



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



⑪ Número de publicación: **2 276 594**

⑫ Número de solicitud: 200501425

⑬ Int. Cl.:
A61B 5/02 (2006.01)
G06F 17/00 (2006.01)

⑭

PATENTE DE INVENCION

B1

⑮ Fecha de presentación: **13.06.2005**

⑯ Fecha de publicación de la solicitud: **16.06.2007**

Fecha de la concesión: **14.05.2008**

⑰ Fecha de anuncio de la concesión: **16.06.2008**

⑱ Fecha de publicación del folleto de la patente:
16.06.2008

⑲ Titular/es:
**Consejo Superior de Investigaciones Científicas
Serrano, 117
28006 Madrid, ES
Universidad Pontificia Comillas Madrid;
Universidad de las Palmas Gran Canaria y
Universidad Complutense de Madrid**

⑳ Inventor/es: **Silveira Martín, Juan Pedro;
Dotor Castilla, María Luisa;
Golmayo Fernández, María Dolores;
Bilbao Monasterio, Amaia;
Giannetti, Romano;
López Silva, Sonia María;
Martín Escudero, Pilar y
Miguel Tobal, Francisco**

㉑ Agente: **No consta**

㉒ Título: **Método para procesar señales fotopletiográficas obtenidas de una persona o animal, y oxímetro que utiliza dicho método.**

㉓ Resumen:

Método para procesar señales fotopletiográficas obtenidas de una persona o animal, y oxímetro que utiliza dicho método.

El método comprende:

- recibir unas señales eléctricas fotopletiográficas con dominio temporal,
- transformar dichas señales temporales en señales espectrales,
- identificar una serie de picos candidatos a pico producido a la frecuencia cardíaca,
- obtener una serie de parámetros a partir de dichos picos candidatos, y
- determinar a partir de dichos parámetros cuál es el pico representativo de dicha frecuencia cardíaca, realizándose dicha etapa d) para obtener un primer, un segundo y un tercer parámetros mediante unos cálculos ejecutados en paralelo, siendo:
 - dicho primer parámetro resultante de una función de probabilidad de armónicos de dichos picos candidatos,
 - dicho segundo parámetro resultante de una función de preponderancia, en energía, de dichos picos candidatos, y
 - dicho tercer parámetro resultante de una función de análisis histórico de dichos picos candidatos.

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 37.3.8 LP.

DESCRIPCIÓN

Método para procesar señales fotopletismográficas obtenidas de una persona o animal, y oxímetro que utiliza dicho método.

Sector de la técnica

La presente invención concierne en general, en un primer aspecto, a un método para obtener parámetros fisiológicos en tiempo real a partir de unas señales fotopletismográficas (IPPG) medidas por sensores ópticos, y en particular a un método para obtener el valor del ritmo cardíaco a partir de esas señales fotopletismográficas, incluso en situaciones extremas como es durante la realización continua de movimientos durante la práctica de ejercicios.

La invención también concierne, en un segundo aspecto, a un oxímetro apto para procesar señales fotopletismográficas según el método propuesto.

Estado de la técnica anterior

Es conocido que una de las mayores dificultades de la oximetría de pulso es la obtención de valores fiables del ritmo cardíaco y la saturación de oxígeno durante la realización de movimientos por parte del individuo. La oximetría de pulso se basa en la medida de la radiación luminosa en dos longitudes de onda determinadas después de interactuar con la sangre arterial, la sangre venosa y el resto de tejidos existentes en la zona de medida. Se utiliza generalmente radiación en la zona del rojo e infrarrojo cercano y en configuración por reflexión o transmisión.

La variación del volumen de sangre en las arterias por el bombeo del corazón permite obtener una señal luminosa variable relacionada con el ritmo cardíaco y con la hemoglobina. Los oxímetros de pulso existentes según propia experiencia y los datos obtenidos en la literatura ofrecen un valor del ritmo cardíaco falso durante la práctica de ejercicio. Esto se debe a que el movimiento del individuo o de alguna parte de su cuerpo provoca la aparición de artefactos en la señal fotopletismográfica medida por el sensor del oxímetro de pulso. La realización continua de movimientos, como es el caso durante la práctica de ejercicios, hace que en general no se obtengan valores fiables del ritmo cardíaco o de la saturación de oxígeno. Esta limitación no permite el uso fiable de los oxímetros de pulso durante el ejercicio, impidiendo la medida de estos parámetros que serían de gran utilidad durante la práctica deportiva y principalmente durante el entrenamiento.

Se conocen diferentes propuestas relativas al procesamiento de señales fotopletismográficas con el fin de averiguar información relativa a una condición fisiológica de un paciente, preferentemente la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno.

La solicitud US-A-20040171948 concierne a un método para procesar señales fotopletismográficas en diferentes dominios: temporal, espectral y cepstral, y en base a los resultados de los análisis de las señales en uno o más de dichos dominios, estimar una o más condiciones fisiológicas de un paciente, así como los artefactos de movimiento en el dominio temporal incluidos en la señal fotopletismográfica.

La solicitud US-A-20030163032 concierne a un método para eliminar artefactos de movimiento de unas señales eléctricas representativas de unas señales de luz atenuada, tales como las correspondientes a unas señales fotopletismográficas, mediante la transformación de dichas señales en un dominio espectral, la identificación de unos picos candidatos de entre los datos espectrales de dichas señales, su correspondiente filtrado, y su análisis en base a una serie de parámetros para finalmente averiguar el pico correspondiente a la frecuencia cardíaca del paciente cuyas señales fotopletismográficas son objeto de análisis.

Aparece necesario ofrecer una alternativa al estado de la técnica enfocada a averiguar de una manera fiable y en todo momento la frecuencia cardíaca de una persona o animal mediante el análisis de unas señales fotopletismográficas contaminadas con interferencias o artefactos, especialmente los producidos en situaciones de movimiento continuo, o con múltiples estados de transición, como los llevados a cabo durante la práctica de ejercicio físico.

Explicación de la invención

La presente invención concierne, en un primer aspecto, a un método para procesar señales fotopletismográficas obtenidas por un sensor de un oxímetro de pulso, mediante la aplicación del cual es posible obtener de una manera fiable el ritmo cardíaco incluso cuando el individuo realiza ejercicios.

En un segundo aspecto, la presente invención concierne a un oxímetro adaptado para procesar señales fotopletismográficas según el método propuesto por el primer aspecto de la presente invención.

El método propuesto según el primer aspecto de la presente invención tiene su aplicación en el procesamiento de señales fotopletismográficas obtenidas de una persona o animal, con el fin de averiguar como mínimo la frecuencia cardíaca del mismo.

ES 2 276 594 B1

En particular el método propuesto comprende emitir, sobre una zona irrigada por capilares sanguíneos, como puede ser un dedo u otro órgano de dicha persona o animal, dos o más señales luminosas para obtener en respuesta dichas señales fotoplethysmográficas, mediante la detección con al menos un fotodetector de dichas señales luminosas, una vez han atravesado dicha zona.

Dichas señales luminosas emitidas proceden preferentemente de LEDs o láseres de distintas longitudes de onda, comprendidas entre 630 y 980 nm, siendo como mínimo una de ellas infrarroja.

El método es particularmente aplicable al procesamiento de señales fotoplethysmográficas que contienen armónicos de distintas frecuencias, algunos de los cuales han sido producidos por artefactos representativos del movimiento de dicha persona o animal, ya sea por movimiento de brazos, piernas y/o patas de dicha persona o animal, provocado al andar o correr, que generan unos armónicos a frecuencias distintas a la cardíaca, que varía según la intensidad de la marcha o carrera.

Dicho movimiento provocado al andar o correr se genera, por ejemplo, al realizar una actividad deportiva que requiere medir frecuencias cardíacas en condiciones de esfuerzo continuado y extremo, muy diferentes a las medidas en condiciones de reposo.

Con el fin de discernir de entre dichas señales fotoplethysmográficas contaminadas por los mencionados artefactos producidos por el movimiento, cuál es la señal que hace referencia al ritmo cardíaco de la persona o animal, el método propuesto comprende realizar, según técnica en sí conocida, las siguientes etapas de manera secuencial:

a) recibir unas señales eléctricas fotoplethysmográficas en un dominio temporal,

b) transformar dichas señales temporales en señales con un dominio en frecuencia, o señales espectrales,

c) identificar una serie de picos candidatos a ser el pico producido a dicha frecuencia cardíaca, de entre parte o todas dichas señales espectrales,

d) obtener una serie de parámetros a partir de dichos picos candidatos, y

e) determinar a partir de al menos uno de dichos parámetros obtenidos en d) cuál es el pico representativo de dicha frecuencia cardíaca, o pico buscado.

