

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 321 282**

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

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02735636 .9**
96 Fecha de presentación : **21.06.2002**
97 Número de publicación de la solicitud: **1399056**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **24.03.2004**

54 Título: **Análisis de señales de pulsioximetría basado en tren de ondas.**

30 Prioridad: **22.06.2001 GB 0115284**
19.03.2002 GB 0206382

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
04.06.2009

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
04.06.2009

73 Titular/es: **Nellcor Puritan Bennett Ireland**
Michael Collins Road
Mervue, Galway, IE

72 Inventor/es: **Addison, Paul, Stanley y**
Watson, James Nicholas

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 321 282 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

Análisis de señales de pulsioximetría basado en tren de ondas.

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a un sistema que lleva a cabo un análisis de señales médicas y, en particular, una descomposición de señales usadas en la pulsioximetría. Específicamente, la invención se refiere a un sistema que puede eliminar el ruido de tales señales y extraer información clínicamente útil a partir de tales señales, incluyendo la monitorización y el análisis de la respiración del paciente.

Antecedentes

La oximetría es un procedimiento óptico para medir la oxihemoglobina en la sangre. La oximetría se basa en la capacidad que tienen diferentes formas de hemoglobina de absorber luz de diferentes longitudes de onda. La oxihemoglobina (HbO₂) absorbe luz en el espectro rojo y la hemoglobina desoxigenada o reducida (RHb) absorbe luz en el espectro de infrarrojo próximo. Cuando se hace pasar luz roja e infrarroja a través de un vaso sanguíneo, la transmisión de cada longitud de onda es inversamente proporcional a la concentración de HbO₂ y de RHb en la sangre.

Los pulsioxímetros pueden diferenciar la entrada de luz alternativa del pulso arterial de la contribución de nivel constante de las venas y de otros elementos no pulsátiles. Solo se selecciona la entrada de luz alternativa para el análisis. La pulsioximetría ha demostrado ser una técnica sumamente precisa.

Una unidad de pulsioxímetro actual proporciona normalmente tres salidas:

1. la saturación de oxígeno arterial
2. la frecuencia cardíaca
3. una serie temporal fluctuante - la traza del pulsioxímetro o *forma de onda pletismográfica*

La forma de onda normal de un pulsioxímetro, el fotopletismograma (PPG) tiene un gran parecido con una forma de onda de presión arterial completada con una muesca dicrótica. La figura 1a muestra una representación esquemática de una traza típica de un pulsioxímetro a partir de una sonda dactilar. Puede apreciarse en la representación gráfica la naturaleza periódica de dos picos (con una muesca A entre los mismos) de la forma de onda. A menudo, el segundo pico desaparece y se obtiene una señal como la de la figura 1b. Esto puede indicar un estado clínico tal como una distensibilidad arterial reducida. A menudo, para este tipo de señal, hay un cambio notable en la pendiente de la forma de onda descendente (es decir, un acodamiento) tal como indica la flecha B en la representación gráfica.

La figura 2 muestra una representación gráfica de tres señales adquiridas simultáneamente de un paciente. Son: una traza de pulsioximetría tomada de un dedo, una traza de pulsioximetría tomada de una oreja y un electrocardiograma. Estos segmentos de 10 segundos se han cortado a partir de una señal mucho mayor. Obsérvense las notables oscilaciones asociadas con las trazas pulsioximétricas.

El documento WO01/25802 describe un procedimiento para reducir los artefactos de movimiento de las señales medidas. Esta técnica se describe como una técnica particularmente adecuada para usarse en los pulsioxímetros.

Resumen de la invención

La invención se define en la reivindicación 1. Algunas características preferidas se definen en las reivindicaciones dependientes.

Características y ventajas preferidas de la invención se harán evidentes a partir de las otras reivindicaciones y a partir de la siguiente descripción.

La invención en sus formas preferidas proporciona la descomposición de señales de pulsioximetría usando transformadas de tren de ondas (*wavelet*) que tienen en cuenta características subyacentes que tienen como uso clínico su visualización y medición. Las transformadas de tren de ondas se usan para descomponen la señal en un espacio de tren de ondas. La descomposición en tren de ondas de una o más o de una combinación de señales puede usarse entonces para:

- (a) generar una visualización de tren de ondas de la señal, siendo el procedimiento preferido el que usa superficies de energía de tren de ondas representadas gráficamente frente al parámetro b de localización y el inverso de parámetro a de dilatación. Esta visualización destacaría la información saliente en una forma más útil para el diagnóstico clínico (por ejemplo, véanse los escalogramas bidimensionales y tridimensionales en las figuras descritas posteriormente). Esta forma de presentación de información facilitaría la interpretación de tales señales. Se prevé que pueda proporcionarse al médico una visualización en tiempo real del escalograma.

ES 2 321 282 T3

- 5
- (b) Proporcionar, a través de la posición y de la amplitud de las características del escalograma, características medibles de la señal para la estimación de la salud del paciente monitorizado. Estas características pueden incluir parámetros basados en tren de ondas, incluyendo proporciones, para la determinación de la saturación de oxígeno. Esto es importante para determinar la terapia apropiada para el paciente.
- 10
- (c) Proporcionar, usando información obtenida a partir de la transformada de tren de ondas (es decir, a partir de la transformada, de un escalograma normalizado (densidad de energía) de escalograma, de un espectro energético de tren de ondas, de valores de máxima de módulos, de crestas de tren de ondas, de una representación de fase, etc.), un procedimiento para medir la distensibilidad del sistema cardiovascular.
- 15
- (d) Proporcionar, usando información obtenida a partir de la transformada de tren de ondas (es decir, a partir de la transformada, de un escalograma normalizado (densidad de energía) de escalograma, de un espectro energético de tren de ondas, de valores de máxima de módulos, de crestas de tren de ondas, de una representación de fase, etc.), un procedimiento para detectar la presencia y la ubicación de características pertinentes (por ejemplo, los máximos, los mínimos, una muesca, un acodamiento, etc.) y escalas temporales en la señal de pulsioximetría y para usar esta información para una finalidad clínicamente útil.
- 20
- (e) Proporcionar, usando información obtenida a partir de la transformada de tren de ondas (es decir, a partir de la transformada, de un escalograma normalizado (densidad de energía) de escalograma, de un espectro energético de tren de ondas, de valores de máxima de módulos, de crestas de tren de ondas, de una representación de fase, etc.), un procedimiento para identificar características del espectro energético de tren de ondas que pueden usarse como indicadores clínicos de la salud del paciente en el momento de la recogida de datos.
- 25
- (f) Proporcionar, usando información obtenida a partir de las transformadas de tren de ondas (es decir, a partir de la transformada, de un escalograma normalizado (densidad de energía) de escalograma, de un espectro energético de tren de ondas, de valores de máxima de módulos, de crestas de tren de ondas, de una representación de fase, etc.), un procedimiento para identificar características que pueden usarse como indicadores clínicos de la futura salud del paciente, es decir, como indicadores del deterioro o de la mejora posteriores de la salud del paciente. Estos indicadores se incorporarán en un algoritmo de predicción.
- 30
- (g) Proporcionar, usando información obtenida a partir de la transformada de tren de ondas (es decir, a partir de la transformada, de un escalograma normalizado (densidad de energía) de escalograma, de un espectro energético de tren de ondas, de valores de máxima de módulos, de crestas de tren de ondas, de una representación de fase, etc.), un procedimiento para detectar y monitorizar la señal de la respiración del paciente. Este procedimiento sería adecuado para monitorizar la regularidad del patrón de respiración y el ritmo respiratorio del paciente cuando altos niveles de ruido y artefactos erróneos afectan a la señal. Esta información se usará junto con otra información clínica pertinente para finalidades clínicamente útiles.
- 35
- (h) Proporcionar, usando información obtenida a partir de la transformada de tren de ondas (es decir, a partir de la transformada, de un escalograma normalizado (densidad de energía) de escalograma, de un espectro energético de tren de ondas, de valores de máxima de módulos, de crestas de tren de ondas, de una representación de fase, etc.), un procedimiento preciso para detectar y monitorizar el ritmo respiratorio de un paciente. Esta información se visualizará en el pulsioxímetro. Esta información se usará junto con otra información clínica pertinente para finalidades clínicamente útiles.
- 40
- (i) Proporcionar un procedimiento para la disociación de artefactos de las componentes de señal pertinentes, donde los artefactos incluyen ruido, señales coherentes, artefactos de movimiento y, si es necesario, artefactos de respiración. El procedimiento preferido para realizar esto sería la técnica de máxima de módulos.
- 45
- (j) Proporcionar un procedimiento para la clasificación del estado actual de la salud del paciente en base a las características de la transformada de tren de ondas e incorporando un procedimiento de clasificación adecuado. Se utilizará la combinación óptima de las características. Los procedimientos de clasificación pueden incluir procedimientos de clasificación bayesianos no paramétricos, redes neuronales, etc. y también incluyen técnicas de análisis discriminante de preprocesamiento tales como un análisis de componente principal y/o un análisis discriminante lineal para reducir la dimensionalidad de los datos multidimensionales.
- 50
- (k) Proporcionar un procedimiento para la predicción del futuro estado de la salud del paciente en base a las características de la transformada de tren de ondas e incorporando un procedimiento de clasificación adecuado. Se utilizará la combinación óptima de las características. Los procedimientos de clasificación pueden incluir procedimientos de clasificación bayesianos no paramétricos, redes neuronales, etc. y también incluyen técnicas de análisis discriminante de preprocesamiento tales como un análisis de componente principal y/o un análisis discriminante lineal para reducir la dimensionalidad de los datos multidimensionales.
- 55
- 60
- 65

ES 2 321 282 T3

A continuación se describirán realizaciones de la invención, solamente a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos:

Figura 1(a): pulso arterial y señal de pulsioximetría, tal y como se ha descrito anteriormente.

Figura 1(b): pulso arterial y señal de pulsioximetría, tal y como se ha descrito anteriormente.

Figura 2: las tres trazas recogidas: parte superior: señal de pulsioximetría tomada de una oreja; parte central: señal de pulsioximetría tomada de un dedo; parte inferior: electrocardiograma.

Figura 3(a): análisis de tren de ondas de un segmento de 2 segundos de una señal de pulsioximetría tomada de una oreja durante una grabación de 10 minutos. Parte superior: la traza de pulsioximetría. Parte inferior: el escalograma. Tren de ondas de Morlet (*wavelet* de Morlet) estándar con $\omega_0 = 5,5$.

Figura 3(b): análisis de tren de ondas de un segmento de 2 segundos de una señal de pulsioximetría tomada de una oreja durante una grabación de 10 minutos. La representación gráfica de fase. Tren de ondas de Morlet estándar con $\omega_0 = 5,5$.

Figura 3(c): análisis de tren de ondas de un segmento de 2 segundos de una señal de pulsioximetría tomada de una oreja durante una grabación de 10 minutos. Parte superior: la representación gráfica de valores de máxima de módulos. Parte inferior: la representación gráfica de crestas. Tren de ondas de Morlet estándar con $\omega_0 = 5,5$.

Figura 3(d): análisis de tren de ondas de un segmento de 2 segundos de una señal de pulsioximetría tomada de una oreja durante una grabación de 10 minutos. Parte superior: la traza de pulsioximetría. Parte inferior: el escalograma. Tren de ondas de Morlet completo con $\omega_0 = 3$.

Figura 3(e): análisis de tren de ondas de un segmento de 2 segundos de una señal de pulsioximetría tomada de una oreja durante una grabación de 10 minutos. La representación gráfica de fase. Tren de ondas de Morlet completo con $\omega_0 = 3$.

Figura 3(f): análisis de tren de ondas de un segmento de 2 segundos de una señal de pulsioximetría tomada de una oreja durante una grabación de 10 minutos. Parte superior: la representación gráfica de valores de máxima de módulos. Parte inferior: la representación gráfica de crestas. Tren de ondas de Morlet completo con $\omega_0 = 3$.

Figura 4(a): análisis de tren de ondas de un segmento de 2 segundos de una señal de pulsioximetría tomada de un dedo durante una grabación de 10 minutos. Parte superior: la traza de pulsioximetría. Parte inferior: el escalograma. Tren de ondas de Morlet estándar con $\omega_0 = 5,5$.

Figura 4(b): análisis de tren de ondas de un segmento de 2 segundos de una señal de pulsioximetría tomada de un dedo durante una grabación de 10 minutos. La representación gráfica de fase. Tren de ondas de Morlet estándar con $\omega_0 = 5,5$.

Figura 4(c): análisis de tren de ondas de un segmento de 2 segundos de una señal de pulsioximetría tomada de un dedo durante una grabación de 10 minutos. Parte superior: la representación gráfica de valores de máxima de módulos. Parte inferior: la representación gráfica de crestas. Tren de ondas de Morlet estándar con $\omega_0 = 5,5$.

Figura 4(d): análisis de tren de ondas de un segmento de 2 segundos de una señal de pulsioximetría tomada de un dedo durante una grabación de 10 minutos. Parte superior: la traza de pulsioximetría. Parte inferior: el escalograma. Tren de ondas de Morlet completo con $\omega_0 = 3$.

Figura 4(e): análisis de tren de ondas de un segmento de 2 segundos de una señal de pulsioximetría tomada de un dedo durante una grabación de 10 minutos. La representación gráfica de fase. Tren de ondas de Morlet completo con $\omega_0 = 3$.

Figura 4(f): análisis de tren de ondas de un segmento de 2 segundos de una señal de pulsioximetría tomada de un dedo durante una grabación de 10 minutos. Parte superior: la representación gráfica de valores de máxima de módulos. Parte inferior: la representación gráfica de crestas. Tren de ondas de Morlet completo con $\omega_0 = 3$.

Figura 5: segmentación por regiones de un espacio de fase.

Figura 6(a): eliminación de ruido y de tendencia de tren de ondas. Tren de ondas de Morlet $\omega_0 = 5,5$. Serie original.

Figura 6(b): eliminación de ruido y de tendencia de tren de ondas. Tren de ondas de Morlet $\omega_0 = 5,5$. Escalograma.

Figura 6(c): eliminación de ruido y de tendencia de tren de ondas. Tren de ondas de Morlet $\omega_0 = 5,5$. Representación gráfica de fase.

ES 2 321 282 T3

Figura 6(d): eliminación de ruido y de tendencia de tren de ondas. Tren de ondas de Morlet $\omega_0 = 5,5$. Escalograma truncado.

Figura 6(e): eliminación de ruido y de tendencia de tren de ondas. Tren de ondas de Morlet $\omega_0 = 5,5$. La traza original (parte superior); la traza reconstruida (parte central); la traza sin ruido y sin tendencia (parte inferior).

Figura 7(a): eliminación de ruido y de tendencia de tren de ondas. Tren de ondas de Morlet $\omega_0 = 2$. Señal original.

Figura 7(b): eliminación de ruido y de tendencia de tren de ondas. Tren de ondas de Morlet $\omega_0 = 2$. Representación gráfica de fase.

Figura 7(c): eliminación de ruido y de tendencia de tren de ondas. Tren de ondas de Morlet $\omega_0 = 2$. Señales originales y reconstruidas.

