

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 992 527**

51 Int. Cl.:

A61B 5/021 (2006.01)

A61B 5/022 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/0205 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.10.2017** **PCT/US2017/058197**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.05.2018** **WO18081208**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.10.2017** **E 17865598 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.08.2024** **EP 3531905**

54 Título: **Adquisición de señales de presión sanguínea usando una matriz de sensores de presión**

30 Prioridad:

31.10.2016 US 201662415003 P
09.01.2017 US 201715401432

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
13.12.2024

73 Titular/es:

LIVEMETRIC (MEDICAL) S.A. (100.0%)
40, rue Glesener
1630 Luxembourg, LU

72 Inventor/es:

TAL, NIR EFRAIM, JOSEPH y
BENTZION, TOMER

74 Agente/Representante:

DEL VALLE VALIENTE, Sonia

ES 2 992 527 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

Adquisición de señales de presión sanguínea usando una matriz de sensores de presión

5 **Campo de la descripción**

El contenido descrito en la presente memoria se refiere al campo de la monitorización de los signos vitales de un usuario y, más particularmente, se refiere a un sistema y a un método para la adquisición de señales de presión sanguínea usando una matriz de sensores de presión.

10

Antecedentes de la invención

La alta presión sanguínea es una condición común en la que la fuerza a largo plazo de la sangre contra las paredes de la arteria es lo suficientemente alta como para que eventualmente pueda causar problemas de salud, tales como cardiopatías. La presión sanguínea está determinada tanto por la cantidad de sangre que bombea el corazón como por la cantidad de resistencia al flujo sanguíneo en las arterias. Cuanta más sangre bombee su corazón y más estrechas sean sus arterias, mayor será su presión sanguínea.

15

Uno puede tener una presión sanguínea alta (es decir, hipertensión) durante años sin ningún síntoma. Incluso sin síntomas, el daño a los vasos sanguíneos y al corazón continúa y puede detectarse. La presión sanguínea no controlada aumenta el riesgo de padecer problemas de salud graves, incluyendo ataque cardíaco y accidente cerebrovascular. La presión sanguínea alta generalmente se desarrolla durante muchos años y eventualmente afecta a casi todas las personas. Afortunadamente, la presión sanguínea alta puede detectarse fácilmente.

20

Actualmente, las enfermedades cardiovasculares representan una gran proporción de todas las muertes notificadas a nivel mundial. Estas enfermedades se consideran un riesgo grave y compartido, con una carga mayoritaria en países de renta baja y media. Un factor principal que aumenta el riesgo de insuficiencia cardíaca o accidentes cerebrovasculares, acelera el endurecimiento de los vasos sanguíneos y reduce la esperanza de vida es la hipertensión o presión sanguínea alta.

25

30

La hipertensión es una condición de salud crónica en la que la presión ejercida por la sangre circulante sobre las paredes de los vasos sanguíneos es elevada. Para garantizar la circulación adecuada de la sangre en los vasos sanguíneos, el corazón de una persona hipertensa debe funcionar más de lo normal, lo que aumenta el riesgo de ataque cardíaco, accidente cerebrovascular e insuficiencia cardíaca. La expresión de una dieta sana y ejercicio, sin embargo, puede mejorar significativamente el control de la presión sanguínea y disminuir el riesgo de complicaciones. También están disponibles tratamientos eficaces con fármacos. Por lo tanto, es importante encontrar personas con presiones sanguíneas elevadas y controlar su información de presión sanguínea de forma regular.

35

Durante cada latido cardíaco, la presión sanguínea varía entre un máximo (es decir, sistólica) y una presión mínima (es decir diastólica). Una forma no invasiva tradicional para medir la presión sanguínea ha sido usar un manguito presurizado y detectar los niveles de presión donde el flujo sanguíneo comienza a pulsar (es decir, la presión del manguito está entre la presión sistólica y diastólica) y donde no hay flujo en absoluto (es decir, la presión del manguito excede la presión sistólica). Sin embargo, se ha visto que los usuarios tienden a considerar las situaciones de medición, así como el manguito presurizado, tedioso e incluso estresante, especialmente en la monitorización a largo plazo. Además, el conocido síndrome de la bata blanca tiende a elevar la presión sanguínea durante la medición, lo que conduce a diagnósticos inexactos.

40

45

El uso de dispositivos ponibles para monitorizar parámetros fisiológicos corporales (por ejemplo, presión sanguínea, pulso de frecuencia cardíaca (HR), temperatura corporal, nivel de glucosa en sangre, patrones de movimiento, etc.) de forma no invasiva, continua y/o intermitente durante períodos de tiempo prolongados está haciéndose popular como una forma de monitorizar y mejorar la salud.

50

Las mediciones tradicionales de presión sanguínea requieren manguitos inflables, que se desinflan gradualmente desde un estado de oclusión total del vaso a una presión más baja mientras se escuchan mediante un sensor mecánico (por ejemplo, un estetoscopio) los sonidos generados por los remolinos del flujo sanguíneo en el vaso. Una ventaja de este método es su robustez relativa a los movimientos, mientras que una desventaja es su gran factor de forma y la necesidad de inflar manualmente por parte del usuario o una bomba automática, lo que requiere grandes cantidades de energía. Dado que la eficiencia energética y el factor de forma pequeño son requisitos importantes en los dispositivos ponibles, la detección de presión sanguínea con manguito inflable no es un paradigma útil en este espacio.

55

60

Los dispositivos de medición de la presión sanguínea de la técnica anterior tienen desventajas significativas. En primer lugar, el posicionamiento o colocación del sensor en la arteria radial supone un desafío para el usuario. En segundo lugar, el sensor normalmente requiere calibración para obtener lecturas correctas. En tercer lugar, la relación señal/ruido (SNR) obtenida del sensor podría no ser suficiente para obtener lecturas fiables de la presión sanguínea.

65

El documento US2016262695 describe una matriz de sensores bidimensional para medir formas de onda de señales de presión sanguínea usando tonometría.

El documento US 5243992 describe un sistema de sensor de frecuencia de pulso. El documento US 2011/152700 describe un esfigmomanómetro electrónico para mejorar la fiabilidad de un valor de medición. El documento US 2015/0366518 describe aparatos, métodos, procedimientos y sistemas relacionados con cambios perjudiciales significativos en los parámetros de salud y la activación de medidas para salvar vidas.

Por lo tanto, existe la necesidad de un mecanismo capaz de medir y controlar continuamente la presión sanguínea que supere las desventajas de los dispositivos y métodos tradicionales de la técnica anterior. Por ejemplo, el mecanismo de medición de la presión sanguínea no debería requerir el uso de un manguito inflable con sus altos requisitos de energía asociados. Además, el mecanismo debe ser capaz de detectar la forma de onda de presión sanguínea en una o más de las arterias en el brazo (es decir, las arterias radial y cubital) mientras se reducen significativamente o eliminan los artefactos de movimiento de la forma de onda.

Resumen de la invención

Según un aspecto de la presente invención, se proporciona un método para obtener una señal de presión sanguínea (BP) de salida, tal como se reivindica en la reivindicación 1.

Según un segundo aspecto de la presente invención, se proporciona un aparato para obtener una señal de presión sanguínea (BP) de salida, como se reivindica en la reivindicación 5.

La presente invención es un sistema y un método para la adquisición de señales de presión sanguínea que usa una matriz de sensores de presión basada en ella. Se proporciona una solución para un sistema de adquisición de presión sanguínea y forma de onda de presión sanguínea continuo, no inflable y no invasivo. El sistema es operativo para combinar señales de diversos elementos de detección, donde los elementos de sensor menos precisos se calibran utilizando los elementos de sensor más precisos.

Una técnica para adquirir la presión sanguínea es usar sensores de presión muy sensibles implementados usando sensores de presión sensibles, que podrían implementarse, por ejemplo, en sistemas microeléctrico-mecánicos (MEMS) mediante medios de detección capacitivos o resistivos. Un sensor de este tipo colocado cuidadosamente en la arteria radial o cubital puede detectar ligeros cambios de presión a través de la piel que, si se muestrean y se procesan cuidadosamente, pueden producir una señal de presión sanguínea, que a su vez puede procesarse para obtener lecturas de presión sanguínea sistólica y diastólica continuas o intermitentes reales.

La invención supera tres barreras tecnológicas clave de un sistema de este tipo: (1) cómo colocar con precisión el sensor en la arteria objetivo; (2) cómo calibrar los sensores; y (3) cómo mejorar la relación señal/ruido de la forma de onda de presión sanguínea.

En cuanto a la colocación del sensor, el diámetro de una arteria radial típica es de solo unos pocos milímetros. Alinear un sensor de presión de manera que quede perpendicular y toque la piel sobre la arteria radial puede ser un desafío, especialmente en el contexto de un dispositivo ponible. La invención supera esta dificultad al proporcionar una serie de sensores, por ejemplo, lineales, bidimensionales, etc., mediante lo cual los sensores cubren un área suficiente de la muñeca de modo que es muy probable que al menos un sensor esté ubicado de manera óptima o cerca de la ubicación óptima en las arterias radial o cubital.

En cuanto a la calibración del sensor, debido a la extrema dependencia de los sensores de presión MEMS capacitivos de la temperatura, el lote y otros parámetros, no son intrínsecamente adecuados para medir la presión absoluta con una precisión de mmHg sin calibración. La invención supera esta dificultad al incluir sensores tanto capacitivos (es decir, de menor precisión) como resistivos (es decir, de alta precisión) en la matriz de sensores. Los sensores de tipo resistivo más precisos se utilizan para calibrar los sensores de tipo capacitivo menos precisos.

Con respecto a la relación señal/ruido (SNR), dado que se requiere que las mediciones de la presión sanguínea tengan una buena relación señal/ruido, y la señal real detectada es una forma de onda de presión transmitida a través de los límites de los vasos y el tejido cutáneo, existe una atenuación significativa que conduce a una relación señal/ruido reducida. Esto, junto con los cambios fisiológicos dentro de un paciente, hace que sea muy difícil detectar la onda de presión de manera constante. La invención supera esta dificultad proporcionando técnicas para mejorar la SNR de los datos de sensor. Se genera una forma de onda de presión sanguínea compuesta al estimar y aplicar factores de ajuste a escala (es decir, ponderaciones) a los datos de sensor. Los datos de ajuste a escala se suman y se emite una forma de onda compuesta. Alternativamente, se leen los datos de todos los sensores y se calculan una o más métricas de calidad y los datos del sensor correspondientes a la métrica principal se seleccionan para su procesamiento adicional mientras se descartan los datos de los sensores no seleccionados.

Por lo tanto, el sistema y el método de la presente invención proporcionan una familia compacta de elementos de sensor que alivia los tres problemas de diseño descritos anteriormente. Debido a los múltiples sensores, pueden

usarse varios tipos de sensores, que pueden calibrar los sensores menos precisos, es decir, los sensores MEMS de presión capacitivos o los dispositivos de resistencia sensible a la fuerza (FSR).

Además, dado que el sistema puede muestrear y detectar la señal en cada uno de los sensores, puede detectar qué sensor está mejor colocado en la arteria objetivo y utilizar las señales de ese sensor o ponderar las señales de los distintos elementos en función de la calidad de la señal.

Además, dado que la matriz de sensores se coloca aproximadamente en la arteria objetivo, es muy probable que más de un elemento capte la señal de la arteria. La combinación de una pluralidad de tales señales correlacionadas con ruido no correlacionado producirá una mejora de la relación señal/ruido produciendo lecturas de presión sanguínea mucho más precisas.

