

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 679 620**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00** (2006.01)

**A61B 5/02** (2006.01)

**A61B 5/1455** (2006.01)

**A61B 5/1495** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.05.2015 PCT/GB2015/051563**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.12.2015 WO15181560**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.05.2015 E 15729556 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.03.2018 EP 3148410**

54 Título: **Aparato y procedimiento de compensación de la variabilidad tisular**

30 Prioridad:

**30.05.2014 GB 201409599**

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

**29.08.2018**

73 Titular/es:

**HUNTLEIGH TECHNOLOGY LIMITED (100.0%)  
ArjoHuntleigh House, Houghton Hall Business  
Park**

**Houghton Regis, Bedfordshire LU5 5XF, GB**

72 Inventor/es:

**COOK, STEPHEN JOHN;**

**BAILLY, GREG;**

**MORRIS, PHILIP y**

**GOUGH, NIGEL**

74 Agente/Representante:

**SALVA FERRER, Joan**

ES 2 679 620 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

Aparato y procedimiento de compensación de la variabilidad tisular

5 **[0001]** La presente invención está en el campo de la tecnología médica, en la que la adquisición de señales fisiológicas de un paciente (ya sea humano o animal) para la posterior interpretación del diagnóstico es mediante el uso de unos sensores no invasivos de la superficie del cuerpo. Estos pueden ser transmisores y receptores individuales, o pueden tener ambas funciones combinadas en un transductor físico. Los sensores pueden ser ópticos, en cuyo caso, las longitudes de onda usadas pueden ser tanto visibles como no visibles. En el último caso,  
10 a menudo están en el espectro de infrarrojo. Este tipo de sensor puede tener una conexión de datos con un equipo de captura y manipulación de datos anterógrado a través de un cable eléctrico o de una interfaz inalámbrica de uno de los muchos tipos, tal como óptica, de radio, acústica, de campo magnético, etc.

**[0002]** La presente invención concierne a un aparato y a un procedimiento para la compensación de las  
15 variaciones en la proporción de transferencia global desde la entrada del transmisor hasta la salida del receptor entre dos o más sensores colocados en diferentes ubicaciones anatómicas. Esto incluye las variaciones debidas a cambios globales en la longitud de la trayectoria que surgen de las diferentes características de una transmisión equivalente a través de las diferentes ubicaciones del cuerpo. Aunque también es adecuada para muchos otros sensores de contacto con la piel que usan principios de transducción no óptica, tales como de RF, de campo  
20 magnético, de campo eléctrico o de vibración, la invención se ilustrará a continuación mediante el ejemplo de un transductor de longitud de onda infrarroja (IR) que combina las funciones de receptor y de transmisor, que puede ser unido a las extremidades inferiores de un paciente.

**[0003]** Físicamente, un transductor óptico no invasivo típico consistirá en un cuerpo cilíndrico con una base  
25 circular ligeramente mayor. La base contiene dos pequeñas aberturas circulares en las que están las puntas del transmisor de infrarrojos y de los dispositivos receptores. Estos están separados entre sí, con una distancia de centro a centro de unos pocos mm.

**[0004]** Para un correcto funcionamiento, es necesario que la base del transductor esté en un contacto  
30 correcto con la piel de un paciente. Esto permite que un haz de energía infrarroja atraviese la piel y los tejidos de la superficie hasta una profundidad en un exceso de 2 mm. La dispersión aleatoria de fotón a fotón en el haz permite la recolección de una señal muy atenuada por parte del dispositivo receptor. La trayectoria de transmisión de los fotones en la señal recibida ha pasado a través tanto de los capilares como de la estructura horizontal de la subsuperficie de las pequeñas venas y arterias que yace alrededor de 2 mm por debajo de la piel en un ser humano  
35 adulto sano normal.

**[0005]** La atenuación de la transmisión global desde el transmisor hasta el receptor está formada por varios  
elementos, incluyendo una retrodispersión y la absorción por parte de diversas estructuras anatómicas tales como tejidos, ligamentos, etc. Esa parte de la intensidad transmitida que alcanza los vasos sanguíneos de la subsuperficie  
40 está adicionalmente reducida por la absorción relacionada con el volumen de sangre y, por lo tanto, por la cantidad de sangre dependiente del tiempo en los elementos tanto arteriales como venosos de la vasculatura.

**[0006]** Sin embargo, la separación física entre el transmisor y los dispositivos receptores es tal que la señal  
45 recibida está dominada por los volúmenes de sangre de la microcirculación, en lugar de por las venas y arterias más grandes y profundas. El procesado de esta señal recibida dependiente de la microcirculación en los ámbitos del tiempo y la frecuencia puede revelar muchos elementos valiosos de información que se correlacionan con enfermedades tanto de la vasculatura como del sistema nervioso periférico.

**[0007]** Existen diversos componentes de la energía IR que sale del tejido que es recogida por el dispositivo  
50 receptor del transductor, como sigue:

- (a) absorción por la sangre arterial pulsátil y no pulsátil, normalmente entre el 1 % y el 2 % del total;
- (b) absorción por la sangre venosa y otro tejido, normalmente <20 % del total; y
- (c) dispersión y reflexión de la luz incidente, normalmente >80 % del total.

