

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 535 329**

51 Int. Cl.:

A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/0255 (2006.01)

A61B 5/0225 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/1455 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.06.2010 E 10727300 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.03.2015 EP 2448475**

54 Título: **Sistemas y métodos para la evaluación de mediciones en dispositivos de monitorización fisiológica**

30 Prioridad:

30.06.2009 US 494971

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

08.05.2015

73 Titular/es:

**NELLCOR PURITAN BENNETT IRELAND (100.0%)
Michael Collins Road
MervueGalway, IE**

72 Inventor/es:

**WATSON, JAMES;
BAKER, CLARK y
ADDISON, PAUL**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 535 329 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

Sistemas y métodos para la evaluación de mediciones en dispositivos de monitorización fisiológica

5 La presente divulgación se refiere a sistemas y métodos para el análisis de señales fisiológicas y, más particularmente, la presente divulgación se refiere a sistemas y métodos para obtener y analizar las métricas de asimetría de señales fisiológicas.

10 El documento US 5533511 A describe un método para determinar la presión sanguínea de un paciente que comprende la etapa de almacenar una entrada inicial que representa la presión sanguínea de absoluta del paciente, detectar de manera no invasiva al menos una función fisiológica del paciente, y evaluar la entrada inicial y la entrada detectada para determinar la presión sanguínea. La forma de una señal fisiológica se puede escuchar tanto en la calidad de medición como en el estado del paciente. Por ejemplo, los impulsos en una señal del fotopleletismógrafo (PPG) de alta calidad en un sistema de oximetría se caracterizan a menudo por una carrera descendente aguda al comienzo de la onda del impulso, seguida de una carrera ascendente de menor duración. La derivada en el tiempo de una señal del PPG de este tipo es una forma de onda ondulante con ambas partes positivas y negativas. Las partes negativas, que corresponden a carrera descendente aguda, pueden alcanzar valores relativamente altos en comparación con la magnitud de las partes positivas correspondientes a la carrera ascendente más gradual. Las características de los impulsos dentro de una señal del PPG se pueden utilizar, por ejemplo, en mediciones de la presión sanguínea, y por lo tanto, la calidad de medición puede depender de la forma de los impulsos de la señal del PPG. Mediante el uso de una métrica para cuantificar la forma de una señal derivada PPG, o cualquier señal fisiológica, la calidad de medición se puede monitorizar y utilizar para mejorar el funcionamiento de los dispositivos de monitorización de pacientes.

25 Una de tales métricas es la asimetría de la señal, que generalmente se refiere a la asimetría de una señal alrededor de su valor medio o promedio. Una métrica de este tipo captura, por ejemplo, la porción negativa de alta magnitud inicial y la porción positiva de baja magnitud posterior de un impulso de la señal del PPG derivada en el tiempo. Otras métricas de asimetría que capturan esta forma pueden incluir la proporción del área positiva o pico de la señal del PPG derivada en el tiempo con respecto a al área negativa o pico de la señal del PPG derivada en el tiempo, o la relación de la duración de la carrera ascendente con respecto a la duración de la carrera descendente de la señal del PPG.

35 Una medida de asimetría de una señal se puede utilizar para identificar los cambios a corto o largo plazo en la morfología de la señal. Por ejemplo, la asimetría de una señal del PPG derivada en el tiempo se puede comparar con aquella medida en un punto de calibración o una asimetría característica previamente registrada (por ejemplo, la asimetría media o mediana durante un período de tiempo anterior). Un cambio transitorio, o de corto plazo, en la asimetría puede indicar una región de ruido en la señal donde las mediciones deben ignorarse o tratarse adecuadamente en una operación de filtrado (por ejemplo, dada una menor ponderación en un promedio). Un cambio a largo plazo en la asimetría puede indicar un cambio en la morfología de la señal, lo que a su vez puede indicar un cambio en, por ejemplo, la postura del paciente o una complicación en los vasos sanguíneos.

40 Adicionalmente, una medida de asimetría se puede emplear ventajosamente en sistemas de monitorización no invasiva y continua de la presión sanguínea (CNIBP) que estiman la presión sanguínea basado en, al menos en parte, una determinación del tiempo de tránsito de impulso diferencial (DPTT). El DPTT, que mide la diferencia de los tiempos de llegada de un impulso cardíaco entre dos sitios del cuerpo, se puede utilizar a través de una relación conocida del cambio en DPTT con la presión sanguínea para determinar la presión sanguínea instantánea de un paciente después de una medida de calibración a partir de un dispositivo de calibración. La medición del DPTT se puede basar, al menos en parte, en el uso de dos sensores, cada uno colocado en uno de los dos sitios del cuerpo. La comparación de las medidas de asimetría entre las señales recibidas en cada uno de los dos sensores puede, por ejemplo, revelar cuando el ruido está afectando negativamente a un canal, o cuando, por ejemplo, un paciente ha sufrido un cambio en la condición lo que se manifiesta en diferentes cambios en la forma de la señal en los dos canales.

55 La derivación y análisis de las métricas de formas, incluyendo métricas de asimetría, a partir de señales fisiológicas en la forma descrita en el presente documento permite determinaciones de la calidad de medición, cambios fisiológicos, y condiciones de funcionamiento del sistema de monitorización que se tiene que realizar. Tales determinaciones se pueden utilizar para cualquier número de funciones, que incluyen indicar a un paciente o cuidador que la calidad de medición es baja o inaceptable, alertar a un cuidador o paciente de un cambio en el estado del paciente, activar o retrasar una recalibración de un dispositivo de monitorización, ajustar los parámetros de funcionamiento de un sistema de monitorización, cualquier otra función adecuada, o cualquier combinación de las mismas.

Breve descripción de los dibujos

65 Las características anteriores y otras de la presente divulgación, su naturaleza y diversas ventajas serán más evidentes tras la consideración de la siguiente descripción detallada, tomada junto con los dibujos adjuntos en los

que:

Las Figuras 1A-1B representan una señal del fotopleletismógrafo (PPG) ilustrativa y su señal derivada en el tiempo, respectivamente, de acuerdo con una realización;

La Figura 2 muestra un sistema de monitorización de pacientes ilustrativo de acuerdo con una realización;

La Figura 3 es un diagrama de bloques de un sistema de monitorización de pacientes ilustrativo conectado a un paciente de acuerdo con una realización;

La Figura 4 es un diagrama de bloques de un sistema de procesamiento de señales ilustrativo de acuerdo con una realización;

La Figura 5 es un diagrama de flujo de las etapas ilustrativas incluidas en la monitorización del paciente utilizando una evaluación de la calidad de medición de acuerdo con una realización; y

Las Figuras 6-7 son diagramas de flujo de las etapas ilustrativas involucradas en los procesos de iniciación de recalibración, cada una de acuerdo con una realización.

Descripción detallada

Los monitores electrónicos de pacientes juegan un papel crítico en el diagnóstico y tratamiento médico, tanto dentro como fuera del entorno clínico. Estos monitores son a menudo capaces de detectar cambios en la función fisiológica de un paciente que pueden indicar una condición peligrosa antes de que aparezcan síntomas perceptibles. En particular, los monitores que analizan señales fisiológicas de un paciente pueden realizar, a menudo, cálculos que descubren condiciones peligrosas que son difíciles de detectar por un médico solamente a partir de señales representadas.

Hay muchos factores que determinan la eficacia de un sistema de monitorización de pacientes. Uno de estos factores es la calidad de medición o mediciones fisiológicas en el dispositivo de monitorización del paciente. Una medición de alta calidad es aquella que comunica la información útil sobre el proceso fisiológico subyacente de interés. La calidad de medición resultante de una señal electrónica recibida se puede degradar mediante, por ejemplo, un acoplamiento electromagnético desde otros instrumentos electrónicos, el movimiento del paciente, y factores ambientales que interfieren con la conexión entre el paciente y el dispositivo de monitorización.

Otro factor que contribuye a la eficacia de un sistema de monitorización de pacientes es la precisión de la relación entre la señal electrónica recibida en un dispositivo de monitorización y el propio proceso fisiológico. Esta relación se refiere a menudo como la "calibración" y se puede almacenar dentro del dispositivo de monitorización. En una realización, el sistema de monitorización de pacientes es un sistema CNIBP que proporciona lecturas de presión sanguínea basado en, al menos en parte, las mediciones de un tiempo de tránsito de impulso diferencial (DPTT), que es la diferencia en los tiempos de llegada de un impulso cardíaco en dos o más sitios del cuerpo. Tales sistemas de control pueden incluir dos o más sensores, cada uno situado en uno de los dos o más sitios del cuerpo, respectivamente. Sin embargo, esta relación almacenada puede no siempre ser precisa, lo que disminuye la utilidad del sistema de monitorización. Los dispositivos de control se recalibran, a menudo, por comparación con un dispositivo de calibración que sirve como una referencia conocida. Por ejemplo, la calibración de un sistema de CNIBP puede incluir hacer dos mediciones de DPTT y comparar el cambio en DPTT contra las medidas de calibración de un dispositivo de calibración utilizando una relación conocida entre el cambio en DPTT y la presión sanguínea. Las recalibraciones se pueden realizar de acuerdo con una programación fija. En un enfoque adecuado, un dispositivo de monitorización se puede recalibrar cuando el proceso fisiológico monitorizado se somete a un cambio (por ejemplo, cuando un paciente cambia de posición).

Si bien la presente divulgación se describe principalmente en el contexto de un sistema de monitorización de CNIBP, se comprenderá que la presente divulgación se puede aplicar a cualquier otro sistema de monitorización fisiológica adecuado, tal como sistemas de oximetría de impulso, sistemas de ECG, cualquier otro sistema adecuado, o cualquier combinación de los mismos.

Los cambios en la forma de una forma de onda de señal fisiológica pueden comunicar información tanto sobre la calidad de medición como sobre la necesidad de recalibración. Por ejemplo, los cambios en la forma de una forma de onda pueden sugerir la introducción de una nueva fuente de ruido en el entorno de monitorización, lo que indica que la calidad de medición ha disminuido. Este cambio puede sugerir también que la recalibración se retrasará hasta que se detecte una mejora en la calidad de medición. Los cambios en la forma de una forma de onda también pueden resultar cuando, por ejemplo, a un paciente se le administra un fármaco que altera su estado fisiológico, lo que requiere una recalibración del dispositivo de monitorización. En consecuencia, existe la necesidad de dispositivos que emplean métricas computacionalmente eficaces para determinar los cambios en la forma de ondas de señal y que utilizan esta información para realizar operaciones de monitorización. Los métodos y sistemas descritos en el presente documento abordan estas necesidades mediante la determinación de los valores de asimetría de señales fisiológicas y utilizan estos valores de asimetría para iniciar la recalibración. Adicionalmente, las técnicas descritas en el presente documento proporcionan métodos y sistemas que se ajustan los parámetros de monitorización y recalibración basados en, al menos en parte, las métricas de calidad de medición basadas en la forma.

Los métodos y sistemas de la presente divulgación se ilustrarán con referencia a la monitorización de una señal del fotopleletismógrafo (PPG); sin embargo, se entenderá que la descripción no se limita a las señales del PPG de monitorización y se aplica de manera útil dentro de un número de ajustes de monitorización de pacientes. Las Figuras 1A-1B representan una señal fotopleletismógrafo (PPG) 102 ilustrativa y su señal derivada en el tiempo 108, respectivamente. Tales señales pueden surgir, por ejemplo, de un sistema de oximetría. Un sistema de oximetría puede incluir un sensor de luz que se coloca en un sitio en un paciente, normalmente en la punta de un dedo, en el dedo del pie, en la frente o lóbulo de la oreja, o en el caso de un recién nacido, a través de un pie. El oxímetro puede hacer pasar la luz utilizando una fuente de luz a través del tejido con perfusión de sangre y detectar fotoeléctricamente la absorción de la luz en el tejido. El oxímetro puede medir la intensidad de la luz que se recibe en el sensor de luz como una función del tiempo. Una señal que representa la intensidad de luz en función del tiempo o una manipulación matemática de esta señal (por ejemplo, una versión a escala de la misma, un registro tomado de la misma, una versión a escala de un registro tomado de la misma, etc.) se puede denominar como la señal del PPG. Además, la expresión "señal del PPG", tal como se utiliza en la presente memoria, se puede referir también a una señal de absorción (es decir, que representa la cantidad de luz absorbida por el tejido) o cualquier manipulación matemática adecuada de la misma. La derivada en el tiempo de la señal del PPG también puede ser de interés, y la expresión "señal del PPG derivada en el tiempo" se utiliza en el presente documento. En una realización, la señal del PPG y/o la señal del PPG derivada en el tiempo se pueden utilizar para calcular la cantidad del constituyente sanguíneo (por ejemplo, oxihemoglobina) que se mide, así como la frecuencia del impulso y cuando se produce cada impulso individual.