Breve descripción de las dibujos

La invención se describe en el presente documento, únicamente a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos, en donde:

la Figura 1 es un diagrama que ilustra una primera vista de un dispositivo ponible ilustrativo de la presente invención operativo para medir la presión sanguínea de un usuario;

la Figura 2 es un diagrama que ilustra una segunda vista de un dispositivo ponible ilustrativo de la presente invención operativo para medir la presión sanguínea de un usuario;

la figura 3A es un diagrama que ilustra una sección transversal de la muñeca de un usuario que muestra la orientación de los vasos sanguíneos, los sensores de presión y la carcasa del dispositivo;

la figura 3B es un diagrama que ilustra un dispositivo ponible ilustrativo de la presente invención adaptado para colocarse en el brazo y operativo para medir la presión sanguínea de un usuario;

la figura 4A es un diagrama que ilustra una primera realización de una matriz de sensores de presión sanguínea ilustrativa de la presente invención;

la figura 4B es un diagrama que ilustra una segunda realización de una matriz de sensores de presión sanguínea ilustrativa de la presente invención;

la figura 4C es un diagrama que ilustra una tercera realización de una matriz de sensores de presión sanguínea ilustrativa de la presente invención;

la figura 5 es un diagrama que ilustra múltiples trazos que representan señales emitidas por una pluralidad de sensores de presión, teniendo cada sensor una ubicación diferente en la muñeca de un usuario;

la figura 6 es un diagrama de bloques que ilustra un dispositivo ponible ilustrativo construido según la presente invención;

la figura 7 es un diagrama de bloques que ilustra un circuito ilustrativo para generar una forma de onda de presión sanguínea compuesta según la presente invención;

la figura 8 es un diagrama de flujo que ilustra un método ilustrativo de combinación de formas de onda de presión sanguínea según la presente invención;

la figura 9 es un diagrama de bloques que ilustra un circuito ilustrativo para seleccionar una forma de onda de presión sanguínea a partir de uno de una pluralidad de sensores de presión según la presente invención; y

la figura 10 es un diagrama de flujo que ilustra un método ilustrativo de selección de la forma de onda de presión sanguínea según la presente invención.

Descripción detallada

En la siguiente descripción detallada, se establecen numerosos detalles específicos para proporcionar una comprensión completa de la invención. Los expertos en la técnica entenderán, sin embargo, que la presente invención puede ponerse en práctica sin estos detalles específicos. En otros casos, los métodos, procedimientos y componentes bien conocidos no se han descrito en detalle para no oscurecer la presente invención.

El objeto considerado como la invención se señala particularmente y se reivindica claramente en la parte final de la memoria descriptiva. La invención, sin embargo, tanto como la organización y el método de operación, junto con

objetos, características y ventajas de los mismos, pueden entenderse mejor con referencia a la siguiente descripción detallada cuando se lee con los dibujos adjuntos.

Se apreciará que, por motivos de simplicidad y mayor claridad de la ilustración, los elementos mostrados en las figuras no se han dibujado necesariamente a escala. Por ejemplo, las dimensiones de algunos de los elementos pueden estar exageradas en relación con otros elementos para mayor claridad. Además, cuando se considere apropiado, los números de referencia pueden repetirse entre las figuras para indicar elementos correspondientes o análogos.

Debido a que las realizaciones ilustradas de la presente invención pueden implementarse en la mayoría de las partes usando componentes electrónicos y circuitos conocidos por los expertos en la técnica, los detalles no se explicarán en mayor medida que el considerado necesario, para la comprensión y apreciación de los conceptos subyacentes de la presente invención y para no ofuscar o distraer de las enseñanzas de la presente invención.

Cualquier referencia en la memoria descriptiva a un método debe aplicarse *mutatis mutandis* a un sistema capaz de ejecutar el método. Cualquier referencia en la memoria descriptiva a un sistema debe aplicarse *mutatis mutandis* a un método que puede ser ejecutado por el sistema.

Como apreciará un experto en la materia, la presente invención puede realizarse como un sistema, método, producto de programa informático o una combinación de los mismos. Por consiguiente, la presente invención puede adoptar la forma de una realización de hardware, una realización de software (que incluye firmware, software residente, microcódigo, etc.) o una realización que combine aspectos de software y hardware que pueden denominarse en general en el presente documento “circuito”, “módulo” o “sistema”. Además, partes de la presente invención pueden adoptar la forma de un producto de programa informático incorporado en cualquier medio de expresión tangible que tenga un código de programa utilizable por ordenador incorporado en el medio.

La invención puede describirse en el contexto general de instrucciones ejecutables por ordenador, tales como módulos de programa, que se ejecutan por un ordenador. En general, los módulos de programa incluyen rutinas, programas, objetos, componentes, estructuras de datos, etc. que realizan tareas particulares o implementan tipos de datos abstractos particulares. La invención también puede ponerse en práctica en entornos informáticos distribuidos en los que las tareas se realizan mediante dispositivos de procesamiento remotos que están conectados a través de una red de comunicaciones. En un entorno informático distribuido, los módulos de programa pueden estar ubicados en medios de almacenamiento informático tanto locales como remotos, incluyendo dispositivos de almacenamiento de memoria.

Puede utilizarse cualquier combinación de uno o más medio(s) utilizable(s) por ordenador o legible(s) por ordenador. El medio utilizable por ordenador o legible por ordenador puede ser, por ejemplo, pero sin limitarse a, un sistema, aparato, dispositivo o medio de propagación electrónico, magnético, óptico, electromagnético, infrarrojo o semiconductor. Los ejemplos más específicos (una lista no exhaustiva) del medio legible por ordenador incluirían los siguientes: una conexión eléctrica que tiene uno o más cables, un disquete de ordenador portátil, un disco duro, una memoria de acceso aleatorio (RAM), una memoria de solo lectura (ROM), una memoria de solo lectura programable borrrable (EPROM o memoria flash), una fibra óptica, una memoria de solo lectura de disco compacto portátil (CDROM), un dispositivo de almacenamiento óptico, un medio de transmisión como los que soportan Internet o una intranet, o un dispositivo de almacenamiento magnético. Obsérvese que el medio utilizable por ordenador o legible por ordenador podría ser incluso papel u otro medio adecuado en el que se imprima el programa, ya que el programa puede capturarse electrónicamente, por ejemplo, mediante escaneo óptico del papel u otro medio, luego compilarse, interpretarse o procesarse de otro modo de una manera adecuada, si es necesario, y luego almacenarse en una memoria de ordenador. En el contexto de este documento, un medio utilizable por ordenador o legible por ordenador puede ser cualquier medio que pueda contener o almacenar el programa para su uso por o en conexión con el sistema, aparato o dispositivo de ejecución de instrucciones.

El código del programa informático para llevar a cabo las operaciones de la presente invención puede escribirse en cualquier combinación de uno o más lenguajes de programación, incluyendo un lenguaje de programación orientado a objetos tal como Java, Smalltalk, C++, C# o similares, lenguajes de programación procedimentales convencionales, tales como el lenguaje de programación “C”, y lenguajes de programación funcional tales como Prolog y Lisp, código máquina, ensamblador o cualquier otro lenguaje de programación adecuado. El código de programa puede ejecutarse total o parcialmente en el dispositivo ponible, en un dispositivo anfitrión y/o en la nube. En este último caso, el dispositivo ponible, el anfitrión y/o la nube pueden conectarse a través de cualquier tipo de red utilizando cualquier tipo de protocolo de red, incluyendo, por ejemplo, una red de área local (LAN) o una red de área amplia (WAN), o la conexión puede realizarse a un ordenador externo (por ejemplo, a través de Internet utilizando un proveedor de servicios de Internet).

La presente invención se describe a continuación con referencia a ilustraciones de diagramas de flujo y/o diagramas de bloques de métodos, aparatos (sistemas) y productos de programa informático según las realizaciones de la invención. Se entenderá que cada bloque de las ilustraciones del diagrama de flujo y/o los diagramas de bloques, y las combinaciones de bloques en las ilustraciones del diagrama de flujo y/o los diagramas de bloques, pueden implementarse o soportarse mediante instrucciones de programa informático. Estas instrucciones de programa informático pueden proporcionarse a un procesador de un ordenador de uso general, un ordenador de uso especial u

otro aparato de procesamiento de datos programable para producir una máquina, de modo que las instrucciones, que se ejecutan a través del procesador del ordenador u otro aparato de procesamiento de datos programable, creen medios para implementar las funciones/acciones especificadas en el bloque o bloques del diagrama de flujo y/o diagrama de bloques.

Estas instrucciones de programa informático también pueden almacenarse en un medio legible por ordenador que puede hacer que un ordenador u otro aparato de procesamiento de datos programable funcione de una manera particular, de modo que las instrucciones almacenadas en el medio legible por ordenador produzcan un artículo de fabricación que incluye medios de instrucciones que implementan la función/acción especificada en el bloque o bloques del diagrama de flujo y/o diagrama de bloques.

Las instrucciones de programa informático también pueden cargarse en un ordenador u otro aparato programable de procesamiento de datos para hacer que se realicen una serie de etapas operativas en el ordenador u otro aparato programable para producir un proceso implementado por ordenador, de modo que las instrucciones que se ejecutan en el ordenador u otro aparato programable proporcionen procesos para implementar las funciones/acciones especificadas en el bloque o bloques del diagrama de flujo y/o diagrama de bloques.

La invención es operativa con numerosos entornos o configuraciones de sistemas informáticos de uso general o de uso especial. Los ejemplos de sistemas, entornos y/o configuraciones informáticos bien conocidos que pueden ser adecuados para su uso con la invención, incluyendo el procesador del dispositivo ponible, el dispositivo anfitrión y la nube, incluyen, pero sin limitarse a, ordenadores personales, ordenadores de servidor, computación en la nube, dispositivos portátiles o de mano, sistemas de multiprocesador, sistemas basados en microprocesador, microcontrolador o microordenador, decodificadores, electrónica de consumo programable, núcleos ASIC o FPGA, núcleos de DSP, PC de red, miniordenadores, ordenadores centrales, entornos informáticos distribuidos que incluyen cualquier de los sistemas o dispositivos anteriores, y similares.

El diagrama de flujo y los diagramas de bloques de las figuras ilustran la arquitectura, la funcionalidad y el funcionamiento de posibles implementaciones de sistemas, métodos y productos de programa informático según diversas realizaciones de la presente invención. En este sentido, cada bloque del diagrama de flujo o de los diagramas de bloques puede representar un módulo, segmento o porción de código, que comprende una o más instrucciones ejecutables para implementar la(s) función/funciones lógica(s) especificada(s). También debe tenerse en cuenta que, en algunas implementaciones alternativas, las funciones indicadas en el bloque pueden producirse fuera del orden indicado en las figuras. Por ejemplo, dos bloques que se muestran en sucesión pueden ejecutarse, de hecho, de manera sustancialmente simultánea, o los bloques a veces pueden ejecutarse en orden inverso, dependiendo de la funcionalidad implicada. También se observará que cada bloque de los diagramas de bloques y/o la ilustración del diagrama de flujo, y las combinaciones de bloques en los diagramas de bloques y/o la ilustración del diagrama de flujo, pueden implementarse mediante sistemas basados en hardware de uso especial que realizan las funciones o acciones especificadas, o mediante combinaciones de instrucciones informáticas y hardware de uso especial.