Figura 7(d): eliminación de ruido y de tendencia de tren de ondas. Tren de ondas de Morlet $\omega_0 = 2$. Ampliación de la figura 7(c).

Figura 7(e): eliminación de ruido y de tendencia de tren de ondas. Tren de ondas de Morlet $\omega_0 = 2$. Tres umbrales de corte diferentes de alta frecuencia que aumentan desde la parte superior a la parte inferior.

Figura 8(a). Escalograma que muestra la cresta de la respiración.

Figura 8(b). Un escalograma simplificado que muestra el ritmo respiratorio y el ritmo cardiaco.

Figura 9(a): el análisis de un estudio secundario de un experimento de respiración mediante pletismogramas: traza de pulsioximetría.

Figura 9(b): el análisis de un estudio secundario de un experimento de respiración mediante pletismogramas: el módulo de la traza de la figura 9(a) que muestra crestas asociadas con el pulso y con la respiración.

Figura 9(c): el análisis de un estudio secundario de un experimento de respiración mediante pletismogramas: la fase asociada con las crestas de respiración de la figura 9(b).

Figura 10(a): fase después de una respiración.

Figura 10(b): muestra las etapas de mínimos de fase constante a través de las escalas.

Figura 11(a): modulación de frecuencia de las bandas de frecuencia cardíaca dominantes.

Figura 11(b): modulación de amplitud de las bandas de frecuencia cardíaca dominantes.

Figura 11(c): características de respiración individuales resueltas usando un tren de ondas de baja oscilación (una flecha indica una característica de este tipo).

Figura 12: un diagrama esquemático de la señal, su transformación como un escalograma, el espectro energético de tren de ondas asociado.

Figura 13: separación de los datos de prueba. La potencia se representa gráficamente frente a la entropía de los niveles de frecuencia dados. Se ha trazado, de manera discontinua, una línea de separación arbitraria en la representación gráfica.

Figura 14(a): ilustración gráfica de una clasificación bayesiana de conjuntos de datos “enfermos” y “sanos”.

Figura 14(b): ilustración gráfica de una clasificación bayesiana de conjuntos de datos “enfermos” y “sanos”.

Figura 15: parte superior: señal PPG. Representación gráfica inferior: la representación gráfica de valores de máxima de módulos de la transformada de tren de ondas correspondiente a la señal.

Figura 16: parte superior: una señal PPG no procesada. Representación gráfica inferior: la traza filtrada (umbral) de transformada de tren de ondas con características aisladas individualmente de la traza indicada mediante líneas verticales.

Figura 17: una representación esquemática mediante bloques de un sistema a modo de ejemplo para implementar el procedimiento de la invención.

65

La transformada de tren de ondas

Las transformadas de tren de ondas permiten que una señal se descomponga de manera que tanto las características de frecuencia como la ubicación de los rasgos particulares de una serie temporal puedan resaltarse simultáneamente. Esto supera la desventaja básica del análisis de Fourier, donde el espectro sólo contiene información de promedio global lo que conlleva la pérdida de la ubicación de rasgos específicos de la señal. El análisis completo de una señal requiere la deducción tanto de la frecuencia formada como de la ubicación temporal de las componentes de señal. La limitación de los procedimientos de Fourier (solamente espectrales) puede superarse parcialmente introduciendo una ventana de tiempo deslizante que localice el análisis en el tiempo. Esta transformada corta de Fourier (STFT) o local proporciona un grado de resolución temporal resaltando los cambios en la respuesta espectral con respecto al tiempo. Sin embargo, este procedimiento implica siempre un compromiso entre la resolución temporal y la de frecuencia (una mayor resolución de frecuencia significa una menor resolución temporal y viceversa) debido al ancho de ventana fijo asociado con el mismo. La naturaleza de la transformada de tren de ondas es muy adecuada para el análisis de señales en las que se requiere una resolución temporal más precisa para frecuencias más altas que para frecuencias más bajas. Empleando una ventana con un ancho variable, se amplifica eficazmente la señal temporal cuando se analizan frecuencias más altas, proporcionando una mayor resolución donde fuera necesario.

La transformada de tren de ondas de una señal temporal continua de valor real, $x(t)$, con respecto a la función de tren de ondas (función *wavelet*), Ψ , se define como

$$T(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) x(t) dt \tag{1}$$

donde t es el tiempo, a es el parámetro de dilatación, b es el parámetro de localización, $\Psi^*((t-b)/a)$ es la conjugada compleja del tren de ondas de análisis usada en la convolución y $x(t)$ es la señal bajo investigación que, en esta aplicación, es la señal PPG obtenida a partir del pulsioxímetro. Por lo tanto, la transformada de tren de ondas puede concebirse como la correlación cruzada de la señal analizada con una función de tren de ondas que se ha trasladado mediante un valor b y dilatado mediante un factor a .

La bibliografía contemporánea sugiere dos procedimientos de análisis de tren de ondas usando la transformada *discreta* o la transformada *continua*. La transformada de tren de ondas *discreta* necesita usar tren de ondas ortonormales y los niveles de dilatación se establecen en la forma de potencias enteras de dos. Esto proporciona un procedimiento rápido de descomposición de señal y garantiza la conservación de la energía y la reconstrucción exacta de la señal. Sin embargo, la transformada discreta está limitada por la pérdida tanto de la resolución temporal como de la resolución de frecuencia debido a la naturaleza diádica de la transformada. Por el contrario, la transformada de tren de ondas *continua* proporciona una alta resolución. Por tanto, un uso apropiado del análisis de tren de ondas requiere la identificación del tipo correcto de transformada y de tren de ondas para la aplicación dada. La redundancia inherente en el procedimiento de tren de ondas continuo, que presenta un mayor esfuerzo computacional, aumenta la claridad en el espacio de la transformada y permite una mayor resolución temporal a altas dilataciones. Por tanto, es preferible utilizar una transformada de tren de ondas continua en el presente procedimiento. Obsérvese que en la práctica puede emplearse una aproximación discretizada con respecto a la integral de la transformada de tren de ondas continua en base al algoritmo FFT en el que la convolución de tren de ondas en (1) se realiza como un producto en el espacio de Fourier (a través del teorema de la convolución) aumentando por tanto la velocidad del cálculo.

Puede usarse cualquier función de tren de ondas en el análisis. En los ejemplos proporcionados en este documento se utilizarán tren de ondas de Morlet complejas. El tren de ondas de Morlet completo se define como

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} \left(e^{i\omega_0 t} - e^{\frac{\omega_0^2}{2}} \right) e^{-\frac{t^2}{2}} \tag{2}$$

donde ω_0 es la frecuencia central del tren de ondas madre, t es el tiempo, i es el número complejo $(-1)^{1/2}$. El segundo término dentro del paréntesis se conoce como el término de corrección puesto que corrige la media distinta de cero del senoide complejo del primer término. En la práctica, es insignificante para valores de $\omega_0 > 5$. La mayoría de los investigadores se centran en transformadas de tren de ondas con ω_0 en el intervalo 5-6, donde puede realizarse sin el término de corrección ya que se vuelve muy pequeño. En este caso, el tren de ondas de Morlet se convierte en

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} e^{i\omega_0 t} e^{-\frac{t^2}{2}} \tag{3}$$

ES 2 321 282 T3

Esta tren de ondas de Morlet truncada se usa de manera invariable en diversas fuentes bibliográficas y se denomina con frecuencia simplemente como el tren *de ondas de Morlet*. En este documento se usará el nombre “tren de ondas de Morlet estándar” para esta forma simplificada de la ecuación 3 y “tren de ondas de Morlet completo” para la forma completa proporcionada por la ecuación 2.

5 Los valores de máxima de módulos y las crestas se corresponden con las ubicaciones de los máximos y mínimos locales de la transformada de tren de ondas. Estos son útiles para detectar singularidades y las frecuencias instantáneas posteriores. Hay una gran cantidad de información en la transformada de tren de ondas continua $T(a,b)$. Ésta puede condensarse considerablemente considerando solamente los máximos y los mínimos locales de la transformada. Dos definiciones de estos máximos se usan comúnmente en la práctica del análisis de tren de ondas, siendo:

1 - Crestas de tren de ondas, definidas como

$$15 \quad \frac{d(|T(a,b)|^2/a)}{da} = 0 \quad (4)$$

20 que se usan para determinar las amplitudes y las frecuencias instantáneas de las componentes de señal. Obsérvese que esta definición de una cresta usa el escalograma reescalado $|T(a,b)|^2/a$ ya que lleva a una solución analítica más sencilla que relaciona la cresta con la frecuencia instantánea cuando se utiliza un tren de ondas de Morlet estándar como el tren de ondas de análisis.

25 2 - Valores de máxima de módulos de tren de ondas, definidos como

$$30 \quad \frac{d|T(a,b)|^2}{db} = 0 \quad (5)$$

35 que se usan para localizar y caracterizar las singularidades de la señal. (Obsérvese que las ecuaciones 4 y 5 también incluyen puntos de inflexión con pendiente cero. Éstos pueden eliminarse fácilmente cuando se implementa en la práctica el procedimiento de máxima de módulos).

En la presente invención descrita en este documento se usan valores de máxima de módulos y crestas tal y como se han definido anteriormente, aunque cualquier definición razonable de las ubicaciones de los máximos y mínimos de la transformada puede incorporarse en el procedimiento.

40 *Detalles del procedimiento*

Las figuras 3 y 4 muestran algunos resultados del análisis de tren de ondas preliminar realizado sobre segmentos cortos de trazas de un pulsioxímetro. La figura 3 corresponde a una señal tomada de una sonda para la oreja y la figura 4 a una señal tomada de una sonda dactilar.

50 La columna izquierda (figuras 3(a), 3(b), 3(c), 4(a), 4(b), 4(c)) de cada figura corresponde al análisis realizado usando el tren de ondas de Morlet estándar con $\omega_0 = 5,5$ y la columna derecha (figuras 3(d), 3(e), 3(f), 4(d), 4(e), 4(f)) corresponde al análisis realizado usando el tren de ondas de Morlet completo con $\omega_0 = 3$. Estas tren de ondas con $\omega_0 = 3$ son mucho mejores para el aislamiento temporal de las características de la señal.

55 Los escalogramas de las figuras 3(a), 3(d), 4(a) y 4(d) están representados gráficamente debajo de las señales originales. Las representaciones gráficas con $\omega_0 = 5,5$ presentan una mayor compacidad de frecuencia tal y como se aprecia mediante la banda de alta energía horizontal más delgada correspondiente a la frecuencia de “batimiento” de la señal del pulsioxímetro. También se aprecian depresiones regulares correspondientes a los acodamientos de la señal. Las representaciones gráficas con $\omega_0 = 3$ presentan una mayor compacidad temporal en la que la banda dominante contiene picos de ondulaciones que se corresponden con el patrón temporal periódico de la señal.

60 Las representaciones gráficas de fase se muestran después de los escalogramas de las figuras 3 y 4 y proporcionan información de la correspondencia local del tren de ondas con la señal. Todas las representaciones gráficas de fase presentan una estructura regular periódica. La representación gráfica de fase con $\omega_0 = 3$ presenta considerablemente menos ecos parásitos que la representación gráfica con $\omega_0 = 5,5$ debido a la naturaleza menos oscilatoria del tren de ondas usada.

65 Las representaciones gráficas siguientes de las figuras 3 y 4 muestran los valores de máxima de módulos (parte superior) y las crestas (parte inferior) asociados con la transformada de tren de ondas. Proporcionan información relacionada con la ubicación de las características temporales y con la frecuencia instantánea de la señal, respectivamente. Ambos procedimientos permiten que la información pertinente de la transformada de tren de ondas continua altamente

redundante se represente (y por lo tanto se extraiga) en una forma más compacta. Esta información puede usarse en algoritmos de predicción y de filtrado avanzados.

Elementos de la señal en el espacio de tren de ondas

5 La figura 5 muestra una de las representaciones gráficas de fase de la figura 4 ampliada y dividida en cuatro regiones distintas. En el intervalo de frecuencias muy bajas (región B-L) no hay ninguna correspondencia coherente local obvia del tren de ondas con la señal (posteriormente se proporciona más información relacionada con esta región). En el siguiente intervalo de frecuencias más bajas (región P_1), las representaciones gráficas de fase presentan un patrón periódico uniforme correspondiente a los impulsos regulares de la señal. Por encima de este intervalo, estas ondulaciones se dividen en dos, (región P_2), en donde la ubicación de esta nueva división se corresponde con el cambio notable en la pendiente (el acodamiento) que se produce en la parte decreciente de la forma de onda del pulsioxímetro (correspondería a la ubicación de la muesca para una forma de onda con dos picos). En las frecuencias más altas (región N), los cambios de fase que se producen se vuelven más irregulares y corresponden a fluctuaciones más pequeñas de la señal (por ejemplo, ruido de alta frecuencia, artefacto de movimiento de alta frecuencia, etc.). Las características de cada región podrían dividirse adicionalmente usando técnicas de filtrado avanzadas, por ejemplo incorporando tecnología de filtrado de crestas de tren de ondas o de valores de máxima de módulos de tren de ondas.

Eliminación de ruido y de tendencia del tren de ondas y elucidación de los artefactos de respiración

20 La figura 6a muestra un segmento de 35 segundos de una forma de onda de un pulsioxímetro. Se observan oscilaciones en la señal. El escalograma y las representaciones gráficas de fase correspondientes se proporcionan en las figuras 6b y 6c respectivamente para una descomposición Morlet con $\omega_0=5,5$. Las figuras 6d y 6e ilustran un procedimiento simple basado en tren de ondas para eliminar la tendencia y el ruido de la señal donde el escalograma está esencialmente truncado, es decir, las altas y bajas frecuencias centrales de paso banda de tren de ondas están fijadas a cero. Esto elimina tanto las fluctuaciones de periodo muy pequeño como las fluctuaciones de periodo muy grande asociadas con el ruido y las oscilaciones, respectivamente. La figura 6e muestra, de arriba abajo, la señal original, la señal reconstruida usando toda la información del escalograma (una comprobación) y la señal sin tendencia y sin ruido reconstruida a partir del escalograma truncado de la figura 6d. Una eliminación más avanzada de ruido y de tendencia incluye metodologías de filtrado basadas en las crestas y en los valores de máxima de módulos de la transformada de tren de ondas, incluyendo procedimientos que siguen las crestas y otras características basadas en tren de ondas que pertenecen a las señales del pulso y de la respiración a través del tiempo.

35 La figura 7 contiene la descomposición de la misma señal que la de la figura 6, esta vez usando un tren de ondas de Morlet completo con $\omega_0=2$. El aislamiento temporal mejorado de las características del pulso es evidente en el escalograma de espacio de tren de ondas de la figura 7a. Además, la representación gráfica de fase de la figura 7b muestra claramente una oscilación de periodo regular a 0,4 Hz aproximadamente. Esta periodicidad, de 2,5 segundos, se corresponde con el patrón de respiración regular del paciente, indicado como la región B en la figura. De hecho, la región B-L indicada en la figura 5 se ha separado en la región B, de respiración, y en la región L, que incluye otras componentes de señal de menor frecuencia incluyendo oscilaciones. La eliminación del ruido y de la tendencia de la señal se lleva a cabo de la misma manera que en la figura anterior para proporcionar la señal sin ruido y sin tendencia mostrada en la representación gráfica interior de la figura 7c. La figura 7d muestra una ampliación de los primeros cinco segundos de la señales de la figura 7c. El alisamiento de la señal es evidente en la representación gráfica inferior. La elección de la frecuencia de corte superior es crucial para la separación de artefactos de señal relevantes del ruido. La figura 7e muestra tres representaciones gráficas de la señal sin ruido y sin tendencia, donde se han utilizado umbrales de corte cada vez más altos. Esto permite devolver a la señal sin ruido características de frecuencia cada vez más altas.