El método propuesto por el primer aspecto de la presente invención comprende realizar dicha etapa d) para obtener como mínimo un primer y un segundo parámetros mediante unos cálculos realizados en paralelo, siendo:

- dicho primer parámetro resultante de una función de probabilidad de armónicos de dichos picos candidatos, consistente en una comparación, dos a dos, de los mismos, que ofrece como resultado una serie de valores para el primer parámetro, y

- dicho segundo parámetro resultante de una función de preponderancia, en energía, de dichos picos candidatos, consistente en una comparación, dos a dos, de los mismos, que ofrece como resultado una serie de valores para el segundo parámetro.

El método propuesto comprende por último asignar, en dicha etapa e), a dicho pico determinado como representativo de dicha frecuencia cardíaca un coeficiente de confianza.

Para un ejemplo de realización preferida el método comprende además realizar dicha etapa d) para un tercer parámetro a obtener en base a unos cálculos realizados en paralelo con los realizados para obtener dichos primer y segundo parámetros, siendo dicho tercer parámetro resultante de una función de análisis histórico de dichos picos candidatos, consistente en una comparación de al menos el pico determinado como representativo de la frecuencia cardíaca en dicha etapa e), para un ciclo anterior, el cual tiene asignado un coeficiente de confianza de un valor alto, con dichos picos candidatos, para buscar el pico de la misma frecuencia o de la frecuencia más próxima a la de dicho pico determinado en dicha etapa anterior e), y asignarle un coeficiente de probabilidad de que sea el pico buscado resultado de devaluar dicho coeficiente de confianza alto en un porcentaje determinado que es inversamente proporcional a la cercanía de ambas frecuencias.

Por lo que se refiere a dicha etapa e), el método conforme a una implementación preferida comprende llevarla a cabo mediante su división en dos sub-etapas:

- una primera sub-etapa e.1), o etapa de preselección, consistente en analizar los valores obtenidos para como mínimo dichos primer y segundo parámetros, y preferentemente también dicho tercer parámetro, y seleccionar un único pico candidato para cada parámetro, en función de dicho análisis, y

- una sub-etapa e.2) o selección final para determinar, de entre cada pico seleccionado por cada parámetro, dicho pico representativo de dicha frecuencia cardíaca, o pico buscado.

ES 2 276 594 B1

Para un ejemplo de realización preferido, dicha sub-etapa e.1) comprende:

- para seleccionar el pico candidato para el primer parámetro:

- ordenar, en función de su contenido armónico, los picos determinados como pertenecientes a frecuencias fundamentales, en base a los valores obtenidos tras dicha comparación de dicha función de probabilidad de armónicos,
- asignarles un coeficiente de probabilidad a cada uno de ellos tanto mayor cuanto menor sea su contenido armónico,
- ponderar dichos coeficientes de probabilidad de cada uno de los picos con la amplitud de sus respectivas fundamentales, y
- determinar el pico con probabilidad más alta como el pico candidato para el primer parámetro,

- para seleccionar el pico candidato para el segundo parámetro:

- determinar el pico determinado como más preponderante previa asignación de un coeficiente de probabilidad, en base a los valores obtenidos tras dicha comparación de dicha función de preponderancia, como el pico candidato para el segundo parámetro.

- para seleccionar el pico candidato para el tercer parámetro:

- determinar dicho pico de la misma frecuencia o de la frecuencia más próxima a la de dicho pico determinado en dicha etapa anterior e), como el pico candidato para el tercer parámetro.

Y para realizar dicha etapa e.2), el método propuesto comprende llevar a cabo las siguientes acciones:

- si los tres picos candidatos para los tres parámetros son el mismo, seleccionar éste como pico buscado, y asignarle un coeficiente de confianza igual al producto de los tres coeficientes de probabilidades asociados,

ó

- si solamente dos de los tres picos candidatos para los tres parámetros son el mismo, seleccionar éste como pico buscado, si la suma de los dos coeficientes de probabilidades asociados es mayor que el coeficiente de probabilidad del pico candidato diferente a dichos dos picos coincidentes,

ó

- si ninguno de los tres picos candidatos para los tres parámetros son el mismo, seleccionar el pico candidato cuyo coeficiente de probabilidad sea mayor como pico buscado.

Una vez determinada la frecuencia cardiaca, el método comprende calcular el nivel de saturación de oxígeno en base a una o más de dichas señales fotoplethysmográficas cuya frecuencia es la de dicho pico buscado determinado en la etapa e).

La presente invención concierne, en un segundo aspecto, a un oxímetro del tipo que comprende como mínimo:

- dos emisores de señales luminosas de distintas longitudes de onda, adaptados para emitir sobre una zona irrigada por capilares sanguíneos de una persona o animal,

- uno o más fotodetectores adaptados para detectar dichas señales luminosas, una vez han atravesado dicha zona irrigada por capilares sanguíneos, y

- un sistema electrónico apto para como mínimo muestrear, tratar y procesar unas señales eléctricas provenientes de dicho o dichos fotodetectores, o señales fotoplethysmográficas.

El oxímetro propuesto según el segundo aspecto de la presente invención se caracteriza porque el mencionado sistema electrónico que incorpora está adaptado para procesar dichas señales fotoplethysmográficas para poner en práctica el método propuesto por el primer aspecto de la presente invención, es decir que incorpora medios específicos destinados a realizar los cálculos y/o tratamientos de las señales adquiridas, gestión de parámetros, etc.

Breve descripción de los dibujos

Las anteriores y otras características se comprenderán mejor a partir de la siguiente descripción detallada de unos ejemplos de realización con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

la Fig. 1 es un diagrama de flujos ilustrativo de las etapas principales del método propuesto según el primer aspecto de la presente invención para un ejemplo de realización,

la Fig. 2 es una gráfica que muestra parte del contenido espectral de una señal fotopleitismográfica contaminada con señales de ruido o artefactos de movimiento, para un ejemplo de realización,

la Fig. 3 es una gráfica relativa a una función de probabilidad de armónico $I(x)$, cuyo resultado es el mencionado primer parámetro, para un ejemplo de realización,

la Fig. 4 es una gráfica relativa a una función de preponderancia $p(x)$, cuyo resultado es el mencionado segundo parámetro, para un ejemplo de realización, y

la Fig. 5 es un diagrama de flujos de las etapas del método propuesto, más detallado que el de la Fig. 1, para un ejemplo de realización.

Descripción detallada de unos ejemplos de realización

El método para obtener el ritmo cardiaco durante la realización de ejercicios se basa en la obtención de la frecuencia de la parte variable de la señal fotopleitismográfica (PPG). En el caso de un individuo en reposo las variaciones periódicas de intensidad del PPG sólo son debidas a las variaciones de absorción de la señal por la sangre arterial asociadas a la variación del volumen sanguíneo por el bombeo cardiaco. Esta medida se realiza, en general, mediante la realización de la transformada rápida de Fourier (FFT) a la señal PPG. La realización de movimientos del individuo, como por ejemplo durante la carrera, conlleva la aparición de señales (artefactos) periódicas, que en el intervalo de frecuencias cardiacas accesibles pueden ser de frecuencias parecidas a la frecuencia de braceo o pasos. Esto hace que una medida de la frecuencia de la señal PPG proporcione unos valores aleatorios de frecuencias relacionadas con la superposición de las señales debidas al ritmo cardiaco y a los movimientos realizados.

Para discriminar entre la señal útil (fotopleitismográfica) y la señal debida a artefactos de movimiento, para la concepción del método propuesto según el primer aspecto de la presente invención se ha utilizado una estrategia basada en la discriminación del contenido armónico de dichas señales. Las señales se pueden, de hecho, considerar periódicas en intervalos de unas decenas de segundos; la forma de onda de la señal fotopleitismográfica es más o menos triangular y la de los artefactos de movimiento (según lo observado en medidas reales) resulta de tipo impulsivo o por lo menos con variaciones mucho más rápidas que en la primera.

Este hecho se refleja en un contenido armónico mucho menor para la señal útil que para la señal no deseada, cosa que permite en principio separarlas e identificarlas.