55 **[0008]** En la pulsioximetría, únicamente es importante el elemento de la señal dependiente de la sangre arterial pulsátil, y la primera etapa del procesado es la normalización de este dividiéndolo por el componente «dc» de la señal recibida, que está formado por todos los demás elementos indicados anteriormente. El promediado de un periodo de la señal recibida o el paso de la señal completa a través de un filtro de paso bajo establecido para

eliminar las anteriores frecuencias, digamos, a 0,05 Hz, producirá un valor de la señal que representa el efecto global de la dispersión y de la reflexión, la absorción del tejido, la absorción de la sangre arterial no pulsátil, la absorción de la sangre venosa no dependiente del tiempo y la absorción de la sangre venosa vasomotora dependiente del tiempo de baja frecuencia promediada.

5

**[0009]** La normalización según esta señal «dc» proporciona un resultado que no se ve afectado por las fluctuaciones en la intensidad de la luz incidente y que se autocalibra de forma eficaz. Por lo tanto, las variaciones en la dispersión y la reflexión de la luz incidente al entrar en la piel, así como las proporciones de transducción del transmisor y del receptor y las tolerancias de ganancia del circuito, no afectan al resultado.

10 En la situación alternativa en la que el componente de interés de la señal recibida procede del elemento que varía con el tiempo de la sangre venosa, esta señal está formada por:

(a) un componente de respiración con una energía alrededor de la frecuencia de respiración de entre 5 y 30 respiraciones por minuto; y

15 (b) unos efectos vasomotores locales y sistémicos de una menor frecuencia sobre el volumen de sangre venosa a unas frecuencias de desde aproximadamente 0,1 Hz hasta por debajo de 0,01 Hz.

Esta señal también puede ser normalizada de una manera similar a la señal arterial pulsátil descrita anteriormente.

20 Como antes, puede producirse un valor de normalización promediando un periodo de la señal recibida, o pasando la señal completa a través de un conjunto de filtro de paso bajo para eliminar las frecuencias por encima de, digamos, 0,05 Hz, de forma que se produzca un valor de la señal que representa el efecto global de la dispersión y la reflexión, la absorción del tejido, la absorción de la sangre arterial no pulsátil, la absorción de la sangre venosa no dependiente del tiempo y la absorción de la sangre venosa vasomotora dependiente del tiempo de baja frecuencia promediada.

25

Sin embargo, también existen aplicaciones en las que una importante información fisiológica está contenida en la amplitud del intervalo de la frecuencia de la señal de la respiración de la variación en el volumen de sangre venosa. En particular, considérese una aplicación en la que una diferencia significativa en la amplitud en este intervalo de frecuencia, cuando se comparan un par de transductores en diferentes ubicaciones anatómicas, es indicativa de una determinada afección fisiológica. Por ejemplo, el par de transductores puede estar ubicado en partes contralaterales del cuerpo, tales como la parte superior de los brazos izquierdo y derecho, o los transductores pueden estar colocados en las piernas izquierda y derecha por debajo de la rodilla, en la que la afección fisiológica de interés puede ser, por ejemplo, una TVP de una extremidad inferior, tanto por encima como por debajo de la rodilla. Como un ejemplo, se hace referencia al documento patente GB2419403. En dicho caso, el procedimiento convencional de normalización con el valor de la señal «dc» descrito anteriormente introduce algunos problemas. Los intervalos de frecuencia de interés para los efectos vasomotores y de respiración se solapan entre sí, por lo que no puede producirse una señal «dc» ideal, que contenga el primero con ninguno de los últimos, o viceversa. Además, un promediado preciso de dichas bajas frecuencias vasomotoras requiere largos registros de datos, que pueden no estar disponibles o no ser compatibles con un proceso de diagnóstico corto.

40

**[0010]** El objetivo de dicha normalización es eliminar cualquier efecto sobre las señales que no afecte a cada señal del par de la misma forma. Dichas diferencias pueden estar en las tolerancias del soporte físico electrónico, en la ubicación del sensor o en la anatomía, como sigue.

45 **[0011]** Algunas tolerancias del soporte físico incluyen:

(a) las tolerancias en la ganancia global del circuito, incluyendo las proporciones de transducción entre el transmisor y el receptor óptico;

50 (b) las tolerancias en las respuestas de frecuencia del filtro analógico, particularmente del filtro de eliminación del nivel «dc» de paso alto de baja frecuencia; y

(c) las variaciones con el tiempo y la temperatura en estos parámetros, que son diferentes entre los transductores.

**[0012]** Algunas diferencias en la ubicación del sensor incluyen:

55 (a) áreas de la piel con diferentes cantidades de vello;

(b) afecciones de la piel en una pierna que requieren el uso constante de cremas o de hidratantes, que incluyen algunas afecciones dermatológicas, y la piel seca causada por el uso prolongado de anticoagulantes; y

(c) afecciones médicas en una pierna que causan un estiramiento de la piel en la ubicación del transductor, tales como el edema o el hinchamiento asociados con un síndrome postflebitico.

**[0013]** Algunas diferencias anatómicas entre ubicaciones contralaterales incluyen:

- (a) una pigmentación variable;
- 5 (b) grados variables de tejido cicatricial curado en la pierna, o úlceras de presión u otras heridas; y
- (c) variaciones en la atenuación del tejido causadas por tolerancias naturales en las estructuras del tejido.

**[0014]** También puede haber otros problemas que afecten únicamente a una de las señales del par en un momento puntual, tal como un movimiento involuntario del paciente, que pone al transductor en contacto con otras superficies. Los transductores por cable también pueden sufrir problemas de tensión debido al peso y a la rigidez del cable y a los inevitables enganchones, así como variaciones en la tensión creadas por un movimiento involuntario del paciente.