Más información acerca de la elucidación de los artefactos de respiración

55 Pueden utilizarse cuatro metodologías basadas en tren de ondas para monitorizar la respiración y extraer el ritmo respiratorio a partir de la traza de un pulsioxímetro estándar o a partir de la traza de un fotopletismógrafo (PPG). Estas tecnologías pueden usarse de manera independiente, por ejemplo en un algoritmo, o de manera conjunta usando un mecanismo de sondeo. Estas metodologías son:

1. Sistema de bandas de gran amplitud

60 Cuando el artefacto de respiración es particularmente pronunciado, el ritmo respiratorio puede identificarse como una cresta o banda firme de valores de transformada elevados en el intervalo de bajas frecuencias (<1 Hz). La flecha de la figura 8(a) indica una cresta de este tipo. En una realización preferida, esta banda puede identificarse simplificando el escalograma en dos dimensiones, tal y como se muestra en la figura 8(b). Esto es un espectro energético basado en tren de ondas: la suma de los coeficientes a través de las escalas factorizadas mediante el recíproco del cuadrado del valor de escala ($1/a^2$). Las suposiciones principales que se establecen en esta metodología son: (1) las características dominantes de la traza filtrada son componentes cardíacos y (2) el ritmo respiratorio es menor que el ritmo cardíaco. También pueden utilizarse suposiciones alternativas según la situación clínica, por ejemplo, los PPG de los neonatos.

En otra realización puede seguirse la cresta de la respiración en el espacio de tren de ondas usando técnicas estándar de seguimiento de crestas. Esto permite cambios repentinos o a corto plazo en el ritmo respiratorio que han de identificarse y cuantificarse en tiempo real. En la figura 9 pueden encontrarse pruebas que demuestran la aplicabilidad de esta metodología. En este caso se presenta la traza de un pulsioxímetro, figura 9(a), durante un experimento de 60 segundos. Durante el experimento, se ordenó al sujeto que redujera a la mitad su ritmo respiratorio después de 30 segundos. Como puede observarse en la figura 9(b), puede identificarse claramente una cresta de respiración. Esta cresta disminuye en frecuencia (escala horizontal derecha) después de 30 segundos. Identificando la fase de la transformada de tren de ondas a lo largo de la cresta, puede determinarse una clara indicación del momento de cada respiración (véase la figura 9(c)).

2. Procedimientos de fase

Como se ha mostrado anteriormente, la fase de los coeficientes de tren de ondas pueden usarse para identificar el momento de cada respiración. Sin embargo, una correlación de escala cruzada de valores de fase, particularmente para escalogramas de tren de ondas de baja oscilación, también puede usarse como un indicador de características de respiración, de baja amplitud y de baja frecuencia de la traza PPG.

En la figura 10(a) se presenta una parte del escalograma de espacio de fases de tren de ondas. Como puede observarse, hay una correlación de escala cruzada muy definida para las frecuencias alrededor del ritmo respiratorio (la caja de puntos (es decir, los valores de fase similares están alineados verticalmente)). Representando gráficamente el número de valores de mínima de módulos próximos a cero de la fase con relación a cada escala, pueden identificarse en el gráfico estas zonas de alineación como etapas de valores constantes.

En el ejemplo de la figura 10(b), el eje de escala (horizontal) se presenta como la frecuencia central de paso banda de esa escala. Este diagrama representa gráficamente el cómputo de valores de mínima de módulos de fase con relación a cada escala. Esto es indicativo de la correlación de escala cruzada en el espacio de fase de tren de ondas y puede usarse para asociar regiones del escalograma con características fisiológicas (por ejemplo, el ritmo respiratorio y el cardíaco). Este diagrama es el cómputo de los mínimos de fase del escalograma mostrado en la figura 8.

Como puede apreciarse claramente en esta figura, las etapas de cómputo de fase constante guardan una relación muy estrecha con las posiciones de los picos del espectro de tren de ondas de la figura 8(b) (el espectro de la misma traza que el de la figura 10(b)).

Obsérvese que el uso de una correlación cruzada a través de las escalas también puede usarse para aislar características individuales de la traza. Véase, por ejemplo, la figura 16 en la que se han identificado características de pulso individuales en la traza encontrando la frecuencia dominante asociada con la frecuencia cardíaca y siguiendo después los puntos de igual fase hasta frecuencias más altas. Estas técnicas no pueden realizarse usando procedimientos STFT convencionales en los que la resolución temporal a altas frecuencias es inferior y los valores de fase están relacionados con el origen de la trama STFT en lugar de con el centro del tren de ondas.

3. Modulación de frecuencia

En algunos casos, las amplitudes de las características del PPG relacionadas con la respiración son tales que no pueden aislarse fácilmente como características independientes en el espacio de la transformada (por ejemplo, tienen una amplitud pequeña, están próximas a la señal cardíaca dominante, etc.). Sin embargo, pueden observarse sus efectos en las características cardíacas dominantes. Esto se muestra en la figura 11(a) en la que la frecuencia de modulación corresponde al ritmo respiratorio del sujeto. La frecuencia asociada de las características cardíacas oscila con una frecuencia identificada como la del ritmo respiratorio. Este procedimiento no puede utilizarse usando técnicas de Fourier estándar en las que el cálculo del promedio temporal reduce la resolución en el tiempo, haciendo por tanto indetectable la identificación de esta modulación.

4. Modulación de amplitud

En algunos casos, las amplitudes de las características del PPG relacionadas con la respiración son tales que no pueden aislarse fácilmente como características independientes en el espacio de la transformada (por ejemplo, tienen una amplitud pequeña, están próximas a la señal cardíaca dominante, etc.). Sin embargo, pueden observarse sus efectos en las características cardíacas dominantes. Esto se muestra en la figura 11(b) en la que la frecuencia de modulación de amplitud corresponde al ritmo respiratorio del sujeto.

La banda dominante de amplitud correspondiente a las características cardíacas en el espacio de tren de ondas oscila con una frecuencia identificada como la del ritmo respiratorio. Ocasionalmente, cuando las respiraciones están muy separadas, pueden identificarse características de respiraciones individuales en lugar de una banda continua o modulada. Esto es particularmente evidente cuando se utiliza una función de tren de ondas de baja oscilación, como en la figura 11(c). De nuevo, este procedimiento no puede utilizarse usando técnicas de Fourier estándar en las que el cálculo del promedio temporal reduce la resolución en el tiempo haciendo por tanto indetectable la identificación de esta modulación.

Análisis de las características de tren de ondas

Se describe un esquema para el análisis de las características obtenidas a partir de medidas estadísticas de la señal transformada en tren de ondas a un nivel de frecuencia determinado o siguiendo una característica de frecuencia temporal en el espacio de tren de ondas, donde la transformada puede representarse como los auténticos valores de la transformada, como el módulo de los valores de la transformada, como los valores cuadrados de la transformada (el escalograma) o como alguna otra transformación simple de los valores de la transformada de tren de ondas. En la realización preferida, estas características obtenidas a partir de la transformada de tren de ondas a un nivel de frecuencia seleccionado pueden incluir la potencia, la media, el sesgo, la curtosis y la entropía. Además, éstas pueden encontrarse para la frecuencia de pico de cada escalograma individual en lugar de un nivel de frecuencia predefinido constante, donde la frecuencia de pico se define como el nivel de frecuencia que contiene la mayor potencia cuando se integra a través del escalograma para generar un espectro energético de tren de ondas. La figura 12 muestra una representación esquemática del escalograma de la transformada de tren de ondas y del espectro energético de tren de ondas obtenido a partir de la integración en el dominio de tiempo en cada nivel de frecuencia. El nivel de frecuencia seleccionado a través del cual se obtienen las medidas estadísticas se muestra de manera discontinua en la representación gráfica del escalograma.

El algoritmo permite analizar segmentos de las señales de pulsioximetría. El algoritmo también permite la inspección visual de la dispersión de características en el espacio de parámetros. La dispersión de características se usa después como una entrada para un procedimiento de clasificación, por ejemplo, un clasificador bayesiano o una red neuronal.

La figura 13 muestra la representación gráfica de la dispersión derivada de un conjunto de datos de señal obtenido a partir de dos grupos de niños. Uno de los grupos comprendía un número de “controles” tomados a partir de niños sanos y tenían una duración relativamente corta, los cuales se indican mediante una “o” en la figura. El otro grupo se obtuvo a partir de pacientes ingresados en la unidad de accidentes y emergencias de un hospital infantil británico. Los segmentos de traza se seleccionaron a partir de una señal PPG de cada niño y después se descompuso usando una transformada de tren de ondas. La distribución de características de los escalogramas resultantes se sondeó después a través de diferentes niveles. El gráfico de la figura 13 se ha representado gráficamente con un eje vertical logarítmico para separar mejor los puntos de característica en el espacio de parámetros. Este escalado es opcional y el escalado lineal puede adaptarse mejor a otras características escogidas. Puede observarse a partir de una inspección visual que los controles de los pacientes ingresados están muy separados. La línea discontinua de la representación gráfica se ha añadido para fines ilustrativos y representa una posible línea de separación para dividir el conjunto de datos bidimensional en dos clases.

Para determinar a partir de un conjunto de datos cuál es la gravedad de la enfermedad del paciente, puede utilizarse un procedimiento bayesiano u otro procedimiento de clasificación. La figura 14 muestra un ejemplo del clasificador bayesiano para los conjuntos de datos de entropía “enfermos” y “sanos” que proporciona una especificidad del 84% y una sensibilidad del 81% para determinar un paciente “enfermo” a partir de una muestra de datos. La figura 14(a) muestra varias PDF (funciones de densidad de probabilidad) alisadas de datos correspondientes a los datos de entropía proporcionados por el eje horizontal de la figura 13. En la figura 14(b), representación gráfica superior: PDF alisadas; segunda representación gráfica superior: PDF alisadas y ponderadas según el predominio de clase; segunda representación gráfica inferior: probabilidad de observación que se obtiene a partir de la clase “sana” o “enferma”; representación gráfica inferior: el entrenamiento del clasificador hacia una sensibilidad del 95% para detectar pacientes “enfermos”.

Obsérvese que los dos conjuntos de datos se han alisado antes de la clasificación. El clasificador puede entrenarse usando un procedimiento iterativo y una matriz de riesgos para mejorar la sensibilidad (por ejemplo, al 95% o más) a expensas de la especificidad. Por ejemplo, para una sensibilidad del 96% sólo se consigue una especificidad del 43% para el conjunto de datos de entropía generado (la primera representación gráfica empezando por abajo de la figura 14b).

Combinaciones de vectores de características pueden generar valores mejorados de especificidad y de sensibilidad pero con el requisito de un mayor esfuerzo computacional. La figura 13 muestra un conjunto de características bidimensional (de potencia y entropía). El mayor esfuerzo computacional que se origina a partir del uso de conjuntos de características multidimensionales puede remediarse en parte reduciendo el número de componentes usando, por ejemplo, un análisis de componente principal o un análisis discriminante lineal durante la etapa de preprocesamiento.

El uso de las características obtenidas a partir de la transformada de tren de ondas es útil como una indicación clínica del estado actual de la salud del paciente, tal y como se muestra en el ejemplo. El mismo procedimiento de clasificación también puede usarse como una predicción del futuro estado de salud del paciente relacionando los futuros resultados con los datos de características del tren de ondas.

El procedimiento de clasificación también puede ampliarse para incluir otros parámetros clínicos incluyendo la categoría de triage, el tiempo de relleno capilar, el cómputo de leucocitos, edad, etc.

El procedimiento de clasificación también puede ampliarse para dividir adicionalmente los datos según la “gravedad de la enfermedad” del paciente, donde el sistema se entrena inicialmente en base a la gravedad de una enfermedad que se determina usando criterios adecuados para un médico.

Utilidad en la medición de la distensibilidad, etc.

La extracción de características y la eliminación de ruido basadas en tren de ondas y descritas en este documento permitirán un análisis más preciso de la forma de onda fotopletoislográfica cuando se usa en la medición y en la monitorización de parámetros fisiológicos. Un ejemplo de esto es la determinación de la distensibilidad arterial usando la forma, y los puntos de referencia de, de la señal pletismográfica. Los valores de máxima de módulos siguientes pueden usarse para determinar la ubicación y la naturaleza de los puntos de característica pertinentes del PPG, por ejemplo el comienzo y el final de la pendiente ascendente inicial de la traza PPG, los máximos, los mínimos, etc. Esto se muestra esquemáticamente en la figura 15. Se muestran puntos A, B, C, D de referencia PPG de ejemplo usados en la determinación de parámetros clínicamente útiles y pueden identificarse en la representación gráfica de los valores de máxima de módulos. Las líneas de los máximos pueden usarse para identificar mejor los puntos de característica de la señal.

En la figura 16, la representación gráfica inferior muestra la traza (filtrada) de la transformada de tren de ondas con características aisladas individualmente de la traza indicada mediante líneas verticales. Obsérvese que se han identificado a través de una correlación de escala cruzada de fase. Obsérvese también que los picos y los valles se han diferenciado a través del valor de fase (los valores próximos a cero corresponden a los picos y los valores próximos a $\pm\pi$ corresponden a los valles).

20 *Implementación*

La figura 17 ilustra esquemáticamente un sistema para implementar la invención.

Un pulsioxímetro 10 de un tipo conocido tiene una sonda 12 para obtener lecturas a partir de un dedo, del lóbulo de una oreja o de otra parte adecuada de un paciente. El pulsioxímetro transmite una señal PPG no procesada a un ordenador 14 que lleva a cabo las transformadas de tren de ondas y los análisis asociados tratados anteriormente. El ordenador 14 puede transmitir tanto la señal PPG no procesada como los resultados del procesamiento de la señal PPG a un dispositivo 16 de visualización (VDU) y/o proporcionar una salida en forma de datos en 18. La salida 18 de datos puede tener forma de un enlace a una ubicación remota, de un portador de datos tal como un disco o una cinta o cualquier otro formato adecuado.

Los cálculos matemáticos de las transformadas de tren de ondas están descritos ampliamente en diversas fuentes bibliográficas y son conocidos por los expertos en la técnica, por lo que no se describirán adicionalmente en este documento.

La manera más cómoda de implementar la presente invención es conectando un ordenador a un pulsioxímetro actual, tal y como se muestra en la figura 17. Sin embargo, resultará fácilmente evidente que la invención también podría implementarse combinando un pulsioxímetro con recursos computacionales adecuados en un único instrumento autónomo o enviando, a través de un enlace de comunicaciones de datos, la señal PPG desde un pulsioxímetro convencional a un ordenador remoto que pueden compartir varios usuarios.