En la figura 1 se muestra un diagrama que ilustra una primera vista de un dispositivo ponible ilustrativo de la presente invención que funciona para medir la presión sanguínea de un usuario. En la Figura 2 se muestra un diagrama que ilustra una segunda vista de un dispositivo ponible ilustrativo de la presente invención que funciona para medir la presión sanguínea de un usuario. El dispositivo ponible, con el número de referencia general 10, comprende una pantalla 16 (por ejemplo, OLED visible, etc.) montada en una carcasa que contiene una CPU, una memoria, comunicaciones por cable e inalámbricas, etc., uno o más botones 22, una pulsera 14 que aloja una matriz de sensores de presión 12, uno o más sensores ópticos u otros sensores no relacionados con la presión 18 y un mecanismo de cierre, sujeción o bloqueo con correa 20. La correa de la banda de muñeca tiene un sensor de presión incrustado en ella y está destinada a cerrarse contra la muñeca mientras se aplica la matriz de sensores 12 en al menos una de las arterias radial, cubital y braquial y aplica presión media sobre la misma (es decir, significativamente menor que la presión sistólica, pero suficiente para detectar la onda de presión).

En la figura 3A se muestra un diagrama que ilustra una sección perpendicular (es decir, una sección transversal) de la muñeca izquierda con la mano mirando hacia adentro, con el número de referencia general 30, de la muñeca de un usuario que muestra la orientación de los vasos sanguíneos, los sensores de presión y la carcasa del dispositivo. La carcasa principal 42 del dispositivo ponible se coloca en la parte superior de la muñeca con la correa 14 colocada alrededor de la muñeca. La sección transversal muestra los huesos del radio 40 y el cúbito 38; y las arterias radial 34 y cubital 36 del brazo. En este ejemplo, la matriz de sensores de presión 12 se coloca en el área de la muñeca donde se ubica la arteria radial 34.

En la figura 3B se muestra un diagrama que ilustra un dispositivo ponible ilustrativo de la presente invención adaptado para colocarse en el brazo y operativo para medir la presión sanguínea de un usuario. En una realización alternativa, el dispositivo ponible está configurado para colocarse en el brazo de un usuario por encima o por debajo del codo. El dispositivo ponible comprende una pulsera 33, una matriz de sensores 31 que incluye una pluralidad de elementos de sensor 37 y una carcasa 35 que contiene componentes electrónicos, una pantalla, botones, etc.

Durante el funcionamiento, la matriz de sensores 31 está ubicado en la parte inferior de la pulsera y, mostrada en líneas discontinuas, se coloca sobre la arteria braquial 39 antes de que se bifurque en las arterias radial y cubital. Alternativamente, la matriz de sensores y la pulsera pueden colocarse en el brazo por debajo del codo, donde detectan la presión sanguínea de la arteria radial o cubital. El dispositivo puede comprender un sistema de comunicaciones mediante el cual los datos de presión sanguínea se transmiten a un dispositivo anfitrión externo que está operativo para procesar los datos de señal y generar mediciones de presión sanguínea a partir de los mismos. Alternativamente, el dispositivo puede comprender un procesador programado de manera adecuada adaptado para procesar los propios datos de señal del sensor y generar mediciones continuas de la presión sanguínea. En otra realización, el dispositivo puede configurarse para funcionar en combinación con un dispositivo que se lleva en la muñeca, tal como se ha descrito anteriormente, mediante lo cual el dispositivo de pulsera se comunica de manera inalámbrica con el dispositivo que se lleva en la muñeca. Por ejemplo, los datos sin procesar de la señal del sensor pueden comunicarse de manera inalámbrica desde el dispositivo de pulsera al dispositivo que se lleva en la muñeca, donde se procesan y se muestran al usuario las mediciones de la presión sanguínea en el dispositivo que se lleva en la muñeca.

Se observa que la matriz de sensores de presión puede comprender numerosas configuraciones diferentes. La invención no se limita a ninguna configuración, ya que se contemplan numerosas configuraciones. Ahora se presentarán varias configuraciones ilustrativas.

En la figura 4A se muestra un diagrama que ilustra una primera realización de una matriz de sensores de presión sanguínea ilustrativa la presente invención. En este ejemplo, la matriz de sensores 12 comprende tres sensores de presión. Los tres sensores están configurados en la correa de muñeca de manera que, cuando se colocan en la muñeca del usuario, se colocarán aproximadamente en la arteria radial. El dispositivo está configurado para recibir señales de los tres sensores simultáneamente. Una de las señales puede seleccionarse como la forma de onda de presión sanguínea para su procesamiento adicional o puede usarse una señal compuesta constituida por una suma ponderada de todas las señales para generar la forma de onda de presión sanguínea.

Es importante tener en cuenta que la adquisición de múltiples señales de una pluralidad de sensores de presión elimina el problema de la colocación correcta de la matriz de sensores de presión. Siempre que al menos uno de los sensores de presión esté colocado correctamente o de manera suficientemente correcta, la señal recibida puede ser suficiente para obtener lecturas correctas de la presión sanguínea a partir de la forma de onda de presión sanguínea.

En la figura 4B se muestra un diagrama que ilustra una segunda realización de una matriz de sensores de presión sanguínea ilustrativa de la presente invención. En este ejemplo, la matriz de sensores de presión 13 en la pulsera 14 comprende una pluralidad de sensores 15 configurados en una matriz lineal. El dispositivo está configurado para recibir señales de todos los sensores simultáneamente. Una de las señales puede seleccionarse como la forma de onda de presión sanguínea para su procesamiento adicional o puede usarse una señal compuesta constituida por una suma ponderada de todas las señales para generar la forma de onda de presión sanguínea. La adquisición de múltiples señales de una pluralidad de sensores de presión dispuestos en una matriz lineal elimina el problema de la colocación correcta de la matriz de sensores de presión. Siempre que al menos uno de los sensores de presión esté colocado correctamente o de manera suficientemente correcta, la señal recibida puede ser suficiente para obtener lecturas correctas de la presión sanguínea a partir de la forma de onda de presión sanguínea. Se aprecia que la matriz lineal de sensores puede configurarse en perpendicular a la correa de muñeca como se muestra en la figura 4B o puede configurarse en cualquier ángulo deseado con referencia a la correa de muñeca.

En la figura 4C se muestra un diagrama que ilustra una tercera realización de una matriz de sensores ilustrativa de la presente invención. En este ejemplo, la matriz de sensores de presión 17 en la pulsera 14 comprende una pluralidad de sensores 19 configurados en una matriz bidimensional (2D). El dispositivo está configurado para recibir señales de todos los sensores simultáneamente. Una de las señales puede seleccionarse como la forma de onda de presión sanguínea para su procesamiento adicional o puede usarse una señal compuesta constituida por una suma ponderada de todas las señales para generar la forma de onda de presión sanguínea. La adquisición de múltiples señales de una pluralidad de sensores de presión dispuestos en una matriz 2D elimina el problema de la colocación correcta de la matriz de sensores de presión. Siempre que al menos uno de los sensores de presión esté colocado correctamente o de manera suficientemente correcta, la señal recibida puede ser suficiente para obtener lecturas correctas de la presión sanguínea a partir de la forma de onda de presión sanguínea. Se aprecia que la matriz 2D de sensores puede configurarse en perpendicular a la correa de muñeca como se muestra en la figura 4B o puede configurarse en cualquier ángulo deseado con referencia a la correa de muñeca.

En la figura 5 se muestra un diagrama que ilustra múltiples trazos que representan señales emitidas por una pluralidad de sensores de presión, teniendo cada sensor una ubicación diferente en la muñeca de un usuario. Los cinco trazos mostrados, es decir, los trazos 150, 152, 154, 156, 158 representan señales de salida de cinco sensores de presión diferentes configurados en una matriz de sensores, tal como se describió anteriormente, y colocados en la muñeca de un usuario. El eje x representa el tiempo, mientras que el eje y representa mmHg, que está relacionado con la amplitud de la señal de salida del sensor.

Como era de esperar, algunas de las señales son de mayor calidad que otras. En particular, las señales en los trazos 152 y 156 apenas captan ninguna señal y son muy débiles, lo que indica que no están en posición de captar la presión

de la arteria radial. Las señales en los trazos 150 y 154 captan señales más fuertes, pero aún bastante débiles, lo que indica que tampoco están en posición en la arteria radial. Sin embargo, la señal en el trazo 158 es relativamente fuerte, lo que indica que está bien colocado en la arteria radial y puede usarse como forma de onda de presión sanguínea para su posterior procesamiento. Se aprecia que, aunque en este ejemplo se mostraron cinco señales de sensores de presión, puede usarse cualquier número de dos o más sensores sin apartarse del alcance de la invención.

Según la invención, los sensores de presión individuales que forman una matriz comprenden diferentes tipos de sensores. Una primera parte de los sensores comprende sensores de presión capacitivos que normalmente tienen un bajo consumo de energía y una baja precisión. Una segunda parte de los sensores comprende sensores de presión resistivos que normalmente tienen un alto consumo de energía pero una mejor precisión. Según la invención, la señal obtenida de uno o más de los sensores de presión resistivos (es decir, sensores de precisión relativamente más alta) se usa para calibrar las lecturas de uno o más sensores de presión capacitivos (es decir, sensores de precisión relativamente más baja), produciendo así una lectura de presión sanguínea que tiene una precisión significativamente más alta.

En una realización, que no forma parte de la invención, la señal de uno de los sensores de presión de la matriz se selecciona como la forma de onda de presión sanguínea usada para derivar las lecturas de presión sanguínea. Las señales de todos los demás sensores no seleccionados se ignoran o se descartan. Las señales de sensor pueden analizarse para determinar una o más métricas de calidad deseadas, por ejemplo, SNR, RSSI, etc.

Según la invención, las señales de todos o de una parte de los sensores de presión de la matriz se combinan usando un esquema de ponderación para generar una forma de onda de presión sanguínea compuesta que tiene una relación señal/ruido (SNR) mejorada. La forma de onda de presión sanguínea compuesta se usa entonces para generar una lectura de presión sanguínea más precisa.

En otra realización, las dos técnicas descritas anteriormente pueden combinarse cuando se seleccionan una o más señales de sensor basándose en cualquier métrica de calidad deseada y estas señales se ponderan y combinan para generar una forma de onda de presión sanguínea compuesta.

En la figura 6 se muestra un diagrama de bloques que ilustra un dispositivo ponible ilustrativo construido según la presente invención. El dispositivo ponible, con el número de referencia general 70, comprende una unidad de sensor de pulsera 72 y una unidad de control 74 en comunicación entre sí mediante el bus digital 84. La unidad de sensor de pulsera 72 comprende una pluralidad de sensores de presión de 1 a N 78, cada uno acoplado a un convertidor analógico- digital 80. Las salidas de los ADC se introducen en un multiplexador 82 que está previsto para transmitir todas las señales de entrada multiplexadas en el bus digital 84. En una realización, las señales emitidas desde todos los sensores 78 se introducen en la unidad de control 74.

La unidad de control 74 comprende un procesador 86, por ejemplo, una CPU, un microcontrolador, un microprocesador, etc., un subsistema de visualización 88, una memoria 102, por ejemplo, volátil, no volátil, flash, etc., un subsistema de comunicaciones inalámbricas y por cable 100 y uno o más sensores de presión 104 distintos, por ejemplo, ópticos, fotoplethismógrafos, de temperatura, etc. La unidad de control 74 se comunica con un dispositivo anfitrión 76 a través de canales de comunicación inalámbricos y/o por cable, tales como LAN inalámbrica, conexión de Bluetooth de baja energía (BLE), bus serie universal (USB), etc. El procesador 86 está configurado para transmitir y reciba datos con la unidad de sensor de pulsera a través del bus digital 84. El subsistema de visualización está configurado para presentar visualmente las mediciones de presión sanguínea.

