

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 600 409**

51 Int. Cl.:

A61B 5/08 (2006.01)

A61B 5/0452 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **02.02.2012 PCT/FI2012/050099**

87 Fecha y número de publicación internacional: **09.08.2012 WO12104490**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.02.2012 E 12742369 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.07.2016 EP 2670303**

54 Título: **Procedimiento para la descomposición de una señal compuesta que consiste en formas de onda oscilatorias y una señal de modulación**

30 Prioridad:

03.02.2011 FI 20115110

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

08.02.2017

73 Titular/es:

**TIDE MEDICAL OY (100.0%)
Kirjavaisenkatu 18
33560 Tampere, FI**

72 Inventor/es:

**SEPPÄ, VILLE-PEKKA;
VIIK, JARI y
HYTTINEN, JARI**

74 Agente/Representante:

DURÁN MOYA, Carlos

ES 2 600 409 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

Procedimiento para la descomposición de una señal compuesta que consiste en formas de onda oscilatorias y una señal de modulación

5 Sector técnico de la invención

La presente invención se refiere a un procedimiento, un sistema, un aparato y un programa informático para suprimir una señal oscilatoria de una señal compuesta que comprende una señal oscilatoria y una señal que está modulando la señal oscilatoria.

10 Estado de la técnica anterior

Las señales de series temporales fisiológicas medidas en el cuerpo humano u otro organismo constituyen a menudo dos señales sumadas, donde una es de tipo transitorio oscilatorio, una señal oscilatoria, y la otra es una señal de modulación. La señal de modulación es una señal periódica continua que tiene una frecuencia menor que la señal oscilatoria. La señal oscilatoria se produce en ciertos intervalos temporales debido a un evento de activación. El activador puede ser interno, tal como la activación del nodo sinusal del corazón que inicia una contracción cardíaca, o externa, tal como un destello de luz que activa un potencial provocado en el cerebro. A menudo, las señales medidas provocadas por estos eventos oscilatorios cambian de forma debido a algún factor externo. Por ejemplo, la forma de las señales electrocardiográficas registradas para cada contracción cardíaca cambian de forma con la respiración. Las oscilaciones y la señal de modulación se pueden asimismo sumar entre sí, tal como es el caso en las señales de impedancia cardíacas torácicas y respiratorias.

En la neumografía por impedancia, la impedancia eléctrica transtorácica varía con el tiempo debido a la función cardíaca y a la respiración. La señal de impedancia cardiogénica Z_c , que es la parte cardiogénica de la señal de impedancia Z , se origina por el movimiento de volúmenes sanguíneos en el tórax, y la señal de impedancia respiratoria Z_r , que es la parte respiratoria de la señal de impedancia Z , es directamente proporcional al volumen pulmonar. Estas señales medibles se pueden explotar para analizar la función cardíaca, tal como en la cardiografía por impedancia (ICG), o la función pulmonar, tal como en la neumografía por impedancia (IP). Para un análisis fiable de las variables pulmonares de interés se debería suprimir la señal de impedancia cardiogénica Z_c , una señal de ruido aditivo, debido a que la presencia de oscilaciones cardiogénicas (OCG) dificulta la segmentación precisa de la señal de impedancia en ciclos respiratorios y la detección de puntos de interés, tales como el tiempo del flujo espiratorio máximo. Mantener los componentes armónicos de la señal de respiración es importante en las aplicaciones emergentes de IP, tales como la evaluación ambulatoria de la función pulmonar a largo plazo, donde se pueden extraer de la señal de impedancia Z parámetros de la respiración tidal más complejos que el ritmo respiratorio o el volumen tidal.

Los espectros de frecuencia de la señal de impedancia cardiogénica Z_c y la señal de impedancia respiratoria Z_r tienen sus correspondientes componentes principales de potencia a las frecuencias del ritmo cardíaco (RC) y del ritmo respiratorio (RR), respectivamente. El componente cardíaco principal está habitualmente a una frecuencia por lo menos dos veces mayor que la de la respiración. Sin embargo, las frecuencias armónicas de la señal de impedancia cardiogénica Z_c contienen potencia que alcanza la frecuencia del RC, lo que hace que el espectro de potencia de las dos señales se solape.

Por lo tanto, si las OCG son eliminadas con un filtro de paso bajo lineal normal con una frecuencia de corte ligeramente por debajo del RC, se puede eliminar asimismo cierta información de la señal de impedancia respiratoria. Este problema puede ser notable en pacientes con una relación elevada de RR frente a RC.

La Patente Europea EP434856B1, "Procedimiento de obtención de una señal respiratoria y/o de una señal de un artefacto cardíaco a partir de una señal fisiológica", da a conocer un procedimiento de obtención de una señal respiratoria y/o de una señal de un artefacto cardíaco a partir de una señal fisiológica, que tiene por lo menos un componente de señal de respiración y un componente de señal de artefacto cardíaco, en particular a partir de una señal de neumografía por impedancia. Sin embargo, este procedimiento no reconoce la interacción entre la señal de oscilación cardíaca y el volumen pulmonar. Por el contrario, se indica que la señal de artefacto cardíaco tiene una forma de onda que, en términos de tiempo, se mantiene sustancialmente igual de un latido a otro.

Por lo tanto, existe la necesidad de una solución que atenúe las oscilaciones cardiogénicas en una señal de neumografía por impedancia teniendo en cuenta el efecto de modulación que tiene el volumen pulmonar cambiante sobre la forma de onda de la oscilación cardiogénica.

El siguiente documento da a conocer la técnica anterior más relevante: X T Du, L Wang y X J Guo: "Study on New Method of Heart Disturbance Filtering on Measurement of Impedance Pneumograph" (estudio sobre un nuevo procedimiento de filtrado de perturbaciones cardíacas sobre una medición de un neumógrafo por impedancia), Journal of Physics: Conference Series, volumen 48 (2006), 1147-1151.

Sumario de la invención

5 A continuación, se presenta la invención de un procedimiento mejorado y de equipamiento técnico que implementa el procedimiento, mediante los cuales se mitigan los problemas anteriores. Diversos aspectos de la invención incluyen un procedimiento, un aparato, un sistema y un medio legible por ordenador que comprende un programa informático almacenado en el mismo, que se caracterizan por lo indicado en las reivindicaciones independientes. En las reivindicaciones dependientes se dan a conocer varias realizaciones de la invención.

10 Según un primer aspecto, se da a conocer un procedimiento para suprimir una señal oscilatoria Sosc mediante proporcionar una señal compuesta S que comprende dicha señal oscilatoria Sosc y una señal de modulación Smod; realizar un filtrado de paso alto de la señal compuesta S con un filtro de paso alto para producir una estimación de la señal oscilatoria Sosc y una estimación de la señal de modulación Smod, donde la estimación de la señal oscilatoria Sosc comprende primeras oscilaciones durante un primer estado de la señal de modulación Smod y segundas oscilaciones durante un segundo estado de la señal de modulación Smod; definir un primer tramo asociado con dicho primer estado y un segundo tramo asociado con dicho segundo estado; asignar el primer tramo a dicha primera oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación Smod y el segundo tramo a dicha segunda oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación Smod; formar una primera forma de onda promedio para dichas primeras oscilaciones en dicho primer tramo y una segunda forma de onda promedio para dichas segundas oscilaciones en dicho segundo tramo; y utilizar dichas primera y segunda formas de onda promedio para suprimir dicha señal oscilatoria Sosc de dicha señal compuesta S en los respectivos estados de dichas primera y segunda formas de onda promedio. En el procedimiento, la señal compuesta S es una señal de impedancia eléctrica transtorácica Z, la señal de modulación Smod es una parte respiratoria de la señal de impedancia eléctrica transtorácica Zr y Sosc es una parte cardiogénica de la señal de impedancia eléctrica transtorácica Zc.

25 En otras palabras, una señal oscilatoria Sosc se puede suprimir de una señal compuesta S que comprende la señal oscilatoria Sosc y una señal de modulación Smod sin eliminar partes de la señal de modulación Smod. La señal compuesta S se somete a filtrado de paso alto para producir estimaciones de la señal oscilatoria Sosc y de la señal de modulación Smod. La estimación de la señal oscilatoria Sosc comprende por lo menos primeras oscilaciones durante un primer estado de la señal de modulación Smod y segundas oscilaciones durante un segundo estado de la señal de modulación Smod. Se define un primer tramo asociado con dicho primer estado y un segundo tramo asociado con dicho segundo estado, y se asigna el primer tramo a dicha primera oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación Smod y el segundo tramo a dicha segunda oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación Smod. Se forma una primera forma de onda promedio para dichas primeras oscilaciones en dicho primer tramo y una segunda forma de onda promedio para dichas segundas oscilaciones en dicho segundo tramo. Y estas primera y segunda formas de onda promedio se restan de la señal compuesta S en los respectivos estados de dichas primera y segunda formas de onda promedio, para formar la señal de modulación Smod. El procedimiento se puede aplicar, por ejemplo, para suprimir las oscilaciones cardiogénicas en una señal de neumografía por impedancia, donde las oscilaciones cardiogénicas y la señal respiratoria por impedancia forman una señal de impedancia transtorácica.

