procesar señales en un pulsioxímetro para determinar la saturación de oxígeno según una de las reivindicaciones anteriores, que comprende además la etapa de:

procesar una nueva forma de onda tras una activación de periodo de pulso para calcular el promedio de conjunto con una forma de onda promedio histórica; y

- 10 cuando dicha nueva forma de onda difiere de dicha forma de onda promedio histórica en más de un umbral predeterminado, interpolar entre la nueva forma de onda y la forma de onda promedio histórica para algunas primeras muestras de una nueva forma de onda promedio histórica compuesta.

- 15 9. El procedimiento según la reivindicación 8, en el que dichas algunas primeras muestras son cuatro muestras, y dichas interpolaciones son al 80%, 60%, 40% y 20% de la diferencia entre la nueva forma de onda y la forma de onda promedio histórica.

10. Un pulsioxímetro para determinar la saturación de oxígeno y la frecuencia del pulso, que comprende:

- 20 un detector (10) para recibir formas de onda correspondientes a dos longitudes de onda de luz diferentes de un paciente;

- un primer calculador (E2) del promedio de conjunto y/o un primer filtro (E1) paso bajo para promediar y/o filtrar, respectivamente, las formas de onda recibidas;

- 25 un calculador (J) de la frecuencia del pulso, acoplado a una salida de dicho primer calculador (E2) del promedio de conjunto y/o dicho primer filtro (E2) paso bajo, respectivamente;

- 30 un normalizador (C) acoplado a dicho detector (10) para normalizar dichas formas de onda para producir formas de onda normalizadas;

- un segundo calculador (E1) del promedio de conjunto y/o un segundo filtro (E1) paso bajo para promediar y/o filtrar, respectivamente, las formas de onda normalizadas; y

- 35 un calculador (H) de la saturación de oxígeno acoplado a una salida de dicho segundo calculador (E1) del promedio de conjunto y/o dicho segundo filtro (E1) paso bajo, respectivamente.

- 40 11. El pulsioxímetro según la reivindicación 10, que comprende además:

en el que dichos calculadores (E1; E2) del promedio de conjunto están configurados para calcular el promedio de conjunto usando pesos variables;

- 45 un calculador (C) de métrica de calidad de señal configurado para proporcionar primeras métricas para dicho primer calculador (E2) del promedio de conjunto para optimizar dicho cálculo de una frecuencia del pulso, y segundas métricas para dicho segundo calculador (E1) del promedio de conjunto para optimizar dicho cálculo de una saturación de oxígeno.

- 50 12. El pulsioxímetro según una de las reivindicaciones anteriores 10-11, que comprende además:

en el que dichos filtros (E1; E2) paso bajo están configurados para calcular el promedio de conjunto usando pesos variables;

- 55 un calculador (C) de métrica de calidad de señal configurado para proporcionar primeras métricas para dicho primer filtro (E2) paso bajo para optimizar dicho cálculo de una frecuencia del pulso, y segundas métricas para dicho segundo filtro (E1) paso bajo para optimizar dicho cálculo de una saturación de oxígeno.

- 60 13. El pulsioxímetro según una de las reivindicaciones anteriores 10-12, en el que:

el peso de filtrado paso bajo asociado con dicho primer filtro (E2) paso bajo se basa en una métrica de relación de frecuencia que cuantifica el contenido en frecuencia de dichas formas de onda con respecto a una estimación de la frecuencia del pulso.