En la figura 7 se muestra un diagrama de bloques que ilustra un circuito ilustrativo para generar una forma de onda de presión sanguínea según la presente invención. El circuito, con el número de referencia general 110, comprende un bloque 118 de algoritmo de ponderación adaptativa, multiplicadores de 1 a N 114 y el sumador 116. En funcionamiento, se aplican N factores de ajuste a escala a las muestras de datos de forma de onda de presión sanguínea 112 recibidas de N sensores de presión. Los datos de forma de onda de presión sanguínea se introducen en los multiplicadores 114, así como en el bloque de algoritmo de ponderación adaptativa 118. La forma de onda de presión sanguínea compuesta 119 también se introduce en el algoritmo de ponderación adaptativa. El algoritmo es operativo para generar a partir de los datos de entrada N factores de ajuste a escala 113 (es decir, coeficientes) de α_1 a α_N que se aplican respectivamente a los N multiplicadores 114. Los productos 115 generados por los multiplicadores se añaden mediante el sumador 116 para generar la forma de onda de presión sanguínea compuesta 119, que luego se procesa adicionalmente para generar lecturas de presión sanguínea.

El algoritmo de ponderación adaptativa 118 está configurado para aceptar las N señales de forma de onda de presión sanguínea, así como la forma de onda de salida compuesta 119 y para estimar los coeficientes de α_1 a α_N de manera que se maximice la SNR en la forma de onda de presión sanguínea compuesta 119.

En una realización ilustrativa, las ponderaciones se calculan mediante el bloque 147 basándose en una técnica de combinación de relaciones máximas de mínimos cuadrados (MRC) según las siguientes ecuaciones:

$$\hat{y} = \sum_{i=0}^N \alpha_i x_i \quad (1)$$

$$\alpha_i = \frac{\hat{A}_i}{\sum_{k=1}^N \hat{A}_k^2} \quad (2)$$

5 donde:

\hat{y} es la señal de forma de onda de presión sanguínea estimada de salida;

α_i es la ponderación asociado a la señal adquirida a partir del sensor de presión i ésimo;

x_i es la señal adquirida a partir del sensor de presión i ésimo;

\hat{A}_i es la amplitud estimada de x_i ;

15 En una realización, las amplitudes de las señales pueden estimarse usando cualquier técnica adecuada bien conocida, tal como la estimación cuadrática media (RMS), la varianza, etc.

20 En la figura 8 se muestra un diagrama de flujo que ilustra el método de combinación (o calibración) de formas de onda de presión sanguínea según la presente invención. Obsérvese que en este método, una parte P de los N sensores son de mayor precisión (es decir, sensores de presión de tipo MEMS resistivos) mientras que una parte R de los N sensores son de menor precisión (es decir, sensores de presión de tipo MEMS capacitivos), donde R+P = N. Los sensores de 1 a P son sensores de mayor precisión y los sensores de P+1 a N son sensores de menor precisión.

25 Haciendo referencia a la figura 8, en primer lugar, se adquieren las señales de una pluralidad de N sensores de presión (etapa 130). A continuación, se estima la calibración de los factores de ajuste a escala para las formas de onda de presión sanguínea a partir de R sensores de presión de P+1 a N (etapa 132). Las formas de onda de presión sanguínea a partir de R sensores de presión de P+1 a N se multiplican por los factores de ajuste a escala estimados obtenidos en la etapa 132 (etapa 134). Las formas de onda de presión sanguínea de ajuste a escala obtenidas a partir de los sensores de 1 a N se combinan a continuación (etapa 136) y se emite una forma de onda de presión sanguínea compuesta para su procesamiento adicional y para derivar las lecturas de presión sanguínea (etapa 138). El método produce una forma de onda de presión sanguínea compuesta que tiene una SNR más alta.

35 En la figura 9 se muestra un diagrama de bloques que ilustra un circuito ilustrativo para seleccionar una forma de onda de presión sanguínea a partir de uno de una pluralidad de sensores de presión. El circuito, con el número de referencia general 120, comprende una pluralidad N de módulos de entrada de sensor de presión 122, el multiplexador 121, la unidad de gestión de alimentación 127 y el bloque de procesador 129. Cada módulo de entrada de sensor de presión 122 comprende un sensor de presión 124, un circuito de filtro opcional 126 y un convertidor analógico-digital (ADC) 128. El procesador 129 comprende, entre otros, el secuenciador de escaneo 143 y el bloque de cálculo de métrica(s) de calidad 147.

40 Como se describió anteriormente, el dispositivo ponible maximiza una o más métricas de calidad seleccionando la señal emitida por un solo sensor de presión e ignorando las señales de todos los demás sensores. Esto puede lograrse utilizando un software a través del procesador 86 (figura 6) mediante lo cual se reciben las formas de onda de señal de todos los sensores y se descartan todos menos uno.

45 En este circuito 120, el consumo de energía se reduce al deshabilitar la alimentación de todos los módulos de entrada de sensor de presión excepto uno. En funcionamiento, las señales de todos los N módulos de entrada de sensor se introducen en el procesador y se calculan una o más métricas de calidad mediante el bloque 147. El secuenciador de escaneo controla la recogida de datos de señal de los N módulos de entrada de sensor. Según las métricas calculadas, uno de los módulos de entrada de sensor se selecciona basándose en la métrica principal.

50 Una vez que se selecciona un módulo de entrada de sensor, la alimentación de los N-1 módulos de entrada de sensor no seleccionados se deshabilita mediante las señales de habilitación de alimentación 145 generadas por el bloque de gestión de alimentación 127. El procesador también genera la orden de selección 141 apropiada al multiplexador 121 para transmitir la señal generada por el módulo de entrada de sensor seleccionado. La forma de onda de presión sanguínea 125 emitida desde el multiplexador se procesa entonces adicionalmente para generar una lectura de presión sanguínea. Los datos de todos los N sensores de presión pueden volverse a evaluar (es decir, volverse a escanear) y seleccionar un sensor nuevo. La evaluación de nuevo puede realizarse de forma periódica, por ejemplo, cada diez segundos, o de forma dinámica, mediante lo cual el escaneo se inicia cuando alguna métrica calculada a partir de los datos del sensor cae por debajo de un umbral, por ejemplo, la salida del sensor cae por debajo de una determinada SNR o RSSI.

Se observa que las una o más métricas de calidad calculadas por el bloque de procesador 147 pueden comprender cualquier métrica deseada. Entre los ejemplos de métricas se incluyen SNR y RSSI. Sin embargo, se aprecia que la invención no se limita a estas métricas.

En la figura 10 se muestra un diagrama de flujo que ilustra un método ilustrativo de selección de la forma de onda de presión sanguínea. En primer lugar, las señales de una pluralidad de N sensores de presión se adquieren y se introducen en el procesador (etapa 140). Se calculan una o más métricas de calidad (por ejemplo, SNR, RSSI, etc.) (etapa 142). Se comparan los cálculos de la métrica y se determina la métrica principal (etapa 144). A continuación, se selecciona la señal de sensor correspondiente a la métrica de calidad principal (etapa 146). La forma de onda de presión sanguínea seleccionada se envía al procedimiento de determinación de la presión sanguínea (etapa 148). Opcionalmente, para reducir el consumo de energía, se desactiva la alimentación de los módulos de entrada de sensor correspondientes al sensor no seleccionado. Como se describió anteriormente, los datos de todos los N sensores de presión pueden volver a escanearse y seleccionarse un nuevo sensor.

Los expertos en la materia reconocerán que los límites entre los bloques lógicos y de circuito son meramente ilustrativos y que las realizaciones alternativas pueden combinar bloques lógicos o elementos de circuito o imponer una descomposición alternativa de la funcionalidad a varios bloques lógicos o elementos de circuito. Por lo tanto, debe entenderse que las arquitecturas representadas en el presente documento son meramente ilustrativas y que, de hecho, pueden implementarse muchas otras arquitecturas que logren la misma funcionalidad.

Cualquier disposición de componentes para lograr la misma funcionalidad se “asocia” efectivamente de modo que se logre la funcionalidad deseada. Por lo tanto, cualesquiera dos componentes en la presente descripción combinados para lograr una funcionalidad particular pueden verse como “asociados con” entre sí de modo que se logre la funcionalidad deseada, independientemente de arquitecturas o componentes intermediarios. Asimismo, cualesquiera dos componentes así asociados también pueden verse como “conectados operativamente”, o “acoplados operativamente”, entre sí para lograr la funcionalidad deseada.

Además, los expertos en la técnica reconocerán que los límites entre las operaciones descritas anteriormente simplemente son ilustrativos. Las múltiples operaciones pueden combinarse en una sola operación. Una sola operación puede distribuirse en operaciones adicionales y las operaciones pueden ejecutarse superponiéndose al menos parcialmente en el tiempo. Además, las realizaciones alternativas pueden incluir múltiples instancias de una operación particular, y el orden de las operaciones puede alterarse en varias otras realizaciones.

La terminología utilizada en el presente documento tiene el propósito de describir realizaciones particulares únicamente y no pretende ser limitante de la invención. Como se utiliza en la presente memoria, debe entenderse que las formas singulares “un”, “una” y “el/la” incluyen también las formas plurales, salvo que el contexto indique claramente cualquier otra manera. Se entenderá además que los términos “comprende” y/o “que comprende”, cuando se usan en esta especificación, especifican la presencia de características, números enteros, pasos, operaciones, elementos y/o componentes indicados, pero no excluyen la presencia o adición de una o más características, números enteros, pasos, operaciones, elementos, componentes y/o grupos de los mismos.

En las reivindicaciones, los signos de referencia colocados entre paréntesis no deben interpretarse como limitantes de la reivindicación. El uso de frases introductorias tales como “al menos uno” y “uno o más” en las reivindicaciones no debe interpretarse como que implica que la introducción de otro elemento de la reivindicación por los artículos indefinidos “un” o “una” limita cualquier reivindicación particular que contenga dicho elemento de la reivindicación introducido a las invenciones que contengan solo un elemento de este tipo, incluso cuando la misma reivindicación incluye las frases introductorias “uno o más” o “al menos uno” y artículos indefinidos tales como “un” o “una”. A menos que se indique lo contrario, términos tales como “primero”, “segundo”, etc. se usan para distinguir arbitrariamente entre los elementos tales como los términos descritos. Por lo tanto, estos términos no están necesariamente destinados a indicar la priorización temporal u otra de dichos elementos. El mero hecho de que ciertas medidas se mencionen en reivindicaciones mutuamente diferentes no indica que una combinación de estas medidas no pueda usarse de manera ventajosa.

Las estructuras, materiales, acciones y equivalentes correspondientes de todos los medios o elementos de etapa más función de las reivindicaciones siguientes pretenden incluir cualquier estructura, material o acción para realizar la función en combinación con otros elementos reivindicados específicamente. La descripción de la presente invención se ha presentado con fines de ilustración y descripción, pero no pretende que sea exhaustiva o que se limite a la invención en la forma descrita. Las realizaciones se eligieron y describieron para explicar mejor los principios de la invención y la aplicación práctica, y para permitir que otros expertos habituales en la técnica entiendan la invención para diversas realizaciones con diversas modificaciones que se adapten al uso particular contemplado.