Para un ejemplo de realización, el método comprende generar un espectro de amplitud de la señal sobre un intervalo de datos medidos durante los últimos segundos (ventana temporal) y recalcarlo frecuentemente, obteniendo un diagrama conocido como espectrograma de la señal medida. En paralelo, se examina cada uno de los espectros generados para extraer la información de las líneas espectrales presentes, eliminando el ruido. Finalmente, un algoritmo novedoso asocia cada línea con su fundamental; el conjunto de líneas se compara con el patrón previsto para la señal útil (bajo contenido armónico) de forma que ésta se pueda diferenciar de las otras. La información de amplitud de la señal pulsátil se obtiene directamente del valor de las líneas espectrales seleccionadas.

En detalle, el algoritmo mencionado se basa sobre el diagrama de flujos mostrado en la figura 1, representativo de las etapas principales del método propuesto según el primer aspecto de la presente invención para un ejemplo de realización.

A continuación se explica cada uno de los bloques del diagrama de la Fig. 1, y su relación con las etapas del método propuesto, expuestas arriba:

Flujo de datos: éste es el flujo de datos (valores de la función fotopleitismográfica en función del tiempo), muestreado a una oportuna velocidad, que entran en la unidad de cálculo. En estos datos se selecciona una ventana de N puntos de una duración T_0 predeterminados. Este bloque corresponde a la etapa a) mencionada arriba.

FFT: este bloque ejecuta una transformada rápida de Fourier, proporcionando a su salida una señal constituida por el espectro de densidad espectral de potencia de la señal en una ventana de tiempo T_0 ; este tipo de señal se suele llamar "espectrograma". De este espectrograma se considerarán solo los M puntos que corresponden a frecuencias interesantes para el tipo de aplicación, incluidas entre 30 y 330 latidos por minuto (ppm), los cuales se encuentran representados por la Fig. 2. Este bloque corresponde a la etapa b) mencionada arriba.

Detección de picos: este bloque se ocupa de la identificación de las "líneas" espectrales presentes en la señal proporcionada por el bloque anterior. Debido tanto a la presencia intrínseca de ruido electrónico y de interferencia electromagnética, como a los artefactos introducidos por la elaboración numérica del espectrograma mismo, es necesario identificar los denominados aquí "picos significativos" para separarlos del ruido. Este bloque corresponde a la etapa c) mencionada arriba y tal y como se ha indicado se aplica a parte de las señales espectrales, en concreto a las representadas por los mencionados M puntos.

ES 2 276 594 B1

La mencionada detección de picos se efectúa en cuatro pasos:

1. En el primer paso se identifica el valor más alto presente en el diagrama o espectrograma, lo cual permite obtener una escala general del diagrama; se denominará a este valor V_{MAX} (ver Fig. 2).
2. En el segundo paso se dividen, a lo largo del eje horizontal, los datos del diagrama en secciones, cada una de ellas con P puntos (típicamente P es un número pequeño entre 3 y 9), y a cada sección se le asocia el valor medio de la amplitud del espectro en los puntos que la componen. Se denominará al diagrama obtenido “diagrama reducido”. Sobre este diagrama se actúa con un algoritmo clásico de búsqueda de mínimos locales.
3. En el tercer paso se “afina” la búsqueda, localizando para cada sección, que ha resultado elegida en el paso anterior, el máximo real en el diagrama completo.
4. Al final, se descartan los picos con valor, es decir energía, por debajo de V_{MAX}/K_S , siendo K_S el nivel esperado de ruido en la medida (típicamente alrededor de 20 dB).

El paso 2 consigue rechazar, como picos separados, artefactos matemáticos que generan dos picos aparentes muy cercanos en el espectrograma; esto es debido, por ejemplo, a la interacción entre el algoritmo FFT y la ventana de filtrado (cuadrada, Hamming, Hanning, etc.) utilizada antes de dicho algoritmo. El paso 3 recupera (en parte) la resolución en frecuencia, y el paso 4 elimina picos locales de valor muy bajo generados por el ruido.

Un típico resultado de la aplicación de dicho algoritmo se encuentra indicado en la gráfica de la figura 2, donde los picos con el círculo en línea continua se han seleccionado como “válidos”, y aquellos que aparecen en línea discontinua como “ruido”.

La salida del bloque “Detección de picos” es una lista ordenada de pares (frecuencia, valor) que identifica los picos. Estos datos se envían, en paralelo, a tres bloques separados, que son los siguientes.

Armónicos: en este bloque se efectúa la búsqueda de líneas que probablemente pertenecen a la misma señal. El algoritmo se basa en comparar las líneas espectrales entre ellas, dos a dos, calculando el cociente $x=f_A/f_B$, donde la primera frecuencia es la mayor de la pareja de picos en examen. Esta fracción se usa como entrada en una función de probabilidad de armónico $I(x)$, cuya forma es estilizada en la gráfica de la figura 3. La salida de esta función se ha dado en llamar en el apartado anterior, como primer parámetro.

La salida de dicha función indica la probabilidad para la frecuencia f_A de ser un armónico de la frecuencia f_B . Este método, repetido para cada frecuencia, permite identificar cuales de las líneas identificadas son las que tienen más probabilidad de ser fundamentales, el contenido armónico de ellas (suma de los valores de las frecuencias que resultan probables armónicos), y un índice de fiabilidad de dicha evaluación (producto de las $I(x)$ de dichos armónicos).

Energía: este bloque también analiza los picos dos a dos, proporcionando un coeficiente que expresa cuanto cada pico es más significativo, en energía, del otro. Este coeficiente se llama *preponderancia* del pico mayor sobre el pico menor, y se calcula con una función de preponderancia que tiene el aspecto que se muestra en la figura 4. La salida de esta función se ha dado en llamar en el apartado anterior, como segundo parámetro.

Historia: este bloque analiza la historia del valor del pico elegido, en instantes anteriores, como pico “valido” de la señal fotopletismográfica. Si en el paso anterior un pico había sido seleccionado por el bloque final con un coeficiente de confianza (ver descripción siguiente) igual a uno o muy cercano, y en el nuevo espectrograma se ha encontrado un pico muy cercano a él, este pico viene presentado al bloque siguiente como un candidato con alta probabilidad para ser el nuevo pico “bueno”. La probabilidad que se le asigna es el valor de confianza devaluado por un coeficiente D (entre 10 y 50%). La salida de esta función se ha dado en llamar en el apartado anterior, como tercer parámetro.

Heurístico: este bloque toma la decisión de cual es el pico que representa el armónico fundamental de la señal fotopletismográfica basándose sobre la información proporcionada por los bloques anteriores. Es el encargado de llevar a cabo la anteriormente mencionada etapa e).

Comprende con una serie de pasos, siendo los siguientes los concernientes a la mencionada sub-etapa e.1):

- Se determina el *candidato por armónicos*: con todas las frecuencias que el bloque “Armónicos” ha determinado como fundamentales, se prepara una lista ordenada con el contenido armónico decreciente. Se asigna entonces una probabilidad *creciente* (tanto más alta cuanto menor sea el contenido armónico) a dichas frecuencias de ser la frecuencia elegida. Se pondera la probabilidad con la amplitud de la fundamental, quitando “méritos” a señales muy débiles. El pico con probabilidad más alta es el pico candidato por armónicos.
- Se determina un candidato por preponderancia: es el pico más alto, con su probabilidad, proporcionado por el bloque “Energía”.

- Se determina el candidato por historia, proporcionado por el bloque “Historia”.

Y siendo los siguientes pasos, o criterios, los concernientes a la anteriormente explicada sub-etapa e.2), y llevados a cabo para determinar el pico que representa el armónico fundamental de la señal fotoplefetismográfica (pico “bueno”) son los siguientes:

1. Si los tres candidatos coinciden, el candidato es elegido como pico “bueno”, con un coeficiente de confianza dado por el producto de las tres probabilidades asociadas.
2. Si dos de ellos coinciden, se elige este dato siempre y cuando la suma de las dos probabilidades asociadas sea mayor que la tercera;
3. En cualquier otro caso se elige el pico que presenta máxima probabilidad.

A partir de estos datos se calculan la frecuencia cardiaca (la coordenada horizontal del pico fundamental elegido), y los datos de amplitud de la señal fotoplefetismográficas necesarios para calcular la saturación de oxígeno.

Para la ejecución del método propuesto mediante el oxímetro propuesto según el segundo aspecto de la presente invención, los numerosos coeficientes involucrados se ajustan de una vez por todas después de una serie de medidas, por comparación y calibración con un aparato comercial; especialmente fidedigna es la calibración del algoritmo que permite calcular la frecuencia cardiaca en cuanto el valor de referencia puede obtenerse de aparatos de ECG que garantizan alta precisión. Más compleja es la calibración del dato de saturación de oxígeno.