Una señal del PPG alta calidad se puede caracterizar por una carrera descendente inicial aguda, correspondiente al inicio de una onda de impulso único (por ejemplo, la porción de la señal del PPG 102 entre el punto 106 y el punto 110 en la trama 100 de la Figura 1A). Las señales del PPG típicas de un paciente sano pueden ir hacia arriba y hacia abajo una vez por impulso, o pueden tener una pequeña muesca dicrota (por ejemplo, la muesca 104) en la carrera ascendente, en la carrera descendente, en el medio, o al lado del impulso. La carrera descendente inicial puede caer rápidamente a una depresión, puede elevarse hasta un valor máximo en una carrera ascendente que se extiende durante un período de tiempo más largo (por ejemplo, la parte de la señal del PPG 102 entre el punto 110 y el punto 112). En consecuencia, la derivada en el tiempo de una forma de onda de este tipo puede incluir una porción inicial con una amplitud inicial muy negativa, correspondiente a la carrera descendente aguda (por ejemplo, en la trama 106 de la Figura 1B, la porción de la señal del PPG derivada en el tiempo 108 entre el punto 116 y el punto 122, con un pico inicial muy negativo 114), seguida de una segunda porción con una amplitud positiva de amplitud más baja, correspondiente a la carrera ascendente gradual (por ejemplo, la porción de la señal del PPG derivada en el tiempo 108 entre el punto 122 y el punto 118). Estas señales están, a menudo, bien caracterizadas por una métrica de asimetría. Las métricas de asimetría miden generalmente la asimetría de una señal en torno a un valor medio o promedio. Las métricas de asimetría se pueden aplicar ventajosamente a las señales del PPG y a las señales del PPG derivadas en el tiempo para caracterizar el grado de asimetría y, por lo tanto, la forma de tales señales.

La Figura 2 muestra un sistema de monitorización de pacientes ilustrativo 10. El sistema 10 puede incluir una unidad de sensor 12 y un monitor 14. En una realización, la unidad de sensor 12 es parte de un sistema de monitorización no invasiva y continua de la presión sanguínea (CNIBP) e incluye sensores 16 y 18 colocados en dos lugares diferentes en el cuerpo del sujeto. En algunas realizaciones, la señal obtenida a partir del único sensor o sonda puede tomar la forma de una señal del PPG obtenida, por ejemplo, a partir de un sistema de monitorización de CNIBP u oxímetro de impulso. Cada uno de los sensores 16 y 18 pueden detectar cualquier señal que lleve información del estado fisiológico de un paciente, tal como una señal del electrocardiograma, mediciones de línea arterial, o la fuerza pulsátil ejercida sobre las paredes de una arteria, utilizando, por ejemplo, los métodos oscilométricos con un transductor piezoeléctrico. De acuerdo con otra realización, el sistema 10 puede incluir una pluralidad de sensores que forman una matriz de sensores en lugar de uno o ambos de los sensores 16 y 18. Si bien solo dos sensores 16 y 18 se ilustran en la unidad de sensor 12 de la Figura 3, se entiende que cualquier número de sensores que miden cualquier número de señales fisiológicas se puede usar para evaluar el estado del paciente de acuerdo con las técnicas descritas en el presente documento.

En una realización, los sensores 16 y 18 se combinan dentro de un único sensor capaz de detectar una única señal. En una realización, este sensor puede ser un oxímetro de impulso. En esta realización, la unidad de sensor 12 puede incluir un sensor de luz que se coloca en un sitio en un paciente, normalmente en la punta de un dedo, en el dedo del pie, la frente o lóbulo de la oreja, o en el caso de un recién nacido, en un pie. El oxímetro puede hacer pasar la luz utilizando una fuente de luz a través del tejido con perfusión de sangre y detectar fotoeléctricamente la absorción de la luz en el tejido. Por ejemplo, el oxímetro puede medir la intensidad de la luz que se recibe en el sensor de luz como una función del tiempo. La intensidad de la luz o la cantidad de luz absorbida se pueden utilizar después para calcular las mediciones fisiológicas, incluyendo la presión sanguínea (BP). Las técnicas para obtener mediciones de la BP a partir de datos de oximetría se describen con más detalle en la Solicitud de Patente de Estados Unidos co-pendiente, comúnmente asignada N° 12/242.867, presentada el 30 de septiembre de 2008, titulada "SISTEMAS Y MÉTODOS PARA LA DETERMINACIÓN NO INVASIVA DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA CONTINUA" y en la Solicitud de Patente de Estados Unidos co-pendiente, comúnmente asignada N° 12/242.238, presentada el 30 de septiembre de 2008, titulada "SENSORES DE AUTO-MEZCLA DE LÁSER PARA LA DETECCIÓN BIOLÓGICA", publicada como el documento US 2010/081940 A1.

En una realización, la unidad de sensor 12 puede incluir un sensor Doppler de láser. Las técnicas para obtener información sobre la presión sanguínea de los sensores Doppler de láser de auto-mezcla se describen en más detalle en la Solicitud de Patente de Estados Unidos co-pendiente, comúnmente asignada N° 12/242.738, presentada el 30 de septiembre de 2008, titulada " SENSORES DE AUTO-MEZCLA DE LÁSER PARA LA DETECCIÓN BIOLÓGICA".

Se entenderá que la presente divulgación se aplica a todas las señales adecuadas que comunican información acerca de un proceso fisiológico subyacente. Se entenderá que las señales pueden ser digitales o analógicas. Además, se entenderá que la presente divulgación tiene una amplia aplicabilidad en las señales, incluyendo, pero sin limitarse a otras bioseñales (por ejemplo, electrocardiograma, electroencefalograma, electrogastrograma, fonocardiograma, electromiograma, sonidos patológicos, ultrasonido, o cualquier otra bioseñal adecuada), o cualquier combinación de las mismas. Por ejemplo, las técnicas de la presente divulgación se podrían aplicar a la monitorización de sonidos patológicos o fluctuaciones de presión arterial (o intravenosa).

En una realización, la unidad de sensor 12 se puede conectar a y extraer su energía del monitor 14 como se muestra. En otra realización, la unidad de sensor 12 se puede conectar de forma inalámbrica al monitor 14 e incluir su propia batería o fuente de alimentación similar (no mostrada). En una realización, la unidad de sensor 12 se puede acoplar comunicativamente al monitor 14 a través de un cable 24. Sin embargo, en otras realizaciones, un dispositivo de transmisión inalámbrica (no mostrado) o similar se puede utilizar en lugar de o además de cable 24.

El monitor 14 se puede configurar para calcular los parámetros fisiológicos (por ejemplo, la frecuencia cardíaca y la presión sanguínea) basados en, al menos en parte, los datos recibidos desde la unidad de sensor 12. En una realización alternativa, los cálculos se pueden realizar en el propio dispositivo de monitorización y el resultado de los cálculos se puede pasar al monitor 14. Además, el monitor 14 puede incluir una pantalla 20 configurada para mostrar los parámetros fisiológicos u otra información del sistema. En la realización mostrada, el monitor 14 puede incluir también un altavoz 22 para proporcionar un sonido audible que se puede utilizar en diversas otras realizaciones que se describen más adelante, tal como, por ejemplo, hacer sonar una alarma audible en caso de que los parámetros fisiológicos de un paciente no se encuentren dentro de un intervalo normal predefinido. El monitor 14 puede incluir también un indicador de la calidad de medición, tal como un gráfico o texto en la pantalla 20 o un tono o mensaje a través del altavoz 22.

En la realización ilustrada, el sistema 10 puede incluir también un monitor de pacientes multi-paramétrico 26. El monitor 26 puede incluir una pantalla tubular de rayos catódicos, una pantalla de panel plano (como se muestra) tal como una pantalla de cristal líquido (LCD) o una pantalla de plasma, o puede ser cualquier otro tipo de monitor ahora conocido o desarrollado más adelante. El monitor de pacientes multi-paramétrico 26 se puede configurar para calcular los parámetros fisiológicos y proporcionar una pantalla 28 para la información del monitor 14 y de otros dispositivos o sistemas de monitorización médica (no mostrados). Por ejemplo, el monitor de pacientes multi-paramétrico 26 se puede configurar para mostrar una estimación de la presión sanguínea de un paciente desde el monitor 14, la saturación de oxígeno en sangre generada por el monitor 14 (referida como una medición "SpO₂"), y la información de la frecuencia de impulsos desde el monitor 14. El monitor 26 puede incluir un altavoz 30, y puede incluir un indicador de la calidad de medición como se ha descrito anteriormente con referencia al monitor 14.

El monitor 14 se puede acoplar comunicativamente al monitor de pacientes multi-paramétrico 26 a través de un cable 32 o 34 que se acopla a una lumbrera de entrada de sensor o una lumbrera de comunicaciones digital, respectivamente, y/o se puede comunicar de forma inalámbrica (no mostrada). Además, el monitor 14 y/o el monitor de pacientes multi-paramétrico 26 se pueden acoplar a una red para permitir el intercambio de información con los servidores u otros puestos de trabajo (no mostrados). El monitor 14 se puede alimentar por una batería (no mostrada) o por una fuente de energía convencional, tal como un enchufe de pared.

El dispositivo de calibración 80, que se puede alimentar por el monitor 14 a través de un cable 82, una batería, o una fuente de energía convencional, tal como un enchufe de pared, puede incluir cualquier dispositivo de calibración de señales fisiológicas adecuado. El dispositivo de calibración 80 se puede acoplar comunicativamente para monitorearse 14 a través del cable 82, y/o se puede comunicar de forma inalámbrica (no mostrada). Por ejemplo, el dispositivo de calibración 80 puede tomar la forma de cualquier sistema de monitorización o de medición fisiológica invasiva o no invasiva utilizado para generar las mediciones fisiológicas de referencia para su uso en la calibración de un dispositivo de monitorización. Por ejemplo, el dispositivo de calibración 80 puede tomar la forma de un sistema de monitorización de presión de sanguínea, y puede incluir, por ejemplo, un aneroide o esfigmomanómetro de mercurio y un brazaletе oclusor, un sensor de presión insertado directamente en una arteria adecuada de un paciente, un dispositivo oscilométrico o cualquier otro dispositivo o mecanismo que se utilice para detectar, medir, determinar o derivar una medición de la presión sanguínea de referencia. En algunas realizaciones, el dispositivo de calibración 80 puede incluir un dispositivo de entrada manual (no mostrado) utilizado por un operario para introducir manualmente mediciones fisiológicas de referencia obtenidas a partir de alguna otra fuente (por ejemplo, un sistema externo de medición fisiológica invasiva o no invasiva).

El dispositivo de calibración 80 puede acceder también a las medidas de referencia almacenadas en la memoria (por ejemplo, RAM, ROM, o un dispositivo de almacenamiento). Como se describe en más detalle a continuación, las

mediciones de referencia de la presión sanguínea generada o accedidas por el dispositivo de calibración 80 se pueden actualizar en tiempo real, lo que da como resultado una fuente continua de mediciones de referencia de la presión sanguínea para su uso en la calibración continua o periódica. Por otra parte, las mediciones de referencia de la presión sanguínea generadas o accedidas por el dispositivo de calibración 80 se pueden actualizar periódicamente, y la calibración se puede realizar en el mismo ciclo periódico. En las realizaciones representadas, el dispositivo de calibración 80 se conecta al monitor 14 a través del cable 82. En otras realizaciones, el dispositivo de calibración 80 puede ser un dispositivo autónomo que puede estar en comunicación inalámbrica con el monitor 14. Las mediciones de referencia de la presión sanguínea se pueden transmitir después de forma inalámbrica al monitor 14 para su uso en la calibración. En aún otras realizaciones, el dispositivo de calibración 80 está completamente integrado dentro del monitor 14. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el dispositivo de calibración 80 puede acceder a mediciones de referencia a partir de una base de datos relacional almacenada dentro del dispositivo de calibración 80, del monitor 14, o del monitor de pacientes multi-paramétrico 26. Como se describe en más detalle más adelante, el dispositivo de calibración 80 puede ser sensible a una señal de recalibración electrónica, que puede iniciar la calibración del monitor 14 o puede comunicar información para recalibrar el dispositivo de calibración 80 (por ejemplo, una programación de recalibración). La calibración se puede realizar en cualquier momento adecuado (por ejemplo, una vez inicialmente después de que comienza la monitorización) o en cualquier programación adecuada (por ejemplo, una programación periódica o impulsada por eventos). En una realización, la calibración se puede iniciar o retrasar basándose, al menos en parte, en una evaluación de la calidad de medición o una evaluación de la iniciación de recalibración de una señal electrónica que representa un proceso fisiológico.