REIVINDICACIONES

1. Un método para obtener una señal de presión sanguínea (BP) de salida, que comprende:

5 proporcionar una pluralidad de N sensores de presión (78) configurados para detectar cambios de presión a través de la piel de un sujeto;
adquirir, mediante un circuito de adquisición, una pluralidad de N señales de forma de onda de presión sanguínea, adquiriéndose cada señal de forma de onda a partir de uno de dichos sensores de presión (78);
10 utilizar, mediante un procesador, señales de forma de onda a partir de uno o más sensores de presión relativamente precisos de entre dicha pluralidad de sensores de presión (78) para calibrar uno o más sensores de presión menos precisos dentro de dicha pluralidad de sensores de presión (78), mediante lo cual el uno o más sensores de presión relativamente precisos comprenden sensores de presión resistivos y el uno o más sensores de presión relativamente menos precisos comprenden sensores de presión capacitivos;
15 y
combinar, mediante el procesador, dichas N señales de forma de onda de presión sanguínea que incluyen una o más señales de forma de onda de presión sanguínea calibradas para generar una señal de presión sanguínea de salida compuesta (119) a partir de las mismas, en donde dicha señal de presión sanguínea de salida compuesta se genera estimando y aplicando coeficientes de ponderación a cada una de dichas N señales de forma de onda de presión sanguínea, mediante lo cual los coeficientes de ponderación se estiman mediante un algoritmo de ponderación adaptativo (118), y
20 mediante lo cual el algoritmo de ponderación adaptativo (118) está configurado para aceptar las N señales de forma de onda de presión sanguínea y la señal de presión sanguínea de salida compuesta y para estimar los coeficientes para cada una de dichas N señales de forma de onda de presión sanguínea de manera que se maximice la relación señal/ruido (SNR) en la señal de presión sanguínea de salida compuesta (119).

30 2. El método según la reivindicación 1, en donde dichos coeficientes se estiman utilizando un algoritmo adaptativo de manera que dicha señal de presión sanguínea de salida compuesta tenga una relación señal/ruido (SNR) más alta que una o más de dichas N señales de sensor de presión.

35 3. El método según la reivindicación 1, en donde dicha pluralidad de N sensores de presión (78) están adaptados para detectar la presión sanguínea de al menos una de dichas arterias radial, cubital y braquial.

4. El método según la reivindicación 1, en donde dicha calibración de uno o más sensores de presión menos precisos comprende:

40 estimar los factores de escala para dichos uno o más sensores de presión menos precisos a partir de dichos uno o más sensores de presión relativamente precisos; y
multiplicar las señales de forma de onda de presión sanguínea a partir de dichos uno o más sensores de presión menos precisos por dichos factores de escala para generar dichas una o más señales de forma de onda de presión sanguínea calibradas.

45 5. Un aparato para obtener una señal de presión sanguínea (BP) de salida, que comprende:

una pluralidad de N sensores de presión (78) configurados para detectar cambios de presión a través de la piel de un sujeto;
50 un circuito de adquisición operativo para adquirir una pluralidad de N señales de forma de onda de presión sanguínea, adquiriéndose cada señal de forma de onda a partir de uno de dichos sensores de presión (78);
un procesador, estando dicho procesador programado para:

55 utilizar señales de forma de onda a partir de uno o más sensores de presión relativamente precisos de entre dicha pluralidad de sensores de presión (78) para calibrar uno o más sensores de presión menos precisos dentro de dicha pluralidad de sensores de presión (78), mediante lo cual el uno o más sensores de presión relativamente precisos comprenden sensores de presión resistivos y el uno o más sensores de presión relativamente menos precisos comprenden sensores de presión capacitivos;
60 y
combinar dichas N señales de forma de onda de presión sanguínea que incluyen una o más señales de forma de onda de presión sanguínea calibradas para generar una señal de presión sanguínea de salida compuesta (119) a partir de las mismas, en donde dicha señal de presión sanguínea de salida compuesta (119) se genera estimando y aplicando coeficientes de ponderación a cada una de dichas N señales de forma de onda de presión
65