45 Según un segundo aspecto, se da a conocer un sistema que comprende por lo menos una unidad de medición y una unidad de procesamiento que comprende por lo menos una memoria, y un programa informático almacenado en una memoria, que comprende un código de programa informático configurado para llevar a cabo el procedimiento para suprimir una señal oscilatoria Sosc mediante proporcionar una señal compuesta S que comprende dicha señal oscilatoria Sosc y una señal de modulación Smod; someter a filtrado de paso alto la señal compuesta S con un filtro de paso alto para producir una estimación de la señal oscilatoria Sosc y una estimación de la señal de modulación Smod, donde la estimación de la señal oscilatoria Sosc comprende primeras oscilaciones durante un primer estado de la señal de modulación Smod y segundas oscilaciones durante un segundo estado de la señal de modulación Smod; definir un primer tramo asociado con dicho primer estado y un segundo tramo asociado con dicho segundo estado; asignar el primer tramo a dicha primera oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación Smod y el segundo tramo a dicha segunda oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación Smod; formar una primera forma de onda promedio para dichas primeras oscilaciones en dicho primer tramo y una segunda forma de onda promedio para dichas segundas oscilaciones en dicho segundo tramo; y utilizar dichas primera y segunda formas de onda promedio para suprimir dicha señal oscilatoria Sosc de dicha señal compuesta S en los respectivos estados de dichas primera y segunda formas de onda promedio.

60 De acuerdo con un tercer aspecto, se da a conocer un aparato que comprende una memoria y un programa informático almacenado en una memoria, que comprende un código de programa informático configurado para llevar a cabo el procedimiento para suprimir una señal oscilatoria Sosc mediante proporcionar una señal compuesta S que comprende dicha señal oscilatoria Sosc y una señal de modulación Smod; someter a filtrado de paso alto la señal compuesta S con un filtro de paso alto para producir una estimación de la señal oscilatoria Sosc y una estimación de la señal de modulación Smod, donde la estimación de la señal oscilatoria Sosc comprende primeras oscilaciones durante un primer estado de la señal de modulación Smod y segundas oscilaciones durante un segundo estado de la señal de modulación Smod; definir un primer tramo asociado con dicho primer estado y un segundo tramo

5 asociado con dicho segundo estado; asignar el primer tramo a dicha primera oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación S_{mod} y el segundo tramo a dicha segunda oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación S_{mod} ; formar una primera forma de onda promedio para dichas primeras oscilaciones en dicho primer tramo y una segunda forma de onda promedio para dichas segundas oscilaciones en dicho segundo tramo; y utilizar dichas primera y segunda formas de onda promedio para suprimir dicha señal oscilatoria S_{osc} de dicha señal compuesta S en los respectivos estados de dichas primera y segunda formas de onda promedio.

10 Según un cuarto aspecto, se da a conocer un programa informático almacenado en un medio de almacenamiento, que comprende un código de programa informático configurado para, por lo menos con un procesador, hacer que un aparato proporcione una señal compuesta S que comprende dicha señal oscilatoria S_{osc} y una señal de modulación S_{mod} ; someter a filtrado de paso alto la señal compuesta S con un filtro de paso alto para producir una estimación de la señal oscilatoria \hat{S}_{osc} y una estimación de la señal de modulación \hat{S}_{mod} , donde la estimación de la señal oscilatoria S_{osc} comprende primeras oscilaciones durante un primer estado de la señal de modulación S_{mod} y segundas oscilaciones durante un segundo estado de la señal de modulación S_{mod} ; definir un primer tramo asociado con dicho primer estado y un segundo tramo asociado con dicho segundo estado; asignar el primer tramo a dicha primera oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación \hat{S}_{mod} y el segundo tramo a dicha segunda oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación \hat{S}_{mod} ; formar una primera forma de onda promedio para dichas primeras oscilaciones en dicho primer tramo y una segunda forma de onda promedio para dichas segundas oscilaciones en dicho segundo tramo; y utilizar dichas primera y segunda formas de onda promedio para suprimir dicha señal oscilatoria S_{osc} de dicha señal compuesta S en los respectivos estados de dichas primera y segunda formas de onda promedio.

25 Descripción de los dibujos

A continuación se describirán en mayor detalle diversas realizaciones de la invención haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales

30 la figura 1 muestra un diagrama de flujo que ilustra las etapas utilizadas en la cancelación de una señal de impedancia cardiogénica Z_c a partir de la señal de impedancia Z sin alterar la parte respiratoria Z_r de la señal de impedancia Z , formando un modelo paramétrico estático de la oscilación cardiogénica, según una realización de la presente invención;

35 la figura 2 muestra un diagrama de flujo que ilustra las etapas utilizadas en la cancelación de una señal de impedancia cardiogénica Z_c a partir de la señal de impedancia Z sin alterar la parte respiratoria Z_r de la señal de impedancia Z , actualizando al mismo tiempo el modelo paramétrico de la oscilación cardiogénica recursivamente con el tiempo, según una realización de la presente invención;

40 la figura 3 muestra señales a modo de ejemplo relativas a un procedimiento, según una realización de la presente invención;

la figura 4 muestra un ejemplo de una posible configuración de los electrodos, según una realización de la presente invención;

45 la figura 5 muestra un ejemplo de un cambio en la forma de onda de la oscilación cardiogénica con el cambio en el volumen pulmonar durante respiración tidal;

50 la figura 6 muestra un diagrama de flujo que ilustra las etapas de un procedimiento, según una realización de la presente invención,

la figura 7 es un ejemplo de un sistema para suprimir las oscilaciones cardiogénicas en la señal de neumografía por impedancia, según la presente invención, y;

55 la figura 8 muestra un ejemplo de los espectros de potencia-frecuencia solapados.

Descripción detallada de las realizaciones

60 El procedimiento de la presente invención se puede utilizar para descomponer y suprimir oscilaciones en varias aplicaciones, tales como pletismografía inductiva respiratoria, pletismografía del pulso, señales de presión esofágica, señal del caudal de aire pulmonar o cualesquiera otras señales fisiológicas adquiridas de manera invasiva o no invasiva. La señal oscilatoria S_{osc} transitoria puede estar modulada por una señal de frecuencia menor S_{mod} . De acuerdo con una realización a modo de ejemplo, la señal oscilatoria no tiene que involucrar el corazón ni la señal de modulación tiene que involucrar la respiración. Además, no es necesario que las señales tengan un origen fisiológico. Una señal compuesta S comprende una señal oscilatoria S_{osc} transitoria y la señal de modulación S_{mod} :

65

$$S = S_{\text{mod}} + S_{\text{osc}} ,$$

dónde la S_{mod} modula la S_{osc} por medio de una función de modulación desconocida.

- 5 A continuación, se describirán realizaciones de la invención en el contexto de las figuras. Se debe observar que la invención no se limita a estas realizaciones.

10 La figura 1 muestra un diagrama de flujo de un procedimiento -10- para cancelar la Z_c , que es la parte cardiogénica de una señal de impedancia eléctrica transtorácica Z , respecto de la señal de impedancia eléctrica transtorácica Z sin alterar la parte respiratoria Z_r de la señal de impedancia Z , mediante formar un modelo paramétrico estático de la oscilación cardiogénica, según una realización de la presente invención. El procedimiento -10- es especialmente adecuado para periodos cortos de medición, por ejemplo, una medición de 10 minutos o de 50 ciclos respiratorios de duración, durante los cuales la postura y el estado fisiológico del paciente de medición permanecen sustancialmente constantes y la forma de onda de la OCG no cambiará sustancialmente debido a cambios posturales y/o fisiológicos. Por lo tanto, es posible obtener una señal Z_r fiable utilizando un modelo paramétrico de las OCG que está modulado por el volumen pulmonar u otro parámetro respiratorio en el filtrado de la señal Z . En esta realización de la invención, el modelo paramétrico permanece estático en el tiempo una vez se ha definido. Éste no se adapta recursivamente con el tiempo, tal como en el procedimiento -20- dado a conocer en el contexto de la figura 2. Una señal de impedancia transtorácica Z es un ejemplo de dicha señal compuesta S , donde Z_c corresponde a la S_{osc} y Z_r corresponde a la S_{mod} .

25 El procedimiento -10- avanza desde el inicio de las señales de medición Z y del electrocardiograma (ECG) hacia el final de las señales Z y el ECG en el tiempo, procesando elementos de señal Z definidos en el tiempo por dos ondas R de señal de ECG consecutivas. La señal activadora puede ser asimismo cualquier otra señal diferente al ECG, tal como una señal pletismográfica o de presión, que puede ser utilizada para determinar temporizaciones de contracción cardiaca, o los segmentos se pueden definir incluso sin una señal activadora externa, encontrando las temporizaciones de contracción a partir de la propia señal de impedancia.