La Figura 3 es un diagrama de bloques de un sistema de monitorización de pacientes 200, tal como el sistema 10 de la Figura 2, que se puede acoplar a un paciente 40 de acuerdo con una realización. Ciertos componentes ilustrativos de la unidad de sensor 12 y el monitor 14 se ilustran en la Figura 3.

La unidad de sensor 12 puede incluir codificador 42. En una realización, el codificador 42 puede contener información de la unidad de sensor 12, como por ejemplo qué tipo de sensores incluye (por ejemplo, si el sensor es un transductor de presión o un oxímetro de impulso). Esta información se puede utilizar por el monitor 14 para seleccionar algoritmos, tablas de consulta y/o coeficientes de calibración apropiados almacenados en el monitor 14 para el cálculo de los parámetros fisiológicos del paciente.

El codificador 42 puede contener información específica para el paciente 40, tal como, por ejemplo, la edad, el peso, y el diagnóstico del paciente. Esta información sobre las características de un paciente puede permitir que el monitor 14 determine, por ejemplo, los intervalos umbrales específicos del paciente en los que las mediciones de los parámetros fisiológicos del paciente deben caer y para habilitar o deshabilitar algoritmos de parámetros fisiológicos adicionales. Esta información se puede utilizar también para seleccionar y proporcionar coeficientes para ecuaciones a partir de las que la BP y otras mediciones se pueden determinar basándose en, al menos en parte, la señal o señales recibidas en la unidad de sensor 12. Por ejemplo, algunos sensores de oximetría de impulso se basan en ecuaciones para relacionar un área bajo un impulso de una señal del fotopleletismógrafo (PPG) para determinar la BP. Estas ecuaciones pueden contener coeficientes que dependen de las características fisiológicas de un paciente como se almacena en el codificador 42. En algunas realizaciones, el codificador 42 puede incluir una memoria o una resistencia codificada que almacena uno o más de los siguientes tipos de información para su comunicación al monitor 14: los tipos de sensores incluidos en la unidad de sensor 12; la longitud de onda o longitudes de onda de la luz utilizada por un sensor de oximetría cuando se incluye en la unidad de sensor 12; un umbral de señal para cada sensor en el conjunto de sensores; cualquier otra información adecuada; o cualquier combinación de los mismos. El codificador 42 puede incluir también información sobre los requisitos de recalibración de los sensores incluidos en la unidad de sensor 12, incluyendo uno cualquiera de una frecuencia nominal de recalibración y las condiciones de recalibración preferidas.

En una realización, las señales de la unidad de sensor 12 y el codificador 42 se pueden transmitir al monitor 14. En la realización mostrada, el monitor 14 puede incluir un microprocesador de propósito general 48 conectado a un bus interno 50. El microprocesador 48 se puede adaptar para ejecutar un software, que puede incluir un sistema operativo y una o más aplicaciones, como parte de la realización de las funciones descritas en el presente documento. También conectado al bus 50 puede haber una memoria de solo lectura (ROM) 52, una memoria de acceso aleatorio (RAM) 54, entradas de usuario 56, pantalla 20, y altavoz 22.

La RAM 54 y la ROM 52 se ilustran a modo de ejemplo, y no como limitación. Cualquier medio legible por ordenador adecuado se puede utilizar en el sistema para el almacenamiento de datos. Los medios legibles por ordenador son capaces de almacenar información que puede ser interpretada por el microprocesador 48. Esta información puede ser datos o puede tomar la forma de instrucciones ejecutables por ordenador, tales como aplicaciones de software, que hacen que el microprocesador realice ciertas funciones y/o métodos implementados por ordenador. Dependiendo de la realización, tales medios legibles por ordenador pueden incluir medios de almacenamiento informático y medios de comunicación. Los medios de almacenamiento informático pueden incluir medios volátiles y no volátiles, extraíbles y no extraíbles implementados en cualquier método o tecnología para el almacenamiento de información tal como instrucciones legibles por ordenador, estructuras de datos, módulos de programa u otros datos. Los medios de almacenamiento informático pueden incluir, pero no limitarse a, RAM, ROM, EPROM, EEPROM, memoria flash u otra tecnología de memoria de estado sólido, CD-ROM, DVD, u otro almacenamiento óptico,

casetes magnéticos, cinta magnética, almacenamiento en disco magnético u otros dispositivos de almacenamiento magnético, o cualquier otro medio que se pueda utilizar para almacenar la información deseada y que se puede acceder por los componentes del sistema.

5 En la realización mostrada, una unidad de procesamiento de tiempo (TPU) 58 puede proporcionar señales de control de temporización a una unidad de estímulo 17, que puede controlar cuando se utiliza un estímulo para aplicar una señal al paciente, la respuesta a la que se comunica la información sobre procesos fisiológicos del paciente. Por ejemplo, una unidad de estímulo 17 puede ser un emisor de luz en una configuración de oximetría. Las técnicas para la obtención de mediciones fisiológicas mediante la inducción de perturbaciones en un paciente a través de una
10 unidad de estímulo se describen con más detalle en la Solicitud de Patente de Estados Unidos co-pendiente, comúnmente asignada N° 12/248.738, presentada el 9 de octubre de 2008, titulada "SISTEMAS Y MÉTODOS QUE UTILIZAN PERTURBACIÓN INDUCIDA PARA DETERMINAR PARÁMETROS FISIOLÓGICOS". La TPU 58 puede monitorizar también la entrada de las señales desde la unidad de sensor 12 a través de un amplificador 62 y un circuito de conmutación 64. La señal o señales recibidas de la unidad de sensor 12 se pueden hacer pasar a través de un amplificador 66, un filtro de paso bajo 68, y un convertidor analógico a digital 70. Los datos digitales se pueden almacenar a continuación en un módulo serie en cola (QSM) 72 (o memoria intermedia) para su posterior descarga a la RAM 54 a medida que el QSM 72 se llena. En una realización, puede haber múltiples trayectorias paralelas separadas que tienen amplificador 66, filtro 68, y convertidor A/D 70 para múltiples sensores incluidos en la unidad de sensor 12.

20 En una realización, el microprocesador 48 puede determinar los parámetros fisiológicos del paciente, tales como la BP, utilizando diversos algoritmos y/o tablas de consulta basados en, al menos en parte, el valor de las señales y/o datos recibidos desde la unidad de sensor 12. Por ejemplo, cuando la unidad de sensor 12 incluye un sensor de oximetría, el microprocesador 48 puede generar una ecuación que representa los datos empíricos asociados a uno o más pacientes que incluyen diversas mediciones de la BP asociadas a diferentes áreas en virtud de un impulso de una señal del PPG. Las señales correspondientes a la información del paciente 40 se pueden transmitir del codificador 42 a un decodificador 74. Estas señales pueden incluir, por ejemplo, información relativa a las características del paciente codificadas. El decodificador 74 puede traducir estas señales para permitir que el microprocesador determine los umbrales basados en, al menos en parte, algoritmos o tablas de consulta almacenados en la ROM 52. Las entradas del usuario 56 se pueden utilizar para introducir información sobre el paciente, tal como la edad, el peso, la altura, el diagnóstico, medicamentos, tratamientos, y así sucesivamente. En una realización, la pantalla 20 puede presentar una lista de valores que se pueden aplicar, generalmente, al paciente, tales como, por ejemplo, intervalos de edad o familias de medicación, que el usuario puede seleccionar utilizando las entradas del usuario 56.

35 El sistema de monitorización del paciente 10 puede incluir también el dispositivo de calibración 80. Si bien se muestra externo al monitor 14, en el ejemplo de la Figura 2, el dispositivo de calibración 80 puede estar, adicional o alternativamente, dentro del monitor 14. El dispositivo de calibración 80 se puede conectar al bus interno 50 del monitor 14. Como se ha descrito anteriormente, se puede acceder a las mediciones de referencia del dispositivo de calibración 80 mediante el microprocesador 48 para su uso en la calibración de las mediciones del sensor y en la determinación de las señales fisiológicas a partir de la señal del sensor y los datos empíricos de uno o más pacientes.

40 Como se ha descrito anteriormente, la señal del paciente se puede degradar por el ruido, entre otras fuentes. Una fuente de ruido es el acoplamiento electromagnético de otros instrumentos electrónicos. El movimiento del paciente introduce también ruido y afecta la señal. Por ejemplo, el contacto entre el sensor y la piel se puede interrumpir temporalmente cuando el movimiento hace que se aleje de la piel. Otra fuente de ruido es la luz ambiental que llega al detector de luz en un sistema de oximetría.

45 El ruido (por ejemplo, del movimiento del paciente) puede degradar una señal del sensor dependiente del un cuidador, sin el conocimiento del cuidador. Esto es especialmente cierto si la monitorización del paciente es remota, el movimiento es demasiado pequeño para ser observado o el cuidador está mirando el instrumento u otras partes del paciente y no el emplazamiento del sensor. El procesamiento de las señales de los sensores puede implicar operaciones que reducen la cantidad de ruido presente en las señales o, de otra manera, identificar los componentes de ruido con el fin de evitar que los mismos afecten las mediciones de parámetros fisiológicos derivados de las señales de los sensores.

50 La Figura 4 es un sistema de procesamiento ilustrativo 300 de acuerdo con una realización. En una realización, el generador de señal de entrada 310 genera una señal de entrada 316. Como se ilustra, el generador de señal de entrada 310 incluye un pre-procesador 320 acoplado al dispositivo de detección 318. Se entenderá que el generador de señal de entrada 310 puede incluir cualquier fuente de señal adecuada, equipos de generación de señal, datos de generación de señal o cualquier combinación de los mismos para producir la señal 316. La señal 316 puede ser una única señal, o puede ser múltiples señales transmitidas a través de una sola trayectoria o de múltiples trayectorias.

65

El pre-procesador 320 puede aplicar una o más técnicas de procesamiento de señales a la señal generada por el dispositivo de detección 318. Por ejemplo, el pre-procesador 320 puede aplicar una transformación predeterminada para la señal proporcionada por el dispositivo de detección 318 para producir una señal de entrada 316 que se puede interpretar adecuadamente por el procesador 312. El pre-procesador 320 puede realizar también cualquiera de las siguientes operaciones a la señal proporcionada por el dispositivo de detección 318: la remodelación de la señal para su transmisión; la multiplexación de la señal; la modulación de la señal en señales vehículos; la compresión de la señal; la codificación de la señal; y el filtrado de la señal.

En la realización de la Figura 4, la señal 316 se puede acoplar al procesador 312. El procesador 312 puede ser cualquier software, firmware y/o hardware adecuado, y/o combinaciones de los mismos para el procesamiento de la señal 316. Por ejemplo, el procesador 312 puede incluir uno o más procesadores de hardware (por ejemplo, circuitos integrados), uno o más módulos de software, medios legibles por ordenador tales como memoria, firmware, o cualquier combinación de los mismos. El procesador 312 puede, por ejemplo, ser un ordenador o puede ser uno o más chips (es decir, circuitos integrados). El procesador 312 puede, por ejemplo, configurarse de componentes electrónicos analógicos. El procesador 312 puede realizar algunos o todos los cálculos asociados a los métodos de monitorización de la calidad de medición y de iniciación de la recalibración de la presente divulgación. Por ejemplo, el procesador 312 puede calcular un valor de asimetría de una señal recibida y comparar este valor de asimetría con un umbral. El procesador 312 puede generar también una señal de recalibración adecuada, una señal de calidad de medición adecuada, o ambas, y transmitir estas señales al dispositivo de calibración 80 y a la pantalla 20, respectivamente. El procesador 312 puede realizar también cualquier procesamiento de señal adecuada para filtrar la señal 316, tal como cualquiera de un filtro adecuado de paso de banda, filtro adaptativo, filtro de bucle cerrado, y/o cualquier otro filtro adecuado, y/o cualquier combinación de los mismos. El procesador 312 puede recibir también señales de entrada de fuentes adicionales (no mostradas). Por ejemplo, el procesador 312 puede recibir una señal de entrada que contiene información acerca de los tratamientos proporcionados para el paciente. Estas señales de entrada adicionales se pueden utilizar por el procesador 312 en cualquiera de los cálculos u operaciones que realiza de acuerdo con el sistema de monitorización de pacientes 300.