**[0015]** Nótese que en este último caso, para cualquier problema puntual asimétrico, el promediado o el filtrado implicado en la producción de un valor de la señal «dc» generará un error asimétrico que es imposible de eliminar. Convencionalmente, dicho error únicamente puede permitirse mediante el uso de un sofisticado algoritmo de reconocimiento de patrones, si fuera posible, para identificar la aparición de un problema y eliminar el uso de este lapso de tiempo en los datos de ambas.

**[0016]** En la práctica, con objeto de proporcionar unas mejores proporciones entre la señal recibida y el ruido, los transmisores ópticos de IR están impulsados por generadores de corriente de alto nivel. Con objeto de prevenir una sobrecarga térmica, y la consiguiente fuga térmica y destrucción del chip, el impulso no es continuo, sino que está formado por pulsos estrechos, normalmente a una velocidad de entre 1 y 3 kHz. La señal de modulación del pulso transmitido se usa para controlar un receptor síncrono.

**[0017]** En línea con la presente invención, con objeto de detectar y compensar cualquier error diferencial entre una pluralidad de señales del transductor, incluyendo las indicadas anteriormente, se introduce una señal adicional en el sistema.

**[0018]** Consecuentemente, en un primer aspecto, la presente invención proporciona un aparato para la compensación de un error diferencial entre una pluralidad de sensores de la superficie del cuerpo para la adquisición de las respectivas señales fisiológicas a partir de un paciente humano o animal, comprendiendo cada uno de dichos sensores, respectivamente, un transmisor, un receptor, y estando conectado a una salida del respectivo receptor, un convertidor de carga en voltaje, aparato que comprende: un generador de la señal de sincronización que comprende un oscilador, para la generación de una señal de sincronización; un canal para cada uno de los respectivos sensores de la superficie del cuerpo, comprendiendo cada canal: (i) un modulador de corriente para recibir dicha señal de sincronización y suministrar una señal de impulso de corriente sincronizada por dicha señal de sincronización con el transmisor del respectivo sensor de la superficie del cuerpo; (ii) un receptor síncrono para recibir dicha señal de sincronización desde el generador de la señal de sincronización y una señal de salida sincronizada por dicha señal de sincronización del convertidor de carga en voltaje del respectivo sensor de la superficie del cuerpo y suministrar una señal de salida de banda ancha; (iii) un filtro de paso alto analógico para recibir la señal de salida de banda ancha desde el receptor síncrono y suministrar una señal de salida filtrada; y (iv) un filtro de paso bajo analógico antisolapamiento para recibir la señal de salida desde el filtro de paso alto filtrada y suministrar una señal de salida antisolapada; el aparato comprende adicionalmente: un convertidor de analógico en digital para recibir la señal de salida antisolapada de los respectivos canales de cada respectivo sensor de la superficie del cuerpo y suministrar una señal de salida digital para el procesamiento anterógrado de la señal; en el que el generador de la señal de sincronización también genera una representación digital de una onda sinusoidal y comprende un convertidor de digital en analógico para recibir la representación digital de la onda sinusoidal a una velocidad de refresco mayor que la frecuencia de la señal de sincronización, y convertirla en una onda sinusoidal analógica que tiene una frecuencia mayor que la frecuencia más alta de las señales fisiológicas y menor que una frecuencia de corte del filtro de paso bajo antisolapamiento; un filtro de paso bajo para recibir la onda sinusoidal analógica del convertidor de digital en analógico y eliminar los componentes de la velocidad de refresco de la misma para proporcionar una onda sinusoidal limpia; y un modulador de la amplitud para recibir la onda sinusoidal limpia desde el filtro de paso bajo y añadir la señal de sincronización.

**[0019]** En un segundo aspecto, la presente invención también proporciona un procedimiento para la compensación de un error diferencial entre una pluralidad de sensores de la superficie del cuerpo, en el que cada sensor comprende respectivamente un transmisor y un receptor, procedimiento que comprende las etapas de: añadir una señal de amplitud modulada a una señal transmitida respectivamente transmitida por cada uno de dichos

transmisores, teniendo la señal de amplitud modulada una frecuencia: (i) mayor que la frecuencia más alta de una señal fisiológica de un paciente humano o animal sobre el que se ha aplicado la pluralidad de sensores de la superficie del cuerpo; y (ii) menor que la frecuencia de corte de un filtro de paso bajo antisolapamiento de un aparato para el procesado de una señal recibida respectivamente recibida por cada uno de dichos receptores; aplicar un filtro de paso de banda para recuperar la señal de amplitud modulada a partir de una pluralidad de señales recibidas para proporcionar una respectiva pluralidad de señales de compensación; comparar las respectivas amplitudes de las respectivas pluralidades de señales de compensación entre sí; y ajustar la amplitud de al menos una de las respectivas señales recibidas hasta que las amplitudes de las respectivas pluralidades de señales de compensación sean sustancialmente iguales entre sí.

10

**[0020]** Dado que la frecuencia de la onda sinusoidal es cuidadosamente elegida para que esté fuera del intervalo de frecuencia de interés fisiológico sin modificar significativamente los requisitos de diseño del filtro analógico, puede ser fácilmente sometida a un procesamiento anterógrado de la señal. Por ejemplo, los 5 Hz o los 300 lpm están fuera del intervalo cardíaco máximo, pero perfectamente dentro del funcionamiento del filtro de paso bajo antisolapamiento existente.