65

ES 2 342 945 T3

14. El pulsioxímetro según una de las reivindicaciones anteriores 10-12, en el que:

un peso de filtrado paso bajo para dicho segundo filtro (E1) paso bajo se basa en

5 una métrica de relación de frecuencia que cuantifica el contenido en frecuencia de dichas formas de onda con respecto a una estimación de la frecuencia del pulso de esa métrica, y

una métrica de varianza de relación de relaciones independiente.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

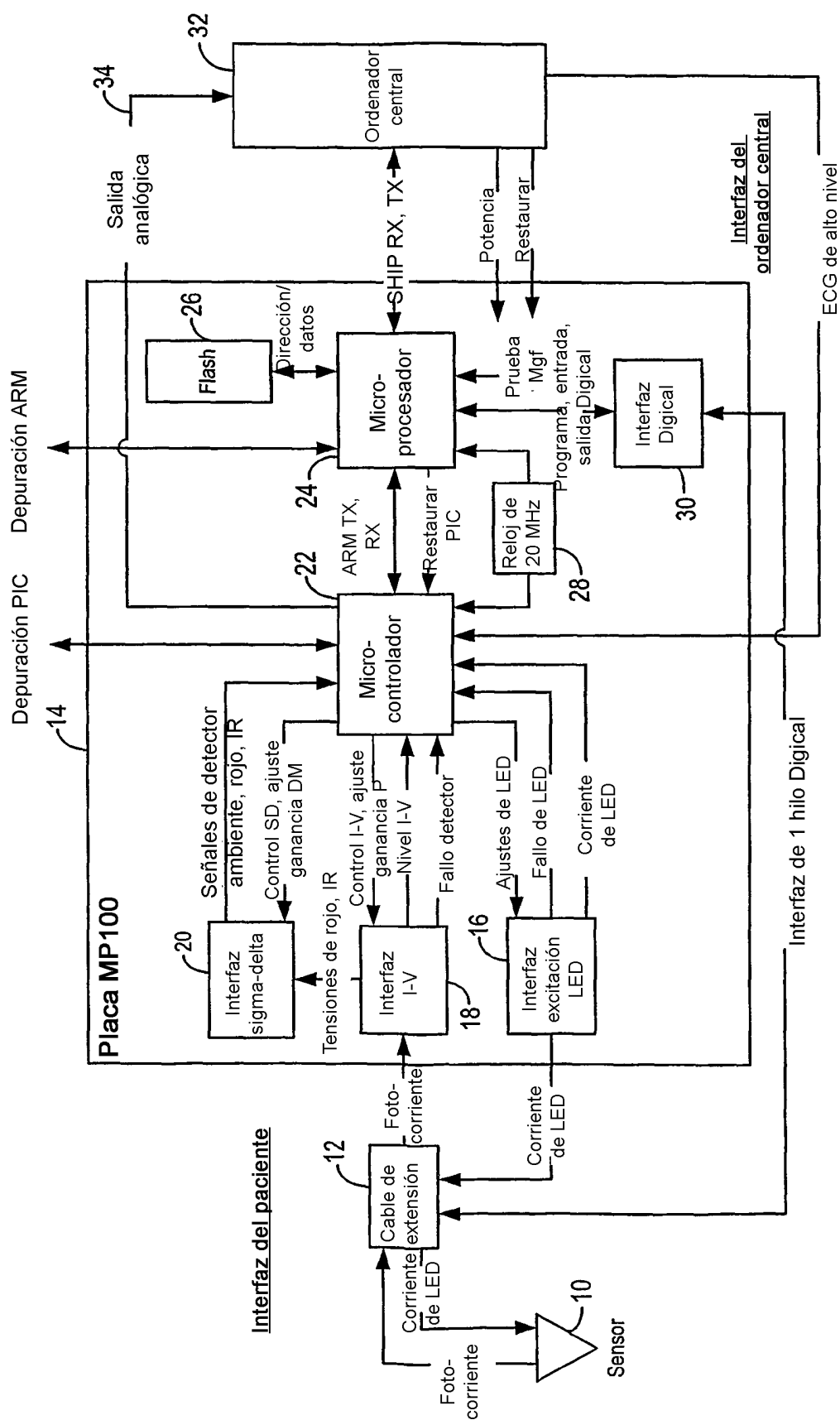


FIG. 1

06 Arquitectura de algoritmo:

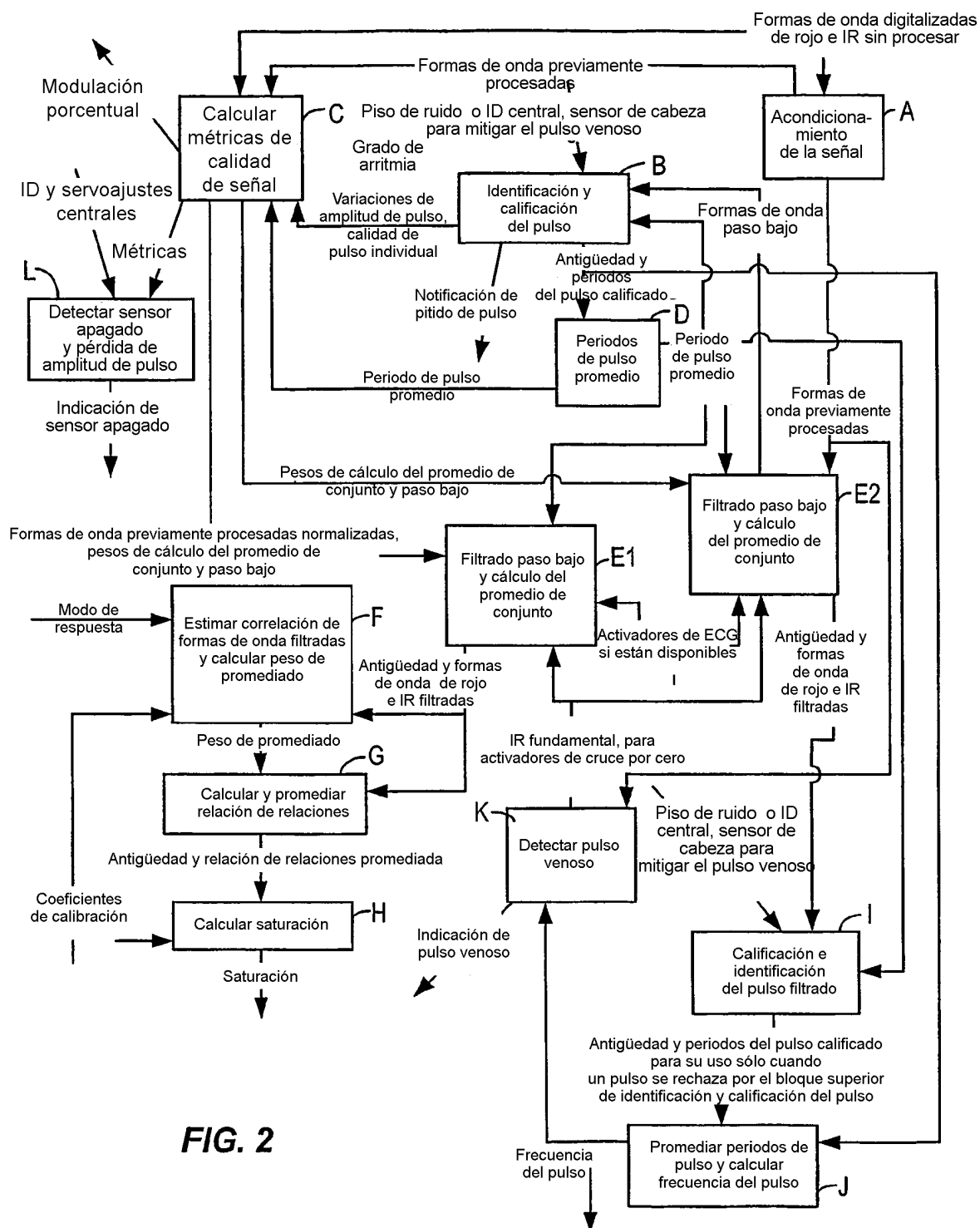


FIG. 2