El procesador 312 se puede acoplar a uno o más dispositivos de memoria (no mostrados) o incorporar uno o más dispositivos de memoria, como cualquier dispositivo de memoria volátil adecuado (por ejemplo, RAM, registros, etc.), dispositivo de memoria no volátil (por ejemplo, ROM, EPROM, dispositivo magnético de almacenamiento, dispositivo de almacenamiento óptico, memoria flash, etc.), o ambos. En una realización, el procesador 312 puede almacenar mediciones fisiológicas o previamente recibidas de datos procedentes de la señal 316 en un dispositivo de memoria para su posterior recuperación. En una realización, el procesador 312 puede almacenar valores calculados, como los valores de asimetría, en un dispositivo de memoria para su posterior recuperación.

El procesador 312 puede determinar la ubicación de los impulsos dentro de la señal 316. Por ejemplo, el procesador 312 puede identificar dentro de la señal del PPG de la Figura 1A, el punto mínimo local 103, punto máximo local 106, el punto mínimo local 110, y el punto máximo local 112 en la señal del PPG 312. El procesador puede emparejar puntos para definir segmentos. El procesador 312 puede emparejar cada punto mínimo local con un punto máximo siguiente adyacente. Por ejemplo, el procesador 312 puede emparejar los puntos 103 y 106 para identificar un segmento y los puntos 110 y 112 para identificar un segundo segmento. La ubicación y la pendiente de un segmento se pueden medir para determinar qué porción del impulso del segmento corresponde a, por ejemplo, una porción de carrera ascendente (por ejemplo, una pendiente positiva) o descendente (por ejemplo, una pendiente negativa) del impulso. El impulso se define como una combinación de al menos una carrera ascendente y una descendente. Por ejemplo, el segmento identificado por los puntos 103 y 106 y el segmento identificado por puntos 106 y 110 pueden definir un impulso.

El procesador 312 puede identificar también puntos característicos adicionales dentro de la señal 316. De acuerdo con una realización, la señal del PPG 102 puede incluir una muesca dicrótica 104 u otras muescas (no mostradas) en diferentes secciones del impulso. Por ejemplo, se puede producir una muesca, al comienzo de un impulso (referida como una muesca de tobillo), en el medio de un impulso (referida como una muesca dicrótica), o cerca de la parte superior de un impulso (referida como una muesca del hombro). Las técnicas de detección de impulsos realizadas por el procesador 312 se describen con más detalle en la Solicitud de Patente de Estados Unidos copendiente, comúnmente asignada N° 12202948, presentada el 30 de septiembre de 2008, titulada "SISTEMAS Y MÉTODOS PARA DETECTAR IMPULSOS".

En una realización, el procesador 312 deriva y analiza una forma métrica de la señal 316 para detectar cambios en la conformación de la forma de onda. En una realización, el procesador 312 puede identificar impulsos individuales utilizando cualquiera de las técnicas descritas en el presente documento, a continuación, obtener y analizar la forma métrica de cada impulso individual. La métrica de forma puede ser una métrica de asimetría. Una métrica de asimetría mide generalmente la asimetría de una señal en torno a su valor medio o promedio. Tales realizaciones se describen en detalle adicionalmente a continuación con referencia a las Figuras 5-7.

El procesador 312 se puede acoplar a un dispositivo de calibración 80 que puede generar o recibir como entrada mediciones de referencia para su uso en la calibración de los cálculos. Este acoplamiento puede ocurrir a través de la recalibración de la señal 319 y la salida de recalibración 314, y puede ocurrir a través de trayectorias de señales

adicionales no mostradas. En una realización, la salida de recalibración 314 se conecta a o está en comunicación con el dispositivo de calibración 80 y es capaz de transmitir una orden al dispositivo de calibración 80 para un procedimiento de recalibración. La salida de recalibración 314 puede hacer pasar simplemente la señal de recalibración 319 al dispositivo de calibración 80, o puede transformar la información en la señal de recalibración 319 en una forma adecuada para el dispositivo de calibración 80.

El procesador 312 se puede acoplar a la salida de calidad de medición 324, entre la que la salida de calidad de medición 322 se puede comunicar. La salida de calidad de medición 324 puede ser cualquier dispositivo de salida adecuado tal como, por ejemplo, uno o más dispositivos médicos (por ejemplo, un monitor médico que muestra diversos parámetros fisiológicos, una alarma médica, o de cualquier otro dispositivo médico adecuado que represente ya sea los parámetros fisiológicos o utilice la salida del procesador 312 como una entrada), uno o más dispositivos de visualización (por ejemplo, monitor, PDA, teléfono móvil, cualquier otro dispositivo de visualización adecuado, o cualquier combinación de los mismos), uno o más dispositivos de audio, uno o más dispositivos de memoria (por ejemplo, unidad de disco duro, memoria flash, RAM, disco óptico, cualquier otro dispositivo de memoria adecuado, o cualquier combinación de los mismos, uno o más dispositivos de impresión, cualquier otro dispositivo de salida adecuado, o cualquier combinación de los mismos). En una realización, la señal de calidad de medición 322 puede incluir una cualquiera o más de una medición del valor de la calidad representativa de las mediciones actuales, mediciones anteriores, identificación de una fuente de ruido, alerta de calidad baja de medición, y medición fisiológica actual. En algunas realizaciones, la señal de calidad de medición 322 se puede almacenar en un dispositivo de memoria o registrarse en otra forma física para su futuro análisis posterior.

En una realización, la señal de calidad de medición 322 se puede transmitir a la salida de recalibración 314. La salida de recalibración 314 puede transmitir después una orden al dispositivo de calibración 80 basada, al menos en parte, en la señal de calidad de medición 322. En una realización, la señal de recalibración 319 la puede generar el procesador 312 basándose, al menos en parte, en un valor de calidad de medición, señal de calidad de medición 322, o ambos.

Se entenderá que el sistema 300 se puede incorporar en el sistema 10 (Figuras 2 y 3) en el que, por ejemplo, el generador de señal de entrada 310 se puede implementar como partes de sensor 12 y el monitor 14 y el procesador 312 se pueden implementar como parte del monitor 14. En algunas realizaciones, las porciones del sistema 300 se pueden configurar para ser portátiles. Por ejemplo, la totalidad o una parte del sistema 300 puede estar incrustada en un pequeño objeto compacto portado en o unido al paciente (por ejemplo, un reloj, otra pieza de joyería, o teléfono móvil). En tales realizaciones, un transceptor inalámbrico (no mostrado) se puede incluir también en el sistema 300 para permitir la comunicación inalámbrica con otros componentes del sistema 10. Como tal, el sistema 10 puede ser parte de una solución de monitorización de pacientes totalmente portátil y continua.

La Figura 5 es un diagrama de flujo de las etapas ilustrativas incluidas en la monitorización de pacientes que utilizan una evaluación de la calidad de medición de acuerdo con una realización. El proceso 500 se puede realizar por el procesador 312, o se puede realizar por cualquier dispositivo de procesamiento adecuado acoplado en comunicación al monitor 14. En la etapa 502, se recibe una primera señal electrónica. Esta primera señal electrónica puede ser representativa de un proceso fisiológico, y se puede generar por la unidad de sensor 12, que en sí misma puede incluir cualquiera de la serie de sensores fisiológicos descritos en el presente documento. La primera señal recibida puede ser la señal 316, que se puede generar por un pre-procesador 320 acoplado entre el procesador 312 y el dispositivo de detección 318. La primera señal recibida puede incluir múltiples señales, por ejemplo, en forma de una señal de vector multidimensional o una señal de frecuencia o multiplexada en el tiempo. Además, la primera señal electrónica recibida en la etapa 502 puede ser una señal derivada generada internamente al procesador 312. En consecuencia, la primera señal recibida puede ser una transformación de una señal 316, o puede ser una transformación de múltiples tales señales. Por ejemplo, la primera señal electrónica puede ser una relación de dos señales. La primera señal recibida se puede basar, al menos en parte, en valores anteriores de una señal, tal como la señal 316, que se pueden recuperar por el procesador 312 a partir de una memoria tal como una memoria intermedia o RAM 54.

Una vez que se recibe una primera señal electrónica en la etapa 502, un primer valor de calidad de medición de la primera señal recibida se puede calcular basándose, al menos en parte, en una métrica de forma en la etapa 504. En una realización, una métrica de forma se puede aplicar a un solo impulso o a múltiples impulsos. En una realización, una métrica de forma se puede aplicar a una porción de la primera señal electrónica dentro de una ventana de tiempo. Generalmente, la expresión "ventana de tiempo" se puede utilizar para hacer referencia a un intervalo de tiempo, un número de impulsos, o una combinación de ambos. La ventana de tiempo durante la que se aplica la métrica de forma puede incluir valores anteriores de la primera señal electrónica. La métrica de forma puede ser cualquier cuantificación de la forma o cambio en la forma de la primera señal electrónica o una transformación de la primera señal electrónica. En una realización, la métrica de forma se aplica a la primera señal electrónica a través de una primera ventana de tiempo y una segunda ventana de tiempo, a continuación, los valores de la métrica de forma en cada ventana se combinan (por ejemplo, adoptando una diferencia, una diferencia absoluta, o una relación). Ejemplos de tales métricas de forma incluyen

1. La amplitud pico de un impulso anterior.
2. El período de un impulso anterior.
3. La longitud de la trayectoria de un impulso anterior, definida como la suma de los valores absolutos de las diferencias entre las muestras posteriores tomadas durante la duración del impulso.
4. Para señales que incluyen dos o más componentes (por ejemplo, asociadas a cada uno de los intervalos de frecuencia de color rojo e infrarroja en un sistema de monitorización del PPG), una relación de una característica de cada uno de los componentes (por ejemplo, una amplitud o período).
5. La relación de una duración de la carrera descendente y una duración de la carrera ascendente de una o más señales y/o uno o más impulsos.

Las métricas de forma pueden incluir también versiones normalizadas y generalizadas de métricas descritas en el presente documento, y se pueden aplicar a uno o más impulsos o ventanas de tiempo y combinarse a través de cualquier transformación adecuada. Por ejemplo, el primer valor de calidad de medición se puede basar, al menos en parte, en un cambio de forma entre dos instancias o ventanas de la primera señal recibida. La métrica de forma puede ser una métrica de asimetría, como se describe en más detalle más adelante.

En una realización, el sistema de monitorización de pacientes es un sistema de CNIBP que proporciona lecturas de la presión sanguínea basadas en, al menos en parte, las mediciones de un tiempo de tránsito de impulso diferencial (DPTT). Tales sistemas de monitorización pueden incluir dos o más sensores y la asimetría de las señales transmitidas por los dos sensores se pueden comparar y seguir a lo largo del tiempo para detectar la necesidad de recalibración, por ejemplo, mediante la comparación de relaciones de asimetría calculadas en los momentos T1 y T2, como se ha descrito anteriormente con referencia al proceso 500. Por ejemplo, si el ruido se introduce en la señal transmitida solamente por el primer sensor, o si el primer sensor falla o se desprende, la forma de la onda transmitida por el primer sensor será diferente del momento T1 al momento T2 y esta diferencia se reflejará en las primera y segunda relaciones diferentes.

En la etapa 506, el primer valor de calidad de medición se somete a una prueba de umbral. Generalmente, una prueba de umbral en un valor puede probar cualquiera de una serie de condiciones de umbral, incluyendo si el valor supera un umbral único, si el valor está por debajo de un umbral único, o si el valor cae dentro de un intervalo o intervalos específicos. La prueba de umbral puede ser fija, y recuperarse por el procesador 312 desde la ROM 52 o RAM 54. La prueba de umbral puede ser dinámica y dependerá, por ejemplo, de los valores anteriores de la primera señal recibida, el primer valor de calidad de medición, o ambos. En una realización, la prueba de umbral puede comparar el valor de calidad de medición con el valor de una métrica de forma aplicada a una ventana de tiempo anterior de la primera señal electrónica. En una realización, la prueba de umbral puede depender de los valores de la métrica de forma solicitados en múltiples ventanas de tiempo. Por ejemplo, un solo umbral puede ser el promedio de la métrica de forma aplicada a un número fijo de ventanas de tiempo anteriores, o puede ser este promedio menos un múltiplo de desviaciones estándar de los valores de las métricas de forma. Cuando el valor de calidad de medición supera este umbral único, se pasa la prueba de umbral. La prueba de umbral puede depender también de indicadores secundarios de la calidad de señal, tales como un dispositivo de medición de ruido electromagnético o una señal derivada del dispositivo de sensor 318 que indica una condición de mal funcionamiento o de funcionamiento indeseable. En el ejemplo de medición del DPTT descrito anteriormente, la diferencia absoluta entre la primera y segunda relaciones se puede comparar con un umbral para determinar si se ha producido un cambio significativo en la calidad de medición.