15

**[0021]** Esta señal de compensación puede ser recuperada en cada una de las trayectorias de la señal por el filtrado de paso de banda digital para proporcionar las respectivas señales de compensación. Estas señales deben tener una amplitud igual si todos los efectos de la señal fisiológica son simétricos. Si no lo son, entonces la proporción de las amplitudes puede usarse para corregir los efectos fisiológicos asimétricos. Nótese que esta corrección se lleva a cabo en tiempo real y no requiere un promediado de la señal a largo plazo. Si se detecta una variación temporal pero significativa dependiente del tiempo únicamente en una señal de compensación, entonces este lapso de tiempo debe ser eliminado de cada señal fisiológica antes del procesado.

20

**[0022]** Como se describe a continuación, la invención es capaz de detectar y compensar los errores introducidos por los efectos asimétricos en dos o más transductores ópticos colocados en diferentes ubicaciones anatómicas en seres humanos o animales. La compensación es en tiempo real, no basándose en el filtrado de paso bajo ni en el promediado, al contrario que el actual procedimiento derivado del procesamiento de la señal de pulsioximetría. Esta naturaleza en tiempo real permite la detección y la eliminación del procesado anterógrado de los artefactos de la señal que no se producen de forma idéntica en todas las señales del sensor.

25

30

**[0023]** Las características y ventajas adicionales de la presente invención serán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada, que se proporciona únicamente a modo de ejemplo, y con referencia a los dibujos anexos, en los que:

35

la Fig. 1 es un diagrama en bloque esquemático de la interfaz de usuario de un sistema, que excluye el detalle de un microsistema anterógrado para el procesamiento de la señal;

la Fig. 2 es una vista en perspectiva de un transductor ilustrativo adecuado para su uso con una realización de la presente invención;

40

la Fig. 3 es un diagrama en bloque esquemático que muestra las modificaciones en el sistema de la Fig. 1 para la adición de una señal de compensación según una realización de la invención; y

la Fig. 4 son un par de gráficas que muestran respectivamente la densidad espectral de la energía de la banda de base recuperada que incluye una señal de compensación en los canales izquierdo y derecho.

45

**[0024]** Haciendo referencia en primer lugar a la Fig. 1, el sistema global puede dividirse en dos partes, una interfaz de usuario desde el transductor hacia la salida digital del convertidor de analógico en digital (adc) y un sistema de microprocesador anterógrado que implementa el procesamiento de la señal, el panel de control, la pantalla y las tareas de la interfase.

50

**[0025]** Por simplicidad se muestra un diagrama en bloque del sistema de interfaz de usuario de canal único. En la práctica, para dos o más canales, habría únicamente un circuito de generación de la señal de sincronización 1, 2 que suministra a todos los canales. El adc, 11, sería un único adc con entradas multiplexadas, ya que todas las señales fisiológicas del cuerpo tienen una frecuencia muy baja en comparación con el multiplexador y las velocidades de respuesta de los adc típicos.

55

**[0026]** Se usa un cristal 1, a 4 MHz, para proporcionar unas señales de sincronización de elevada precisión y estabilidad a través de un circuito de generación de sincronización 2. Esto proporciona una estrecha velocidad de pulsos de 1 kHz al modulador 3, que tiene una salida del impulso de corriente modulada entre un nivel alto y bajo, pero no nulo, por el tren de pulsos. Este impulso de corriente genera energía a una longitud de onda de 890 nm,

usando un transmisor de IR óptico de arseniuro de galio y aluminio 5.

**[0027]** También hay un receptor óptico de IR en forma de un fotodiodo PIN de silicio con un intervalo de respuesta de entre 750 nm y 1100 nm, 6. Este receptor de IR está conectado a una carga local al convertidor de voltaje 7, que proporciona una salida de voltaje de banda ancha no filtrada con una baja impedancia de la fuente a una velocidad de pulso de 1 kHz.

**[0028]** Haciendo referencia a la Fig. 2, el transmisor de IR 5, el receptor 6 y el convertidor de carga en voltaje 7 están alojados físicamente en un cuerpo transductor 15 conectado por un cable remoto 16. Esto tiene una altura total de 10 mm, y consiste en un cuerpo cilíndrico de 25 mm de diámetro y con una base circular con un diámetro ligeramente mayor de 28 mm, de 2 mm de espesor, 14. La base contiene dos pequeñas aberturas circulares en las que están las puntas del transmisor de infrarrojos 18 y los dispositivos receptores 17. Estos están separados entre sí con una distancia de centro a centro de unos 6 mm. Durante el funcionamiento normal, la base del transductor está en un correcto contacto con la piel de un paciente. Esto proporciona un haz de energía IR desde el transmisor de IR 18, en la piel y los tejidos de la superficie hasta una profundidad en un exceso de 2 mm. La dispersión aleatoria de fotón a fotón en el haz permite la recolección de una energía IR muy atenuada por parte del receptor de IR 17.