30 En la etapa -11-, la señal de impedancia Z y el ECG se proporcionan a un aparato de procesamiento de señal. El aparato puede ser, por ejemplo, un equipo especial para medir y analizar datos de impedancia, un terminal móvil, un ordenador portátil, un ordenador personal (PC) o cualquier otro dispositivo de procesamiento de datos que pueda comprender medios para recibir o registrar señales de impedancia y de electrocardiograma (ECG), medios de procesamiento de señal y una memoria. La memoria puede ser cualquier medio de almacenamiento, por ejemplo, una memoria interna del aparato. Las señales Z y de ECG se pueden obtener a partir de dispositivos independientes o a partir del mismo dispositivo utilizando electrodos independientes, o los mismos electrodos para ambas.

40 En la etapa -12-, se obtiene una estimación de la Z_c , es decir \hat{Z}_c , mediante el filtrado de paso alto de la señal de impedancia original Z con un filtro de paso alto que tiene una frecuencia de corte predeterminada 0,6 veces el ritmo cardíaco (RC). La frecuencia de corte se puede determinar asimismo para que sea, por ejemplo, de 0,5 a 0,9 veces RC. La \hat{Z}_c consiste fundamentalmente en componentes cardiogénicos, pero contiene asimismo algunas trazas de la señal respiratoria Z_r dado que los espectros de frecuencia de las dos señales se solapan. Adicionalmente, se produce una estimación de Z_r , es decir \hat{Z}_r , como $\hat{Z}_r = Z - \hat{Z}_c$.

45 En la etapa -13-, se extrae una sola oscilación cardiogénica (OCG) como un segmento de \hat{Z}_c entre dos ondas R de ECG consecutivas. El inicio y el final de la señal de la OCG se ponen a cero, en caso de que no lo estén ya. Para poner a cero el inicio de la señal de la OCG, el valor de la primera muestra se puede restar de todas las muestras de la OCG. Para el final, una línea entre la primera y la última muestra se puede restar de todas las muestras de la OCG, o el final de la muestra de la OCG se puede convolucionar con una serie de muestras decreciente comprendida entre 1 y 0. La cantidad de muestras se puede fijar volviendo a muestrear el segmento de \hat{Z}_c en una cantidad elegida de muestras.

50 En la etapa -14-, las OCG se ponen en una serie de tramos según el volumen pulmonar relativo, la fase del ciclo respiratorio o un parámetro periódico similar obtenido a partir de la señal \hat{Z}_r que está modulando el perfil de la forma de onda de las OCG. El valor del parámetro escogido, definido a partir de la señal Z , se puede definir al inicio, a la mitad, o al final, o en cualquier otra posición durante la OCG específica. El valor puede ser asimismo un promedio de múltiples valores durante la OCG. Este valor obtenido se utiliza a continuación para escoger un tramo adecuado para cada OCG. El número de tramos y sus límites en el intervalo de valores se pueden definir libremente. Por ejemplo, durante un ciclo respiratorio específico se encontraron cuatro tramos con límites de 0-25%, 26-50%, 51-75% y 76-100% de los valores \hat{Z}_r (volumen pulmonar relativo).

60 En la etapa -15-, una vez han sido asignadas a tramos todas las OCG, se obtiene una única forma de onda representativa de la OCG para cada tramo promediando las OCG medidas individuales en cada tramo. El promedio se puede conseguir mediante la media, la media ponderada, la mediana o cualquier otra función de promedio. El promedio suprime las trazas de la señal respiratoria que quedan después del filtrado de paso alto debido a que las

- trazas de la señal respiratoria son estocásticas con respecto a los eventos de la OCG. A continuación, se utilizan las formas de onda promediadas para construir un modelo paramétrico para la forma de onda de la OCG. El modelo entrega una forma de onda representativa de la OCG para cualquier valor específico del parámetro que se utilice para dividir las OCG en tramos, por ejemplo el volumen pulmonar relativo. Este modelo se puede conseguir, por ejemplo, ajustando una función polinómica por tramos ("spline") para cada una de las formas de onda de la OCG promediadas, obteniendo una serie de puntos nodales en la forma de onda (se presentan en la figura 5). A continuación, cada uno de estos puntos nodales se puede asignar a una función continua por partes o a cualquier otra función que tome como argumento el parámetro del tramo, por ejemplo, el volumen pulmonar relativo, es decir, parametrizando la forma de onda. Por lo tanto, a partir del modelo, se puede obtener una serie de puntos nodales de una forma de onda representativa de la OCG, para cualquier volumen pulmonar, y los puntos nodales se pueden utilizar para reconstruir la forma de onda de OCG de la longitud de muestra deseada, utilizando, por ejemplo, interpolación de funciones polinómicas por tramos. Las formas de onda de la OCG en los tramos se pueden parametrizar asimismo mediante otros procedimientos diferentes al ajuste de funciones polinómicas por tramos.
- En la etapa -16-, el modelo paramétrico obtenido de la forma de onda de la OCG se utiliza para generar una forma de onda de la OCG para cada OCG encontrada en la señal Z. El valor del parámetro del modelo, por ejemplo, el volumen pulmonar relativo, se define a partir de la señal de \hat{Z}_r en el instante o intervalo específico, y el modelo se utiliza para obtener una forma de onda correspondiente a dicho valor paramétrico. Los segmentos de la OCG generados pueden ser de longitud igual o diferente a las OCG encontradas en la señal Z.
- En la etapa -17-, las formas de onda de la OCG generadas mediante el modelo paramétrico se restan, en las posiciones correspondientes, de la señal Z para suprimir la señal Zc y obtener una señal próxima a la señal Zr pura.
- La figura 2 muestra un diagrama de flujo que ilustra las etapas de un procedimiento -20- para cancelar la Zc, que es una parte cardiogénica de una señal de impedancia eléctrica transtorácica Z, respecto de la señal de impedancia eléctrica transtorácica Z sin alterar la parte respiratoria Zr de la señal de impedancia eléctrica transtorácica Z, mediante la formación de un modelo paramétrico recursivamente adaptativo de la oscilación cardiogénica, según una realización de la presente invención. Este procedimiento -20- es adecuado para ser utilizado especialmente para periodos de medición largos, por ejemplo, en 24 registros ambulatorios, debido a que la forma de onda de la OCG puede cambiar a causa de cambios posturales y fisiológicos. El procedimiento -20- es adecuado asimismo para su utilización, por ejemplo, durante la medición de una señal de impedancia eléctrica transtorácica Z para actualizar el modelo paramétrico de la oscilación cardiogénica, de oscilación en oscilación, como un procesamiento en tiempo real. El procedimiento -20- avanza con el tiempo desde el inicio de las señales de medición hacia el final de las señales, procesando elementos de señal Z definidos en el tiempo por dos ondas R de señal de ECG consecutivas. La señal activadora puede ser asimismo cualquier otra señal diferente al ECG, tal como una señal pletismográfica o de presión, que se puede utilizar para determinar temporizaciones de contracción cardiaca, o los segmentos se pueden definir incluso sin una señal activadora externa, encontrando las temporizaciones de contracción a partir de la propia señal de impedancia.
- En la etapa -21-, la señal de impedancia Z y el ECG se proporcionan a un aparato de procesamiento de señal. El aparato puede ser, por ejemplo, un equipo especial para medir y analizar datos de impedancia, un terminal móvil, un ordenador portátil, un ordenador personal (PC) o cualquier otro dispositivo de procesamiento de datos que pueda comprender medios para recibir o registrar señales de impedancia y de electrocardiograma (ECG), medios de procesamiento de señal y una memoria. La memoria puede ser cualquier medio de almacenamiento, por ejemplo, una memoria interna del aparato. Las señales Z y de ECG se pueden obtener a partir de dispositivos independientes o a partir del mismo dispositivo utilizando electrodos independientes, o los mismos electrodos para ambas.
- En la etapa -22-, se puede obtener una estimación de la Zc, es decir \hat{Z}_c , mediante un filtrado de paso alto de la señal de impedancia original Z con un filtro de paso alto que tiene una frecuencia de corte predeterminada cuando este procedimiento -20- se lleva a cabo por primera vez para la señal Z de la etapa -21-, o con un filtro de paso alto con una frecuencia de corte actualizada cuando este procedimiento -20- se lleva a cabo dos o más veces para la señal Z de la etapa -21-. Adicionalmente, se produce una estimación de Zr, es decir \hat{Z}_r , como $\hat{Z}_r = Z - \hat{Z}_c$.
- En la etapa -23-, se extrae una sola oscilación cardiogénica (OCG) como un segmento de \hat{Z}_c entre la onda R del ECG recién producida y la anterior. El inicio y el final de la señal de la OCG se ponen a cero, en caso de que no lo estén ya. Para poner a cero el inicio de la señal de la OCG, el valor de la primera muestra se resta de todas las muestras de la OCG. Para el final, una línea entre la primera y la última muestra se puede restar de todas las muestras de la OCG, o el final de la muestra de la OCG se puede convolucionar con una serie de muestras decreciente comprendida entre 1 y 0. La cantidad de muestras se puede fijar volviendo a muestrear el segmento de \hat{Z}_c en una cantidad elegida de muestras.
- En la etapa -24-, se define el volumen pulmonar al que se produjo la nueva OCG. El volumen pulmonar se puede definir como el volumen instantáneo relativo del ciclo respiratorio del paciente (0-100%) durante el que se produjo la OCG, o en relación con algún volumen de referencia definido. El volumen se puede obtener a partir de la señal de impedancia torácica Z, por lo que no son necesarias mediciones externas del volumen. El instante en el que se

define el volumen pulmonar puede ser al inicio, al final o en cualquier otro punto del segmento de la OCG. Es posible asimismo definir el volumen pulmonar como un promedio de valores de volumen pulmonares durante el segmento de la OCG. Además, se selecciona un tramo en el cual la nueva OCG se puede clasificar según el volumen pulmonar definido. Los tramos pueden representar asimismo fases temporales de ciclos respiratorios en lugar de volúmenes pulmonares o alguna otra señal que muestre modulación consistente de la forma de onda de la OCG. La cantidad de tramos debería ser mayor de 1, por ejemplo de 4.