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un sistema de medición fisiológica que comprende un pulsioxímetro (10) para obtener una señal de pulsioximetría de un sujeto, y un medio (14) de procesamiento de señales para procesar la señal de pulsioximetría mediante un análisis de transformada de tren de ondas continua para obtener una superficie de energía de transformada de tren de ondas, representar gráficamente la superficie frente a un parámetro de localización y un parámetro de escala e identificar una característica de la superficie representada gráficamente para obtener uno o más parámetros fisiológicos.
- 10 2. Un sistema según la reivindicación 1, en el que la señal de pulsioximetría es un fotopleletismograma (PPG).
3. Un sistema según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que el medio (14) de procesamiento de señales es operable para obtener el módulo de la transformada de tren de ondas de la señal del pulsioxímetro y para representar gráficamente el módulo frente al parámetro de localización y el parámetro de escala.
- 15 4. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el parámetro de escala es una frecuencia característica del tren de ondas usado en la descomposición.
- 20 5. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que el parámetro de escala es la dilatación del tren de ondas.
6. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que incluye un dispositivo (16) de visualización para visualizar la información obtenida a partir de la señal de pulsioximetría mediante el análisis de la transformada del tren de ondas.
- 25 7. Un sistema según la reivindicación 6, en el que la información se visualiza en tiempo real.
8. Un sistema según la reivindicación 6 o la reivindicación 7, en el que la información visualizada incluye uno o más de entre: la distribución de energías en la señal de pulsioximetría, estructuras coherentes en la señal procesada, una representación gráfica del contorno de la forma de onda descompuesta, una representación gráfica de la superficie de la forma de onda descompuesta y un escalograma energético bidimensional o tridimensional.
- 30 9. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 7 a 8, en el que también se visualiza la señal de pulsioximetría no procesada.
- 35 10. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el medio de procesamiento de señales identifica información relacionada con la respiración.
- 40 11. Un sistema según la reivindicación 10, en el que la información de la respiración se identifica a partir de crestas de gran amplitud usando procedimientos de seguimiento de crestas.
12. Un sistema según la reivindicación 10, en el que la información de la respiración se identifica mediante procedimientos de fase.
- 45 13. Un sistema según la reivindicación 12, en el que la información de respiración se identifica mediante una correlación de escala cruzada de valores de fase.
14. Un sistema según la reivindicación 10, en el que la información de respiración se identifica mediante el análisis de modulación de amplitud o de frecuencia.
- 50 15. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el medio (14) de procesamiento de señales es operable para eliminar al menos uno de entre ruido, artefactos y características transitorias.
- 55 16. Un sistema según la reivindicación 15, en el que dicha eliminación emplea al menos uno de entre: transformación inversa de la transformada truncaada; procedimientos de crestas del tren de ondas; procedimientos de máxima de módulos.
17. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la información de la transformada se usa para determinar la gravedad actual o pronosticada de la enfermedad de un sujeto.
- 60 18. Un sistema según la cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el pulsioxímetro (10) tiene una sonda para obtener lecturas a partir del dedo o del lóbulo de una oreja de un sujeto.