**[0029]** Volviendo a la Fig. 1, la carga al convertidor de voltaje 7, la salida es suministrada a un circuito receptor síncrono 8, sincronizado por el mismo tren de pulsos de 1 kHz usado para impulsar el modulador de corriente 3. Este receptor síncrono proporciona una salida de banda ancha no filtrada. Se usa un filtro analógico de paso alto 9, un Sallen y Key de dos polos, de -3 dB a 0,07 Hz, para eliminar el componente de la señal dc y de muy baja frecuencia. De otro modo, esto agotaría la mayor parte del intervalo dinámico del adc y reduciría la resolución eficaz para las frecuencias fisiológicas de interés de frecuencia más alta. El antisolapamiento es proporcionado por un filtro analógico de paso bajo 10, un Sallen y Key de dos polos, de -3 dB a 6 Hz.

**[0030]** La señal de la banda de base filtrada es suministrada a un adc 11, usándose la salida digital para cualquier otro procesamiento de la señal en un sistema microprocesador convencional que no se muestra en detalle.

**[0031]** Haciendo referencia a la Fig. 3, con objeto de añadir una señal de compensación al sistema, únicamente hay que cambiar las partes del circuito que proporcionan un impulso de corriente al transmisor de IR. El mismo cristal 1 proporciona ahora una sincronización a un circuito de generación de sincronización modificado. Este consiste en un microcontrolador PIC que implementa una sincronización en el soporte lógico 21 en lugar de en el soporte físico, y que contiene un convertidor de digital en analógico (dac) integral de 12 bit, 22. Como antes, se genera un tren de pulsos de 1 kHz a través de una puerta de salida digital, pero también una representación digital de la onda sinusoidal. Esta es suministrada al dac integral a una velocidad de refresco de 20,48 kHz. La salida del dac es filtrada a bajo paso, con un polo único R-C, de -3 dB a 20 Hz, para eliminar los componentes de la velocidad de refresco y proporcionar una onda sinusoidal limpia exactamente a 5 Hz. Esto es suministrado, junto con la corriente de pulsos de 1 kHz, a un nuevo modulador de la amplitud 24.

**[0032]** Esto proporciona una corriente de pulsos de 1 kHz, ahora con la amplitud modulada a 5 Hz, al mismo modulador del impulso de corriente 3, como antes. La amplitud de la onda sinusoidal y; por lo tanto; la profundidad de modulación de la amplitud, se ajusta en el voluntario sano probando hasta un agotamiento no mayor del 5 % del intervalo dinámico del convertidor de analógico en digital (adc). Esto asegura que esta adición en la señal de compensación no disminuye significativamente la resolución del adc para los componentes de la señal fisiológica de interés.

**[0033]** Para dos o más transductores, habría únicamente un sistema individual (1, 21, 22, 23, 24) suministrando una corriente de pulsos de amplitud modulada de 1 kHz a los moduladores de corriente del canal individual 3.

**[0034]** El efecto de esto es proporcionar una señal fisiológica fantasma a 5 Hz en el sistema receptor, pero una con una amplitud original conocida e idéntica para todos los canales. Dado que 5 Hz está en el intervalo de banda de paso de filtro usado, pasa a su través relativamente sin afectar hasta el dominio digital a través del adc en forma de una distribución estrecha de densidad de energía espectral centrada a 5 Hz.

**[0035]** La Fig. 4 muestra el resultado de la aplicación de una transformada rápida de Fourier (FFT) a una típica salida digital de canal único del adc de cada uno de los dos transductores por debajo de la rodilla a la derecha (gráfica RL) y a la izquierda (gráfica LL), respectivamente. La FFT era de 64 k puntos realizada sobre un registro de datos de seis minutos usando una ventana Hamming, y los resultados se muestran gráficamente en unas unidades

de energía arbitrarias (eje y) frente a la frecuencia en ciclos por minuto (eje x). Las variaciones en la densidad espectral de energía clave son fácilmente categorizadas mediante el análisis de las lecturas de los picos de energía de derecha a izquierda:

- 5 (a) a 300 lpm, la señal de compensación de 5 Hz;
- (b) aproximadamente a 165 lpm, el segundo armónico de la frecuencia cardiaca;
- (c) aproximadamente a 110 lpm, el primer armónico de la frecuencia cardiaca;
- (d) aproximadamente a 55 lpm, la frecuencia cardiaca fundamental;
- (e) aproximadamente a 15 lpm, la frecuencia respiratoria fundamental; y
- 10 (f) por debajo de 15 lpm, la energía de baja frecuencia de los efectos vasomotores.

**[0036]** El componente de la señal de compensación de 5 Hz puede ser fácilmente eliminado de esta señal global sin afectar a ningún otro componente fisiológico de interés mediante un filtrado digital de paso de banda. Se usa un filtro de paso de banda digital Butterworth de primer orden, con una frecuencia central de 5 Hz y un ancho de  
15 banda de 0,5 Hz. El registro de datos se filtra en cada dirección para eliminar los efectos de retraso temporal del filtro. Esta acción se repite cuatro veces para dar un efecto global aproximadamente equivalente a un filtro de octavo orden.

**EJEMPLO**

20 **[0037]** A modo de ejemplo, considérese la situación de un par de dichos sensores ópticos colocados 100 mm por encima del maléolo medial en las piernas izquierda y derecha de un paciente.

**[0038]** Sea la señal del transductor de la pierna izquierda, después de la eliminación del componente de  
25 5 Hz,  $S_{le}(t)$ .  
Sea la señal del transductor de la pierna derecha, después de la eliminación del componente de 5 Hz,  $S_{ri}(t)$ .  
Sea la amplitud del componente de 5 Hz extraída de la señal del transductor global de la pierna izquierda,  $5_{le}$ .  
Sea la amplitud del componente de 5 Hz extraída de la señal del transductor global de la pierna derecha  $5_{ri}$ .