En la Fig. 5 se muestra un diagrama de flujos de las etapas del método propuesto, en detalle, para otro ejemplo de realización, el cual se explica a continuación.

El ejemplo de realización ilustrado en dicha Fig. 5 está basado en un sistema que adquiere datos analógicos de fototransmitancia con alta velocidad de muestro (procedente de 2 a 4 láseres) para permitir un anti-aliasing analógico sencillo. Dicha adquisición la realiza el bloque indicado como 2 en la Fig. 5, y en concreto dicha velocidad de muestreo es de 1 kHz.

Los datos muestreados han sido previamente filtrados en el bloque 1.

En el bloque indicado como 3 se realiza otro filtrado, en este caso un filtrado analógico de 4º orden de Bessel (para mantener la información de forma de los pulsos se utiliza un filtro con fase lineal) y una decimación de los datos hasta 100 Sa/s por canal.

Tras dicho filtrado se utilizan varias estrategias en paralelo para llegar a la determinación de los datos de interés, que son la frecuencia cardiaca (indicada en la Fig. 5 como PPM) y las componentes pulsátil y continua de la señal de cada láser.

Se calcula, además, con cada estrategia un factor de confianza C, que estime la significatividad del valor obtenido.

Se efectúa una FFT sobre una ventana de los último 10 segundos de datos filtrados y decimados (bloque 4).

Se realiza una identificación de un numero NP de picos principales (de 3 a 7 picos) (bloque 8).

Se realiza una estimación de los picos con más potencia, utilizando la diferencia entre el pico más potente y el segundo como factor de confianza (bloque 10).

Se realiza una estimación de la probabilidad de que cada pico sea parte del contenido armónico de la misma señal, utilizando el siguiente método (bloque 9), mediante las siguientes etapas:

- i. calcular para cada pareja de picos f_1 , f_2 una función de f_1/f_2 que tenga valor 1 en los enteros y rápidamente decreciente alrededor de ellos
- ii. comparar el resultado de esta función con un umbral prefijado
- iii. asignar un factor de confianza basado sobre la anterior comparación.

Se realiza una estimación de la amplitud pulsátil en el dominio del tiempo, utilizando la estimación de ruido como factor de confianza (bloque 6).

Se realiza una estimación del valor medio de la señal, por medio de un filtrado paso-bajo a 0.1 Hz y un retraso para sincronizar los filtros (no se necesita valor de confianza), mediante el bloque 7.

Con todos los datos anteriores y el valor anterior elegido de PPM con su confianza, se selecciona el nuevo valor de PPM para la medida actual, utilizando un algoritmo empírico que elige la medida con mejor confianza siempre y

cuando no tenga confianza menor que la medida anterior, en cual caso se mantiene la otra. Ello se realiza mediante el bloque 11 y el 12, este último encargado también de calcular la saturación de oxígeno basándose en la comparación de todos los valores pulsátiles de los láseres con los cuales se ha emitido para obtener las señales fotopletimográficas, utilizando método de promedio y de máxima confianza para elegir el valor correcto.

Un experto en la materia podría introducir cambios y modificaciones en los ejemplos de realización descritos sin salirse del alcance de la invención según está definido en las reivindicaciones adjuntas.

Ejemplo de implementación informático del método

Como ejemplo de implementación del método propuesto se incluyen una serie de instrucciones de un programa informático, en lenguaje C propio de LabWindows/CVI*, que se desarrolla en los apéndices A y B, y que implementa el método propuesto según el primer aspecto de la presente invención.

El grupo de instrucciones incluidas en los dos apéndices A y B constituyen el núcleo de cálculo de la frecuencia cardiaca del oxímetro implementado por los inventores, y propuesto por el segundo aspecto de la invención.

El programa recibe los datos en el tiempo en un canal por medio de la función `add_fft_points()` (llamado por el programa principal del instrumento) y los acumula en un *buffer* cíclico; en cuanto consigue los puntos necesarios (`FFT_POINTS`, definidos en el fichero `cardfft.h`) emite una señal al programa principal que llama la rutina `compute_fft_hb()` que realiza el cálculo descrito anteriormente.

APÉNDICE A: PROGRAMA DE CÁLCULO DE FRECUENCIA CARDIACA - CARDFFT.H

```
#ifndef _CARDFFT_H
#define _CARDFFT_H

#define FFT_POINTS 2048
#define FFT_OVERLAP (1024+512+256)

#define FFT_NOTREADY 0
#define FFT_READY 1
#define FFT_NOTREADY_BUT_DUE 2

/* See the .c file for comments */

// Heuristic "guess" data formats

struct oneguess {
    int index;
    double freq;
    double value;
};

struct guesses {
    int n;
    struct oneguess guess[3]; // at most 3 guesses
};

void initialize_fft(double samplerate, double bpm_min, double bpm_max);
```

*Nombre registrado por National Instrument, inc.

ES 2 276 594 B1

```

int add_fft_points(double *Ch1_data, double *Ch2_data, int NumPoints);

void first_n_power_spectrum(double ** x_out_array, double ** y_out_array,
    int * i_min, int * i_max);

5 void compute_fft_hb(double * hb, double * value, int * index, double
    *confiance,
    struct guesses *report);

10 /* Tunables. */

/* There is a very BIG BUG in the LabWindows/CVI C implementation. Globals
    var are cleared when first entering the module.

15 extern double heu_max_win_threshold; //= 2.5*2.5;
extern double heu_cutoff; // = 10.0*10.0;
extern double heu_doubliness_factor; // = 12;
*/

20 void set_doubliness_cutoff_maxwin(double p_heu_max_win_threshold,
    double p_heu_cutoff,
    double
    p_heu_doubliness_factor);

25

#endif

```

APÉNDICE B: PROGRAMA DE CÁLCULO DE FRECUENCIA CARDIACA - CARDFFT.C

```

#include <analysis.h>
#include <ansi_c.h>
35 #include "cardfft.h"

double time_ch1[FFT_POINTS];
double time_accu_ch1[FFT_POINTS];
40 static int ch1_cursor=0;
static int have_good_fft_data=0;

/* FFT parameters and data */
double timespan, timestep, fmax, fstep;
45 double bpm_min, bpm_max;
int i bpm_min, i bpm_max;
double fft_data[FFT_POINTS];
double x_fft_data[FFT_POINTS];

50

/* Euristics parameters and base functions */
/* NOTE: the LabWindows/CVI Spectrum() function returns a Power Spectrum and
    not a plain FFT like the one in PyNum packages. We have to adjust parameters
55 for this. Confiance meaning is changed, too. */

// changing this parameters may be *really* dangerous. Hope you know what
you're doing

60 static int heu_volta; /* Which round is
    this? */
static struct oneguess heu_last_guess; /* Last HB
    guess */
static double heu_last_conf=0; /* and its
65 confiance */
static double heu_conf_doubleness_threshold = 0.5; /* Is this f double
    enough? */

```

ES 2 276 594 B1

```

static double heu_max_win_threshold = 2.5*2.5;          /* If it's THAT bigger,
win */
static double heu_cutoff = 10.0*10.0;                  /* Under this lies
5 noise */
static double heu_doubliness_factor = 12;              /* parameters of followin
funcs */
static int    heu_groups = 5;                          /* maxs so near are really one
max */
10 static double heu_goodmax_factor = 0.1*0.2;          /* max dumping
parameter */
static int    heu_bpm_too_near_min = 2;               /* too low, probably
noise */
static double heu_oldval_conf_threshold = 0.75;        /* conf threshold to check
old value */
15 static double heu_oldval_oldconf_threshold = 0.1;
/* under this, do not even consider old
data */
static double heu_oldval_conf_dumping = 2;            /* loss of confidence:
factor */
20 static double heu_oldval_conf_loss = 0.1;           /* like above, value */
static double heu_oldval_max_rel_delta = 0.3;         /* relative difference
"suspicious" */
static double heu_oldval_max_abs_delta = 20;          /* absolute (bpm) like
above */
25
double only_pos(double x) { return (x>0)? x : 0;}

double heu_near_two(double x) {
    return only_pos(1-heu_doubliness_factor*(x-2)*(x-2));
30 }

double heu_good_max(double vmax, double vnextmax) { // sqrt() is for the power
spectra
    return only_pos(1-sqrt(heu_goodmax_factor*vmax/vnextmax));
35 }

void initialize_fft (double samplerate, double p_bpm_min, double p_bpm_max) {
    int i;
    /* zeroes the accumulators */
    for (i=0;i<FFT_POINTS;i++) {
        time_ch1[i]=0;
        time_accu_ch1[i]=0;
    }
    ch1_cursor=0;
    /* Normally: timestep is 0.01 sec; timespan=2048*0.01;
    delta_f=1/(0.01*2048)=0.0488 s=2.92 bpm. */
    timestep=1/samplerate;                             /* from *measure.h
*/
    timespan=timestep*FFT_POINTS;                       /* from cardfft.h */
    fmax=(1/timestep)/2;
    fstep=(1/timespan);

    /* The "interesting" frequency range is the following:
    bpm_min=30; bpm_max=250; */

    /* Normally: 30 bpm = index 10
    To:      250 bpm = index 85 (ejem... more or less).
    */
    bpm_min=p_bpm_min;
    bpm_max=p_bpm_max;
    i_bpm_min=(int)((bpm_min/60.0)/fstep);
    i_bpm_max=(int)((bpm_max/60.0)/fstep);
65
    /* Build the x-axis-data (fixed) */