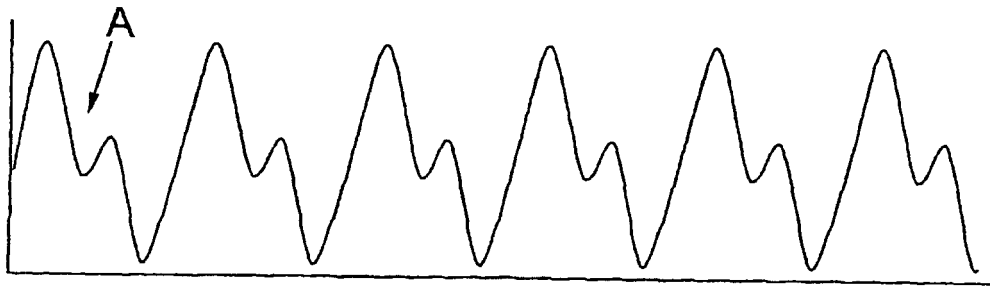


Fig. 1a

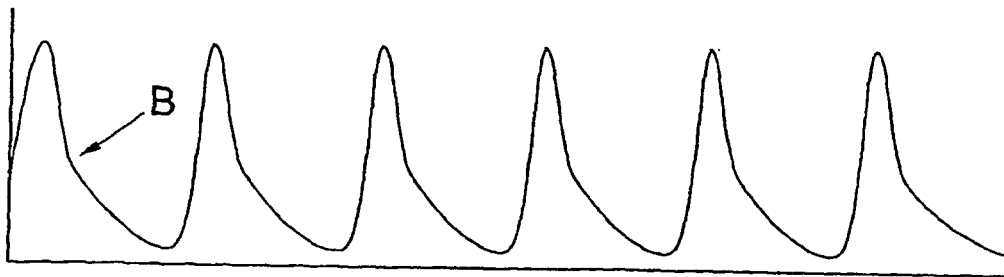


Fig. 1b

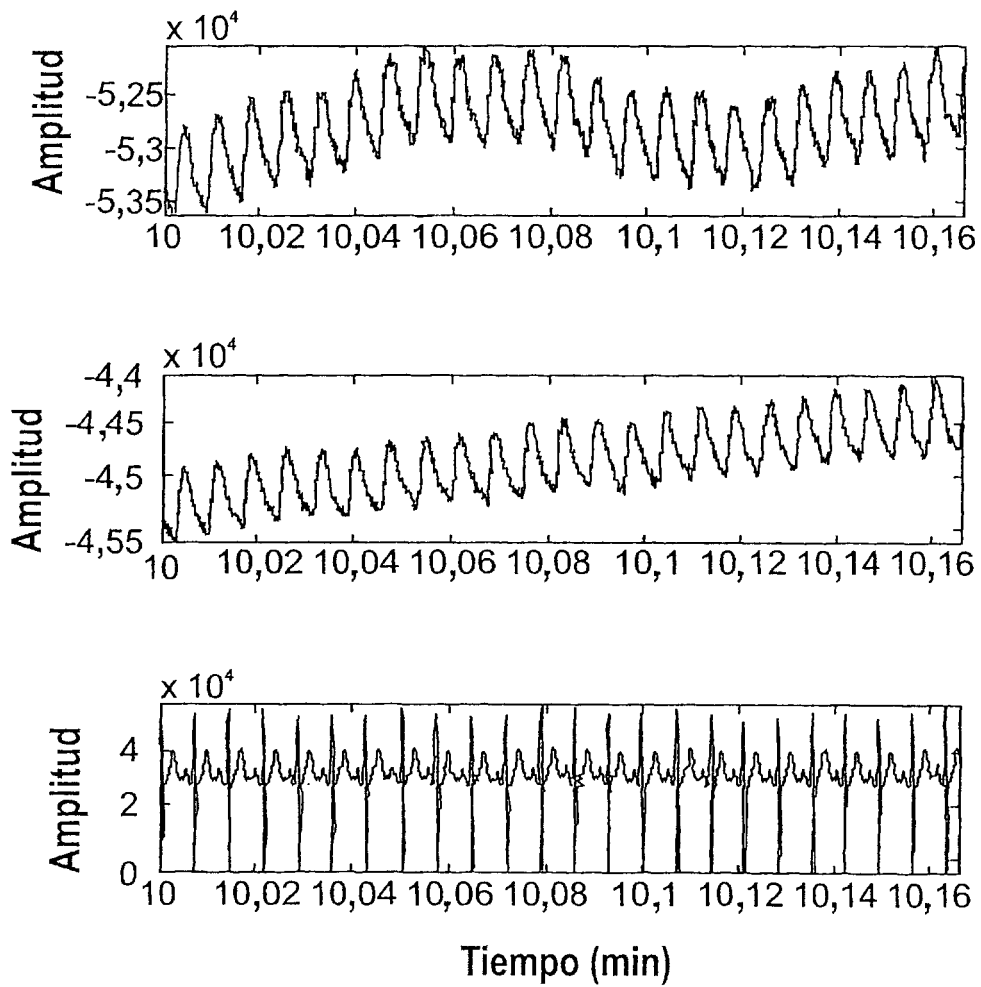


Fig. 2

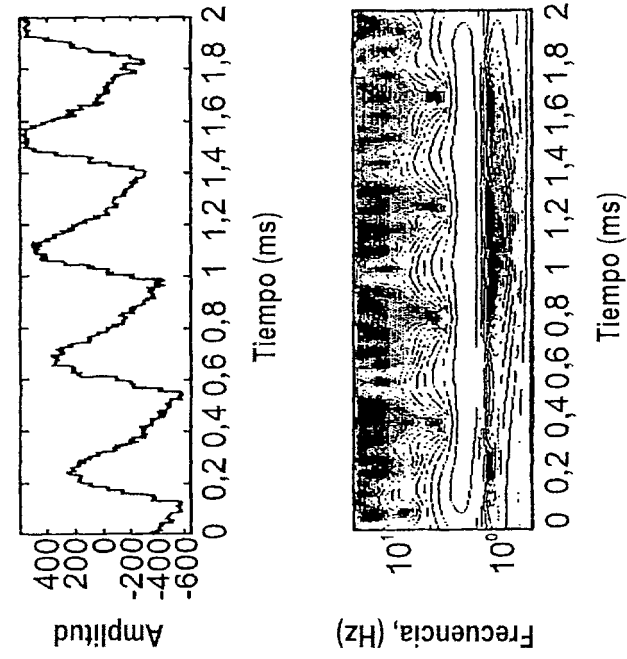


Fig. 3d

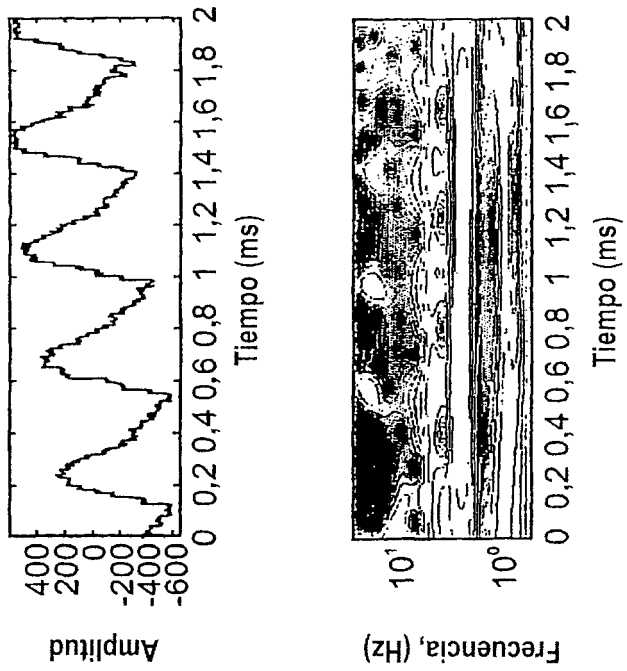


Fig. 3a

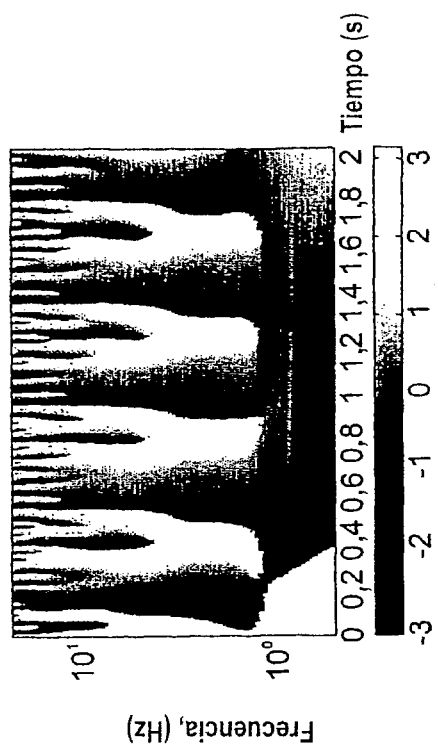


Fig. 3e

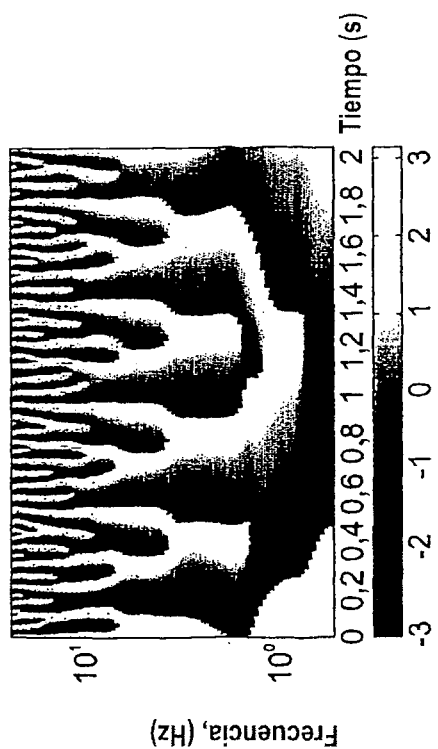


Fig. 3b

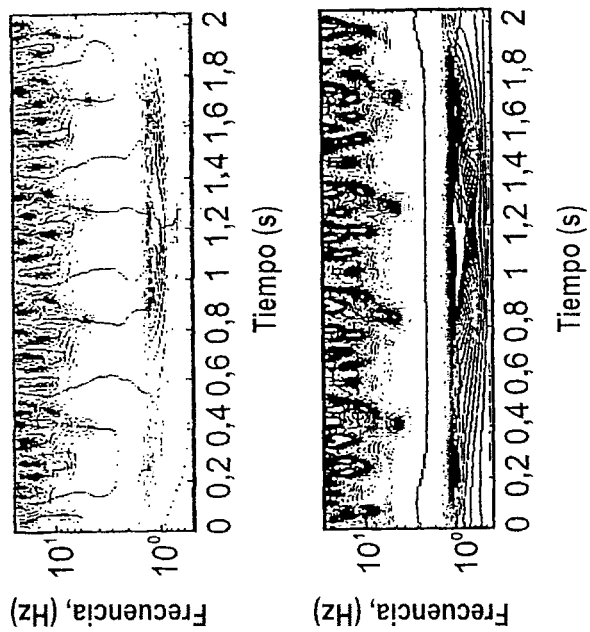


Fig. 3f

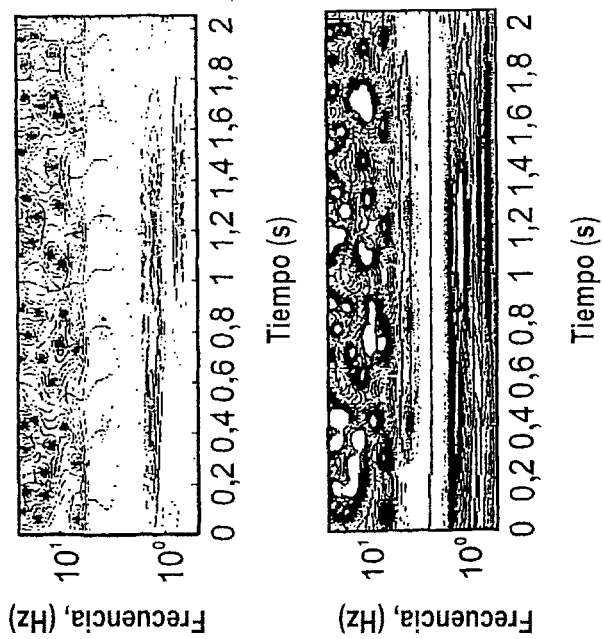


Fig. 3c

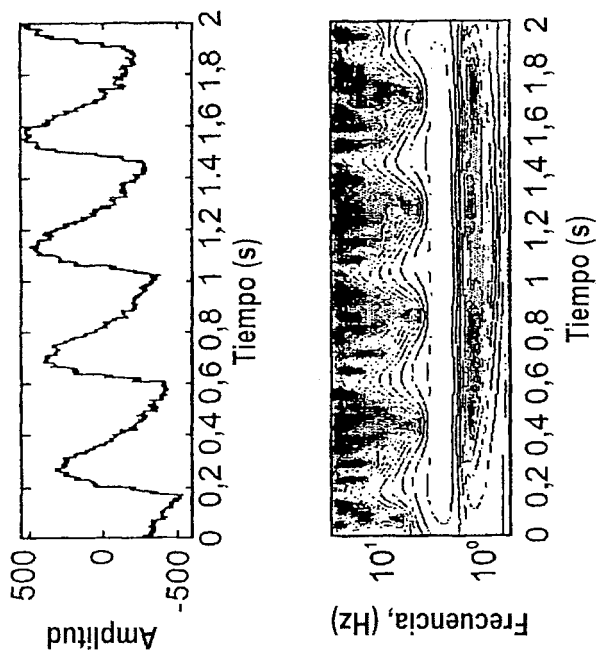


Fig. 4d

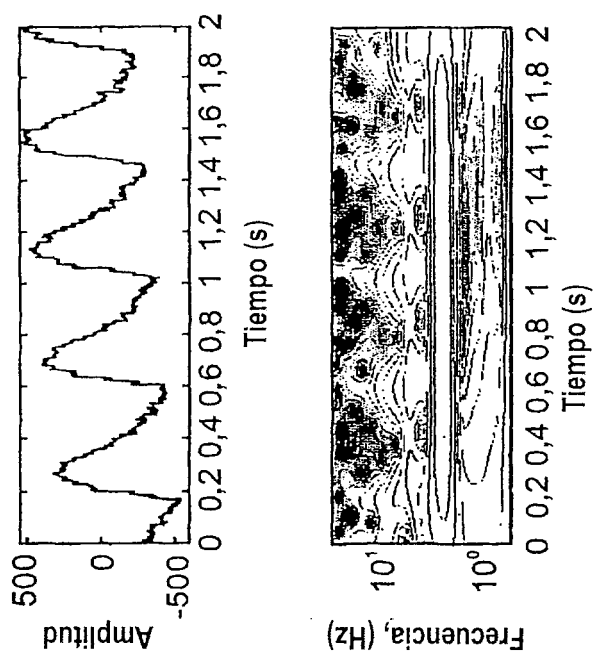


Fig. 4a

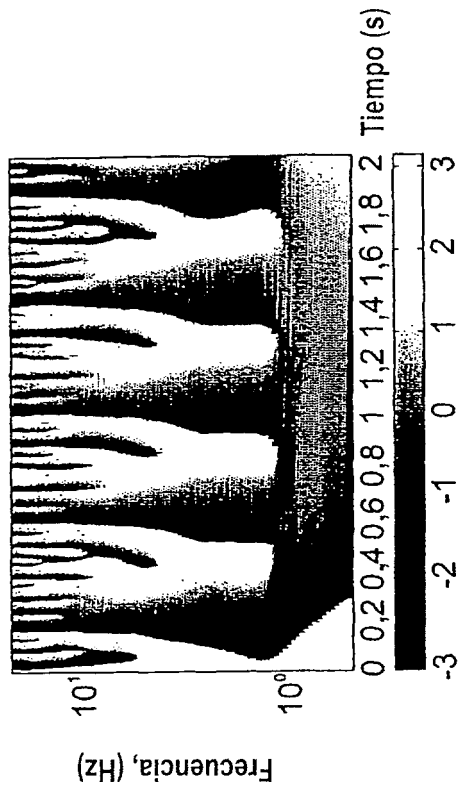