Si se determina en la etapa 506 que el primer valor de calidad de medición pasa la prueba de umbral, el proceso 500 puede proceder a la etapa 508 y las operaciones de monitorización se pueden realizar de acuerdo con un conjunto nominal de parámetros. Este conjunto nominal de parámetros puede corresponder a un estado de funcionamiento "normal" del sistema de monitorización de pacientes. Un conjunto de parámetros de este tipo puede incluir presentar una medición calculada a partir de la primera señal electrónica en al menos una de la pantalla 20 y la pantalla 28, almacenar la medición calculada (por ejemplo, en la memoria RAM 54), utilizar la medición calculada en otros cálculos realizados por el sistema, o cualquier combinación de los mismos. Tales cálculos pueden incluir una rutina de estimación de la condición del paciente o una rutina de predicción del estado del paciente.

Si se determina en la etapa 506 que el primer valor de calidad de medición no pasa la prueba de umbral, el proceso 500 puede proceder a la etapa 510 y el sistema puede realizar operaciones de monitorización de acuerdo con un conjunto alternativo de parámetros. Este conjunto alternativo de parámetros puede corresponder a un estado de operación de "calidad de medición baja" del sistema de monitorización de pacientes. Un estado de este tipo puede indicar una menor confianza en la capacidad de la primera señal electrónica para comunicar información acerca de un proceso fisiológico. El conjunto de parámetros correspondiente puede incluir producir una señal de advertencia de "calidad baja" a través de la pantalla de visualización 20 o 28, o una advertencia audible a través del altavoz 22 o altavoz 30. El conjunto de parámetros puede incluir también la supresión de la presentación de una medida calculada a partir de la primera señal electrónica, suprimiendo el almacenamiento de la medición calculada, suprimiendo el uso de la medición calculada en otros cálculos realizados por el sistema, o cualquier combinación de los mismos.

En una realización, las etapas 506, 508 y 510 no se deben efectuar. En cambio, el sistema de monitorización de pacientes puede utilizar la primera señal de calidad de medición para ajustar las operaciones de monitorización que se pueden basar, al menos en parte, en la primera señal electrónica. Por ejemplo, el monitor multi-paramétrico 26 puede proporcionar una estimación de medición de un proceso fisiológico en la pantalla 28. Esta estimación de medición se puede calcular por el procesador 312 como un promedio de funcionamiento de las mediciones realizadas basadas en, al menos en parte, la primera señal recibida durante una ventana de tiempo. El primer valor de calidad de medición calculado en la etapa 504 se puede utilizar para determinar la longitud de esta ventana de tiempo, con valores de menor calidad que sugieren ventanas de tiempo más amplias y viceversa. Como alternativa, la longitud de la ventana de tiempo puede ser fija, pero cada medición dentro de la ventana se puede ponderar dentro del promedio de funcionamiento por su valor de calidad de medición asociado. En una realización de este tipo, una medición de calidad baja puede tener relativamente menos influencia en la estimación de medición mostrada por un monitor multi-paramétrico 26 que bajo un conjunto "nominal" de parámetros.

La Figura 6 es un diagrama de flujo de un proceso de iniciación de recalibración ilustrativo 600 de acuerdo con una realización. El proceso 600 se puede realizar por el procesador 312, o se puede realizar por cualquier dispositivo de procesamiento adecuado acoplado en comunicación al monitor 14. En la etapa 602, se recibe una primera señal electrónica. Las realizaciones de la etapa 602 pueden incluir, por ejemplo, cualquiera de las realizaciones descritas anteriormente con referencia a la etapa 502 del proceso 500.

Una vez que se recibe una primera señal electrónica en la etapa 602, un primer valor de asimetría se puede calcular basándose, al menos en parte, en la primera señal recibida en la etapa 604. En una realización, el primer valor de asimetría incluye derivar y analizar una métrica de asimetría a partir de una ventana de tiempo de la primera señal recibida, de la derivada en el tiempo de la primera señal recibida, o de cualquier transformación de la primera señal recibida. En una realización, un valor de asimetría de una señal se puede calcular como cualquiera de las siguientes métricas de asimetría ilustrativas:

1. Una asimetría de muestra de acuerdo con

$$\frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{\left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \right]^{3/2}}$$

donde x_i es la muestra i -ésima de la señal y

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

es la media muestral de las n muestras.

2. Un estimador de la asimetría habitual, de acuerdo con

$$\frac{\sqrt{n(n-1)} \kappa_3}{n-2 \kappa_2^{3/2}}$$

donde κ_j es un estimador simétrica no desviado de la cumulante j -ésima.

3. Una asimetría de modo Pearson de acuerdo con

$$\frac{\bar{x} - \hat{x}}{\sigma}$$

donde \hat{x} es el modo de las muestras y

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}.$$

4. Un segundo coeficiente de asimetría de Pearson de acuerdo con

$$\frac{\bar{x} - \tilde{x}}{\sigma}$$

5 donde \tilde{x} es la mediana de las muestras.

5. Una asimetría de Bowley de acuerdo con

$$\frac{(Q_3 - Q_2) - (Q_2 - Q_1)}{Q_3 - Q_1}$$

10 donde Q_i es el intervalo intercuartil i-ésimo.

En una realización, un valor de asimetría de una señal se puede basar, al menos en parte, en cualquiera de un número de métricas de asimetría multivariantes, incluyendo, por ejemplo, métricas basadas, al menos en parte, en momentos de unión de una señal multivariante subyacente, proyecciones de la señal multivariante subyacente en una línea, volúmenes de simples dentro del espacio multivariado, o cualquier combinación de los mismos.

Además de las métricas de asimetría descritas anteriormente, las realizaciones descritas en el presente documento pueden incluir cualquier métrica de señal que mida la asimetría de una señal alrededor de su valor medio o promedio. En una realización, la métrica de asimetría se puede basar, al menos en parte, en uno cualquiera o más de los siguientes:

1. La relación entre el área bajo la porción positiva de un impulso de la primera señal recibida con respecto al área debajo de la porción negativa del mismo impulso.
2. La relación del pico positivo de un impulso de la derivada en el tiempo de la primera señal recibida con respecto al pico negativo del mismo impulso.
3. La relación de la duración de la carrera ascendente de un impulso de la primera señal recibida con respecto a la duración de la carrera descendente del mismo impulso.

En algunas realizaciones, un valor de asimetría de una señal se puede basar, al menos en parte, en un múltiplo constante de cualquier métrica de asimetría. Se entenderá que lo anterior son meramente ejemplos de técnicas para el cálculo de un valor de asimetría de acuerdo con los métodos y sistemas descritos en el presente documento.

En una realización, el sistema de monitorización de pacientes puede ser un sistema de CNIBP que proporciona lecturas de la presión sanguínea basadas, al menos en parte, en las mediciones de un tiempo de tránsito de impulso diferencial (DPTT) detectado a través de dos o más sensores. La asimetría de las señales transmitidas por los dos o más sensores se puede comparar y seguir a lo largo del tiempo, por ejemplo, mediante la comparación de la relación de los valores de asimetría en los momentos T1 y T2 como se ha descrito anteriormente con referencia al procesador 500. Los cambios en el estado médico del paciente (por ejemplo, cuando un paciente sufre una convulsión o parada) pueden dar lugar a diferentes cambios en las formas de las formas de onda transmitidas por los dos o más sensores. Tales cambios se pueden detectar como un cambio entre la primera y la segunda relación, y un cambio de este tipo se puede cuantificar por un primer valor de asimetría para determinar si una recalibración es necesaria.

En la etapa 606, una señal de recalibración electrónica se puede generar basándose, al menos en parte, en una comparación del primer valor de asimetría con un valor de asimetría de referencia. Esta comparación puede incluir una prueba de umbral, por ejemplo, como se ha descrito anteriormente con referencia a la etapa 506 del proceso 500. En una realización, el valor de asimetría de referencia se basa, al menos en parte, en los valores anteriores de la señal de recalibración electrónica, los valores de asimetría asociados o cualquier combinación de los mismos. Por ejemplo, una señal de recalibración electrónica se puede generar basada, al menos en parte, en si el primer valor de la asimetría cae fuera de un intervalo centrado en un valor de asimetría de referencia. El valor de asimetría de referencia puede ser la media de la métrica de asimetría aplicada a un número fijo de ventanas de tiempo anteriores y el intervalo puede incluir una banda de valores centrados en el promedio (por ejemplo, un múltiplo de desviaciones estándar). En el ejemplo de medición del DPTT descrito anteriormente, la diferencia absoluta entre la primera y segunda relaciones se puede comparar contra un único umbral para determinar si el cambio supera este umbral, lo que puede indicar una necesidad de iniciar una recalibración. En una realización, la señal de recalibración

electrónica se puede basar además, al menos en parte, en una calidad de señal de medición (por ejemplo, como se ha descrito anteriormente con referencia al proceso 500). Por ejemplo, las mediciones de calidad baja pueden indicar que un paciente está en movimiento o que un sensor ha funcionado correctamente, en cuyo caso una recalibración se debe retrasar hasta que se pueda obtener una medición de mayor calidad. Una realización de este tipo puede reducir ventajosamente el tiempo y los recursos dedicados a la recalibración despilfarradora en períodos de calidad de señal baja.

En la etapa 608, una recalibración del dispositivo de medición se puede iniciar basándose, al menos en parte, en la comparación de la etapa 606. El inicio de una recalibración puede incluir transmitir una señal de recalibración electrónica a un dispositivo de calibración 80 que incluye un comando para iniciar un proceso de recalibración. En una realización, iniciar una recalibración puede incluir transmitir una señal de recalibración electrónica a un dispositivo de calibración 80 que programe un proceso de recalibración futuro. En una realización, iniciar una recalibración incluye enviar una señal de recalibración electrónica que incluye una frecuencia a la que el dispositivo de calibración 80 debe realizar próximas calibraciones. Una realización de este tipo puede ser ventajosa cuando un paciente está experimentando cambios rápidos en su condición, según se refleja en los cambios de los valores de asimetría de la primera señal recibida, y recalibraciones más frecuentes se desean cuando un paciente está en un estado estable. Los detalles adicionales con respecto a diversas realizaciones ilustrativas de las etapas del proceso 600 se describen a continuación con referencia al proceso 700.

La Figura 7 es un diagrama de flujo de un proceso de iniciación de recalibración ilustrativo de acuerdo con una realización. Para facilitar la presentación, el proceso 700 se describe como realizado por el procesador 312; sin embargo, se entenderá que el proceso 700 se puede realizar por cualquier dispositivo de procesamiento adecuado acoplado en comunicación al monitor 14.

En la etapa 702, el procesador 312 puede determinar si ha de iniciar la recuperación de una señal electrónica. La recuperación se puede iniciar de acuerdo con una programación de monitorización fija, o se puede realizar en respuesta a una solicitud indicada por un cuidador o a través de las entradas de usuario 56, o ambos. En la etapa 704, la señal electrónica a través de una ventana de tiempo se puede extraer. Como se ha descrito anteriormente con referencia a los procesos 500 y 600, los valores anteriores de la señal electrónica se pueden extraer, y la anchura y la demora de una ventana de tiempo de este tipo pueden variar. La señal electrónica se puede recibir en el procesador 312 en tiempo real (por ejemplo, como la señal 316), o se puede extraer de una memoria intermedia tal como de la QSM 74 o de la RAM 54.

En la etapa 706, el procesador 312 puede calcular un primer valor de asimetría de la señal extraída a lo largo de una ventana de asimetría. La ventana de asimetría puede ser una sub-ventana de la ventana de tiempo de la etapa 704, y puede representar un subconjunto de los datos de señal extraídos. El valor de asimetría se puede calcular de acuerdo con cualquiera de las realizaciones descritas en el presente documento. En la etapa 708, el procesador 312 puede almacenar el primer valor de asimetría calculado en uno o más dispositivos de almacenamiento tales como la memoria RAM 54. El procesador 312 puede almacenar cualquiera de los valores calculados descritos en el presente documento en un dispositivo de almacenamiento remoto, permitiendo que otros dispositivos de procesamiento remoto accedan y analicen los valores calculados almacenados.