En la etapa -25-, se actualiza un promedio de conjunto de un tramo concreto con la nueva señal de la OCG. La señal promedio de la OCG existente se modifica con la señal de la OCG muestra a muestra, utilizando un factor de ponderación, es decir, un factor de aprendizaje para definir en qué cuantía se ve afectado el promedio por la nueva señal de la OCG, es decir, con qué rapidez se adapta el algoritmo a los cambios. Esto tiene como resultado una estimación de la forma de onda de la OCG adaptativa recursiva, que lleva información de todas las ondas de OCG anteriores, pero presenta una disminución progresiva de las OCG más antiguas. El factor de ponderación se adapta en función de cualquier combinación de los factores siguientes: residuo entre la nueva forma de onda de la OCG y la forma de onda promedio de la OCG, relación entre el ritmo cardíaco y el ritmo respiratorio, cambio de postura o posibles artefactos de movimiento detectados por un acelerómetro integrado o alguna otra fuente, es decir, por un tensiómetro, o cualquier otra medición que permita sospechar un cambio fundamental en la forma de onda de la OCG o que permita sospechar que el cambio de la forma de onda de la GOC observada no es real, es decir es un artefacto.

En la etapa -26-, se actualiza el modelo paramétrico de la OCG. Las formas de onda representativas de la OCG promediadas actualizadas se utilizan para construir y actualizar un modelo paramétrico para la forma de onda de la OCG. El modelo entrega una forma de onda representativa de la OCG para cualquier valor característico del parámetro que se utilizó para dividir las OCG en tramos, por ejemplo el volumen pulmonar relativo obtenido a partir de \dot{Z}_r . Este modelo se puede conseguir, por ejemplo, adaptando una función polinómica por tramos a cada una de las formas de onda de la OCG, obteniendo una serie de puntos nodales en la forma de onda (presentada en la figura 5). A continuación, cada uno de estos puntos nodales se puede asignar a una función continua por partes o a cualquier otra función que tome como argumento el parámetro del tramo, por ejemplo, el volumen pulmonar relativo, es decir, parametrizando la forma de onda. Por lo tanto, a partir del modelo, se puede obtener para cualquier volumen pulmonar una serie de puntos nodales de una forma de onda representativa de la OCG, y los puntos nodales se pueden utilizar para reconstruir la forma de onda de la OCG de longitud de la muestra deseada utilizando, por ejemplo, una interpolación de función polinómica por tramos. Las formas de onda de la OCG en los tramos se pueden parametrizar asimismo mediante otros procedimientos diferentes al ajuste mediante función polinómica por tramos. Además, se actualiza la frecuencia de corte del filtro de paso alto que produce la señal \dot{Z}_c a partir de la señal Z . La frecuencia de corte debería ser lo suficientemente baja como para alojar todos los componentes espectrales de la señal de impedancia cardiaca Z_c , pero no innecesariamente tan baja como para excluir la mayoría de la parte respiratoria de la señal de impedancia Z_r . La frecuencia de corte se puede obtener a partir de un valor de la frecuencia del ritmo cardíaco (RC) adaptativo recursivamente, multiplicado por un factor menor de 1, por ejemplo $0,6 * RC$. La etapa -26- se puede ejecutar en cualquier momento del procedimiento -20-. El filtro de paso alto puede tener una frecuencia de corte anterior actualizada, o la frecuencia de corte puede ser una frecuencia de corte predeterminada que se ajusta para el filtro antes de iniciar el procedimiento para la descomposición de una señal aditiva que consiste en formas de onda oscilatorias y una señal de modulación.

En la etapa -27-, se genera una estimación de la forma de onda de la OCG en función del volumen pulmonar instantáneo. La representación discreta de la forma de onda de la OCG se produce a partir del modelo paramétrico utilizando el volumen pulmonar instantáneo en el momento de la entrada. La representación discreta se expande a continuación a un segmento de señal de la longitud necesaria en la OCG específica mediante una interpolación por función polinómica por tramos o algún otro procedimiento similar.

En la etapa -28-, la estimación de la forma de onda de la OCG se resta de la señal de impedancia Z . Esto cancelará de manera eficiente la señal de impedancia cardiogénica Z_c sin alterar la parte respiratoria Z_r de la señal Z . A continuación, en la etapa -28-, es posible volver de nuevo a la etapa -21- para llevar de nuevo a cabo el procedimiento -20- para todas las OCG.

Las etapas -21- a -26- están dirigidas a actualizar el modelo paramétrico de oscilaciones cardiogénicas y se pueden ejecutar en orden diferente. Se pueden asimismo ejecutar después de las etapas -27- y -28- en relación con la eliminación de las oscilaciones cardiogénicas respecto de la señal Z .

La figura 3 da a conocer señales a modo de ejemplo -30-, -31-, -32- y -33- de 12 segundos partes de registros más largos de neumografía por impedancia y de electrocardiograma (ECG), registrados en un paciente durante respiración tidal relajada. Estas señales son resultados de registros de neumografía por impedancia y de ECG, o bien señales que se han obtenido filtrando las señales resultantes de registros de neumografía por impedancia y de ECG. La señal de ECG -30- y una señal de impedancia torácica Z -31- se pueden registrar simultáneamente utilizando los mismos electrodos. Posibles electrodos pueden ser, por ejemplo, electrodos comerciales de Ag/AgCl de gel-pasta diseñados para la medición clínica de ECG, electrodos textiles o cualesquiera otros electrodos adecuados para registrar señales de neumografía por impedancia y de ECG. En la figura 4 se muestra una posible

configuración de electrodos. Una zona -34- indica un intervalo de RR de onda de ECG. La señal -32- es una estimación de la señal Zc obtenida a partir de Z con un filtro de paso alto. Las líneas verticales de la señal Zc indican inicios de oscilaciones cardiogénicas, OCG, individuales, y una zona -35- entre líneas verticales adyacentes indica una sola forma de onda de una oscilación cardiogénica.

5 Las OCG están clasificadas en tramos -1- a -4- según el volumen pulmonar instantáneo, y el inicio de la oscilación se utiliza como el tiempo de la determinación instantánea del volumen pulmonar. Por ejemplo, la OCG -300- se clasifica en el tramo -1-, la OCG -301- se clasifica en el tramo -2-, la OCG -302- se clasifica en el tramo -4- y las OCG -303- y -304- se clasifican en el tramo -4-, tal como se puede ver en la figura 3. Sin embargo, es posible
10 asimismo utilizar otras variables de discretización, tales como la fase del ciclo respiratorio en lugar del volumen pulmonar relativo. Además, el tiempo en el que se determina el valor de la variable de discretización podría ser asimismo otro tiempo de la OCG diferente al inicio, por ejemplo el centro de una OCG, o incluso un promedio del volumen pulmonar durante la duración de la OCG.

15 Se puede generar una estimación de la forma de onda de la OCG en función del volumen pulmonar instantáneo. Cuando la estimación de la forma de onda de la OCG se resta de la señal de impedancia Z, se cancela la señal de impedancia cardiogénica Zc sin alterar la parte respiratoria de la señal de impedancia Zr. Esto tiene como resultado la señal Zr, una señal Z filtrada, que se muestra como señal -33-.