```

ES 2 276 594 B1

```

    for(i=0;i<FFT_POINTS;i++) {
        x_fft_data[i]=(fstep*60)*i;
    }

5      have_good_fft_data=0;
      heu_volta=0;
    }

10     #define FFT_DUE_AFTER (FFT_POINTS - FFT_OVERLAP)

    int add_fft_points(double *Ch1_data, double *Ch2_data, int NumPoints) {

15         // ignore Ch2_data for now...

        int i;
        static int points_read=0;

20         if (NumPoints + FFT_OVERLAP > FFT_POINTS - 1) {
            fprintf(stderr, "AYEEEEEE!!!! add_fft_points will fail
horribly!!!\n");
        }
        if (Ch2_data) {
25             fprintf(stderr, "HMMMM... I am ignoring other channel data for
now!!\n");
        }

        if (ch1_cursor + NumPoints < FFT_POINTS) {
30             // simply fill it and return with not ready flag
            memcpy(&(time_accu_ch1[ch1_cursor]), Ch1_data,
NumPoints*sizeof(double));
            ch1_cursor += NumPoints;
            points_read += NumPoints;
35             if (points_read <= FFT_DUE_AFTER) {
                return FFT_NOTREADY;
            } else {
                points_read -= FFT_DUE_AFTER;
                return FFT_NOTREADY_BUT_DUE;
40             }
        }

        // Tricky part.
        // we have to fill time_accu till FFT_POINTS
45         for (i=0; i+ch1_cursor<FFT_POINTS; i++)
            time_accu_ch1[ch1_cursor+i]=Ch1_data[i]; // there *is* a better
way
        // Ch1_data[i] is the first unused data now...

50         // ok, now move the data to the "good" vector:

        memcpy(time_ch1, time_accu_ch1, FFT_POINTS*sizeof(double));

55         // now prepare the accu vector with the overlap;
        memcpy(time_accu_ch1, &(time_ch1[FFT_POINTS-FFT_OVERLAP]),
            FFT_OVERLAP*sizeof(double));
        ch1_cursor=FFT_OVERLAP;

60         // copy the remaining points
        for (; i<NumPoints; i++) {
            time_accu_ch1[ch1_cursor]=Ch1_data[i];
            ch1_cursor++;
        }

65         points_read += NumPoints - FFT_DUE_AFTER;
        return FFT_READY;
    }

```

ES 2 276 594 B1

```

/* Perform FFT on time_ch1 */

void first_n_power_spectrum(double ** x_out, double ** y_out, int * n_min, int
5  *n_max) {
    // NOTE: it destroys time_ch1!!!
    Spectrum (time_ch1, FFT_POINTS);
    memcpy(fft_data, time_ch1, i_bpm_max*sizeof(double));
    *x_out=x_fft_data;
10    *y_out=fft_data;
    *n_min=i_bpm_min;
    *n_max=i_bpm_max;
    have_good_fft_data=1;

15    }

void zeroes_two_vect(double *dv, int *iv, int n) {
    int j;
    for(j=0;j<n;j++) {
20        dv[j]=0;
        iv[j]=0;
    }
}

void sort_two_vect_dec(double *dv, int *iv, int n) {
25    // sort decreasing based on dv values. iv values are copied.
    int i,j;
    int ti;
    double td;
    for(i=0;i<n-1;i++) {
30        for(j=i+1;j<n;j++) {
            if (dv[i]<dv[j]) { // swap
                td=dv[i];
                ti=iv[i];
                dv[i]=dv[j];
35                iv[i]=iv[j];
                dv[j]=td;
                iv[j]=ti;
            }
        }
40    }
}

void sort_two_vect_inc(double *dv, int *iv, int n) {
45    // sort increasing based on dv values. iv values are copied.
    int i,j;
    int ti;
    double td;

    for(i=0;i<n-1;i++) {
50        for(j=i+1;j<n;j++) {
            if (dv[i]>dv[j]) { // swap
                td=dv[i];
                ti=iv[i];
                dv[i]=dv[j];
55                iv[i]=iv[j];
                dv[j]=td;
                iv[j]=ti;
            }
        }
60    }
}

// Fill my_guesses with the at most three maxima
/*
65    The FFT data is in the two arrays xdata and ydata.
    Note!: it uses the global variables i_bpm_min, i_bpm_max to limit
    the search in the interesting zone!

```

ES 2 276 594 B1

```

*/

void compute_rel_max(double *xdata, double *ydata, struct guesses *
5 out_guesses) {

    int i,j,k,g;
    int m_found=0;

    int i_absmax=0;
10 double absmax=0;

    double smooth[FFT_POINTS]; // too big, but uf...
    int ngroups, i_realmax;
    double s, realmax;
15 double smoothed_maxs_v[4]; // one more than the interesting
    int smoothed_maxs_i[4];
    int s_max_found=0;
    double real_maxs_v[3];
    int real_maxs_i[3];

20 // pass 1: find the absolute maximum

    for (i=i_bpm_min; i<i_bpm_max; i++) {
        if (ydata[i]>absmax) {
25             i_absmax=i;
             absmax=ydata[i];
        }
    }

30 // Ok. Now found groups that have a relative significative maximum
// build the smoothed and reduced vector

    ngroups= (int)((i_bpm_max-i_bpm_min)/heu_groups)-1;

35 for (i=0;i<ngroups;i++) {
    s=0;
    for (k=0;k<heu_groups;k++) s += ydata[i_bpm_min + heu_groups*i +
k];
    smooth[i]=s/heu_groups;
40 }

// Ok. Now we have to find all the relevant relative max of smooth.
// Relevant means: 1) greater than absmax/heu_cutoff
// 2) at most three.
45 zeroes_two_vect(smoothed_maxs_v, smoothed_maxs_i, 4);

    for(i=1;i<ngroups-1;i++) {
        if ( (smooth[i-1] <= smooth[i]) &&
50             (smooth[i] > smooth[i+1]) &&
             (smooth[i]>absmax/heu_cutoff) ) {
            // we have a relative maximum to add
            // s_max_found is kept at much at 3: if it's less than that,
            // the point is added; else, it's added in last position and
55 // then the sort will ...sort it out
            smoothed_maxs_v[s_max_found]=smooth[i];
            smoothed_maxs_i[s_max_found]=i;
            if (s_max_found<3) s_max_found++;
            sort_two_vect_dec(smoothed_maxs_v, smoothed_maxs_i,
60 4);
        }
    }

65 // Now we have to return to original points. For every max found, we
// search for the absolute maximum.

    out_guesses->n=s_max_found;