En la etapa 710, el procesador 312 puede recuperar un valor de referencia de recalibración de un dispositivo de almacenamiento (por ejemplo, de la RAM 54). Este valor de referencia de recalibración puede ser, por ejemplo, cualquiera de los valores de referencia descritos anteriormente con referencia al proceso 600, y puede ser en sí mismo un valor calculado y almacenado por el procesador 312. En la etapa 712, el procesador 312 puede calcular un valor de calidad de medición de la señal extraída en la etapa 704 a lo largo de una ventana de calidad. La ventana de calidad puede ser una sub-ventana de la ventana de tiempo de la etapa 704, y puede representar un subconjunto de los datos de señal extraídos. En una realización, la ventana de la calidad puede ser diferente de la ventana de asimetría. Por ejemplo, una ventana de calidad puede incluir el único impulso recibido más recientemente de una señal del PPG, mientras que la ventana de la asimetría puede incluir una secuencia de diversos impulsos anteriores. Por ejemplo, una ventana de calidad puede abarcar de dos a 10 impulsos, y el umbral de calidad en la etapa 714 se puede derivar, al menos en parte, de la desviación estándar, o de cualquier otra medida de variabilidad de las métricas de asimetría para esos impulsos. En una realización adicional, la longitud de una ventana de calidad puede estar vinculada a la calidad de la señal que contiene. Por ejemplo, si se considera que la calidad de la señal actual tiene calidad baja, entonces se puede emplear una ventana de veinte impulsos más larga, mientras que una señal que tiene una calidad alta puede emplear una ventana de duración más corta (por ejemplo, una que tiene cinco impulsos de duración).

Una vez que el valor de calidad de medición se ha calculado en la etapa 712, el procesador 312 puede comparar el valor de calidad de medición con un umbral de calidad en la etapa 714. Si el valor de calidad de medición está por debajo del umbral, el procesador 312 puede establecer un indicador de la calidad de la señal en uno en una etapa 716 (es decir, como un indicador de calidad de señal baja). La etapa 714 puede incluir el establecimiento de una variable de calidad de señal igual a uno en una memoria (por ejemplo, RAM 54). En una realización, el indicador de la calidad de señal puede ser una señal "alta lógica" que se puede hacer pasar directamente a la salida de calidad de medición 324. Como alternativa, si el procesador 312 determina en la etapa 714 que el valor de calidad de

medición está por encima del umbral, un indicador de la calidad de señal se puede establecer en cero en la etapa 718.

Después de que indicador de la calidad de señal se ha establecido, el procesador 312 puede proceder a la etapa 720 y puede almacenar el valor de calidad de medición, a continuación, puede proceder a la etapa 722 y puede recuperar un valor de referencia de calidad de una memoria (por ejemplo, RAM 54, o de un almacenamiento remoto). El valor de calidad de medición almacenado se puede utilizar en ejecuciones posteriores de proceso 700, o para cálculos adicionales realizados por el procesador 712 como se ha descrito anteriormente. En la etapa 724, el procesador 312 puede calcular un valor umbral de recalibración, que se puede basar, al menos en parte, en el valor de calidad de medición y en el valor de referencia de calidad. Por ejemplo, cuando el valor de calidad de medición es inferior a un valor de referencia, el umbral de recalibración puede ser mayor que un valor de referencia.

En la etapa 726, el procesador 312 puede calcular un valor de recalibración basado, al menos en parte, en el primer valor de la asimetría calculado en la etapa 708 y el valor de referencia de recalibración recuperado en la etapa 710. Un valor de recalibración de este tipo se puede calcular de manera similar a la señal de recalibración electrónica descrita anteriormente con referencia al proceso 600. En una realización, la etapa 726 puede incluir calcular una diferencia absoluta entre el primer valor de asimetría y el valor de referencia de recalibración, calcular una diferencia relativa y/o normalizada, o una combinación de los mismos.

En la etapa 728, el valor de recalibración calculado en la etapa 726 se puede someter a una prueba de umbral de recalibración para determinar si un procedimiento de recalibración se puede iniciar. Los ejemplos ilustrativos de pruebas de umbral se han descrito en detalle anteriormente. Por ejemplo, la etapa 728 puede incluir la determinación de si el primer valor de asimetría cae en un intervalo centrado en el valor de referencia de recalibración. Si se falla la prueba de umbral en la etapa 728, el procesador 312 no puede iniciar una recalibración y puede volver a la etapa 702 y puede esperar el momento oportuno para iniciar la recuperación de la señal.

Si se pasa la prueba de umbral en la etapa 730, el procesador 312 puede a continuación comparar el valor de un temporizador de recalibración con un umbral del temporizador. El temporizador de recalibración se puede restablecer al inicio de cada procedimiento de calibración, y puede contar el tiempo o ciclos de tiempo transcurridos desde la última calibración. En una realización, un umbral del temporizador se puede fijar para representar un retraso mínimo entre recalibraciones con el fin de evitar que el sistema de monitorización de pacientes se someta a demasiadas recalibraciones innecesarias. Si el temporizador de recalibración no ha superado el umbral del temporizador en la etapa 730, no ha transcurrido suficiente tiempo desde la última calibración y el procesador 312 puede registrar este evento incrementando un contador de errores de calibración en la etapa 732.

El procesador 312 puede proceder de la etapa 732 a la etapa 734 y puede comparar el valor del contador de errores de recalibración con un umbral de errores de recalibración. En una realización, el umbral de errores de recalibración puede representar el número máximo de intentos de recalibración "incompletos" (por ejemplo, el número de veces que el procesador 312 pasa a través de las etapas 730 y 732) antes de que un modo de errores se pueda introducir. Si el contador de errores de recalibración supera el umbral de errores de recalibración en la etapa 734, el dispositivo de monitorización de pacientes puede entrar en un modo de errores en la etapa de recalibración 736. Este modo de errores puede incluir cualquiera de requerir una intervención manual por parte de un usuario; requerir un reinicio electrónico o remoto del dispositivo; requerir el servicio por parte del fabricante del dispositivo; requerir un procedimiento de recalibración alternativo; realizar un diagnóstico de las operaciones de monitorización; o cualquier combinación de los mismos.

Volviendo a la etapa 730, si el temporizador de recalibración supera el umbral del temporizador, entonces puede haber transcurrido tiempo suficiente desde la última calibración para realizar otra recalibración. El procesador 312 puede entonces proceder a la etapa 738 y puede establecer el indicador de recalibración en uno y puede fijar un contador de errores en cero. Establecer el indicador de recalibración en uno puede proporcionar una señal a un dispositivo de calibración 80 para iniciar una recalibración del dispositivo. El procesador 312 puede iniciar el temporizador de recalibración en la etapa 740 (una vez que se ha iniciado la recalibración), después puede proceder a la etapa 742 y puede esperar hasta que la recalibración se complete. El procesador 312 puede esperar durante un período fijo de tiempo correspondiente a un intervalo de recalibración conocido, puede recibir una señal de "recalibración completa" del dispositivo de calibración 80, o una combinación de los mismos.

Una vez que la calibración se ha completado, el procesador 312 puede establecer el indicador de recalibración en cero en la etapa 734 y puede volver después a la etapa 702 y puede esperar para iniciar la recuperación de la señal. En la práctica, una o más de las etapas que se muestran en los procesos 500, 600 y 700 se pueden combinar con otras etapas, realizadas en cualquier orden adecuado, realizadas en paralelo (por ejemplo, simultáneamente o sustancialmente simultáneamente), o eliminarse.

Lo anterior es meramente ilustrativo de los principios de la presente divulgación y diversas modificaciones pueden ser realizadas por los expertos en la materia dentro del alcance definido por las reivindicaciones. Las realizaciones descritas anteriormente se presentan con la finalidad de ilustrar y no limitar. Por consiguiente, se hace hincapié en que la divulgación no se limita a los métodos, sistemas y aparatos explícitamente descritos, sino que pretende incluir

variaciones y modificaciones de los mismos que están dentro del espíritu de las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un método para iniciar una recalibración de una medición fisiológica (600), que comprende: recibir (602) una primera señal electrónica (316) representativa de un proceso fisiológico en un dispositivo de medición (12); calcular (604) de un valor de asimetría basado, al menos en parte, en la primera señal (316) recibida; **caracterizado por** generar (606) una señal de recalibración electrónica (319) basada, al menos en parte, en una comparación del primer valor de asimetría y al menos un valor de asimetría de referencia; e iniciar (608) una recalibración del dispositivo de medición (12) basado, al menos en parte, en la comparación.
- 10 2. El método de la reivindicación 1, en el que el dispositivo de medición (12) es una parte de un sistema continuo, no invasivo de monitorización de la presión sanguínea (10).
- 15 3. El método de la reivindicación 1, en el que la primera señal (316) recibida se basa al menos en parte en una comparación de una señal electrónica generada por un sensor (16) situado en un primer sitio en el cuerpo de un paciente y una señal electrónica generada por un sensor (18) situado en un segundo sitio en el cuerpo de un paciente.
- 20 4. El método de la reivindicación 1, que comprende además: generar (712) una señal electrónica de calidad de medición (322) basada, al menos en parte, en una comparación del valor de asimetría y al menos un valor de asimetría de referencia
- 25 5. El método de la reivindicación 4, en el que iniciar (608) una nueva recalibración del dispositivo de medición se basa adicionalmente, al menos en parte, en la señal electrónica de calidad de medición (322).
- 30 6. El método de la reivindicación 4, que comprende además la determinación de una medición fisiológica basada, al menos en parte, en la primera señal recibida (316) y la señal de calidad de medición (322).
- 35 7. El método de la reivindicación 1, en el que la primera señal electrónica (316) es una señal del fotopleletismógrafo (102).
- 40 8. El método de la reivindicación 1, en el que calcular (604) un valor de asimetría comprende calcular al menos una de una asimetría de una derivada en el tiempo de la primera señal recibida (316) y una relación de las características de la primera señal (316) recibida.
- 45 9. El método de la reivindicación 1, en el que el al menos un valor de asimetría de referencia se basa, al menos en parte, en al menos una porción anterior de la primera señal (316) recibida.
- 50 10. Un sistema (10) para iniciar una recalibración de una medición fisiológica que comprende: al menos un dispositivo de memoria (52), capaz de almacenar al menos un valor de asimetría de referencia; un dispositivo de calibración (80), capaz de iniciar una recalibración del sistema (10) en respuesta a una señal de recalibración (319); un procesador (312), acoplado en comunicación con al menos un dispositivo de memoria (52) y con el dispositivo de calibración (80) y capaz de recibir una primera señal de entrada (316), estando configurado el procesador (312) para calcular un valor de asimetría basado, al menos en parte, en la primera señal (316) recibida; recuperar el al menos un valor de asimetría de referencia del al menos un dispositivo de memoria (52); **caracterizado por que** el procesador (312) se configura además para generar una señal de recalibración (319) basado, al menos en parte, en una comparación del valor de asimetría y el al menos un valor de asimetría de referencia; y transmitir la señal de recalibración (316) al dispositivo de calibración (80).
- 55 11. El sistema (10) de la reivindicación 10, en el que el procesador (312) es una parte de un sistema continuo, no invasivo de monitorización de la presión sanguínea.
- 60 12. El sistema (10) de la reivindicación 10, en el que el procesador (312) está configurado para calcular un valor de asimetría mediante el cálculo de al menos una de una asimetría de una derivada en el tiempo de la primera señal (316) recibida y una relación de características de la primera señal (316) recibida.
- 65 13. El sistema (10) de la reivindicación 10, en el que el al menos un valor de asimetría de referencia se basa, al menos en parte, en al menos una porción anterior de la primera señal (316) recibida.
14. El sistema (10) de la reivindicación 10, en el que la primera señal (316) recibida se basa al menos en parte en una comparación de una señal generada por un sensor (16) situado en un primer sitio en el cuerpo de un paciente y una señal generada por un sensor (18) situado en un segundo sitio en el cuerpo de un paciente.
15. El sistema (10) de la reivindicación 10, en el que el procesador (312) está configurado además para: generar una señal de calidad de medición (322) basada, al menos en parte, en una comparación del valor de asimetría y al menos un valor de asimetría de referencia.