Fig. 4e

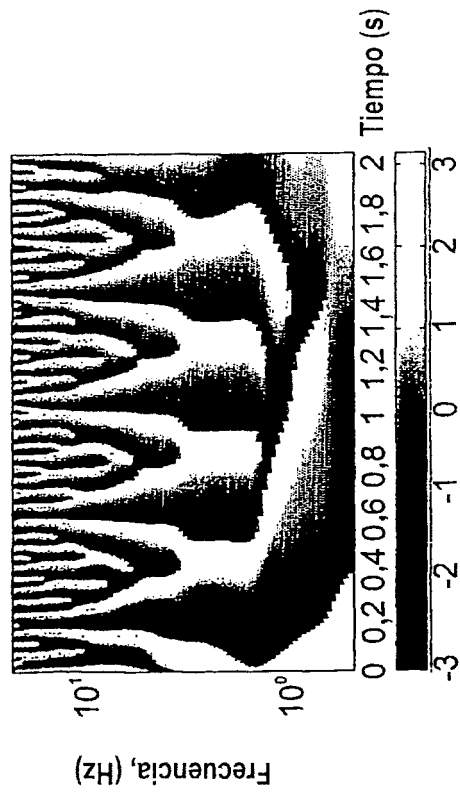


Fig. 4b

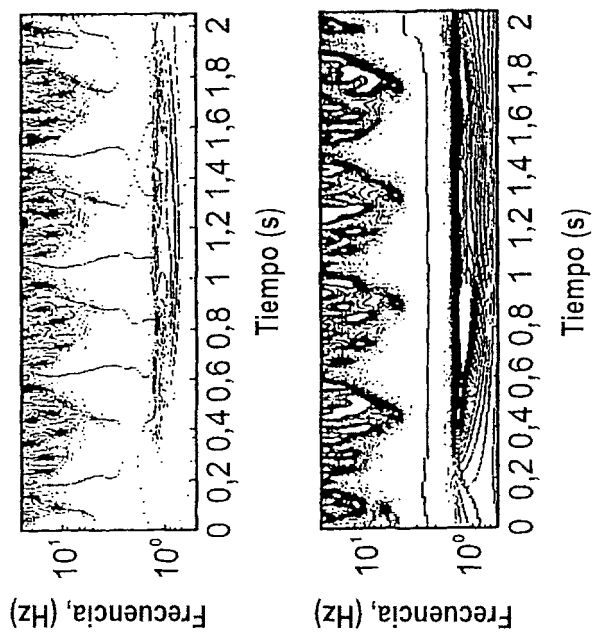


Fig. 4c

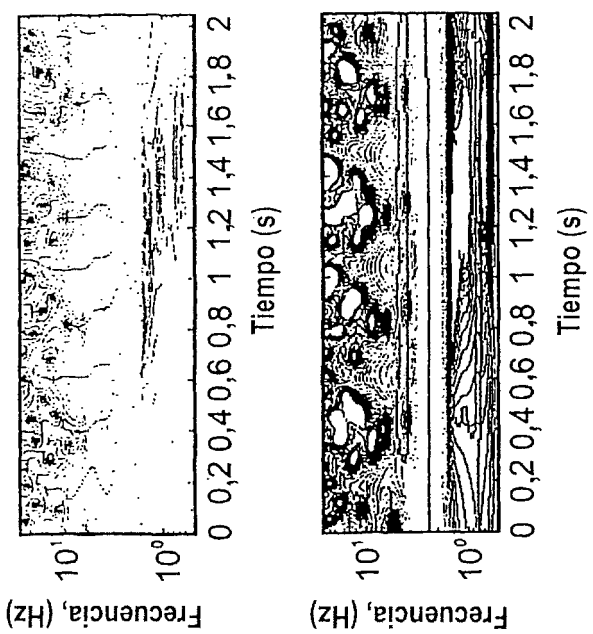


Fig. 4f

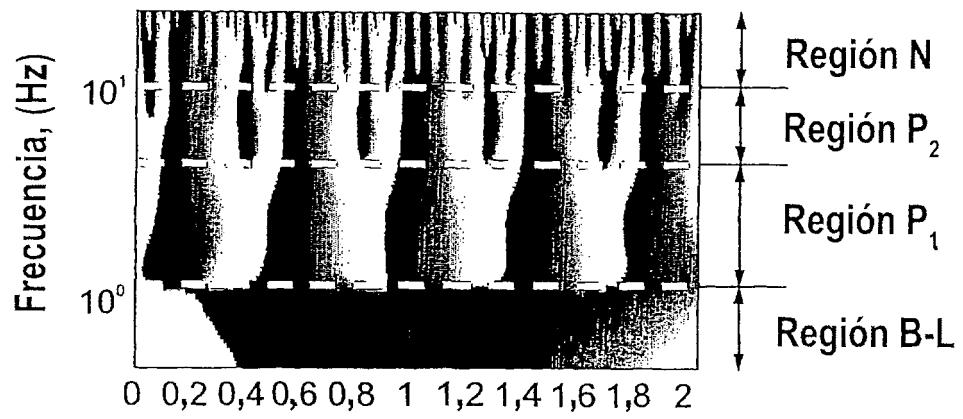


Fig. 5

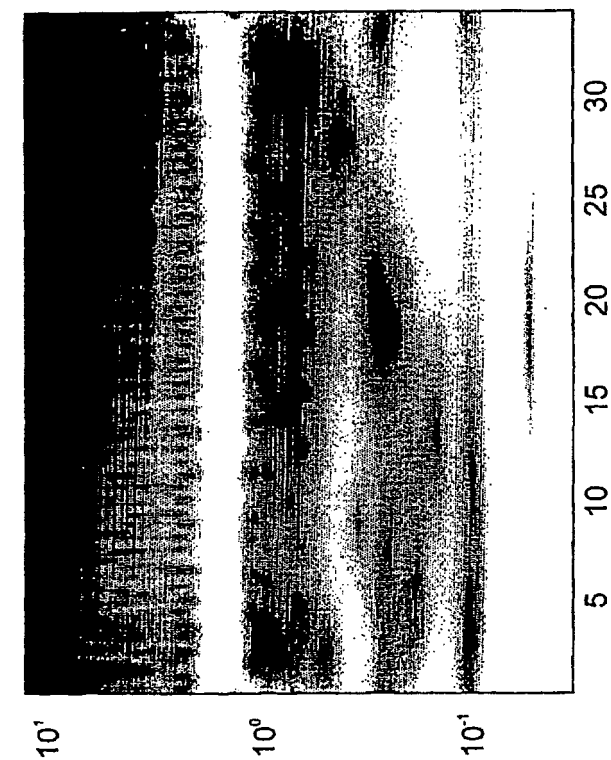


Fig. 6a

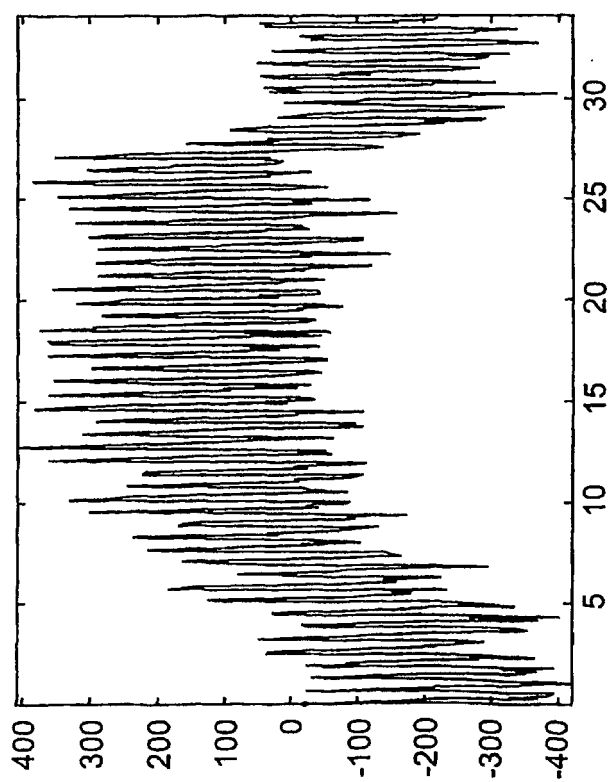


Fig. 6b

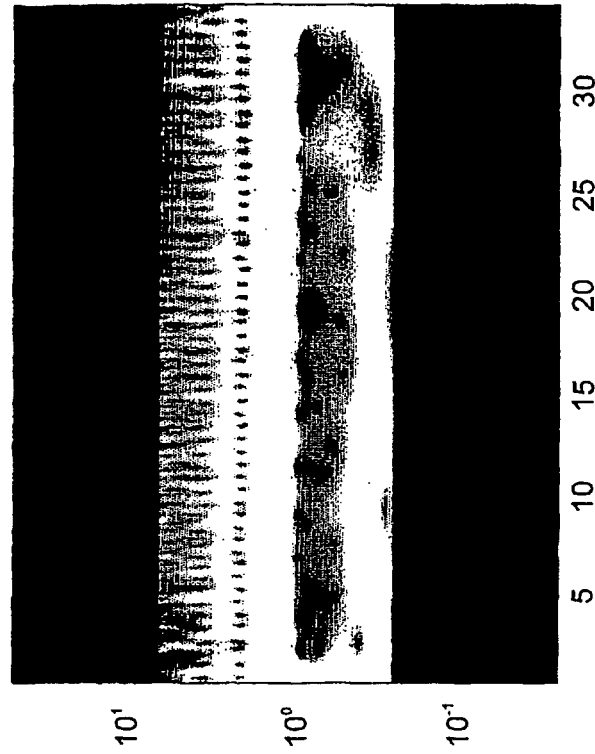


Fig. 6c

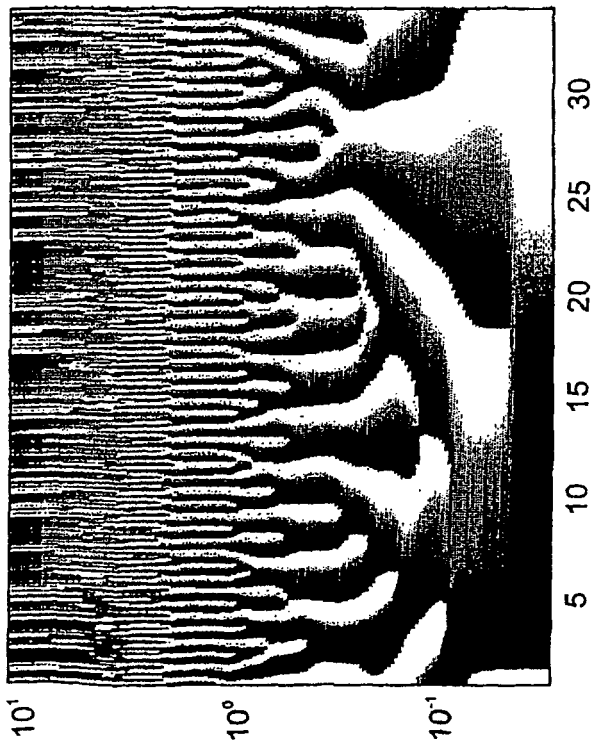


Fig. 6d

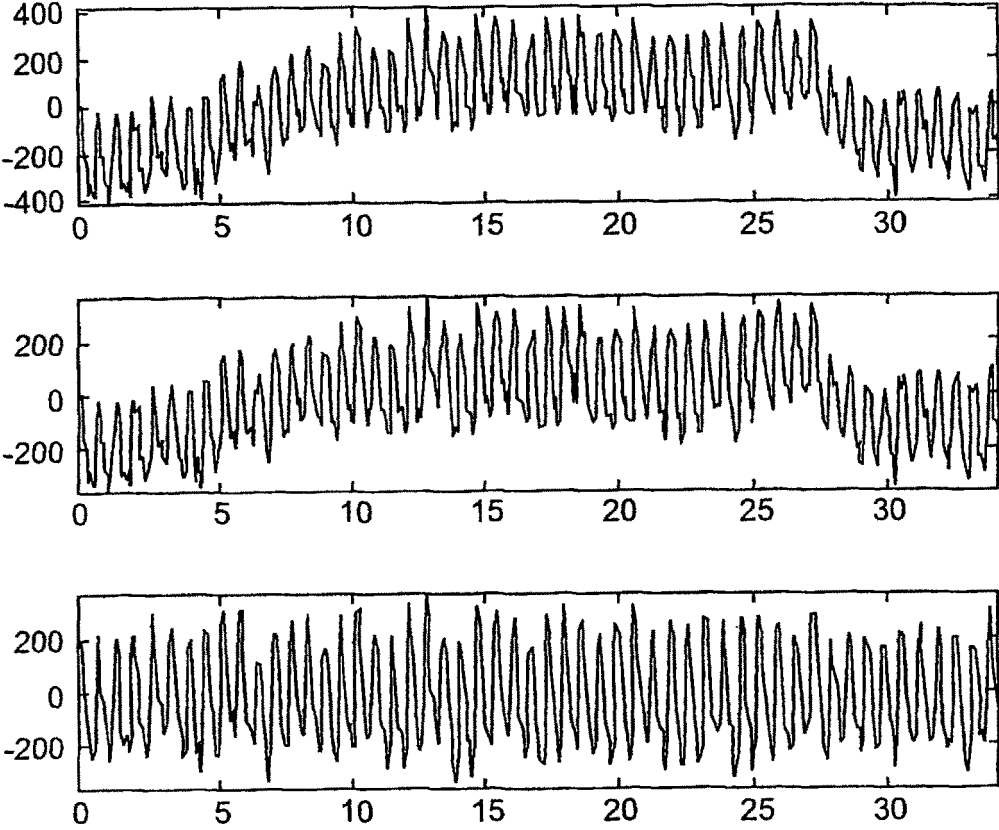


Fig. 6e

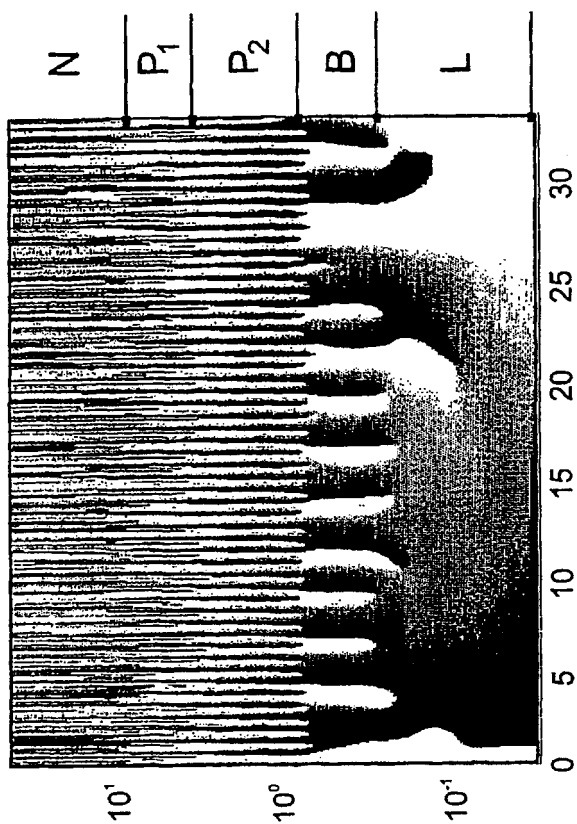


Fig. 7a

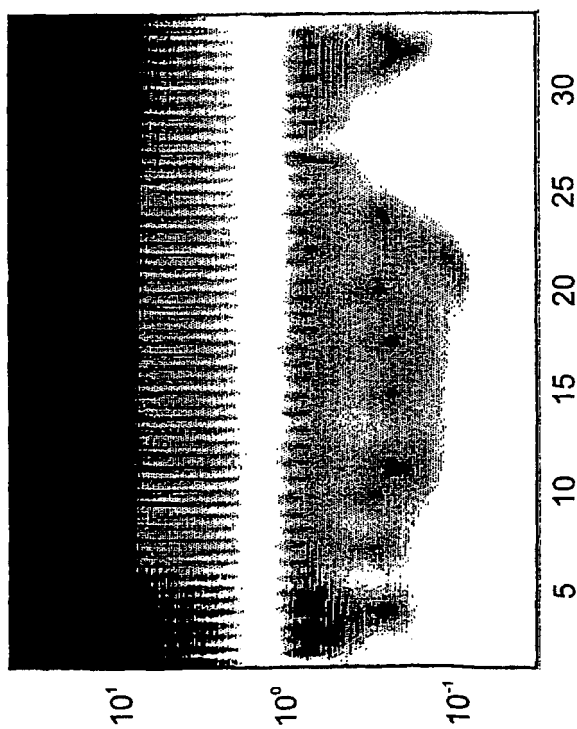