```

ES 2 276 594 B1

```

for(g=0;g<s_max_found;g++) {
    // let start with guessing the first one.
    i_realmax=i_bpm_min + heu_groups*smoothed_maxs_i[g];
5    realmax=ydata[i_realmax];
    // scan into the group
    for(j=i_bpm_min + heu_groups*smoothed_maxs_i[g]+1;
        j<i_bpm_min + heu_groups*(smoothed_maxs_i[g]+1);
        j++) {
10        if (ydata[j]>realmax) {
            realmax=ydata[j];
            i_realmax=j;
        }
    }
15    // we have the real max. Add it to real_max vector
    real_maxs_i[g]=i_realmax;
    real_maxs_v[g]=realmax;
}

20    // we have to reorder them
    sort_two_vect_dec(real_maxs_v, real_maxs_i, s_max_found);

    // now fill the out_guesses struct
    for(g=0;g<s_max_found;g++) {
25        out_guesses->guess[g].index=real_maxs_i[g];
        out_guesses->guess[g].freq=xdata[real_maxs_i[g]];
        out_guesses->guess[g].value=ydata[real_maxs_i[g]];
    }

30    // Finally. Protect ourself from the s_max_founds==0
    // This happens if there is a peak too small.
    // Use the absmax in this case.

    if (s_max_found==0) {
35        out_guesses->n=1;
        out_guesses->guess[0].index=i_absmax;
        out_guesses->guess[0].freq=xdata[i_absmax];
        out_guesses->guess[0].value=ydata[i_absmax];
    }

40    // End of the game. In Python it was a 5-line function.
}

45    /* This function tests if two of the frequencies are one the double of the
    other.
        If this is the case, return the other one.
        We need three guesses to perform this test.
        Returns a float with the "confiance factor [0,1]" of the test.
50    */

double heu_test_for_doubliness(struct guesses * in_guesses, struct oneguess *
out_guess) {

55    int i;
    double f1,f2,f3,d21,d31,d32;
    double freqs[3];
    int g_position[3]={0,1,2};

60    if (in_guesses->n != 3) {
        fprintf(stderr, "Error: heu_test_for_doubliness must be called
        with 3    guesses\n");
        return 0;
    }

65    // Guesses are ordered top-down with values. We need it ord'd with
    // frequencies.

```

ES 2 276 594 B1

```

for(i=0;i<3;i++) freqs[i]=in_guesses->guess[i].freq;
sort_two_vect_inc(freqs, g_position, 3);

5
    d21=heu_near_two(freqs[1]/freqs[0]);
    d31=heu_near_two(freqs[2]/freqs[0]);
    d32=heu_near_two(freqs[2]/freqs[1]);

10
    if ((d21>d31) && (d21>d32)) { // maybe f2 is f1*2...
        // so, the good guess is f3.
        *out_guess = in_guesses->guess[g_position[2]];
        return only_pos(d21-d31-d32);
    }

15
    if ((d31>d21) && (d31>d32)) { // maybe f3 is f1*2...
        // so, the good guess is f2.
        *out_guess = in_guesses->guess[g_position[1]];
        return only_pos(d31-d21-d32);
    }

20
    if ((d32>=d21) && (d32>=d31)) { // maybe f3 is f2*2...
        // so, the good guess is f1.
        *out_guess = in_guesses->guess[g_position[0]];
        return only_pos(d32-d31-d21);
    }

25
    fprintf(stderr, "Dropping out of heu_doubliness????\n");
    fprintf(stderr, "d21=%g\nd31=%g\nd32=%g\n",d21,d31,d32);
    return 0;

30
}

/* Test if the candidate is good thanks to it's value.
   We need at least two guesses to test this.
*/

35
double heu_test_for_max(struct guesses * in_guesses, struct oneguess *
out_guess) {

    if (in_guesses->n < 2) {
40
        fprintf(stderr, "Error: heu_test_for_max must have >= 2
guesses\n");
        return 0;
    }

    // Guesses are ordered top-down with values.
    *out_guess = in_guesses->guess[0];
    return heu_good_max(in_guesses->guess[0].value, in_guesses-
>guess[1].value);
}

50
/* Main heartbeat heuristic function. Compute our best guess and
returns the confiance factor. */

double heartbeat_heuristic(struct guesses * in_guesses, struct oneguess *
out_guess) {
55
    int n;
    struct oneguess maxguess;
    struct oneguess dblguess;
    double maxconf, dblconf, outconf;

60

    n= in_guesses->n; // commodity var

    // If we have just one peak: return it.
    if (n==1) {
65
        *out_guess = in_guesses->guess[0];
    }

```

ES 2 276 594 B1

```

        // Confiance is high...
        outconf=1.0;

5         goto out;
    }

    // If we have two peaks: simply returns the highest, with it's confiance

10    if (n==2) {
        outconf = heu_test_for_max(in_guesses, out_guess);
        goto out;
    }

15    // Otherwise, we have three guesses.

    dblconf=heu_test_for_doubliness(in_guesses, &dblguess);
    maxconf=heu_test_for_max(in_guesses, &maxguess);

20    if ((dblconf>heu_conf_doubleness_threshold) &&
        (dblconf>maxconf) &&
        ((maxguess.value/dblguess.value)<heu_max_win_threshold)) {
        // Probably there is the movement artifact. Use the "doubliness"
test.
        *out_guess = dblguess;
25        outconf=dblconf;
        goto out;
    }

    // else, our best bet is still the max.
30    *out_guess=maxguess;
    outconf=maxconf;

    // clean up and store last value
    out:

35    // If this is too near low freq or too different from before, no
    if (out_guess->index <= i_bpm_min + heu_bpm_too_near_min) outconf=0.0;

    // Is this data better than the past one?

40    if ( (heu_last_guess.freq != 0) &&                                // if we have a
last guess    (outconf < heu_oldval_conf_threshold) &&                    // and this guess
is no-good    (heu_last_conf > heu_oldval_oldconf_threshold) && // and last one
45    was decent    (outconf < heu_last_conf ) &&                        // and last was
better, too    (fabs(out_guess->freq - heu_last_guess.freq)
50    variation is big    < heu_oldval_max_abs_delta) &&                // and absolute
too    (fabs((out_guess->freq - heu_last_guess.freq)/heu_last_guess.freq)
        < heu_oldval_max_rel_delta) // and relative,

55    ) {
        /* then use old value, reducing confiance */
        (*out_guess) = heu_last_guess;
        outconf=only_pos(
            heu_last_conf/heu_oldval_conf_dumping-heu_oldval_conf_loss
60        );
    }

    heu_volta++; // keep track of how much guesses we have done
    heu_last_guess = (*out_guess);
    heu_last_conf=outconf;

65    return outconf;
}

```


ES 2 276 594 B1

```
/* This is the only external function. Use the internal arrays FFT data and
5   emits the best guess. It does not use struct to keep main unaware of the
   internals.
   IN-parameters: none
   OUT-parameters: heartbeat guess, peak value, index in fft_data vector,
   and conformance factor. A NULL pointer means don't care.
   */

10 void compute_fft_hb(double * hb, double * value, int * index, double
   *conformance,
   struct guesses *report) {

15   struct guesses fft_guesses;
   struct oneguess goodguess={0,0,0};
   double conf=0;

   if(have_good_fft_data==0) {
20     fprintf(stderr, "compute_fft_hb called without good fftdata\n");
   } else {
     compute_rel_max(x_fft_data, fft_data, &fft_guesses);
     conf=heartbeat_heuristic(&fft_guesses, &goodguess);
   }

25   if (hb) *hb=goodguess.freq;
   if (value) *value=goodguess.value;
   if (index) *index=goodguess.index;
   if (conformance) *conformance=conf;
30   if (report) *report=fft_guesses;
   return;
}

// Tunable set-up

35 void set_doubliness_cutoff_maxwin(double p_heu_max_win_threshold,
   double p_heu_cutoff,
   double p_heu_doubliness_factor)
{
40   heu_max_win_threshold = p_heu_max_win_threshold;
   heu_cutoff = p_heu_cutoff;
   heu_doubliness_factor = p_heu_doubliness_factor;

45 }

50

55

60

65
```

REIVINDICACIONES

1. Método para procesar señales fotopletismográficas obtenidas de una persona o animal, con el fin de averiguar al menos la frecuencia cardiaca del mismo, siendo dicho método del tipo que comprende realizar las siguientes etapas de manera secuencial:

- a) recibir unas señales eléctricas fotopletismográficas en al menos un dominio temporal,
 - b) transformar dichas señales temporales en señales con al menos un dominio en frecuencia, o señales espectrales,
 - c) identificar una serie de picos candidatos a ser el pico producido a dicha frecuencia cardiaca, de entre al menos parte de dichas señales espectrales,
 - d) obtener una serie de parámetros a partir de dichos picos candidatos,
 - e) determinar a partir de al menos uno de dichos parámetros obtenidos en d) cuál es el pico representativo de dicha frecuencia cardiaca, o pico buscado,
- estando **caracterizado** dicho método porque comprende efectuar dicha etapa d) para obtener al menos un primer y un segundo parámetros mediante unos cálculos realizados en paralelo, siendo:

- dicho primer parámetro resultante de una función de probabilidad de armónicos de dichos picos candidatos, consistente en una comparación dos a dos de los mismos, que ofrece como resultado una serie de valores para el primer parámetro, y

- dicho segundo parámetro resultante de una función de preponderancia, en energía, de dichos picos candidatos, consistente en una comparación dos a dos de los mismos, que ofrece como resultado una serie de valores para el segundo parámetro.