20 La neumografía por impedancia (IP), es decir la bioimpedancia, y la ECG se pueden medir utilizando por lo menos dos electrodos. Una posible configuración -40- de electrodos, según una realización, se presenta en la figura 4, en la que se muestra una configuración de medición con cuatro electrodos, tetrapolar. Esta clase de configuración de medición puede disminuir los errores de medición provocados por la interconexión del electrodo con la piel. En esta configuración se utilizan dos electrodos -41- para alimentar una pequeña alteración de la corriente, corriente de
25 excitación, a un tejido interior de un paciente -43-. La tensión generada por la corriente se mide mediante otros dos electrodos -42- en el otro lado del paciente -43-. La impedancia, Z, se puede obtener como la relación entre la tensión medida, Umedida, y la corriente alimentada, Iexcitación:

$$Z = \frac{U_{\text{medida}}}{I_{\text{excitación}}}$$

30 Ambas señales de control utilizadas, el ECG y el volumen pulmonar, están disponibles fácilmente en la medición de la IP; la señal de ECG se puede medir a partir de los mismos cables que la IP y la información del volumen pulmonar está disponible intrínsecamente en la señal de la IP. Por lo tanto, la señal de IP y el ECG se pueden medir y registrar utilizando por lo menos dos electrodos, mediante los mismos electrodos o electrodos independientes, o mediante
35 cualquier configuración de medición si la señal registrada es adecuada para su detección. Además, dichos por lo menos dos electrodos se pueden colocar en cualquier posición de un paciente en función de lo que se esté midiendo.

40 En la figura 5 se muestra el cambio típico en la forma de onda de la oscilación cardiogénica con el cambio del volumen pulmonar durante respiración tidal, desde volumen residual funcional (FRC, funcional residual volume) hasta FRC + volumen tidal (TV, tidal volume). La forma de las oscilaciones individuales está modulada por el volumen pulmonar. Una oscilación que se produce al inicio de la expiración tiene una morfología de forma de onda diferente a la de una oscilación que se produce al final de la expiración. Por lo tanto, se debe observar que, además de amplitudes diferentes, las oscilaciones pueden tener asimismo formas diferentes. Las marcas x -51- indican los puntos nodales -20- de cada uno de los cuatro tramos de volumen -1- a -4-. Las formas de onda de la OCG se producen con interpolación de funciones polinómicas cúbicas por tramos utilizando los puntos nodales ajustados a diferentes volúmenes pulmonares. Tal como se muestra en la figura 5, la forma de onda de la OCG presenta un
45 aumento en amplitud con el aumento del volumen pulmonar, pero el cambio de la forma de onda no es solamente una simple modulación en amplitud. De este modo, el esquema de modulación puede seguir siendo coherente si el estado fisiológico y la postura del paciente permanecen constantes.

50 La figura 6 muestra una posible realización de la presente invención. Los electrodos -60-, que actúan como una unidad de medición, registran la señal de impedancia eléctrica transtorácica Z y la señal de ECG. Estas señales se alimentan a un aparato -61- para su procesamiento. El aparato -61- es una unidad de procesamiento que comprende un procesador y un programa informático almacenado en un medio de almacenamiento que comprende código de programa informático. El aparato -61- procesa las señales Z y ECG según el procedimiento de la presente invención. El procedimiento utilizado en el aparato -61- se puede activar, por ejemplo, desde el teclado -62-. La unidad de presentación visual -63- puede mostrar la información gráfica de las señales registradas y/o de las señales resultantes después de la supresión de las oscilaciones cardiogénicas. El bloque de memoria -64- presenta una característica de registro para almacenar las señales registradas y las señales resultantes a partir de las cuales se suprimen las oscilaciones cardiogénicas para el uso y/o estudio posteriores. El bloque de memoria -64- puede ser una memoria interna del aparato -61- o una memoria externa.

La figura 7 muestra un diagrama de flujo que ilustra las etapas de un procedimiento -70- para suprimir una señal oscilatoria Sosc, según una realización de la presente invención. En la etapa -71-, se proporciona una señal compuesta S que comprende dicha señal oscilatoria Sosc y una señal de modulación Smod.

5 En la etapa -72-, se realiza el filtrado de paso alto de una señal compuesta S con un filtro de paso alto para producir una estimación de la señal oscilatoria Sosc y una estimación de la señal de modulación Smod, donde la estimación de la señal oscilatoria Sosc comprende primeras oscilaciones durante un primer estado de la señal de modulación Smod y segundas oscilaciones durante un segundo estado de la señal de modulación Smod.

10 En la etapa -73-, se define un primer tramo asociado con dicho primer estado y un segundo tramo asociado con dicho segundo estado.

En la etapa -74-, se asigna el primer tramo a dicha primera oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación Smod y el segundo tramo a dicha segunda oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación Smod. El estado puede ser, por ejemplo, una fase o un valor de una señal.

15

En la etapa -75-, se forma una primera forma de onda promedio para dichas primeras oscilaciones en dicho primer tramo y una segunda forma de onda promedio para dichas segundas oscilaciones en dicho segundo tramo.

20

En la etapa -76-, se utilizan dichas primera y segunda formas de onda promedio para suprimir dicha señal oscilatoria Sosc respecto de dicha señal compuesta S en los estados respectivos de dichas primera y segunda formas de onda promedio.

25 La figura 8 muestra propiedades de dos señales, una señal respiratoria Zr -80- y una señal cardiogénica Zc -81-. Las potencias máximas de las señales -80- y -81- están en sus frecuencias fundamentales, que son el ritmo respiratorio -82- de la señal respiratoria Zr -80- y el ritmo cardíaco -83- de la señal cardiogénica -81- Zc. La mayor parte de la potencia está en las frecuencias por encima de las frecuencias fundamentales -82-, -83-. Las dos señales -80- y -81- solapan parcialmente -84- en el espectro de frecuencias. Por lo tanto, una utilización de un filtro lineal, tal como un filtro de paso bajo, eliminaría la señal cardiogénica Zc -81- de manera eficiente, pero eliminaría asimismo los componentes de alta frecuencia de la señal respiratoria Zr -80-. Por lo tanto, un filtro lineal no es adecuado para eliminar la oscilación cardiogénica de la señal respiratoria Zr -80-.

30

Las diversas realizaciones de la invención se pueden implementar con la ayuda de un código de programa informático que resida en una memoria y haga que los aparatos pertinentes lleven a cabo la invención.

35

Es obvio que la presente invención no se limita exclusivamente a las realizaciones presentadas anteriormente, sino que se puede modificar dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para suprimir las oscilaciones cardiogénicas en una señal de impedancia eléctrica transtorácica, que comprende las etapas de:

5 - proporcionar (71) una señal compuesta S que es una señal de impedancia eléctrica transtorácica Z, que comprende una señal oscilatoria S_{osc} que es una parte cardiogénica de la señal de impedancia eléctrica transtorácica Z_c y una señal de modulación S_{mod} que es una parte respiratoria de la señal de impedancia eléctrica transtorácica Z_r ;

10 - realizar un filtrado de paso alto (72) de la señal compuesta S con un filtro de paso alto para producir una estimación de la señal oscilatoria \hat{S}_{osc} y una estimación de la señal de modulación S_{mod} , donde la estimación de la señal oscilatoria \hat{S}_{osc} comprende primeras oscilaciones durante un primer estado de la señal de modulación S_{mod} y segundas oscilaciones durante un segundo estado de la señal de modulación S_{mod} ;

15 **caracterizado por** las etapas siguientes:

- definir (73) un primer tramo asociado con dicho primer estado y un segundo tramo asociado con dicho segundo estado;

20 - asignar (74) el primer tramo a dicha primera oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación \hat{S}_{mod} y el segundo tramo a dicha segunda oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación \hat{S}_{mod} ;

25 - formar (75) una primera forma de onda promedio para dichas primeras oscilaciones en dicho primer tramo y una segunda forma de onda promedio para dichas segundas oscilaciones en dicho segundo tramo; y

- utilizar (76) dichas primera y segunda formas de onda promedio para suprimir dicha señal oscilatoria S_{osc} respecto de dicha señal compuesta S en los respectivos estados de dichas primera y segunda formas de onda promedio.

30 2. Procedimiento, según la reivindicación 1, que comprende además generar un modelo paramétrico de la oscilación cardiogénica en base a la primera y la segunda formas de onda promedio.

35 3. Procedimiento, según la reivindicación 2, en el que el modelo paramétrico se genera ajustando una función polinómica por tramos a la primera y la segunda formas de onda promedio para obtener una serie de puntos nodales en las formas de onda.

40 4. Procedimiento, según la reivindicación 2 ó 3, que comprende además formar una serie de formas de onda interpoladas en base a la primera y la segunda formas de onda promedio.

5. Procedimiento, según la reivindicación 1, que suprime las oscilaciones cardiogénicas en una señal de neumografía por impedancia, donde las oscilaciones cardiogénicas y la señal respiratoria por impedancia forman una señal de impedancia transtorácica.

45 6. Procedimiento, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que el estado es una fase de una señal o un valor de señal, tal como un volumen pulmonar de la señal de modulación S_{mod} .