30 Entonces multiplíquese  $S_{ri}(t)$  por  $5_{le}/5_{ri}$  para formar  $S_{riComp}(t)$ .

Ahora,  $S_{le}(t)$  y  $S_{riComp}(t)$  tienen compensadas las diferencias en las tolerancias transmitidas y recibidas del soporte físico, así como las diferencias en una atenuación efectiva entre las trayectorias ópticas de IR de los transductores de la pierna izquierda y derecha. Nótese que las señales  $5_{le}$  y  $5_{ri}$  pueden ser tanto muestras únicas instantáneas  
35 como promediadas a lo largo de periodos de tiempo variables pero idénticos hasta la duración completa de  $S_{le}(t)$  y  $S_{ri}(t)$ , para que se ajusten al resultado requerido.

**REIVINDICACIONES**

1. Un aparato para la compensación de un error diferencial entre una pluralidad de sensores de la superficie del cuerpo para la adquisición de las respectivas señales fisiológicas a partir de un paciente humano o animal, comprendiendo cada uno de dichos sensores respectivamente un transmisor, un receptor, y conectado a una salida del respectivo receptor, un convertidor de carga en voltaje, aparato que comprende:
- un generador de la señal de sincronización (2, 21) que comprende un oscilador (1), para generar una señal de sincronización;
- 10 un canal para cada respectivo sensor de la superficie del cuerpo, comprendiendo cada canal:
- (i) un modulador de corriente (3) para recibir dicha señal de sincronización y suministrar una señal de impulso de corriente sincronizada por dicha señal de sincronización al transmisor del respectivo sensor de la superficie del cuerpo;
- 15 (ii) un receptor síncrono (8) para recibir dicha señal de sincronización desde el generador de la señal de sincronización (2, 21) y una señal de salida sincronizada por dicha señal de sincronización del convertidor de carga en voltaje (7) del respectivo sensor de la superficie del cuerpo y suministrar una señal de salida de banda ancha;
- (iii) un filtro de paso alto analógico (9) para recibir la señal de salida de banda ancha desde el receptor síncrono (8) y suministrar una señal de salida filtrada; y
- 20 (iv) un filtro de paso bajo analógico antisolapamiento (10) para recibir la señal de salida filtrada desde el filtro de paso alto (9) y suministrar una señal de salida antisolapada;
- aparato que comprende adicionalmente:
- 25 un convertidor de analógico en digital (11) para recibir la señal de salida antisolapada desde los respectivos canales de cada respectivo sensor de la superficie del cuerpo y suministrar una señal de salida digital para el procesamiento anterógrado de la señal;
- en el que la señal del generador de sincronización (2, 21) también genera una representación digital de una onda sinusoidal y comprende un convertidor de digital en analógico (22) para recibir la representación digital de la onda sinusoidal a una velocidad de refresco mayor que la frecuencia de la señal de sincronización y convertirla en una onda sinusoidal analógica que tiene una frecuencia mayor que la mayor frecuencia de las señales fisiológicas y menor que una frecuencia de corte del filtro de paso bajo antisolapamiento (10);
- 30 un filtro de paso bajo (23) para recibir la onda sinusoidal analógica desde el convertidor de digital en analógico (22) y eliminar los componentes de la velocidad de refresco de la misma para proporcionar una onda sinusoidal limpia; y
- un modulador de la amplitud (24) para recibir la onda sinusoidal limpia del filtro de paso bajo (23) y añadirla a la señal de sincronización.
- 40
2. Un aparato según la reivindicación 1, en el que el oscilador (1) es un cristal con una frecuencia natural sustancialmente igual a 4 MHz.
3. Un aparato según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que el generador de la señal de sincronización (2, 21) genera una señal de sincronización con una frecuencia de entre 500 y 1500 Hz, preferentemente de entre 750 y 1250 Hz, y lo más preferentemente sustancialmente igual a 1 kHz.
- 45
4. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el filtro de paso alto analógico (9) es un filtro Sallen-Key de dos polos que proporciona -3 dB aproximadamente a 0,07 Hz.
- 50
5. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el filtro analógico de paso bajo antisolapamiento (10) es un filtro Sallen-Key de dos polos que proporciona -3 dB aproximadamente a 6 Hz.
6. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la velocidad de refresco es sustancialmente igual a 20,48 kHz.
- 55
7. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el filtro de paso bajo (23) es un filtro R-C de polo único que proporciona -3 dB aproximadamente a 20 Hz.

8. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende adicionalmente una pluralidad de sensores de la superficie del cuerpo (15), comprendiendo cada uno de dicho sensores respectivamente:

5

un transmisor (5, 18);  
un receptor (6, 17); y, conectado a una salida del respectivo receptor,  
un convertidor de carga en voltaje (7).

10 9. Un aparato según la reivindicación 8, en el que el transmisor (5, 18) es un transmisor óptico infrarrojo de arseniuro de galio y aluminio que irradia energía a una longitud de onda sustancialmente igual a 890 nm, y el receptor (6, 17) es un receptor óptico de infrarrojos en forma de un fotodiodo PIN de silicio con una respuesta en el intervalo de entre 750 y 1100 nm.