Fig. 7b

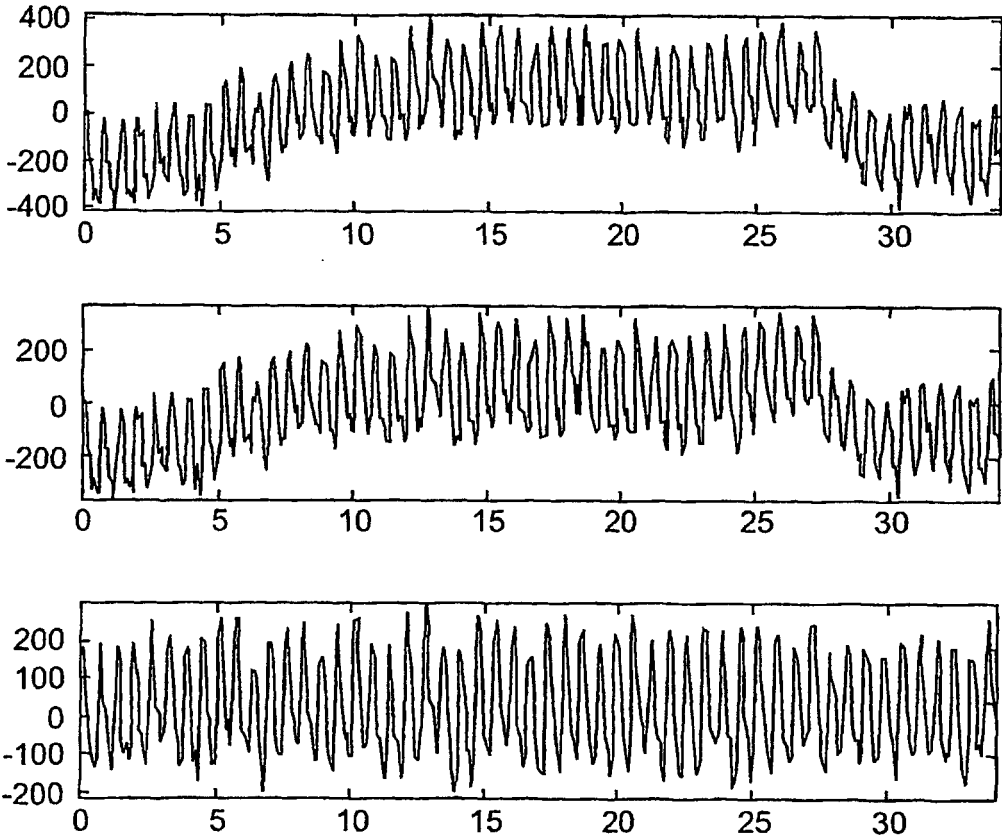


Fig. 7c

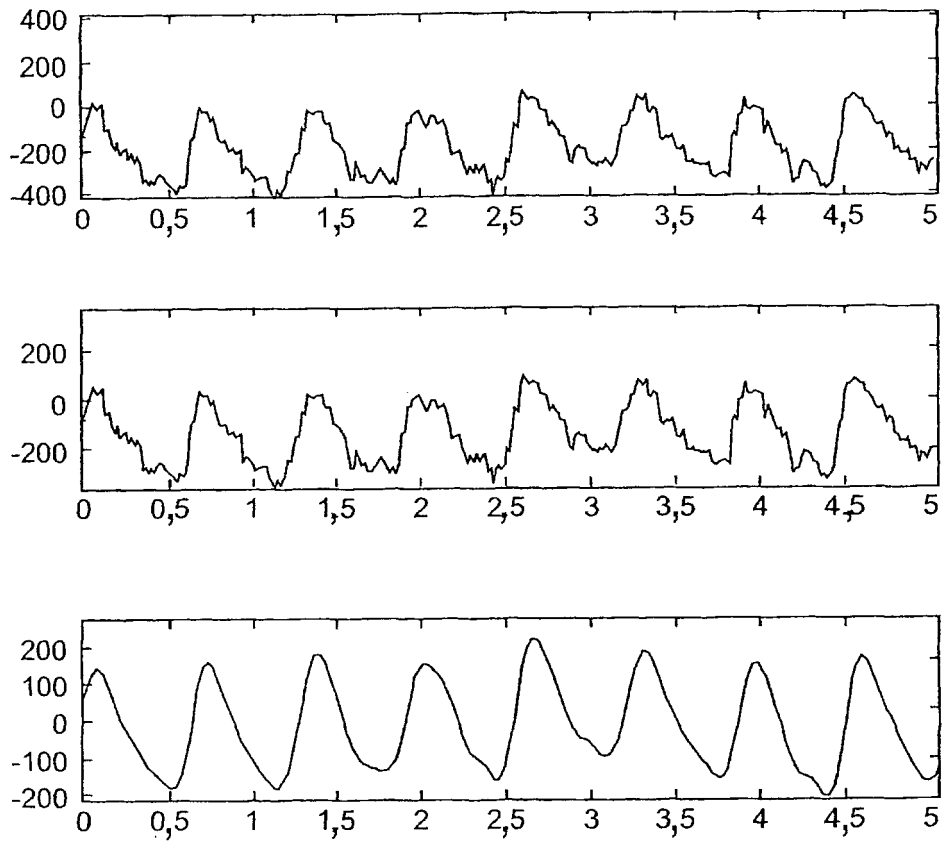


Fig. 7d

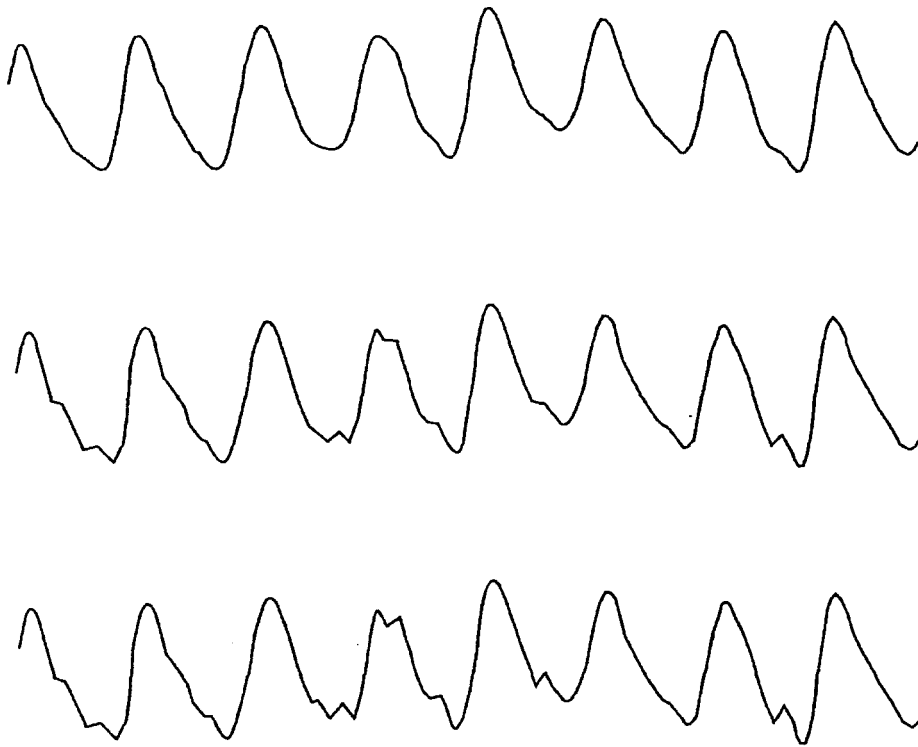


Fig. 7e

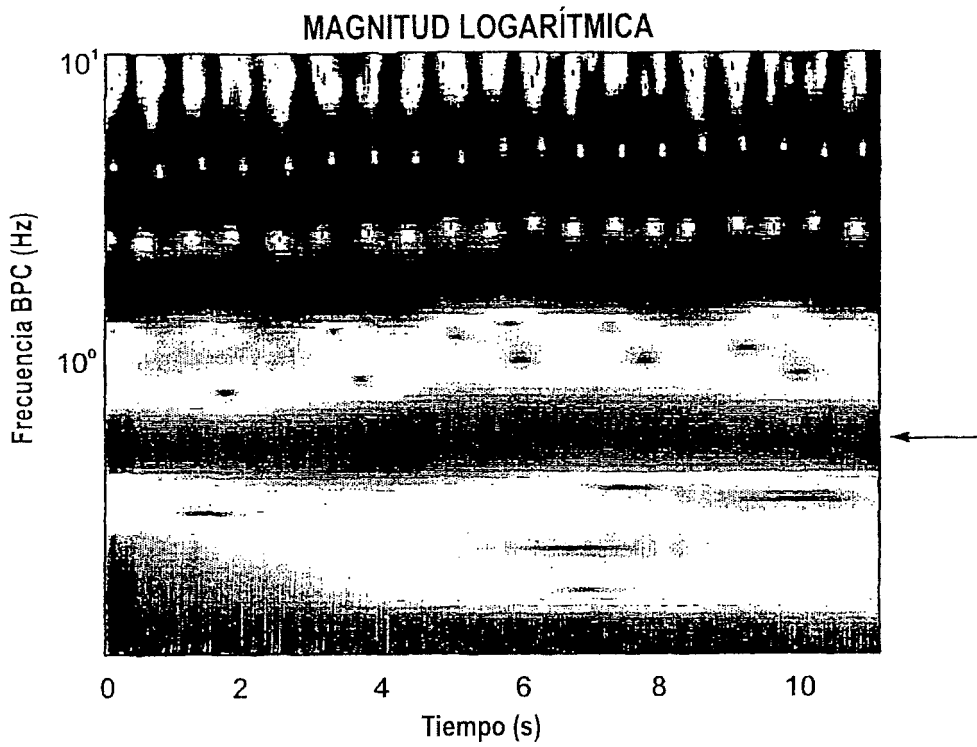


Fig. 8a

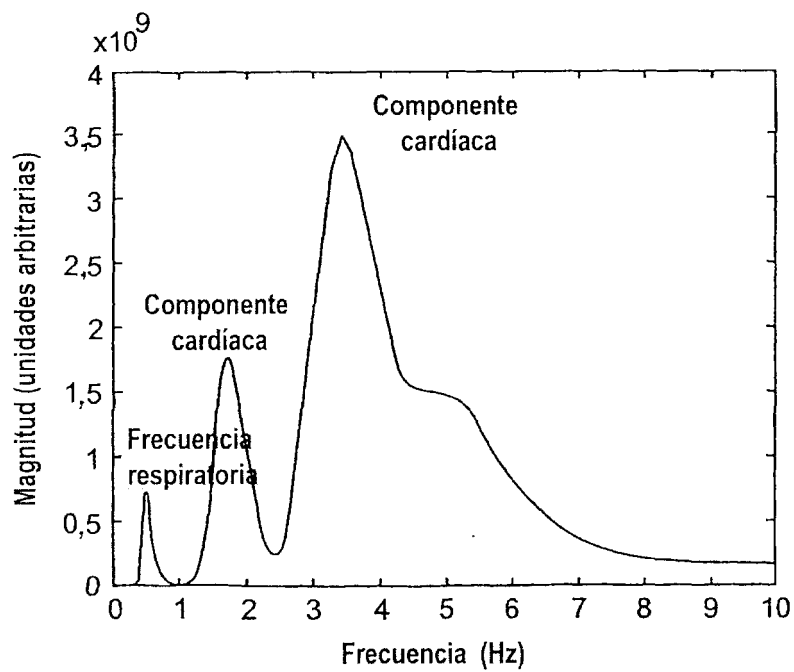


Fig. 8b

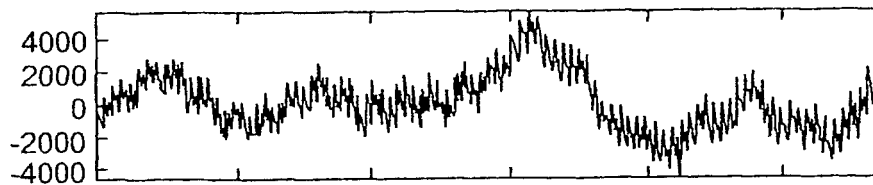


Fig. 9a

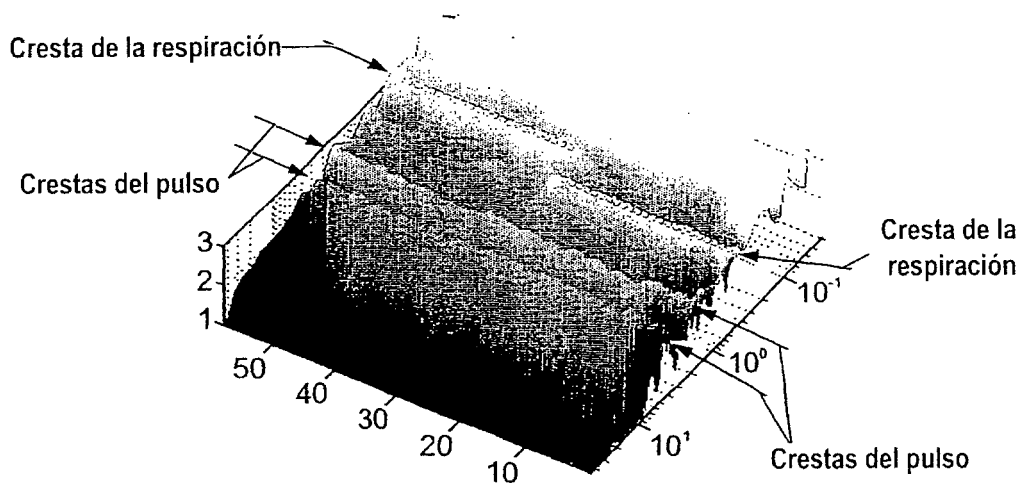


Fig. 9b

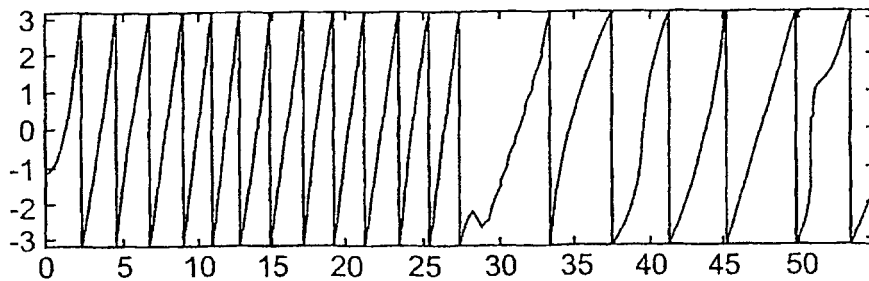


Fig. 9c

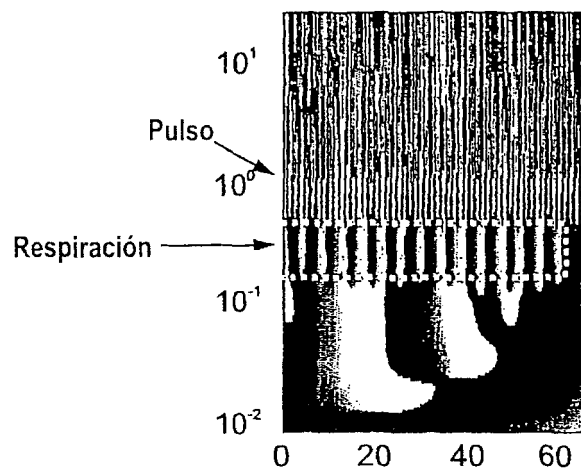


Fig. 10a

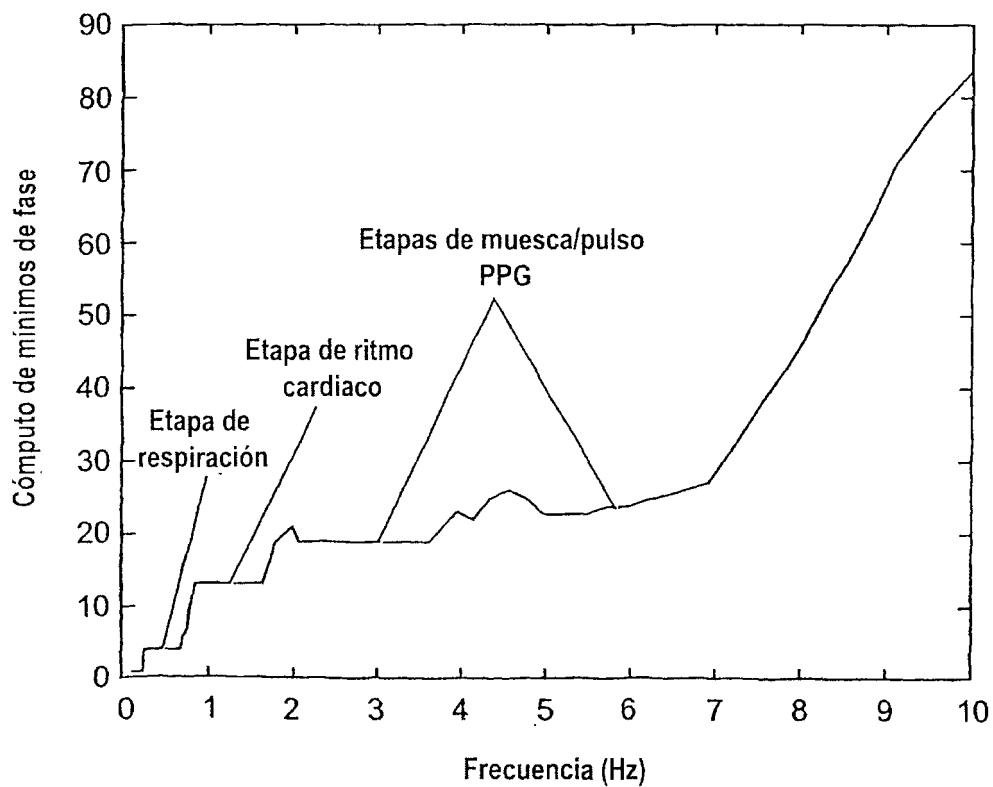


Fig. 10b

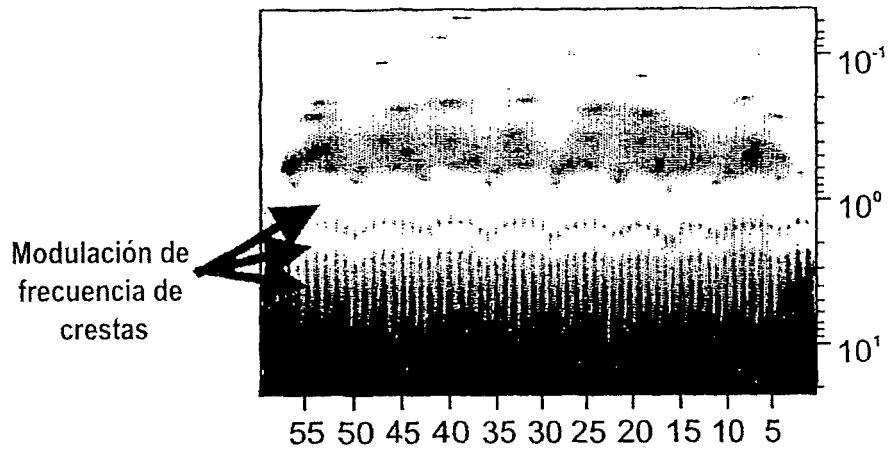


Fig. 11a