7. Aparato para suprimir oscilaciones cardiogénicas en una señal de impedancia eléctrica transtorácica, que comprende:

50 - medios para proporcionar una señal compuesta S que es una señal de impedancia eléctrica transtorácica Z, que comprende una señal oscilatoria S_{osc} que es una parte cardiogénica de la señal de impedancia eléctrica transtorácica Z_c y una señal de modulación S_{mod} que es una parte respiratoria de la señal de impedancia eléctrica transtorácica Z_r ,

55 **caracterizado por**

60 - medios para realizar un filtrado de paso alto de la señal compuesta S con un filtro de paso alto para producir una estimación de la señal oscilatoria \hat{S}_{osc} y una estimación de la señal de modulación S_{mod} , donde la estimación de la señal oscilatoria \hat{S}_{osc} comprende primeras oscilaciones durante un primer estado de la señal de modulación S_{mod} y segundas oscilaciones durante un segundo estado de la señal de modulación S_{mod} ;

65 - medios para definir un primer tramo asociado con dicho primer estado y un segundo tramo asociado con dicho segundo estado;

- medios para asignar el primer tramo a dicha primera oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación \hat{S}_{mod} y el segundo tramo a dicha segunda oscilación de acuerdo con un estado definido a partir de la estimación de la señal de modulación \hat{S}_{mod} ;
- 5 - medios para formar una primera forma de onda promedio para dichas primeras oscilaciones en dicho primer tramo y una segunda forma de onda promedio para dichas segundas oscilaciones en dicho segundo tramo; y
- medios para utilizar dichas primera y segunda formas de onda promedio para suprimir dicha señal oscilatoria S_{osc} respecto de dicha señal compuesta S en los respectivos estados de dichas primera y segunda formas de onda promedio.
- 10
8. Aparato, según la reivindicación 7, que comprende medios para generar un modelo paramétrico de la oscilación cardiogénica en base a la primera y la segunda formas de onda promedio.
- 15
9. Aparato, según la reivindicación 8, que comprende medios para generar el modelo paramétrico ajustando una función polinómica por tramos a la primera y la segunda formas de onda promedio para obtener una serie de puntos nodales en las formas de onda.
- 20
10. Aparato, según las reivindicaciones 9 ó 10, que comprende medios para formar una serie de formas de onda interpoladas en base a la primera y la segunda formas de onda promedio.
- 25
11. Aparato, según la reivindicación 7, que comprende medios para suprimir las oscilaciones cardiogénicas en una señal de neumografía por impedancia, donde las oscilaciones cardiogénicas y la señal respiratoria por impedancia forman una señal de impedancia transtorácica.
- 30
12. Aparato, según cualquiera de las reivindicaciones 7 a 11, en el que el estado es una fase de una señal o un valor de señal, tal como un volumen pulmonar de la señal de modulación S_{mod} .
13. Aparato que comprende una memoria y un programa informático almacenado en una memoria que comprende un código de programa informático configurado para llevar a cabo el procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6.