5

10

15

20

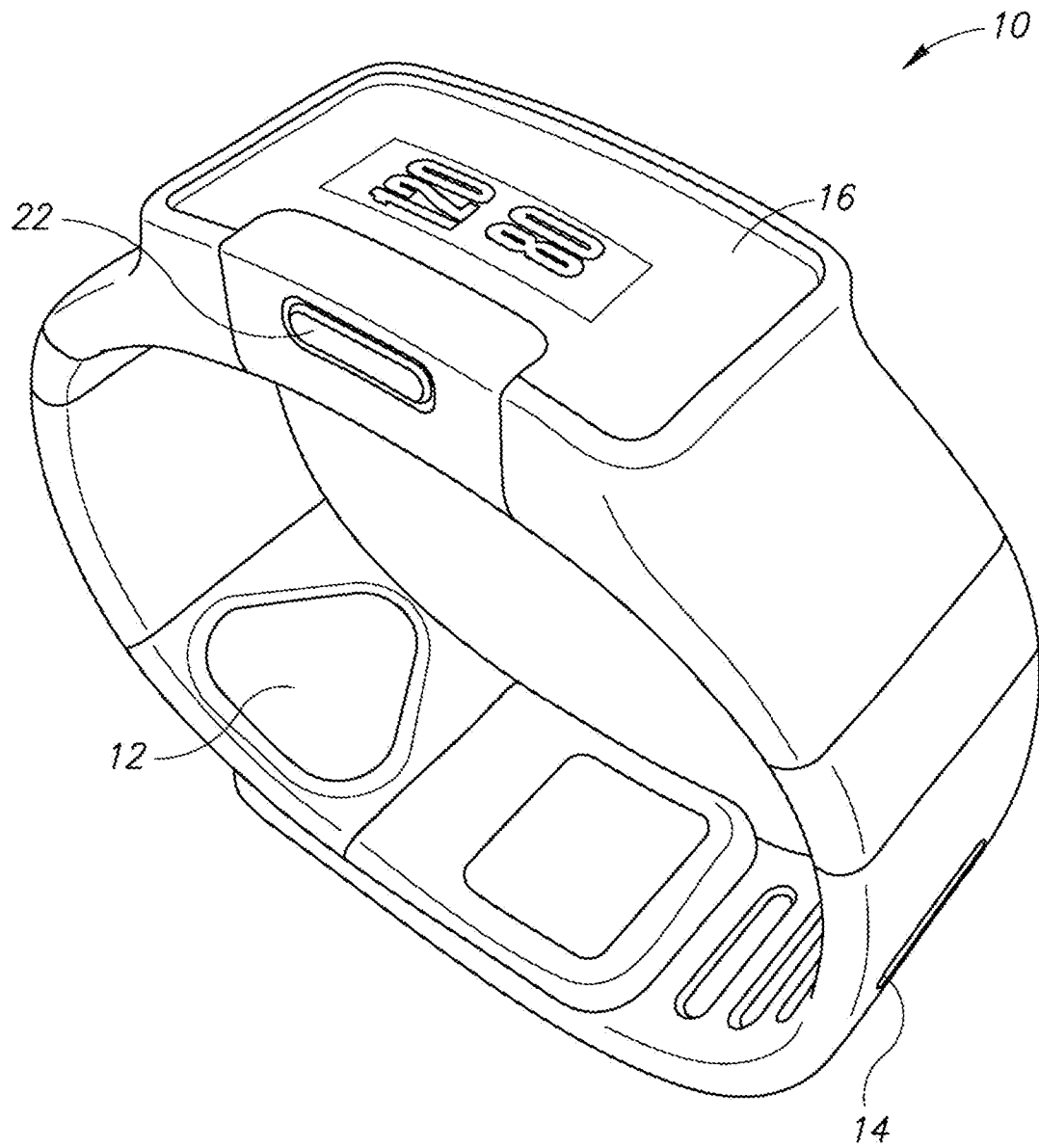


Figura 1

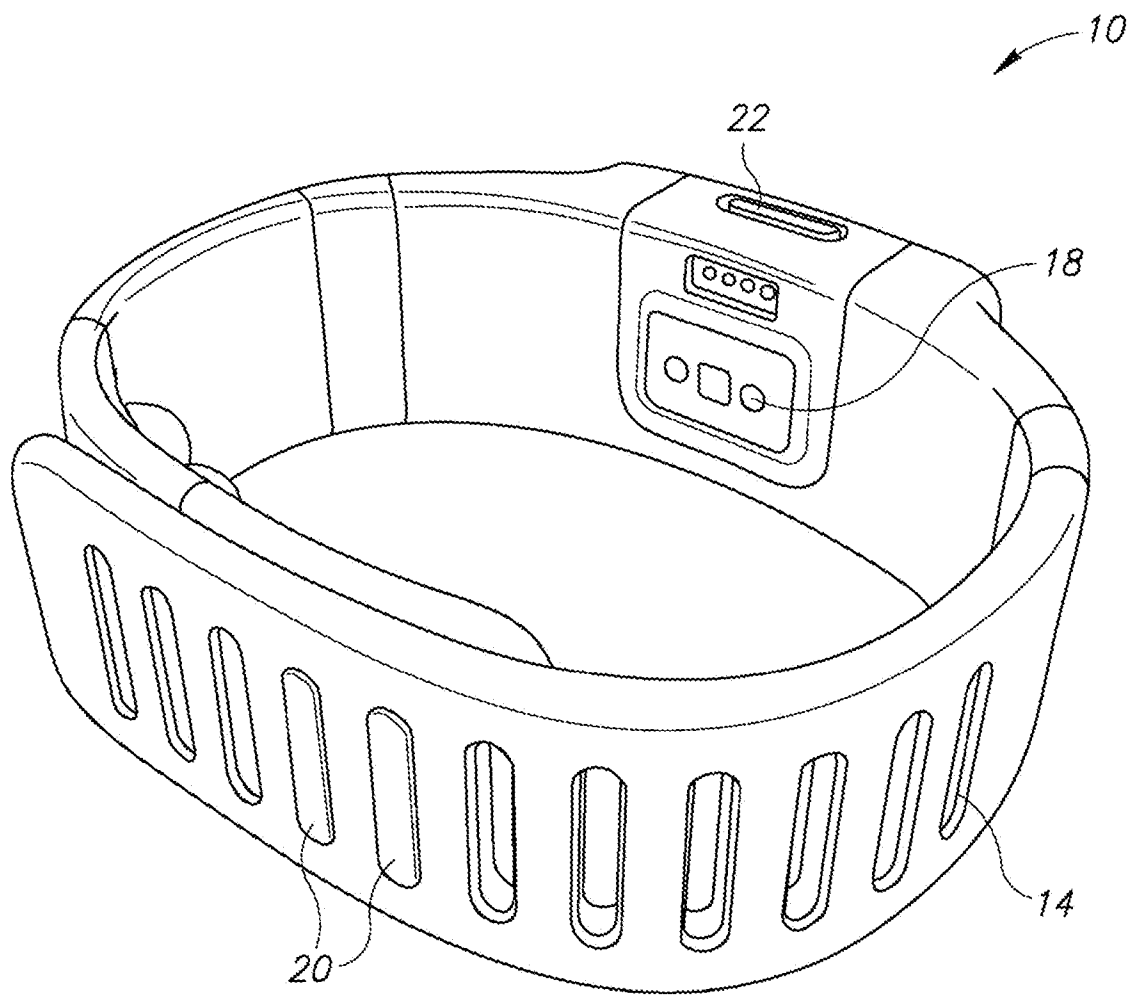


Figura 2

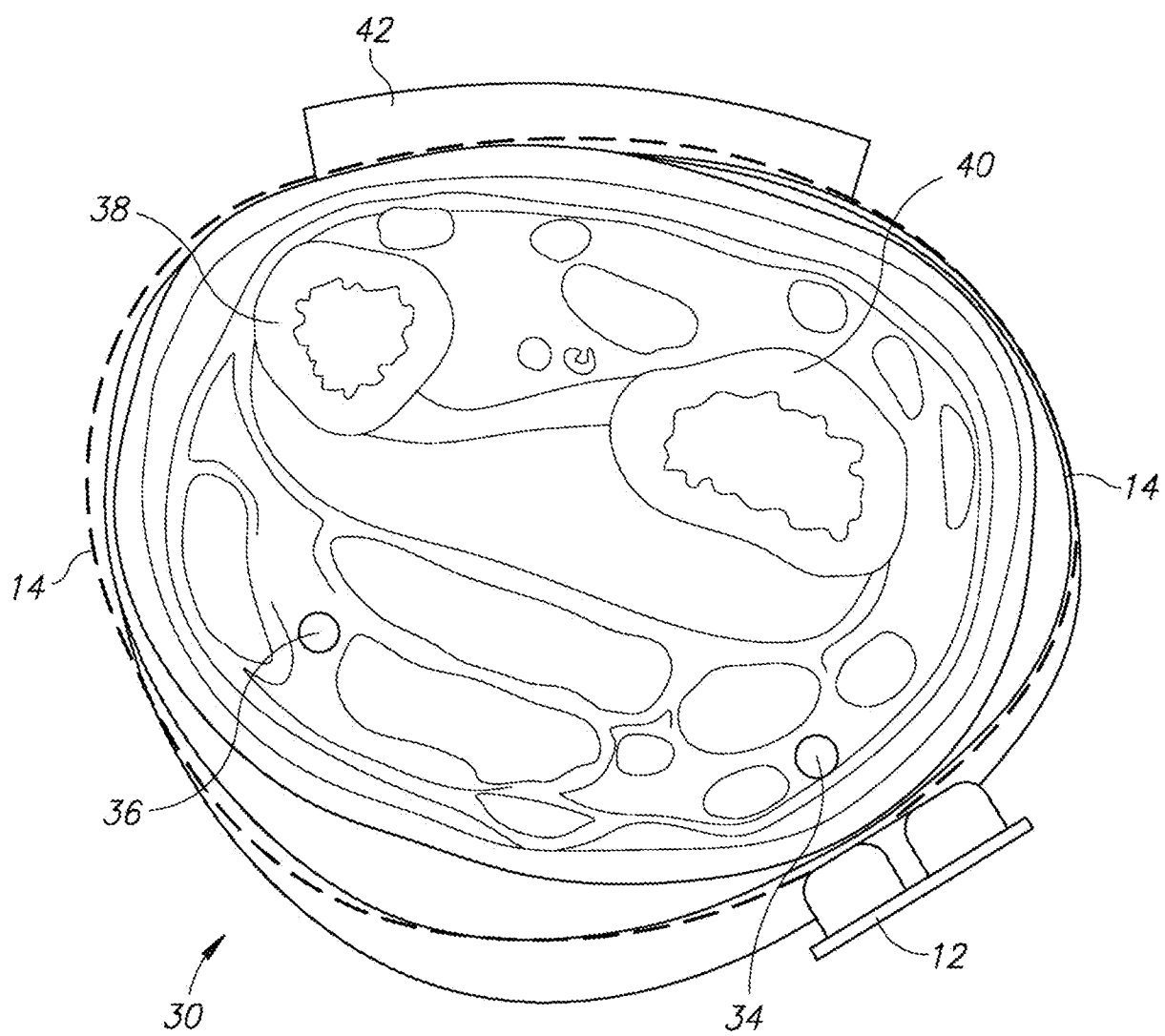


Figura 3A

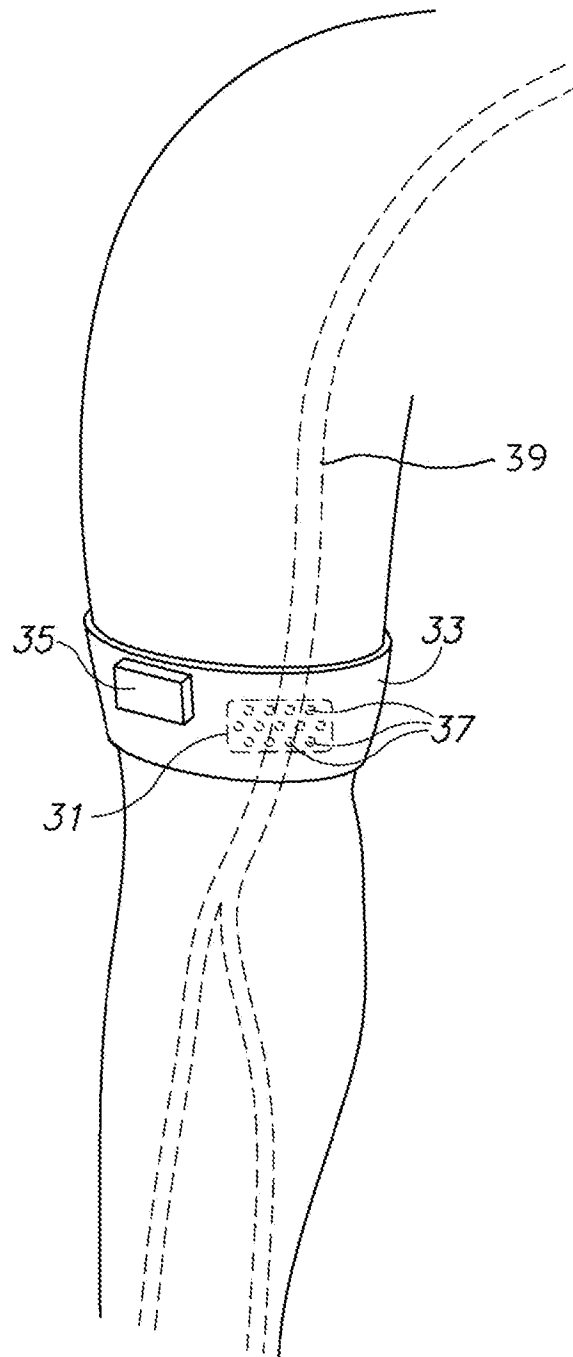


Figura 3B