16. El sistema (10) de la reivindicación 15, en el que el procesador (312) está configurado además para generar la señal de recalibración (319) basada, al menos en parte, en la señal de calidad de medición (322).

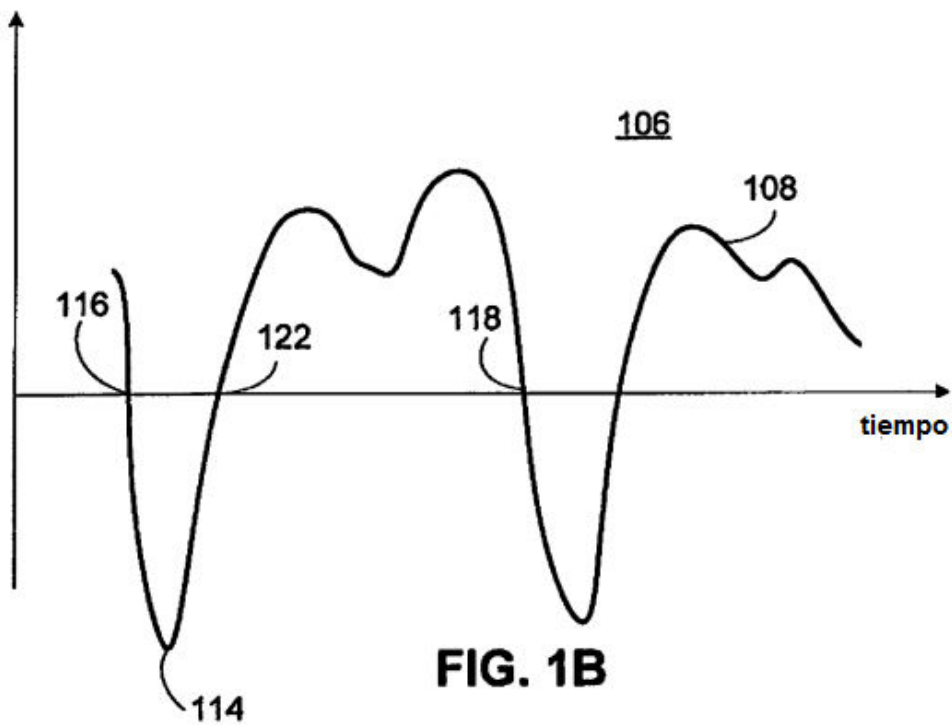
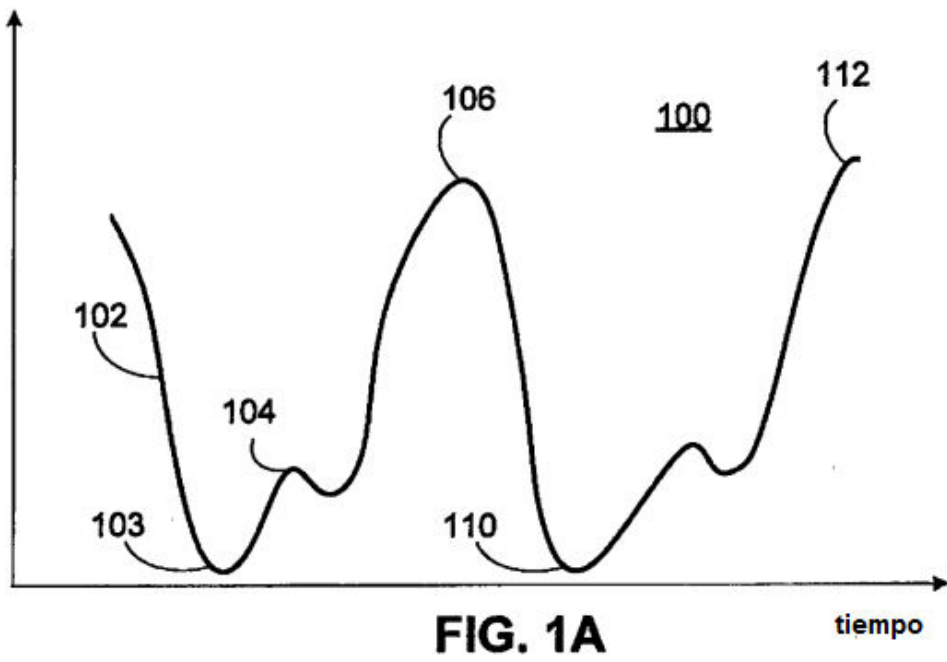
5 17. El sistema (10) de la reivindicación 15 adaptado para generar una medición fisiológica basada, al menos en parte, en la primera señal (316) recibida y la señal de calidad de medición (322).

18. El sistema (10) de la reivindicación 10, en el que la primera señal (316) es una señal del fotopleletismógrafo (102).

10 19. Medio legible por ordenador para su uso en la iniciación de una recalibración de una medición fisiológica, teniendo el medio legible por ordenador instrucciones de programa informático registradas en el mismo para hacer, cuando las ejecuta un procesador (312), que el sistema de acuerdo con la reivindicación 10 reciba (602) una primera señal electrónica (316) representativa de un proceso fisiológico; calcule (604) un valor de asimetría basado, al menos en parte, en la primera señal (316) recibida; **caracterizado por que** causa además que el sistema genere (606) una señal de recalibración electrónica basada, al menos en parte, en una comparación del primer valor de asimetría y al menos un valor de asimetría de referencia; e inicie (608) una recalibración de un dispositivo de medición basándose, al menos en parte, en la comparación.

15 20. El medio legible por ordenador de la reivindicación 19, en el que la primera señal electrónica (316) es una señal del fotopleletismógrafo (102).