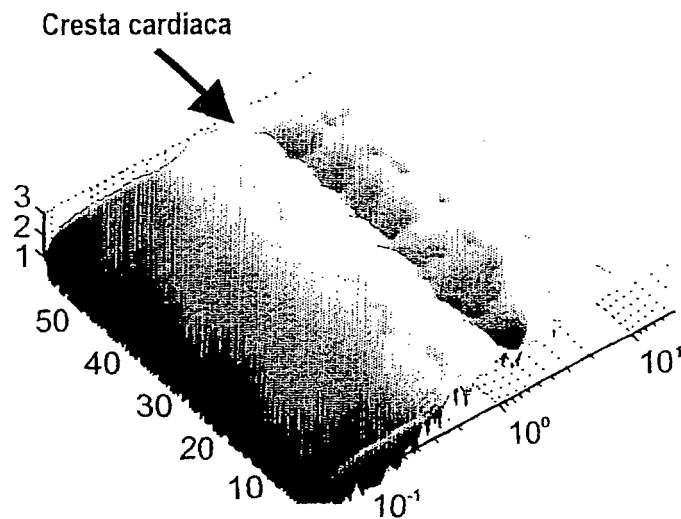


Fig. 11b

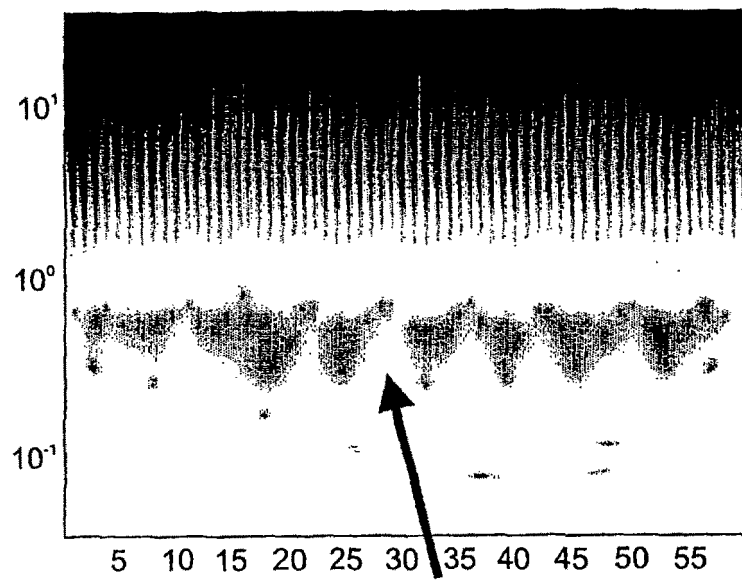


Fig. 11c

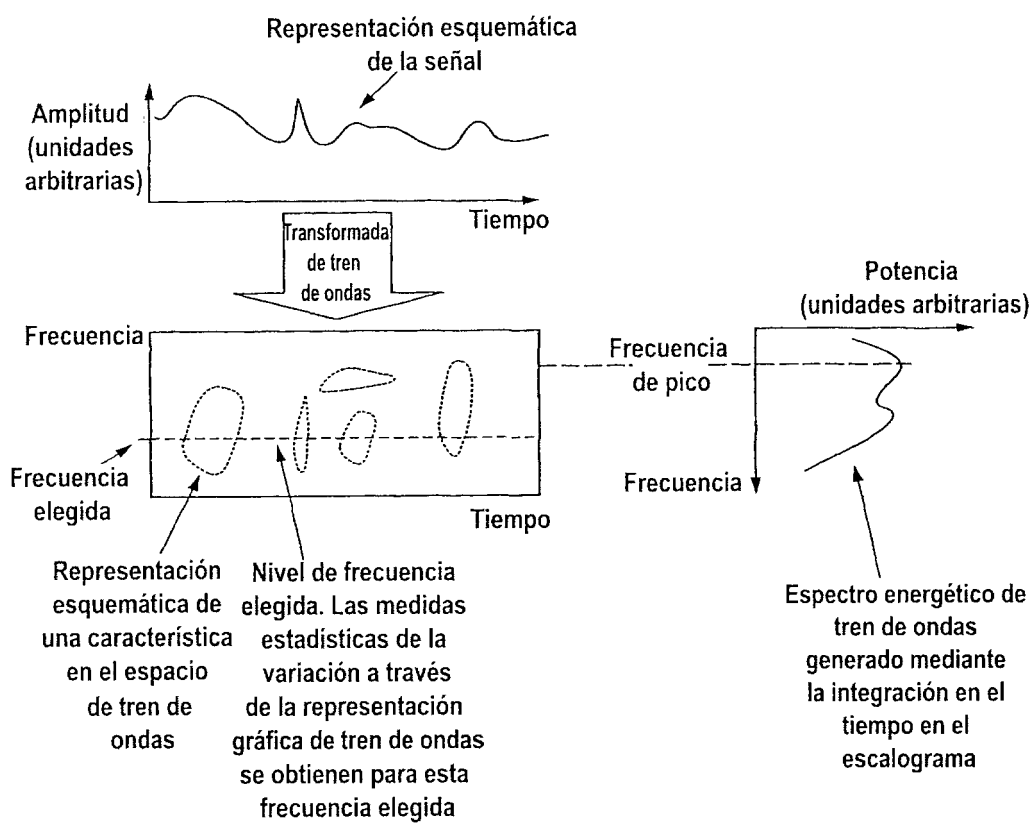
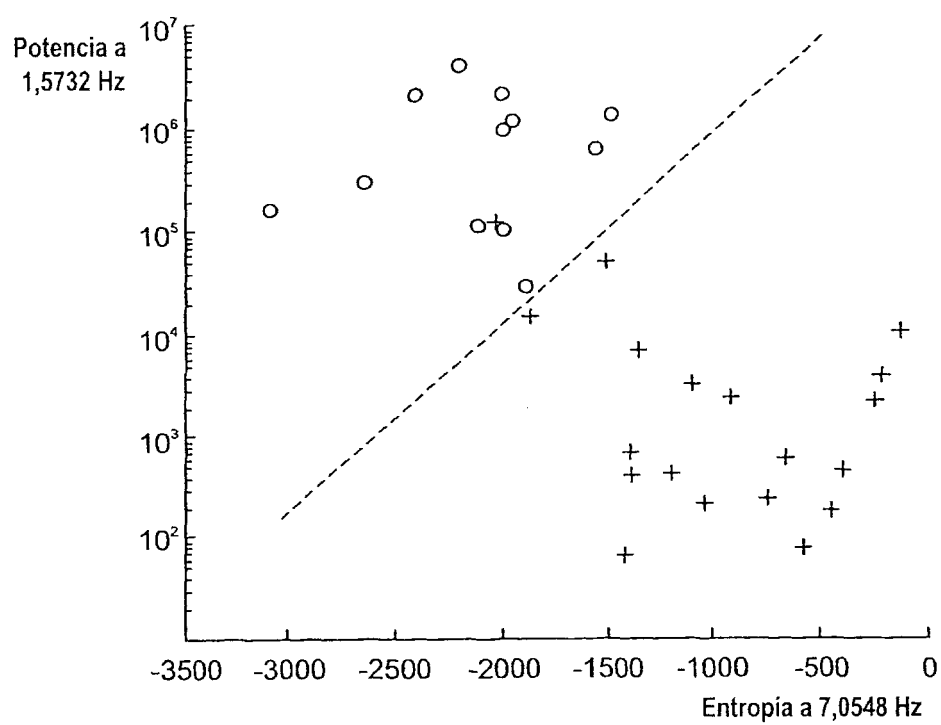


Fig. 12



Legenda:

'o' - controles sanos

'+' - niños ingresados en la unidad de accidentes y emergencias

Fig. 13

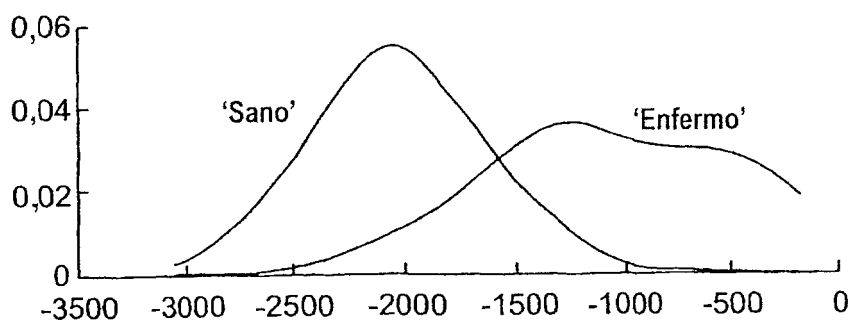


Fig. 14a

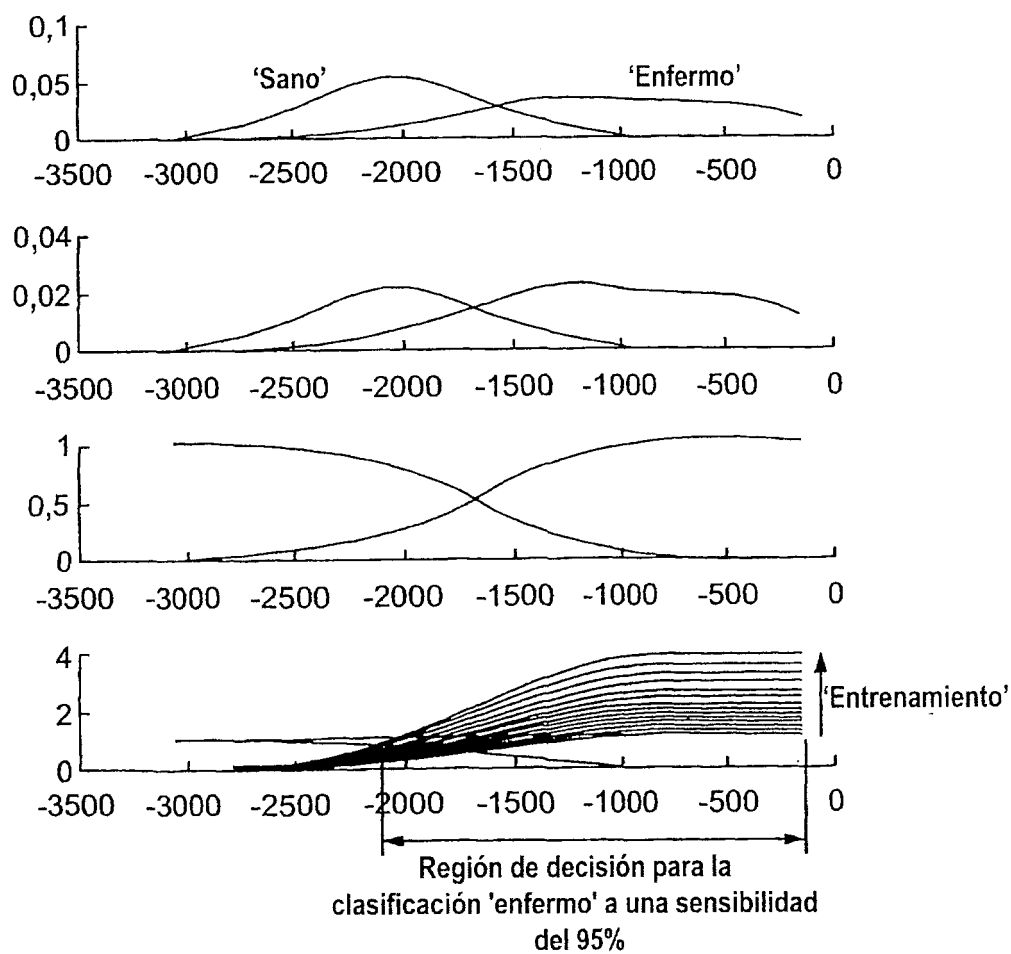


Fig. 14b

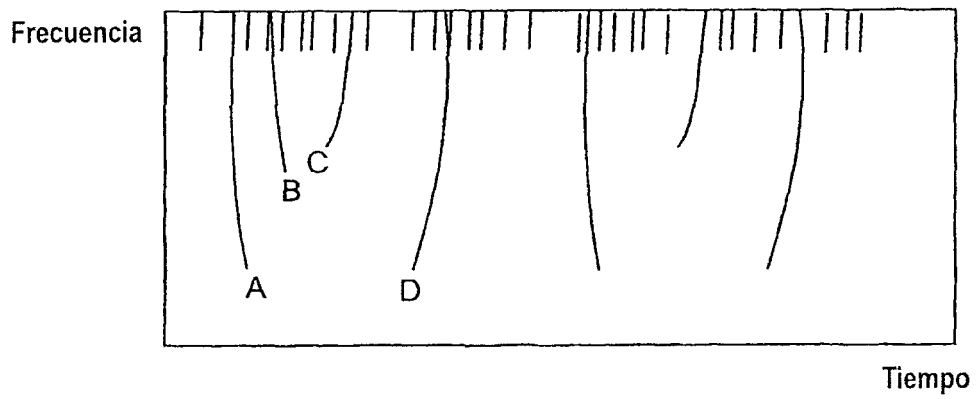
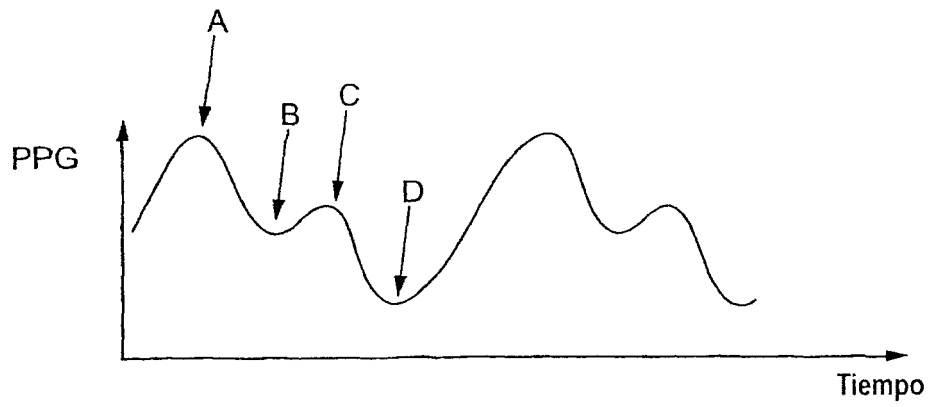


Fig. 15

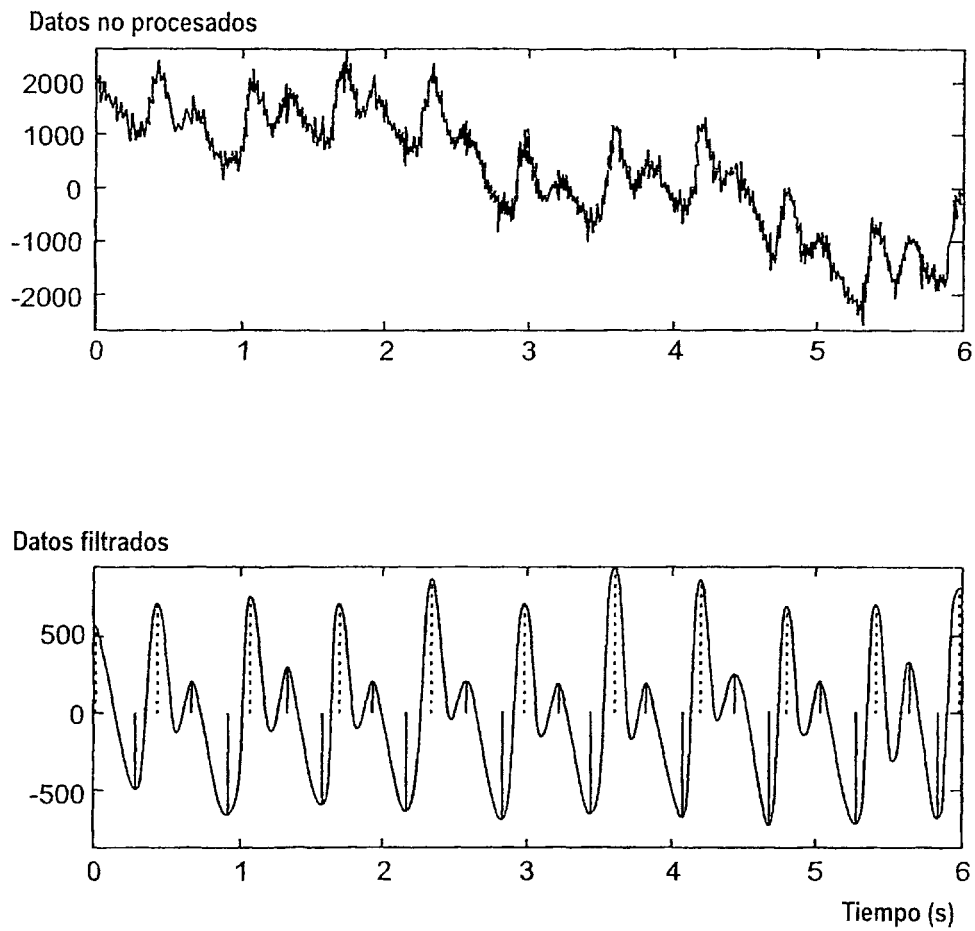


Fig. 16

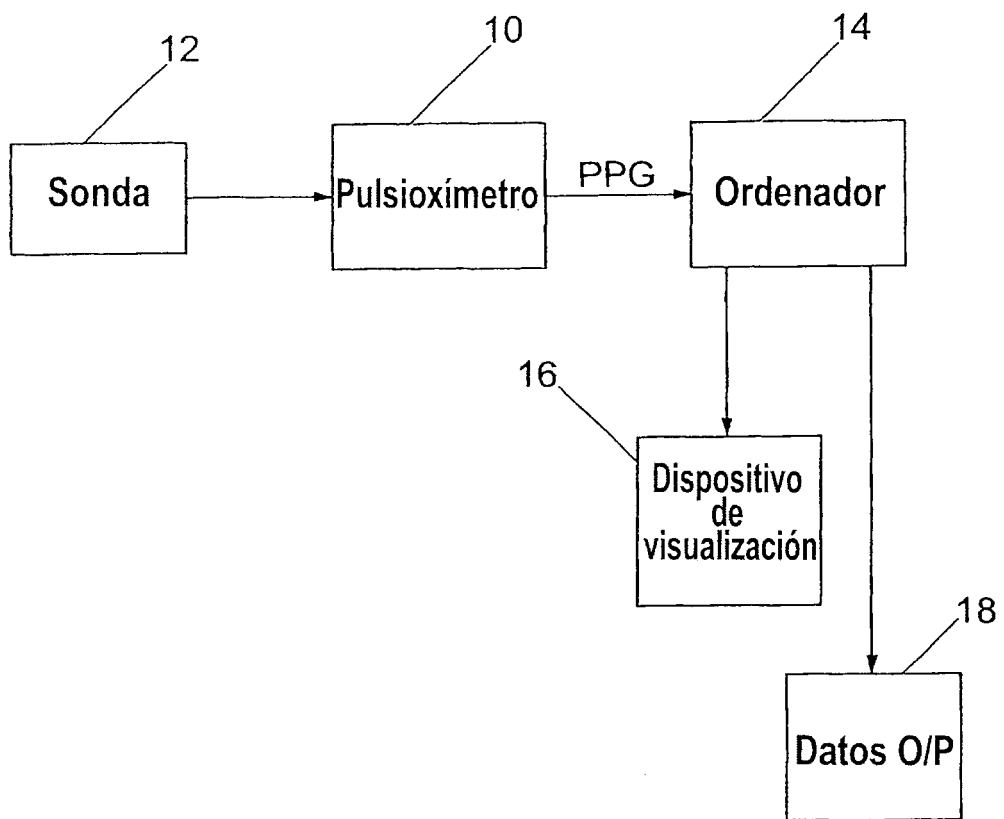


Fig. 17