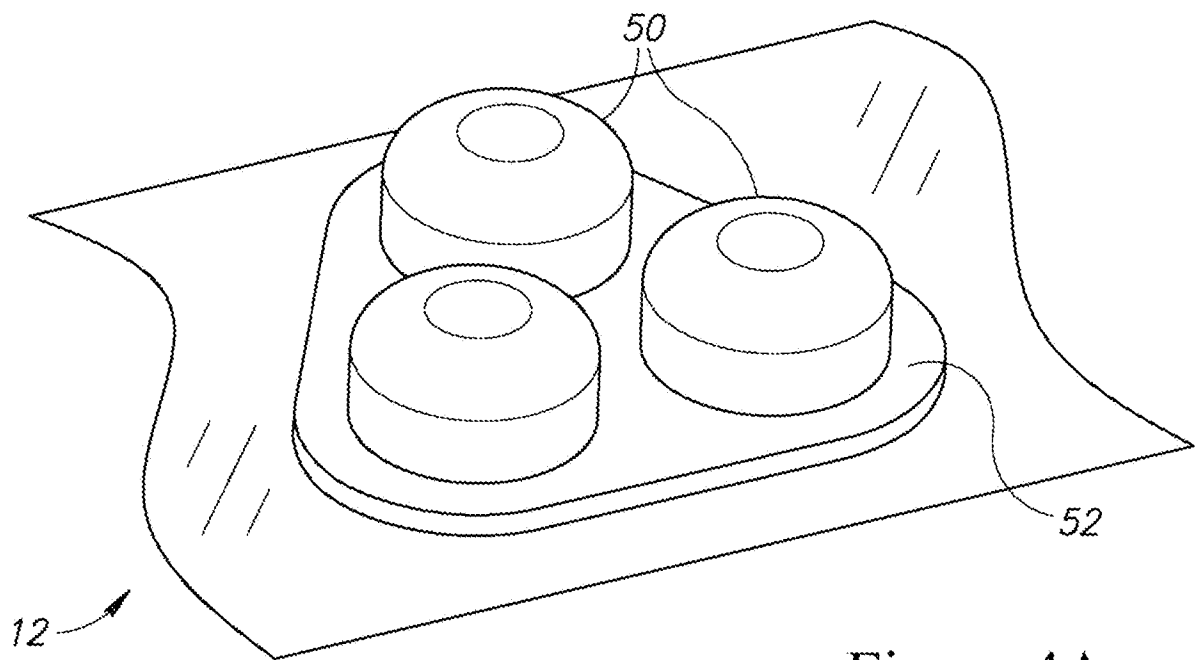


Figura 4A

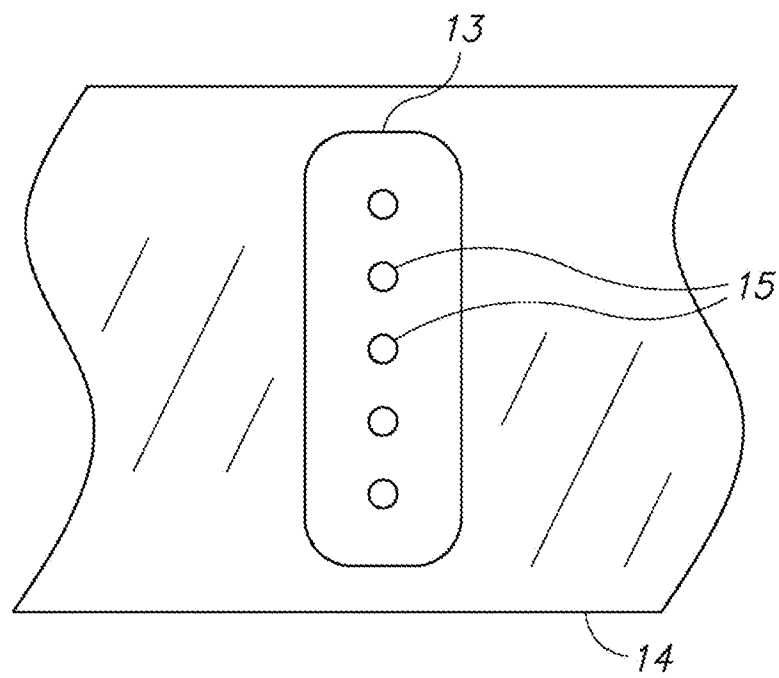


Figura 4B

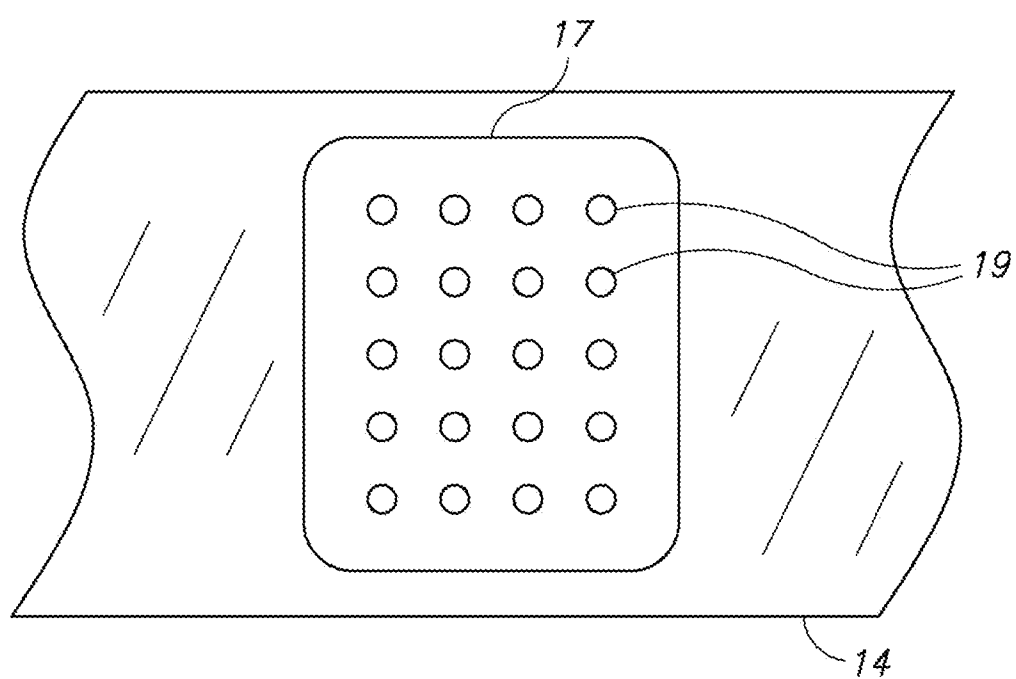


Figura 4C

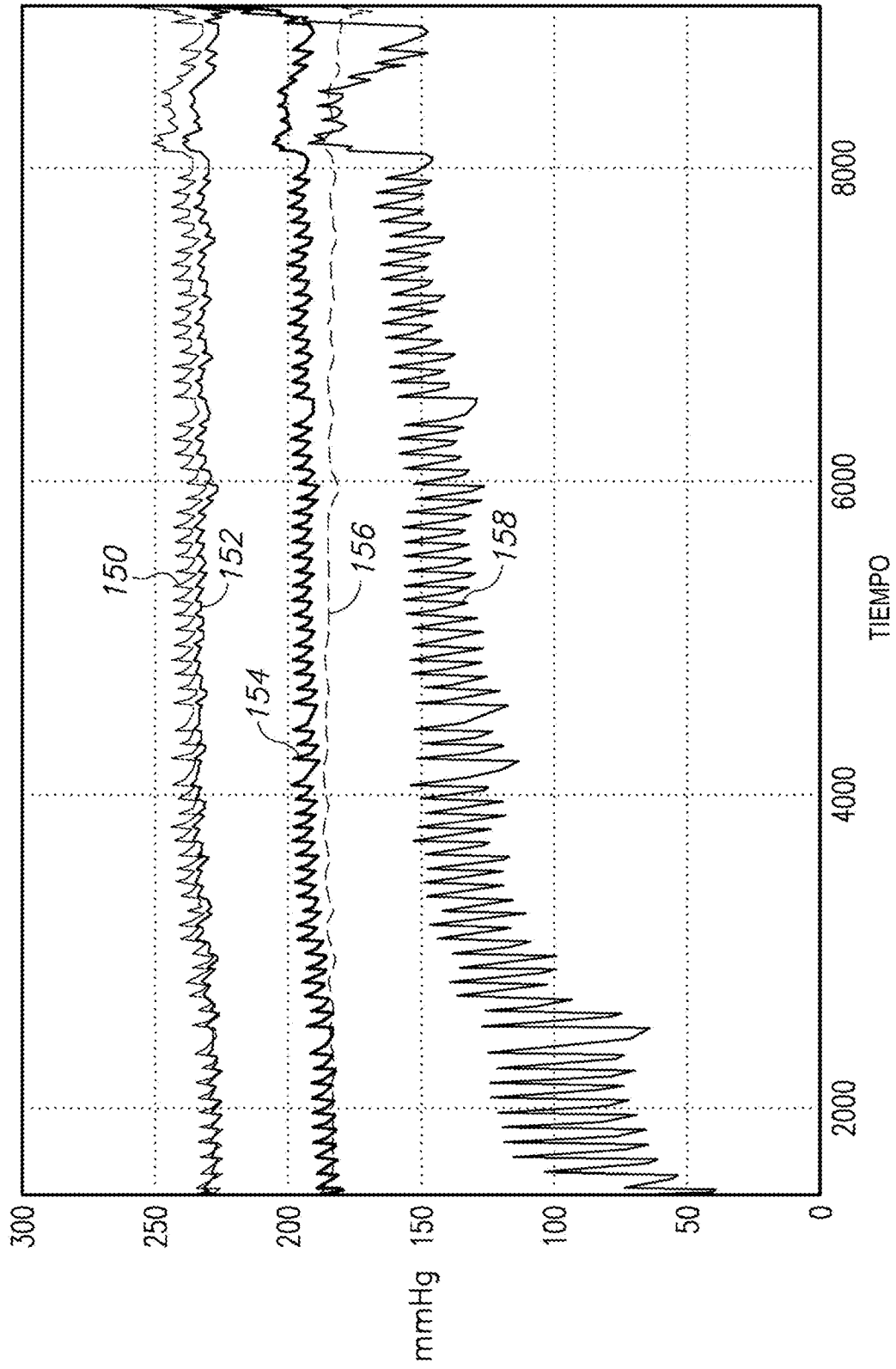


Figura 5

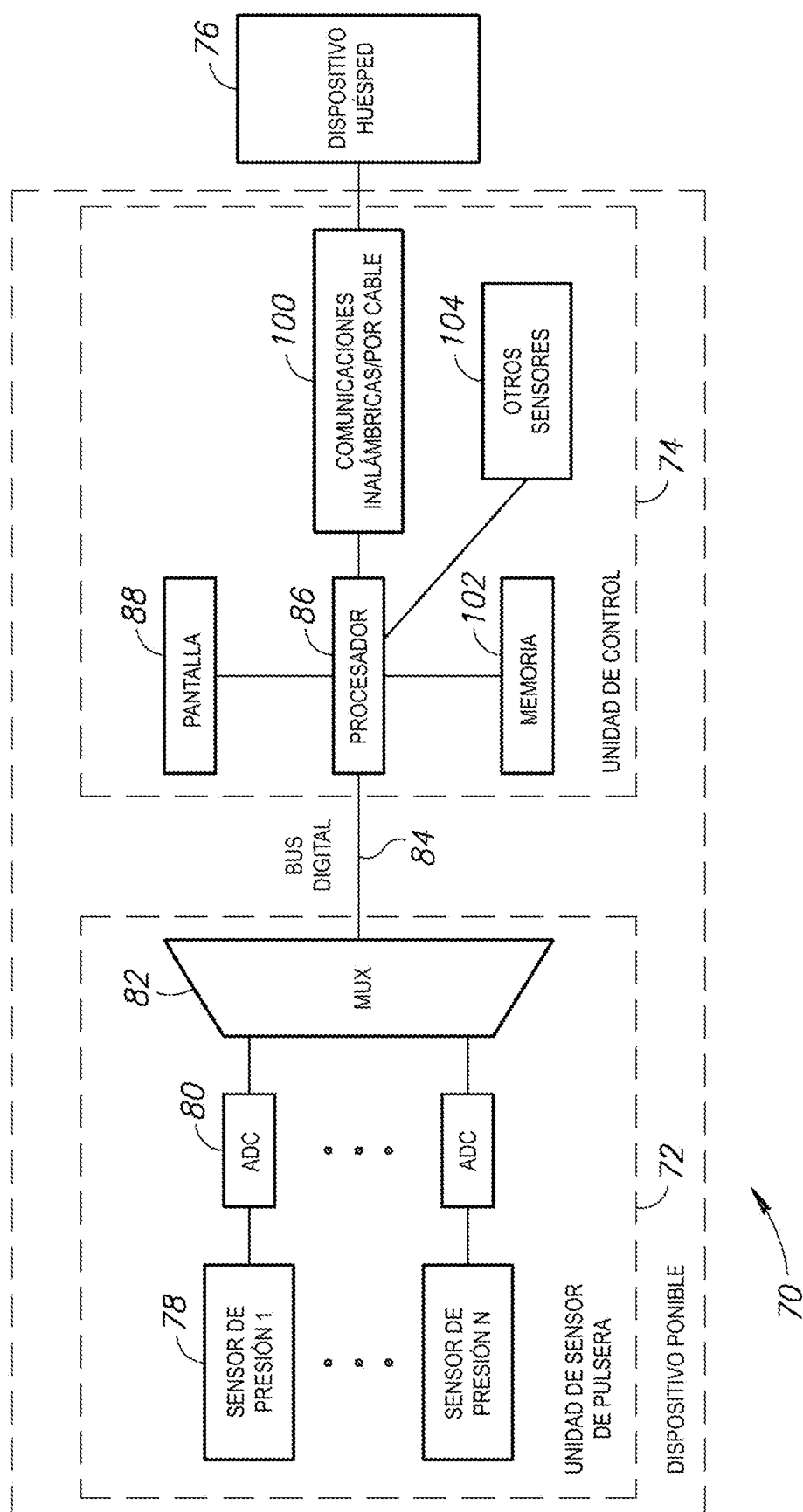