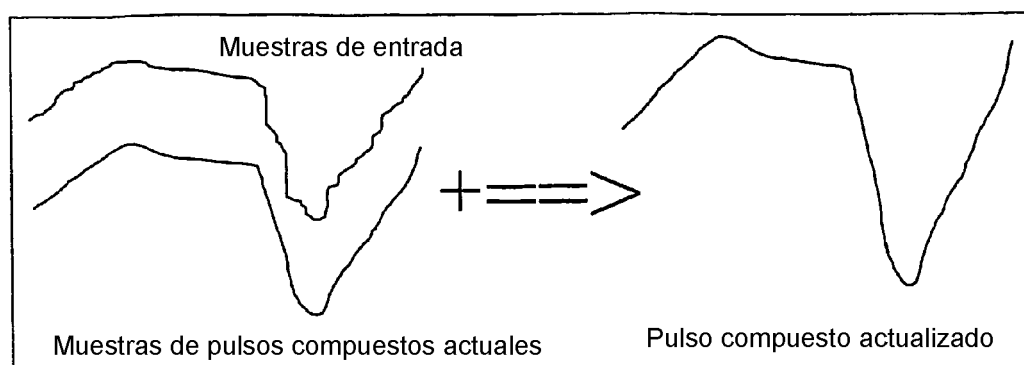


FIG. 3 Los pulsos compuestos se actualizan promediando las muestras de entrada con las muestras de pulsos compuestos existentes

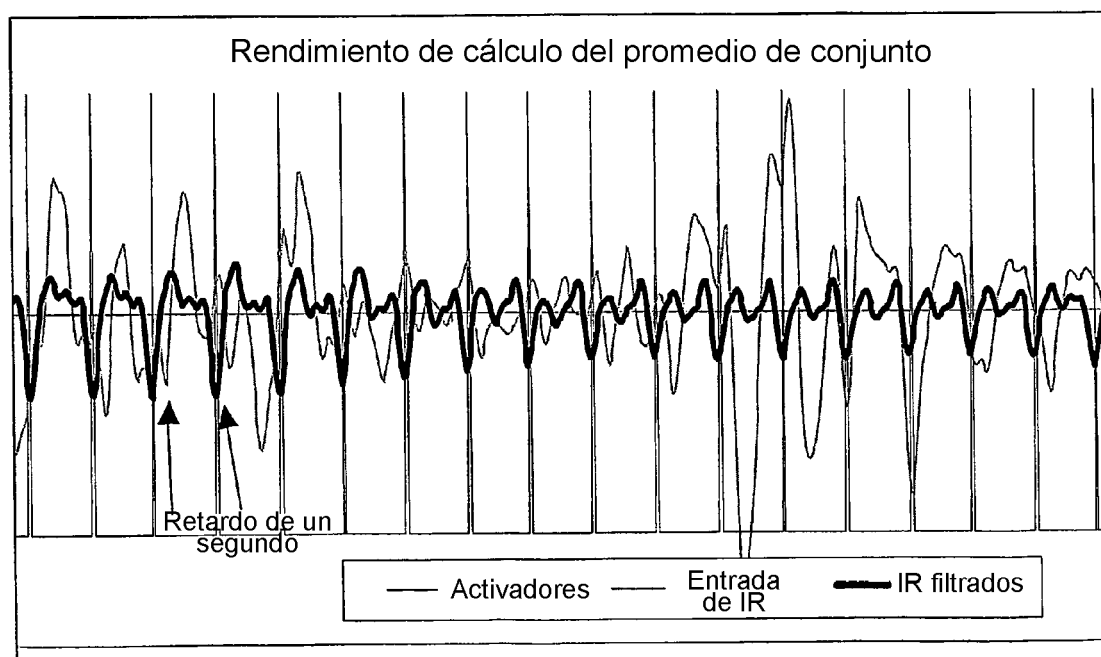


FIG. 4 Ejemplo de la ponderación variable del subsistema de cálculo del promedio de conjunto