15 10. Un procedimiento para la compensación de un error diferencial entre una pluralidad de sensores de la superficie del cuerpo, en el que cada sensor comprende respectivamente un transmisor y un receptor, procedimiento que comprende las etapas de:

añadir una señal de amplitud modulada a una señal transmitida respectivamente transmitida por cada uno de dichos  
20 transmisores, señal de amplitud modulada que tiene una frecuencia:

(i) mayor que la mayor frecuencia de una señal fisiológica de un paciente humano o animal sobre el que se ha aplicado la pluralidad de sensores de la superficie del cuerpo; y

(ii) menor que la frecuencia de corte de un filtro de paso bajo antisolapamiento de un aparato para el procesado de  
25 una señal recibida respectivamente por cada uno de dichos receptores;

aplicar un filtro de paso de banda para recuperar la señal de amplitud modulada a partir de una pluralidad de las señales recibidas para proporcionar una respectiva pluralidad de señales de compensación;

30 comparar las respectivas amplitudes de las respectivas pluralidades de señales de compensación entre sí; y

ajustar la amplitud de al menos una de las respectivas señales recibidas hasta que las amplitudes de las respectivas pluralidades de señales de compensación sean sustancialmente iguales entre sí.

35 11. Un procedimiento según la reivindicación 10, en el que la frecuencia de la señal de amplitud modulada es mayor que un segundo armónico de un latido cardiaco del paciente humano o animal.

12. Un procedimiento según la reivindicación 10 o la reivindicación 11, en el que la frecuencia de la señal de amplitud modulada es de entre 3 y 7 Hz, preferentemente de entre 4 y 6 Hz, y lo más preferentemente  
40 sustancialmente igual a 5 Hz.