Figura 6

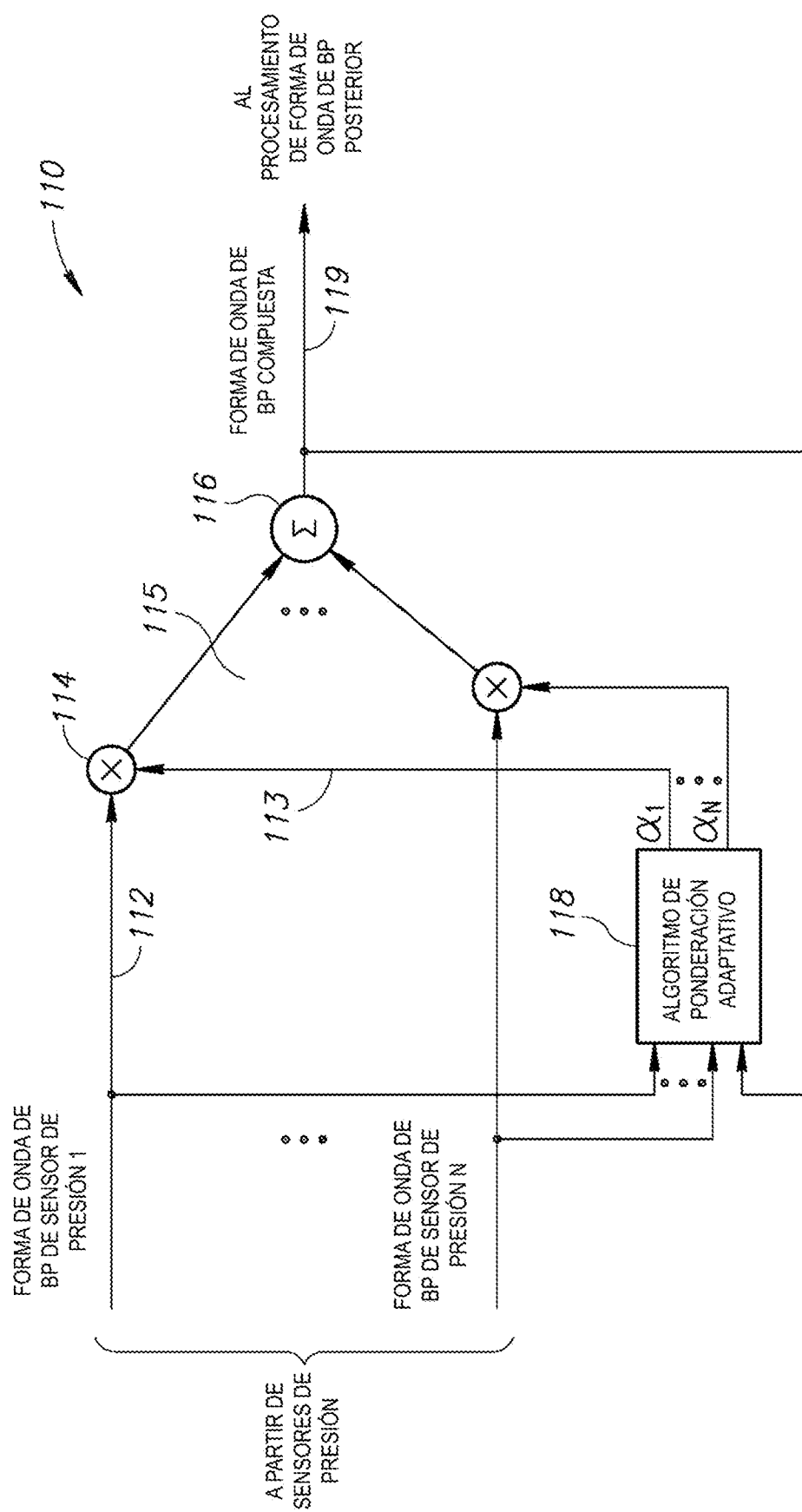


Figura 7

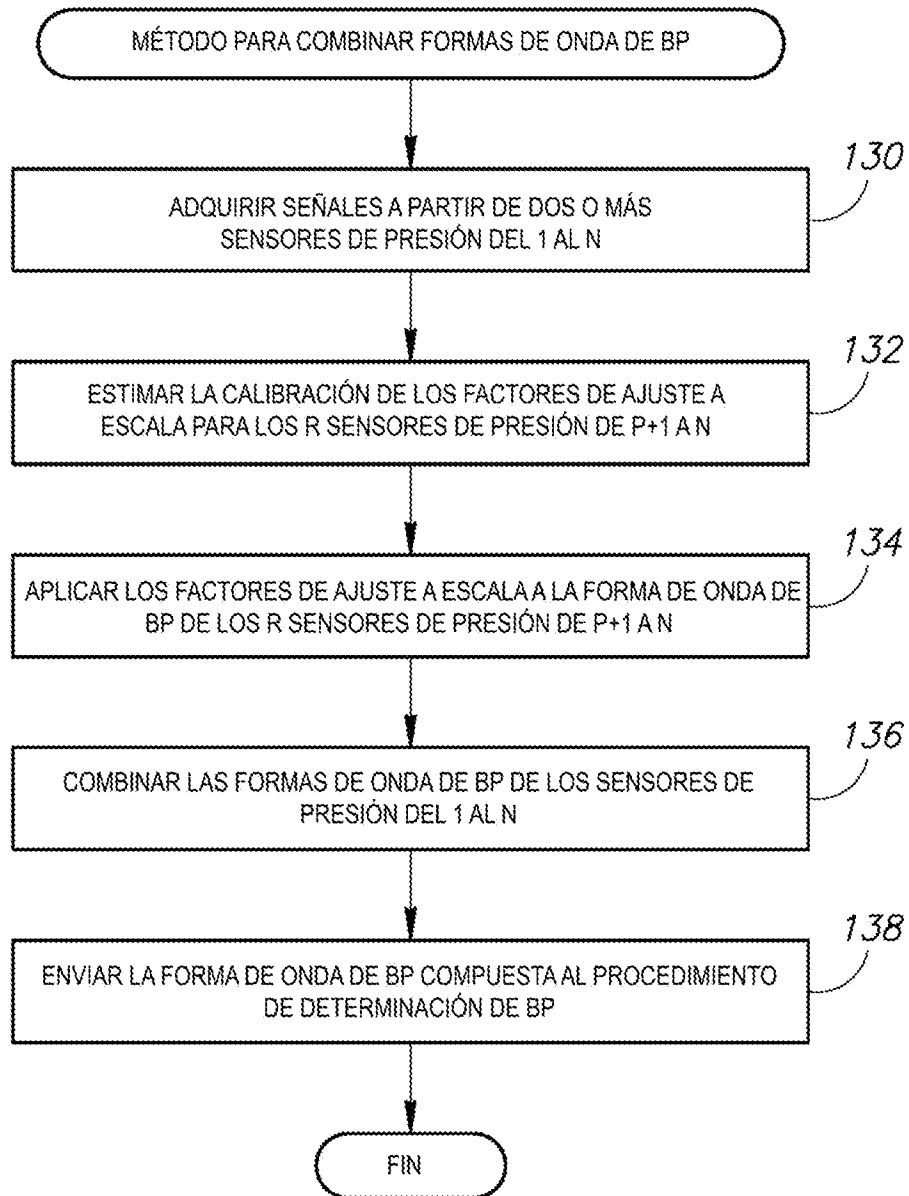


Figura 8

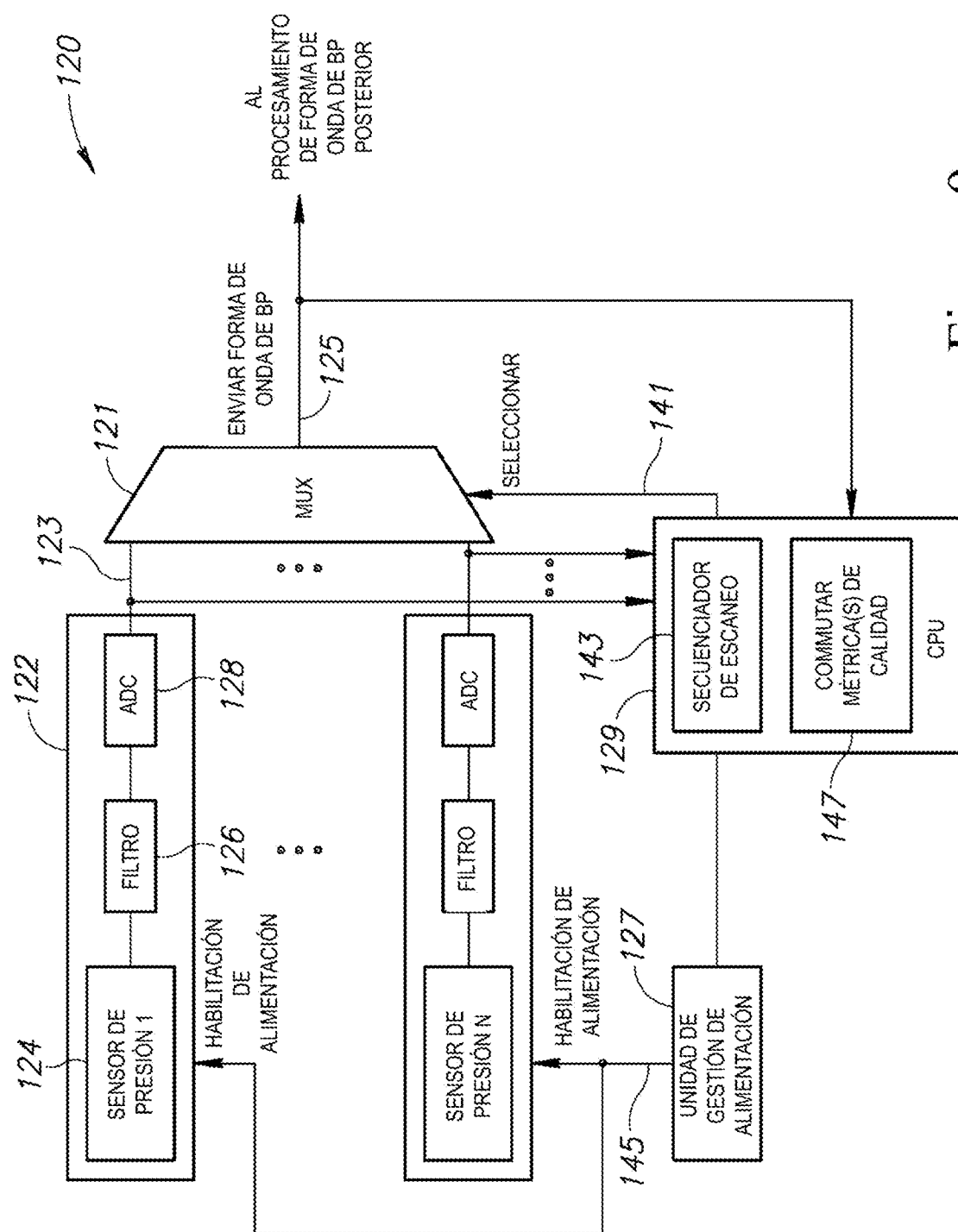


Figura 9

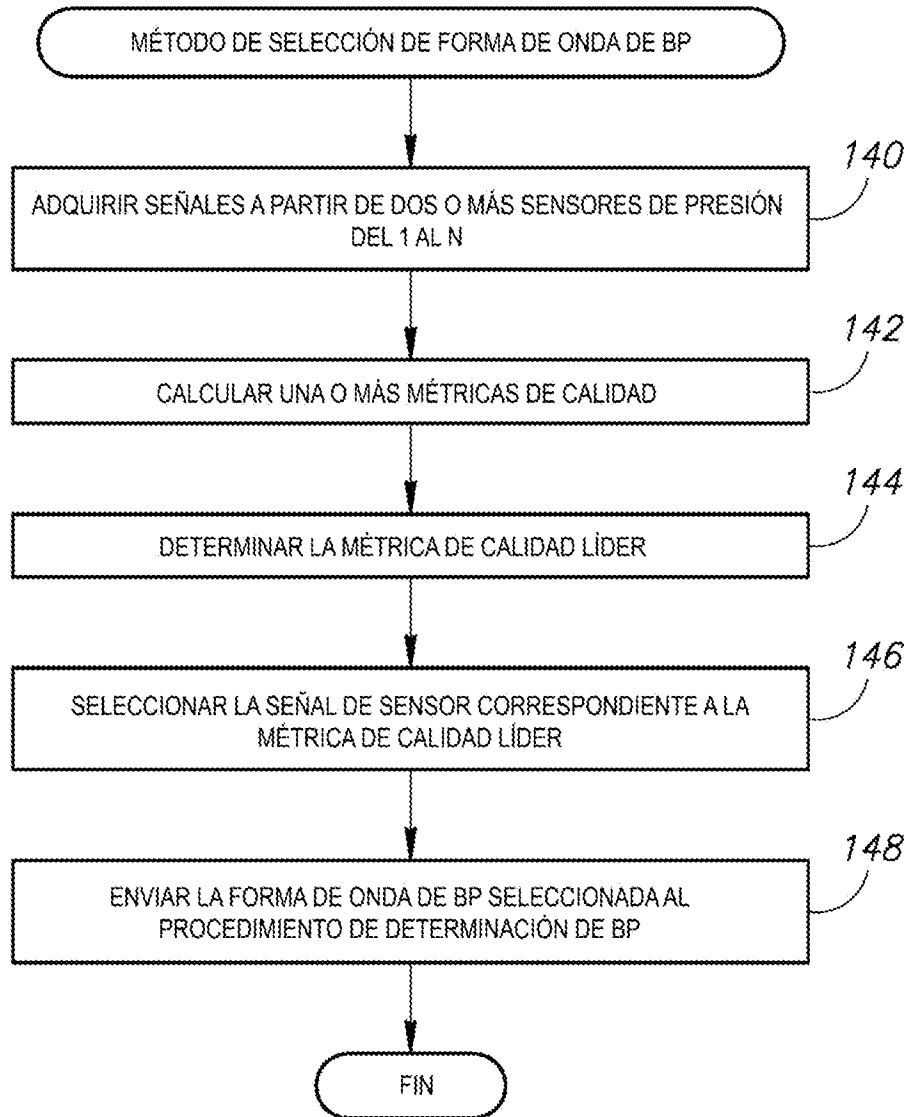


Figura 10