20



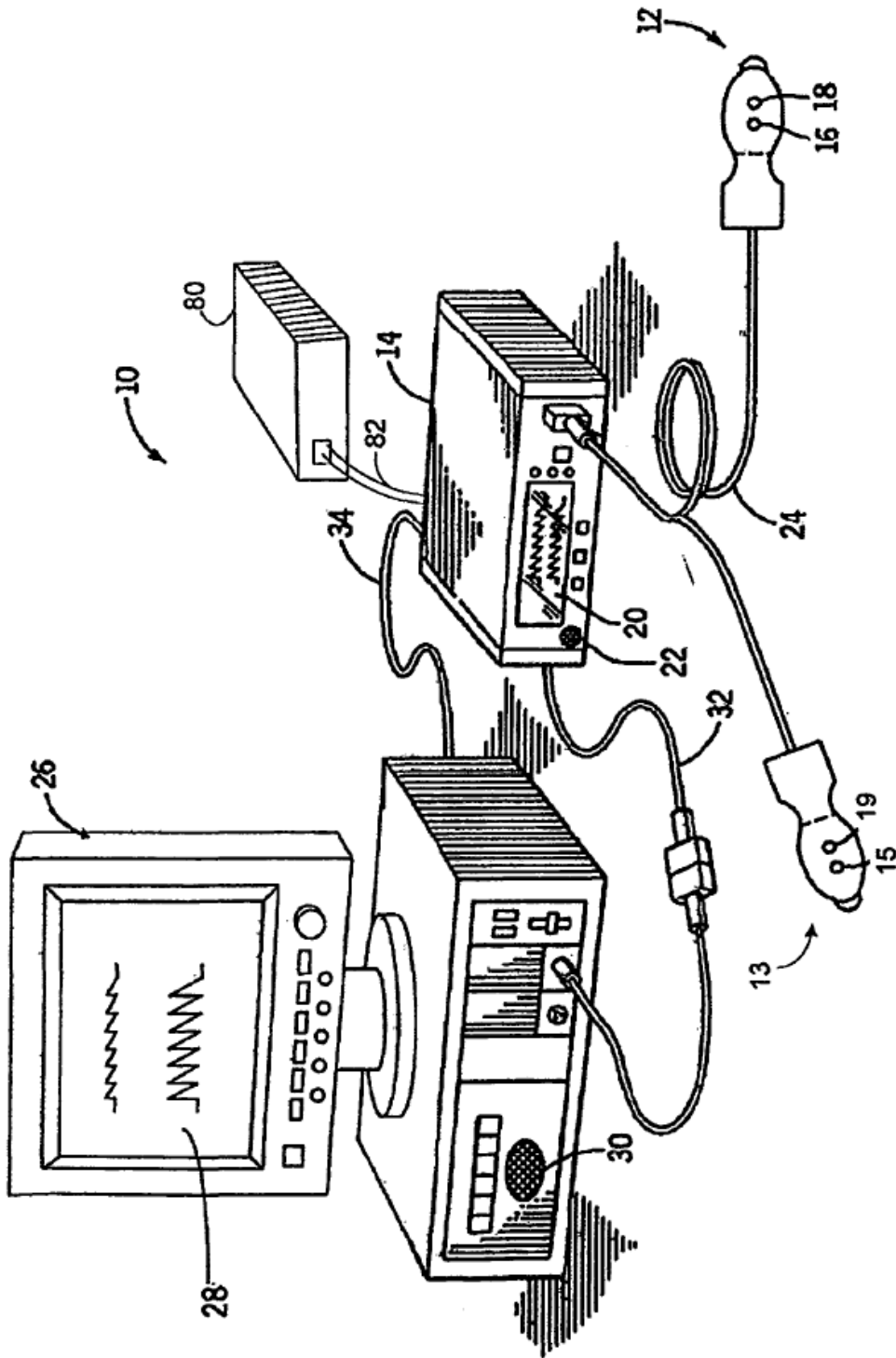


FIG. 2

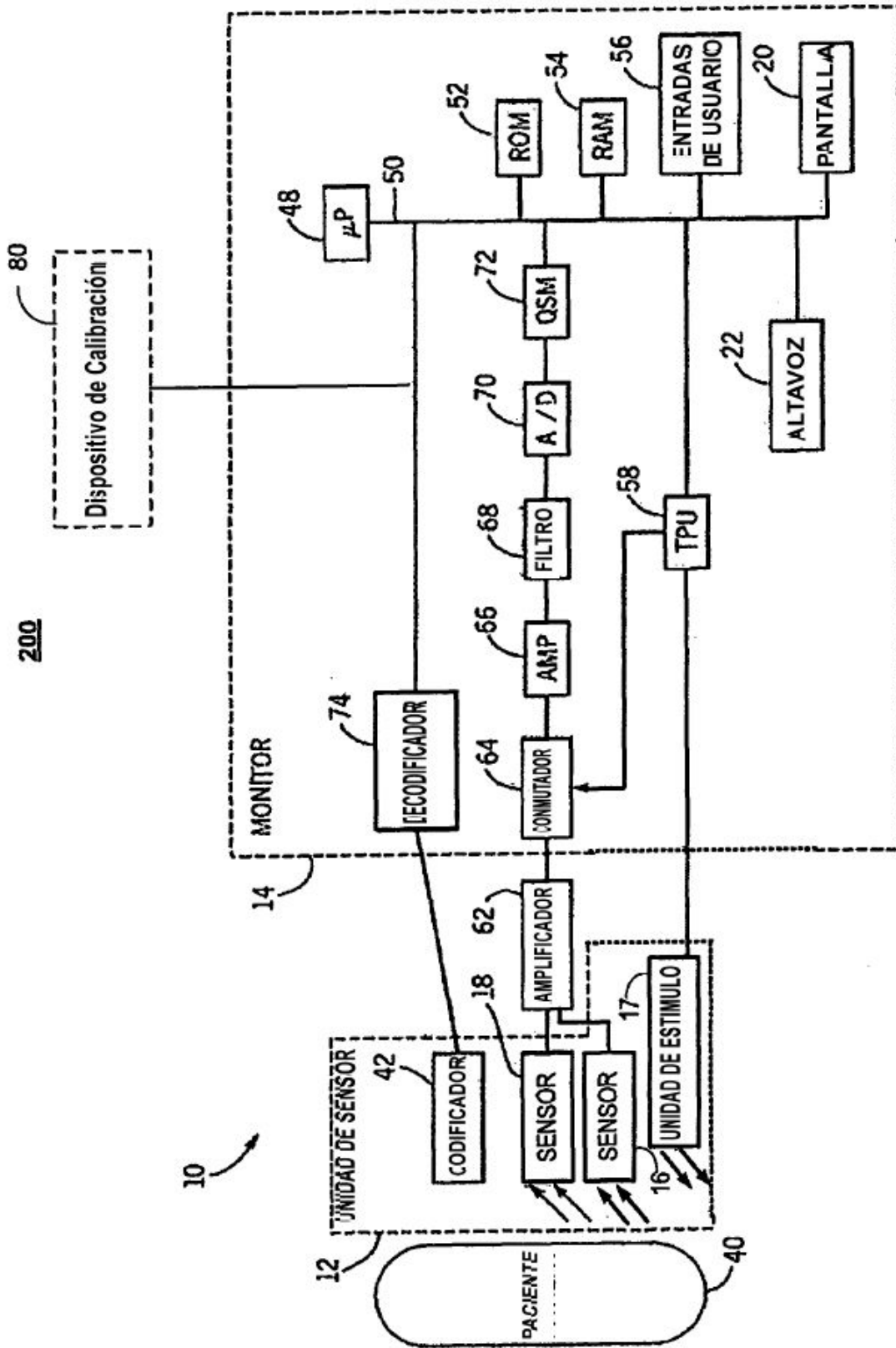


FIG. 3

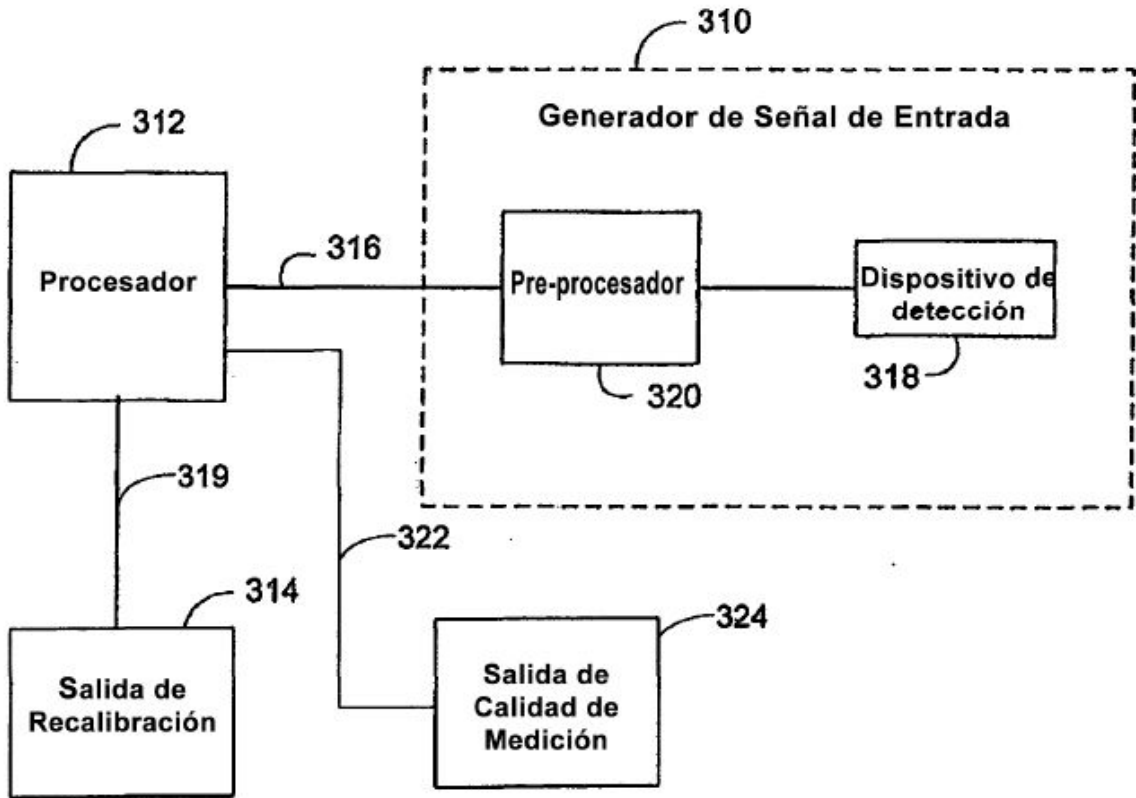


FIG. 4

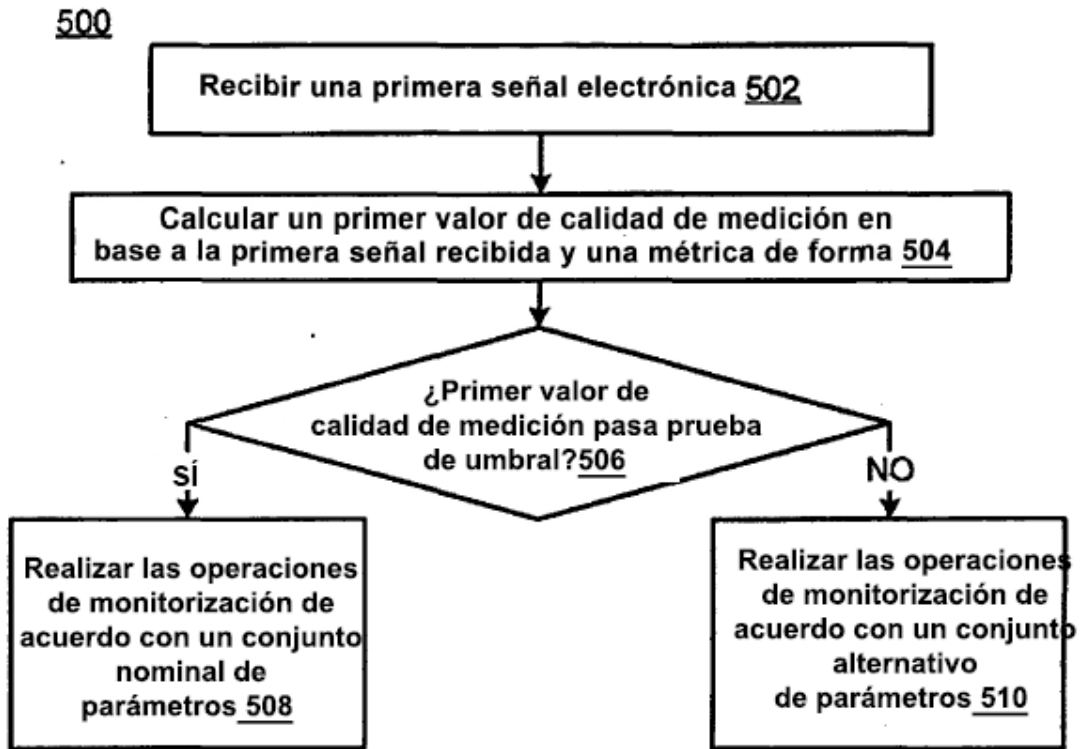


FIG. 5

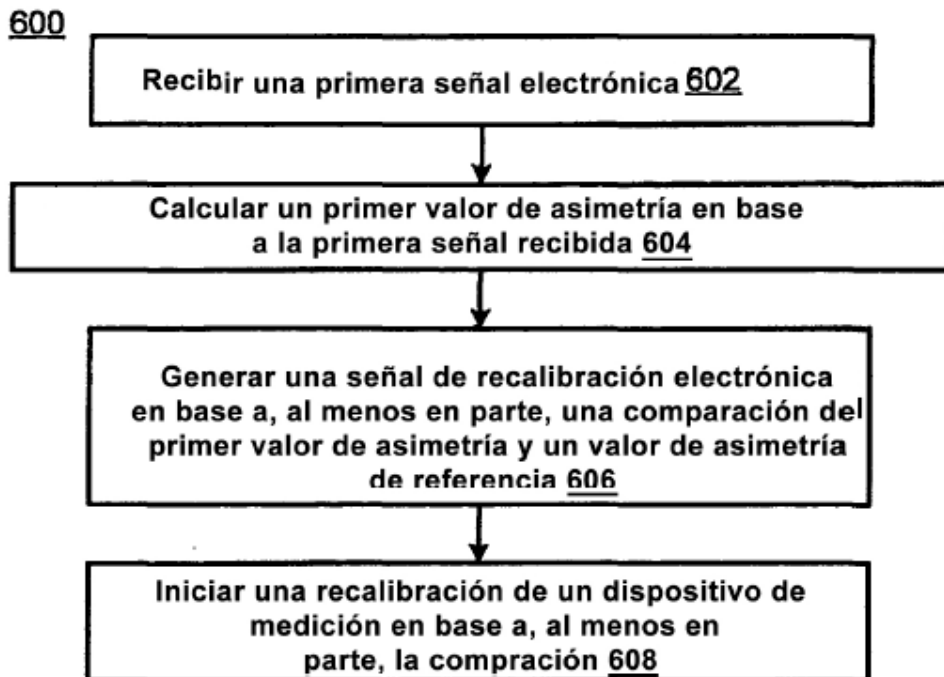


FIG. 6

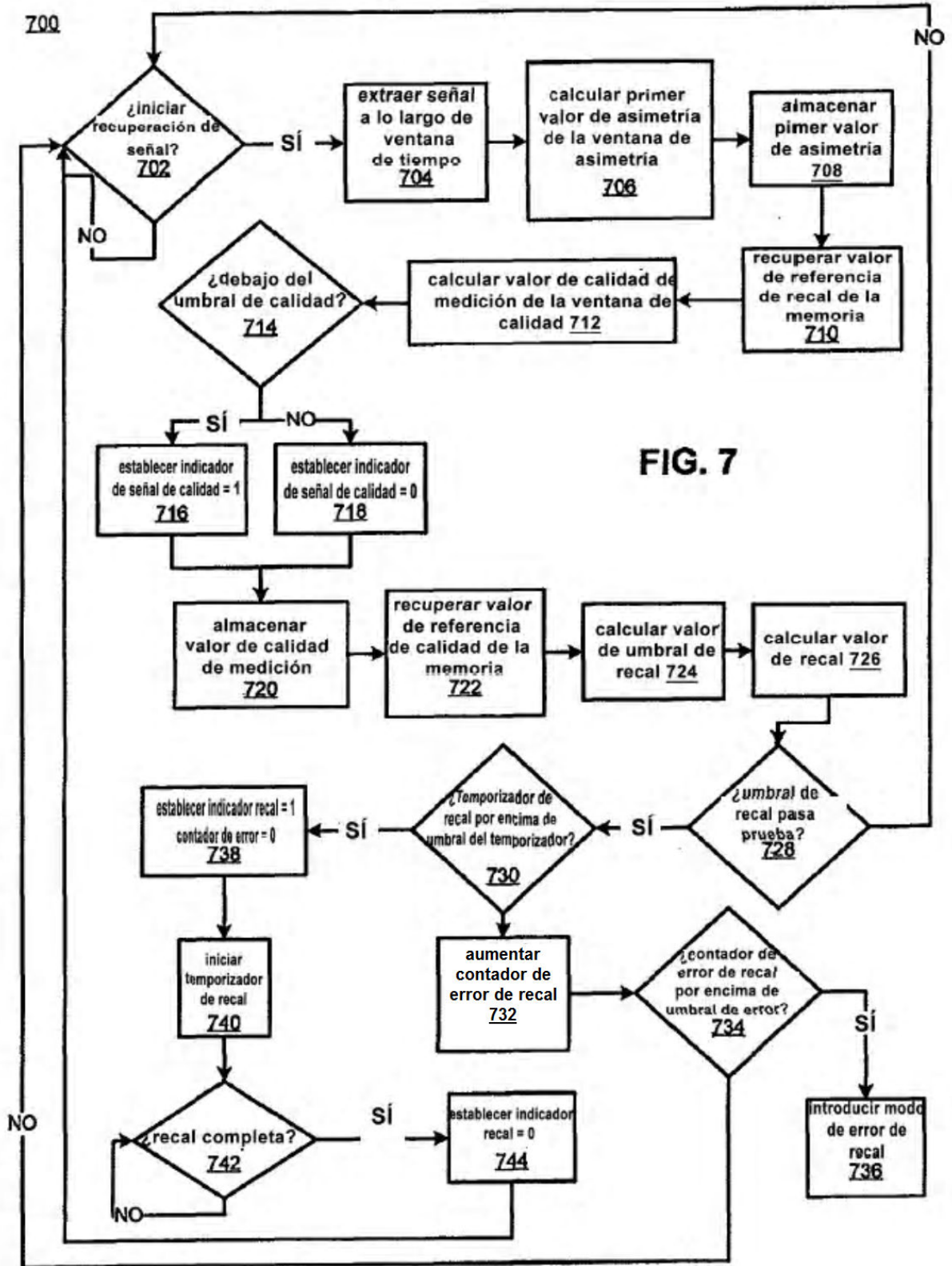


FIG. 7