Fig. 1

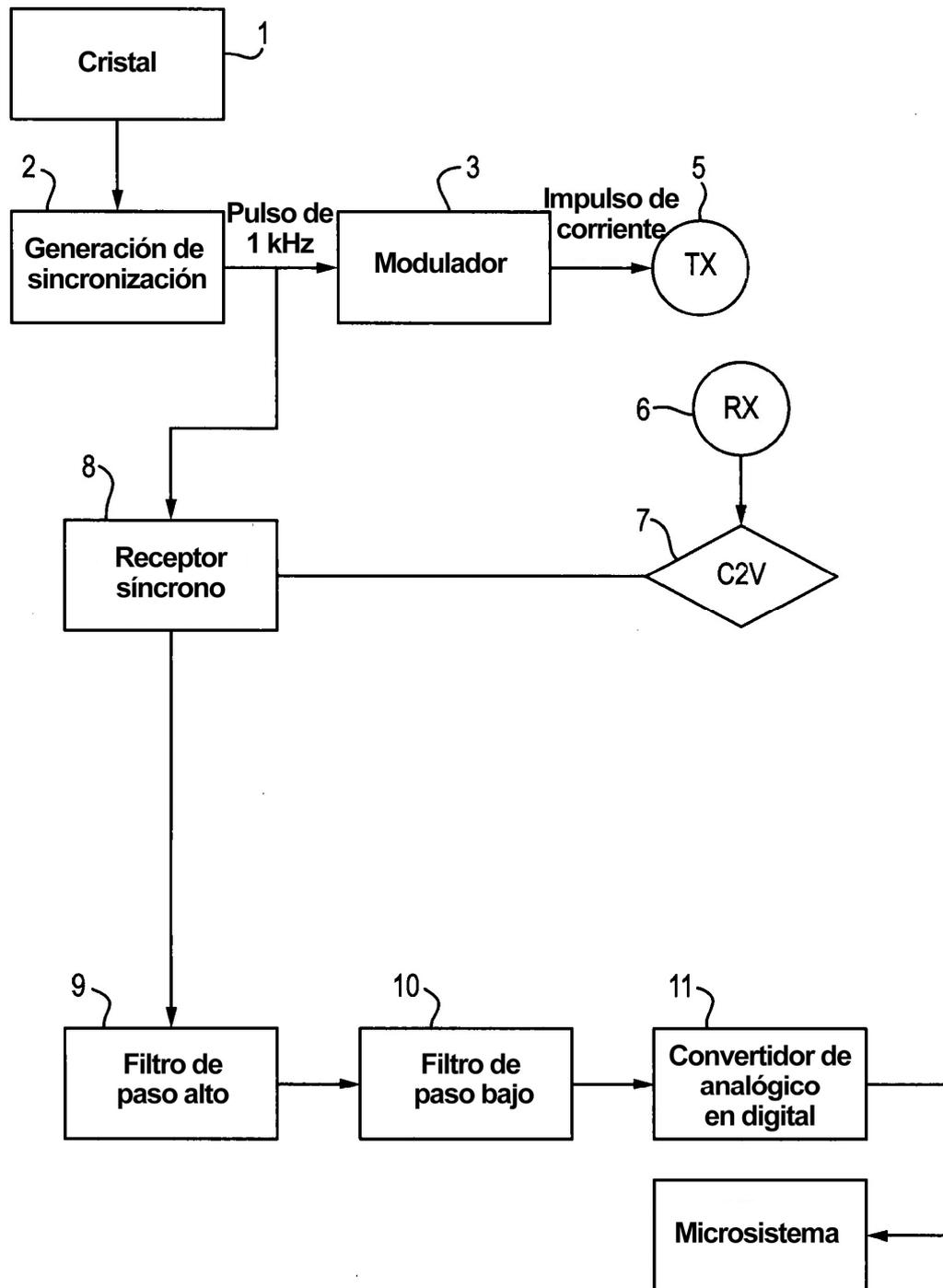


Fig. 2

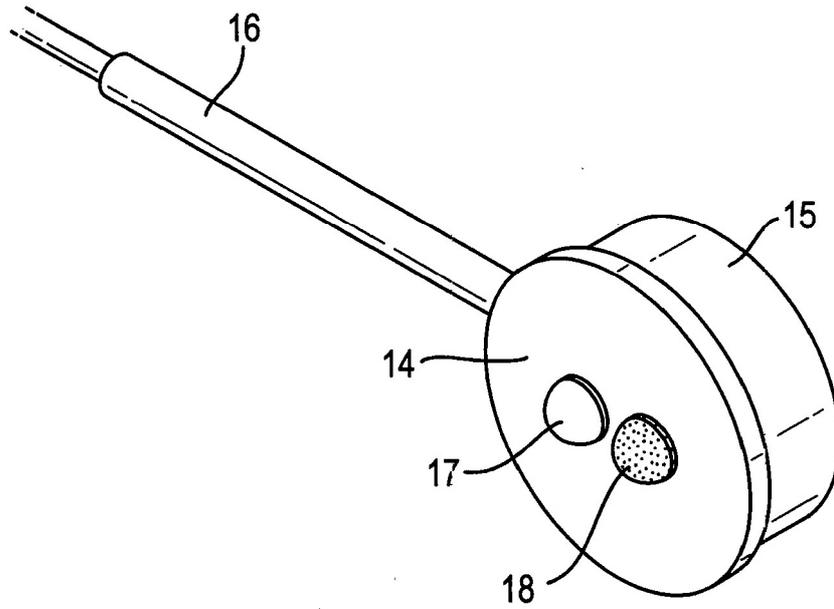


Fig. 3

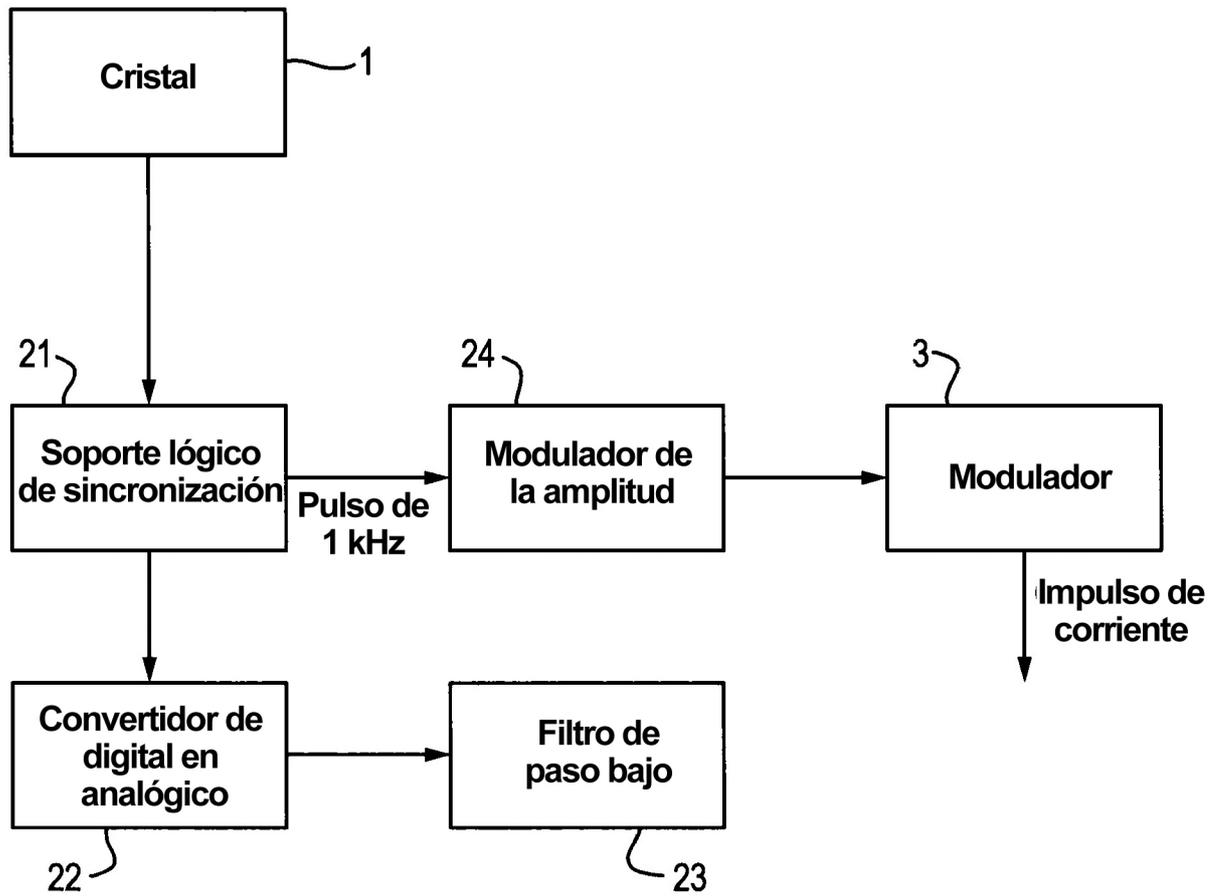


Fig. 4