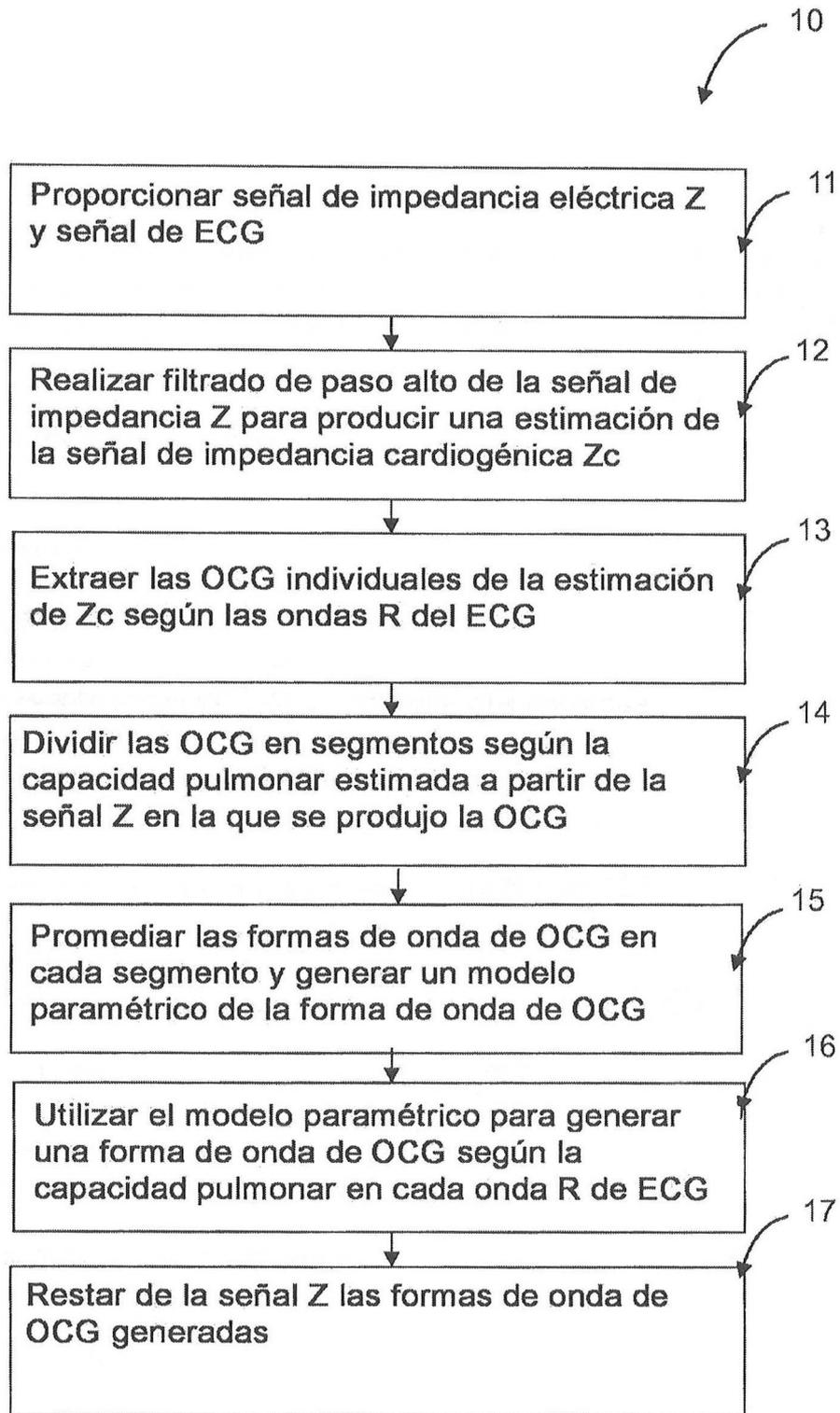


Fig. 1

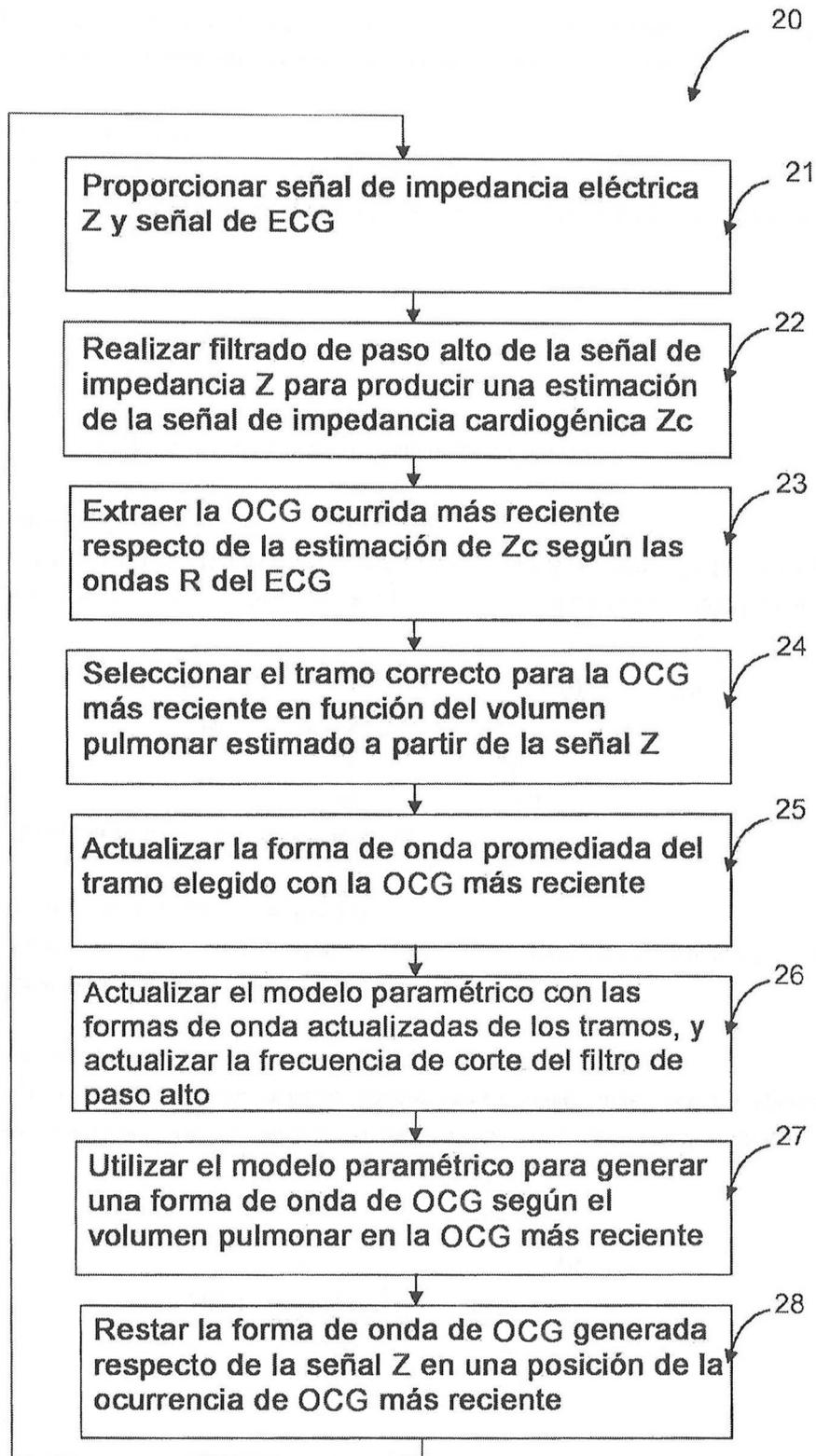


Fig.2

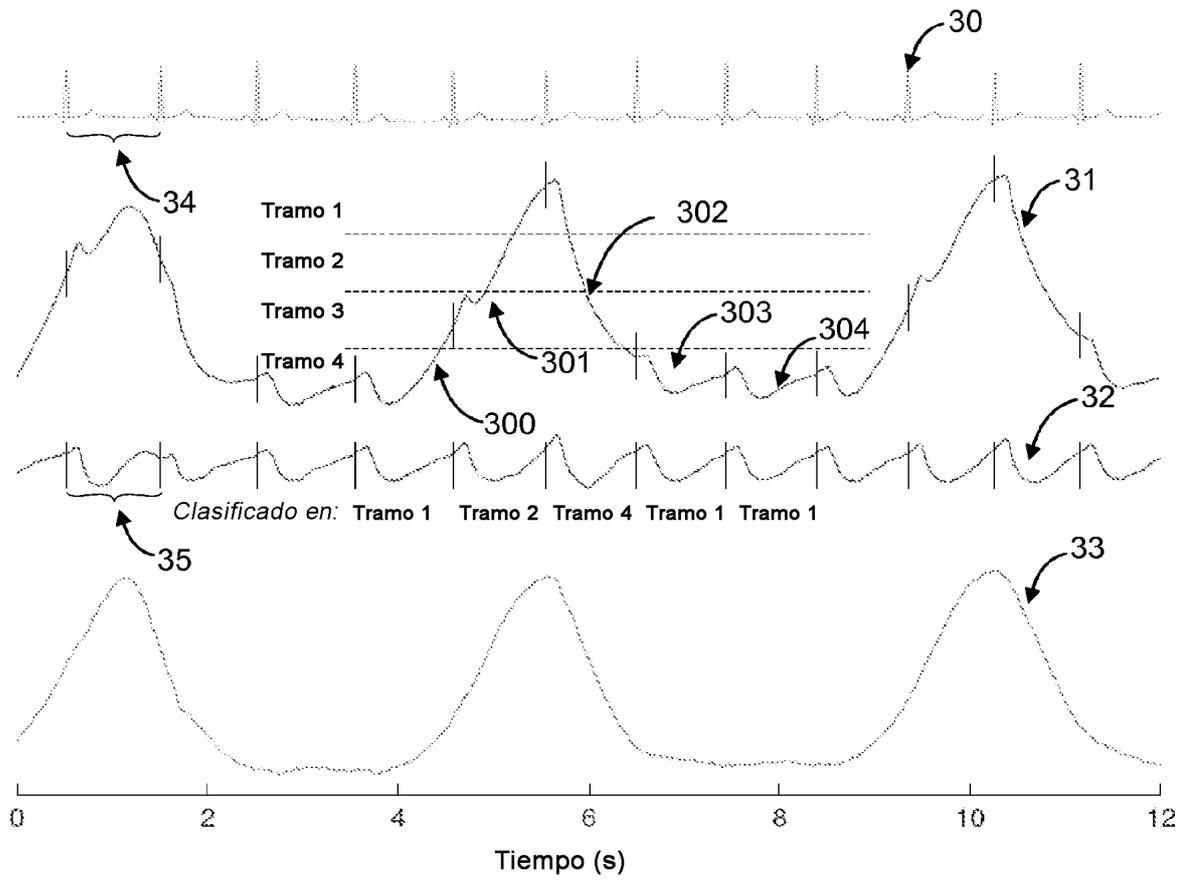


Fig.3

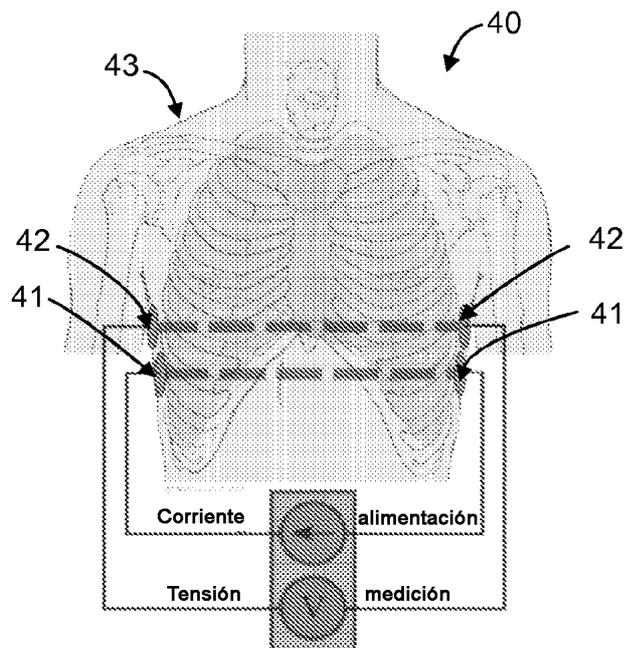


Fig.4