2. Método según la reivindicación 1, **caracterizado** porque dicha etapa e) comprende asignar a dicho pico determinado como representativo de dicha frecuencia cardiaca un coeficiente de confianza.

3. Método según la reivindicación 1, **caracterizado** porque comprende además realizar dicha etapa d) para un tercer parámetro a obtener en base a unos cálculos efectuados en paralelo con los realizados para obtener dichos primer y segundo parámetros, siendo dicho tercer parámetro resultante de una función de análisis histórico de dichos picos candidatos, consistente en una comparación de al menos el pico determinado como representativo de la frecuencia cardiaca en dicha etapa e), para un ciclo anterior, el cual tiene asignado un coeficiente de confianza de un valor alto, con dichos picos candidatos, para buscar el pico de la misma frecuencia o de la frecuencia más próxima a la de dicho pico determinado en dicha etapa anterior e), y asignarle un coeficiente de probabilidad de que sea el pico buscado resultado de devaluar dicho coeficiente de confianza alto en un porcentaje determinado que es inversamente proporcional a la cercanía de ambas frecuencias.

4. Método según la reivindicación 2 ó 3, **caracterizado** porque dicha etapa e) comprende una preselección o primera sub-etapa e.1) consistente en analizar los valores obtenidos para al menos dichos primer y segundo parámetros y seleccionar un único pico candidato para cada parámetro, en función de dicho análisis y una sub-etapa e.2) o selección final para determinar, de entre cada pico seleccionado por cada parámetro, dicho pico representativo de dicha frecuencia cardiaca, o pico buscado.

5. Método según la reivindicación 4, **caracterizado** porque dicha sub-etapa e.1) se lleva a cabo para dichos primer, segundo y tercer parámetros.

6. Método según la reivindicación 4 ó 5, **caracterizado** porque dicha sub-etapa e.1) comprende:

- para seleccionar el pico candidato para el primer parámetro:

- ordenar, en función de su contenido armónico, los picos determinados como pertenecientes a frecuencias fundamentales, en base a los valores obtenidos tras dicha comparación de dicha función de probabilidad de armónicos,
- asignarles un coeficiente de probabilidad a cada uno de dichos picos, tanto mayor cuanto menor sea su contenido armónico,
- ponderar dichos coeficiente de probabilidad de cada uno de los picos con la amplitud de sus respectivas fundamentales, y
- determinar el pico con probabilidad más alta como el pico candidato para el primer parámetro,

- para seleccionar el pico candidato para el segundo parámetro:

- determinar el pico determinado como más preponderante previa asignación de un coeficiente de probabilidad, en base a los valores obtenidos tras dicha comparación de dicha función de preponderancia, como el pico candidato para el segundo parámetro.

7. Método según la reivindicación 6 cuando depende de la 5, **caracterizado** porque dicha sub-etapa e.1) comprende además para seleccionar el pico candidato para el tercer parámetro:

- determinar dicho pico de la misma frecuencia o de la frecuencia más próxima a la de dicho pico determinado en dicha etapa anterior e), como el pico candidato para el tercer parámetro.

8. Método según la reivindicación 7, **caracterizado** porque comprende para realizar dicha etapa e.2) llevar a cabo las siguientes acciones:

- si los tres picos candidatos para los tres parámetros son el mismo, seleccionar dicho único pico como pico buscado, y asignarle un coeficiente de confianza igual al producto de los tres coeficientes de probabilidades asociados,

6

- si solamente dos de los tres picos candidatos para los tres parámetros son el mismo, seleccionar éste como pico buscado si la suma de los dos coeficientes de probabilidades asociados es mayor que el coeficiente de probabilidad del pico candidato diferente a dichos dos picos coincidentes,

6

- si ninguno de los tres picos candidatos para los tres parámetros son el mismo, seleccionar el pico candidato cuyo coeficiente de probabilidad sea mayor como pico buscado.

9. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque comprende calcular el nivel de saturación de oxígeno en base a una o más de dichas señales fotopleletismográficas cuya frecuencia es la de dicho pico buscado determinado en la etapa e).

10. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque comprende emitir, sobre una zona irrigada por capilares sanguíneos, de dicha persona o animal, al menos dos señales luminosas para obtener en respuesta dichas señales fotopleletismográficas recibidas en dicha etapa a), mediante la detección con al menos un fotodetector de dichas señales luminosas, una vez han atravesado dicha zona.

11. Método según la reivindicación 10, **caracterizado** porque dichas señales luminosas emitidas, que son al menos dos, proceden de LEDs o Láseres de distintas longitudes de onda, comprendidas entre 630 y 980 nm, siendo al menos una de ellas infrarroja.

12. Método según la reivindicación 1, **caracterizado** porque dichas señales fotopleletismográficas recibidas en a) contienen armónicos de distintas frecuencias, algunos de los cuales producidos por artefactos representativos del movimiento de dicha persona o animal.

13. Método según las reivindicaciones 12, **caracterizado** porque dichos artefactos son representativos del movimiento de brazos, piernas y/o patas de dicha persona o animal, provocado al andar o correr, generando unos armónicos a otras frecuencias distintas a la cardíaca, que varía según la intensidad de la marcha o carrera.

14. Oxímetro del tipo que comprende al menos:

- dos emisores de señales luminosas de distintas longitudes de onda, adaptados para emitir sobre una zona irrigada por capilares sanguíneos de una persona o animal,

- al menos un fotodetector adaptado para detectar dichas señales luminosas, una vez han atravesado dicha zona irrigada por capilares sanguíneos,

- un sistema electrónico apto para al menos muestrear, tratar y procesar unas señales eléctricas provenientes de dicho fotodetector, que es al menos uno, o señales fotopleletismográficas,

estando dicho oxímetro **caracterizado** porque dicho sistema electrónico está adaptado para procesar dichas señales fotopleletismográficas según un método de acuerdo a una cualquiera de las reivindicaciones anteriores.

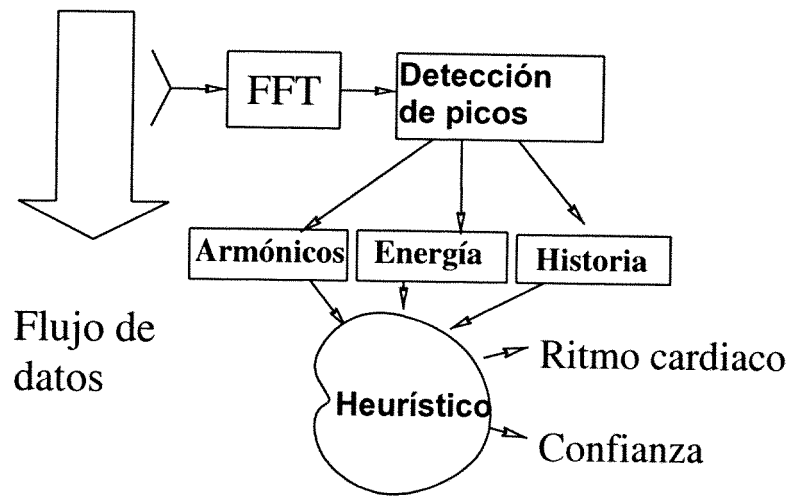


Fig. 1

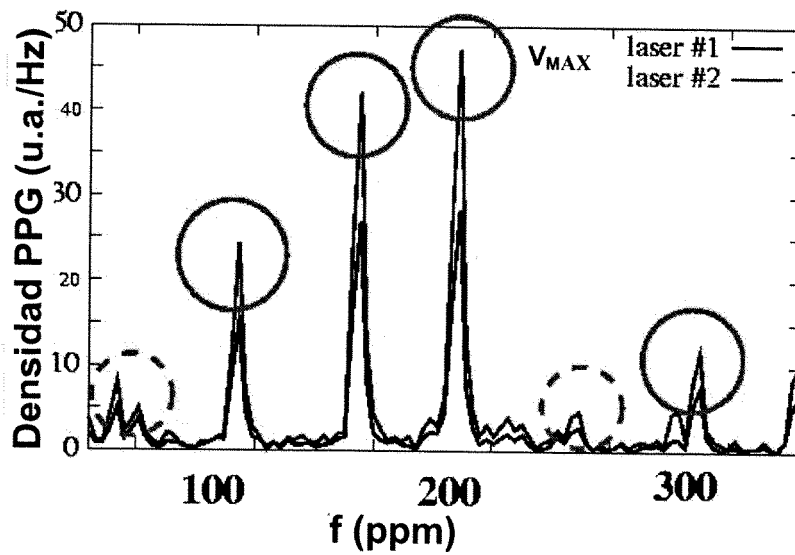


Fig. 2

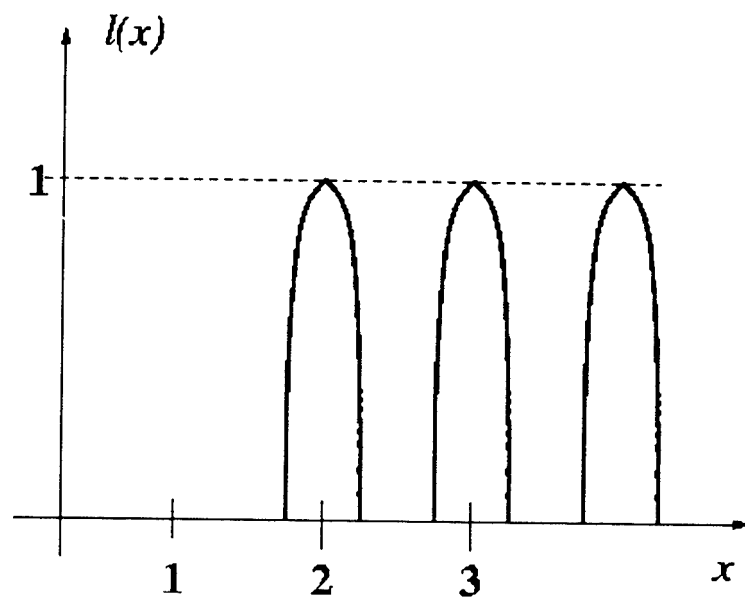


Fig. 3

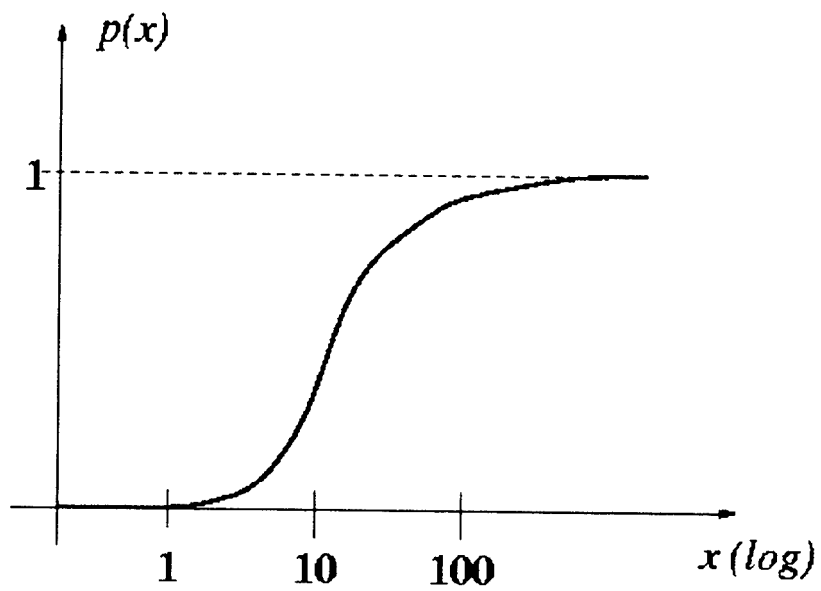


Fig. 4

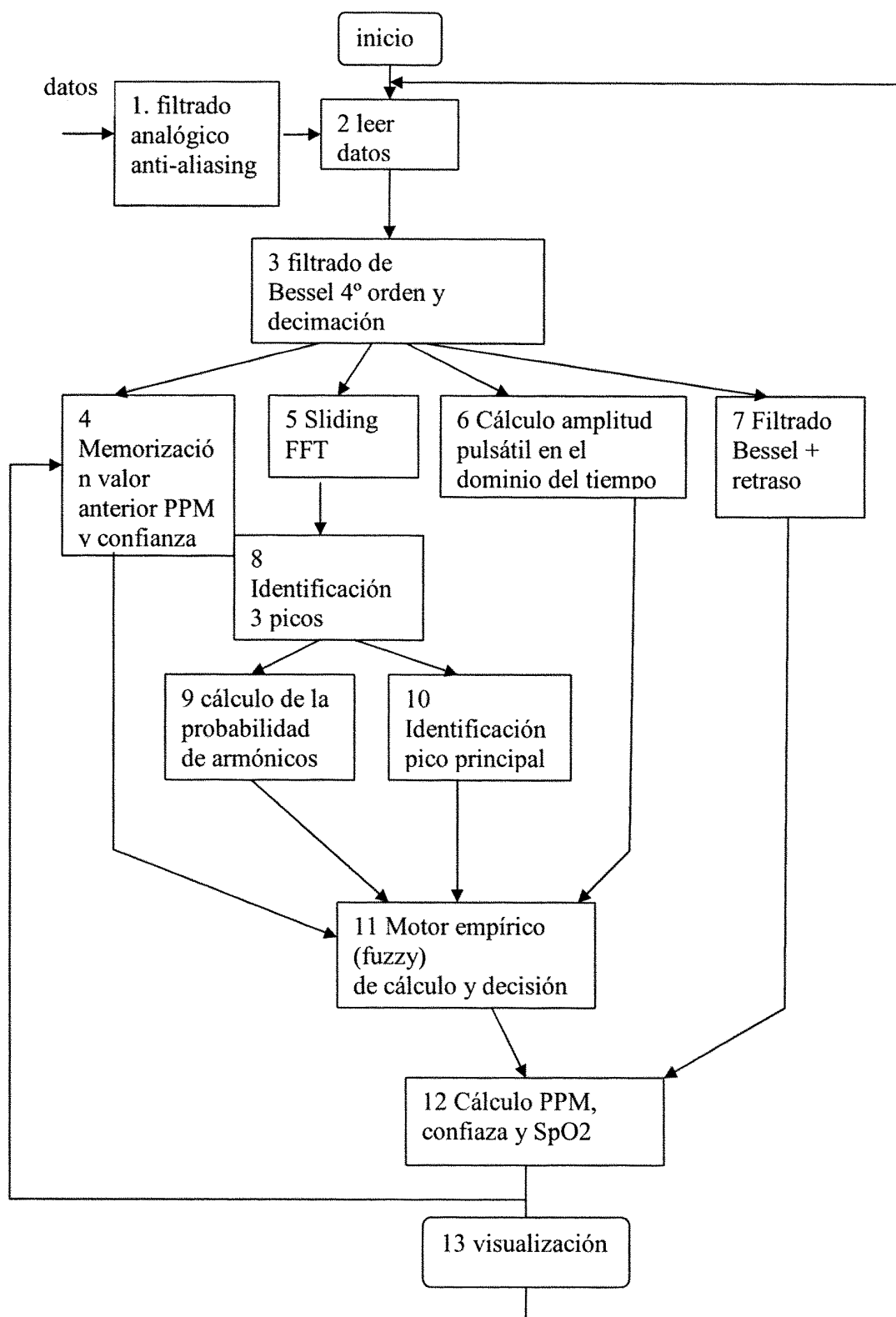


Fig. 5



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

⑪ ES 2 276 594

⑫ Nº de solicitud: 200501425

⑬ Fecha de presentación de la solicitud: 13.06.2005

⑭ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑮ Int. Cl.: **A61B 5/02** (2006.01)
G06F 17/00 (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	WO 2005020789 A1 (DATEX-OHMEDA INC) 10.03.2005, reivindicaciones 1-36.	1-14
A	WO 2005020798 A1 (DATEX-OHMEDA INC) 10.03.2005, reivindicaciones 1-45.	1-14
A	EP 1506736 A1 (SAMSUNG) 16.02.2005, todo el documento.	1-14
A	US 20050033129 A (EDGAR,JR et al.) 10.02.2005, todo el documento.	1-14
A	WO 0125802 A1 (NTC TECHNOLOGY INC) 12.04.2001, todo el documento.	1-14
A	US 20030225337 A (SCHARF et al.) 04.12.2003, todo el documento.	1-14

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

☒ para todas las reivindicaciones

☐ para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe
24.05.2007

Examinador
A. Cardenas Villar

Página
1/1