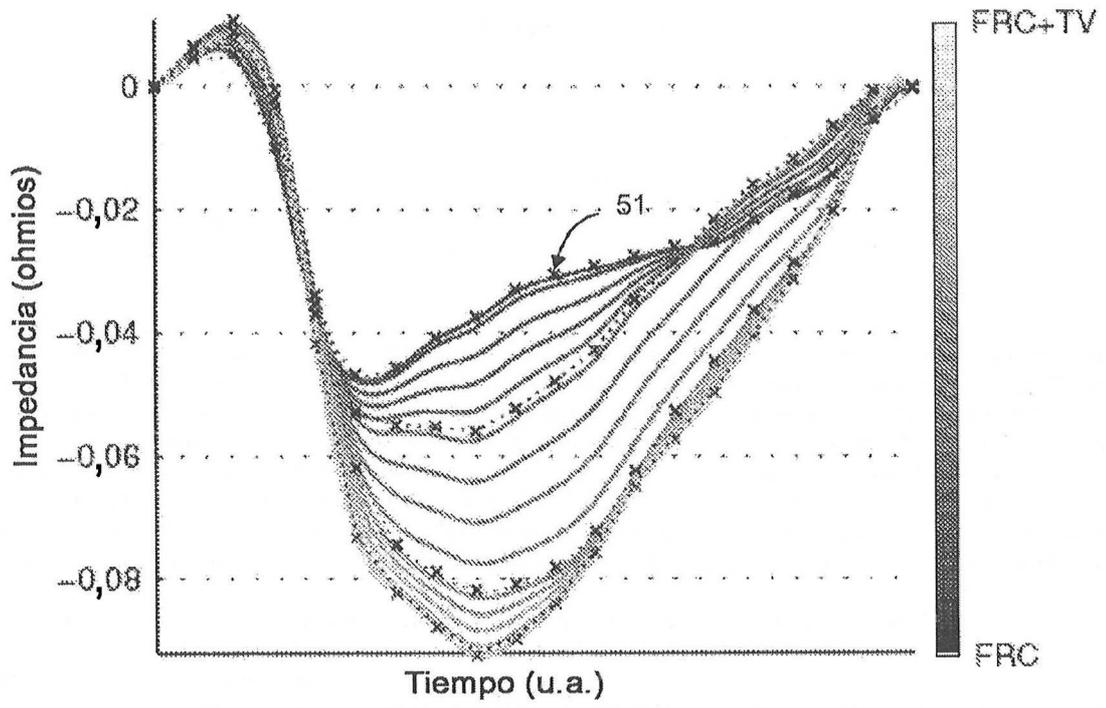


Fig.5

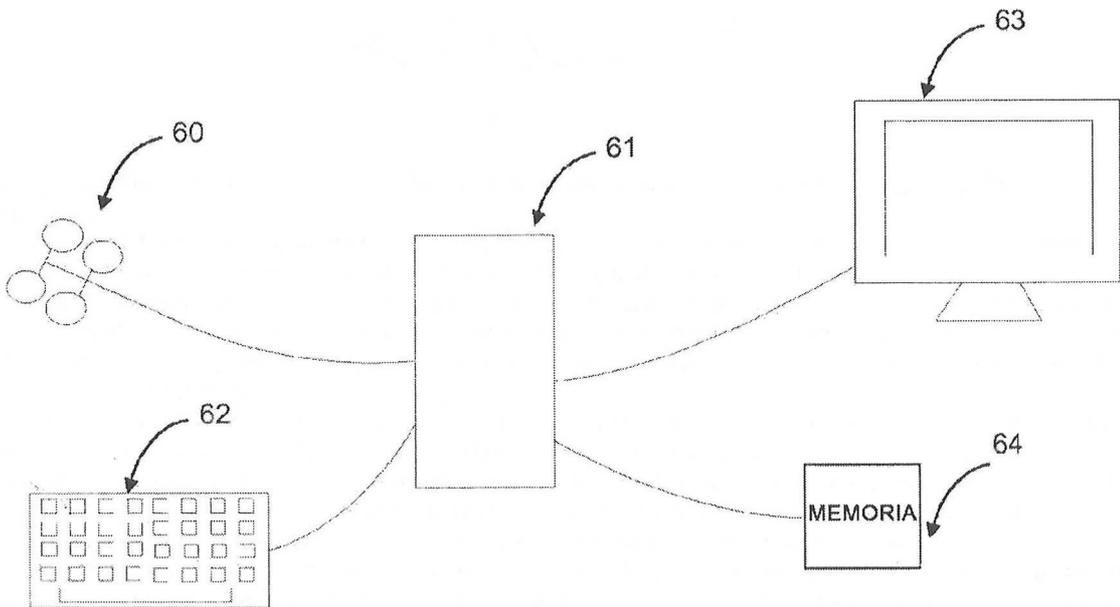


Fig.6

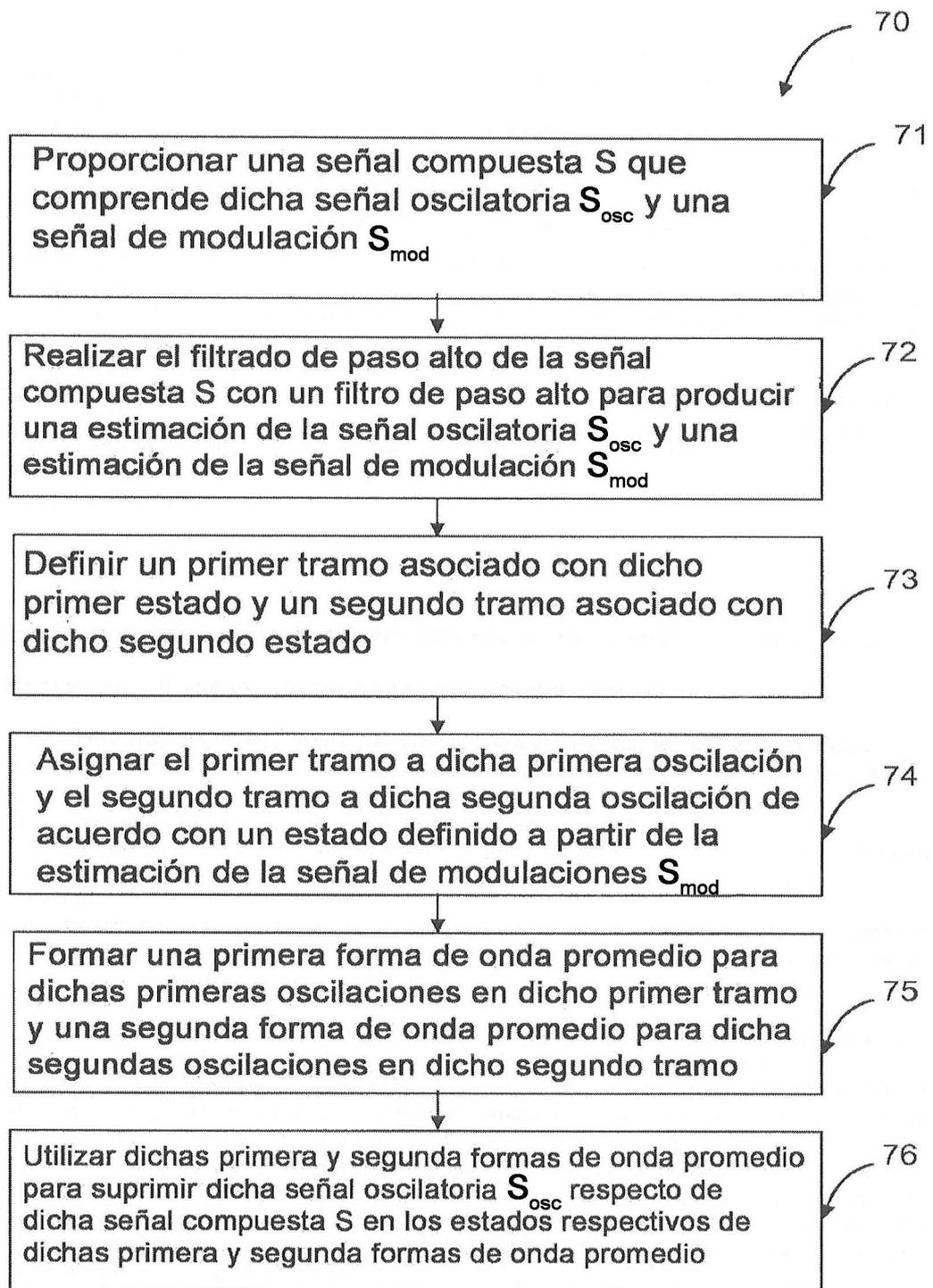


Fig.7

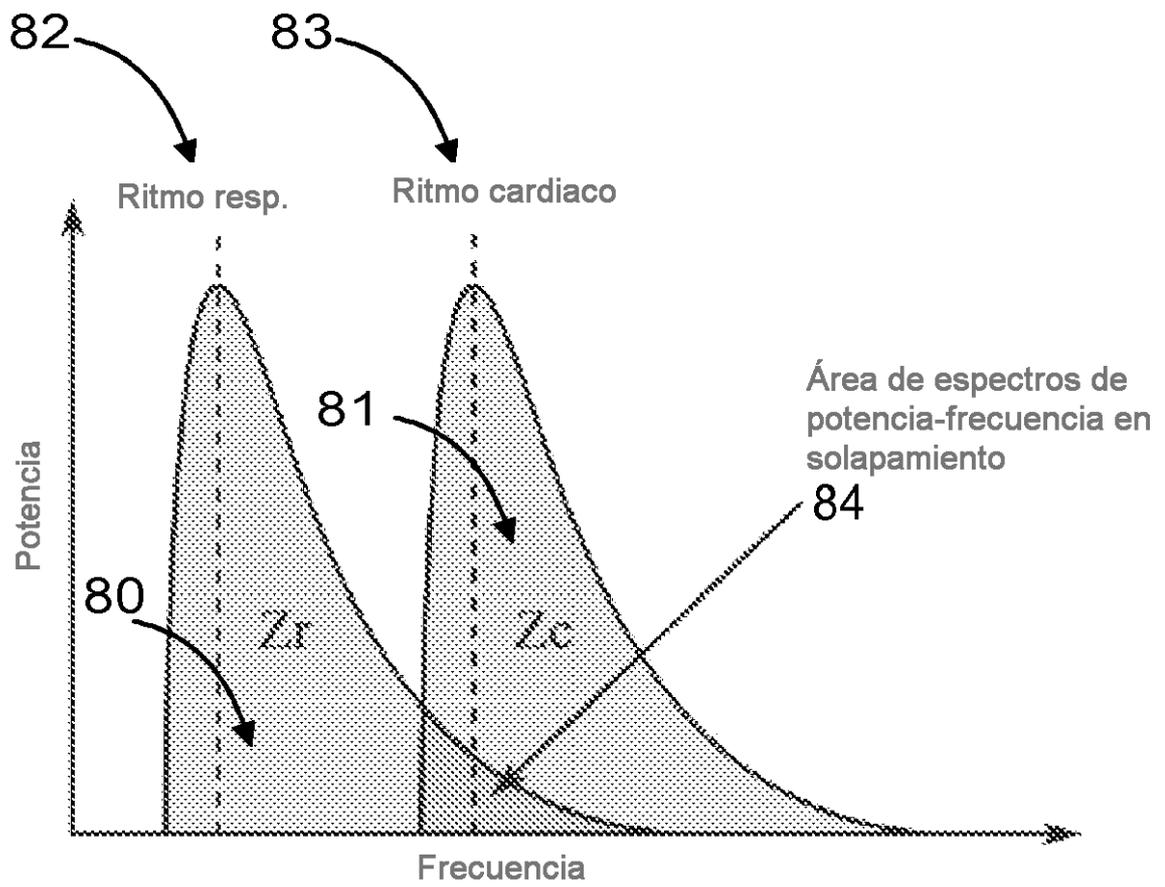


Fig.8