

**DISPOSITIVO Y MÉTODO PARA LA MEDICIÓN DE LA ASIMETRÍA DE LA
BIOIMPEDANCIA DE UN FLUIDO**

5 CAMPO TÉCNICO

La presente divulgación se relaciona con métodos y dispositivos para realizar mediciones de bioimpedancia. Particularmente, el desarrollo está dirigido a mediciones de bioimpedancia en fluidos biológicos, a partir de las cuales se puede obtener información referente a anomalías o patologías.

DESCRIPCIÓN DEL ESTADO DE LA TÉCNICA

15 El estado de la técnica divulga dispositivos y métodos para la medición de la bioimpedancia, como los descritos en los documentos de patente US9615766B2 y US8060195B2.

Particularmente el documento US9615766B2 se refiere a un método y aparato para realizar mediciones de impedancia en un sujeto. Dicho aparato comprende una sonda con una pluralidad de electrodos y un mango, donde la sonda está diseñada para insertarse en la vagina de manera que los electrodos estén en contacto con el cuello uterino. Además, el aparato comprende un generador de señales para aplicar señales de excitación al sujeto usando electrodos, un sensor para determinar señales medidas con los electrodos, un interruptor para conectar selectivamente los electrodos al generador de señales o al sensor, y un sistema de procesamiento. Donde dicho interruptor puede ser un dispositivo de conmutación como un multiplexor, donde los electrodos pueden tener diferentes configuraciones para aplicar las señales de excitación y para medir señales, y donde el sistema de procesamiento también puede incluir un circuito de cancelación de capacitancia.

30 Por otra parte, el sistema de procesamiento, lleva a cabo el método divulgado en US9615766B2, por lo tanto está configurado para determinar un primer valor de impedancia, determinar un segundo valor de impedancia, determinar la diferencia entre el primer valor y el segundo valor y determinar un indicador del grado de anomalía usando la diferencia de los valores de impedancia. En una modalidad del desarrollo de US9615766B2, el sistema de procesamiento compara la diferencia con una referencia, y determina una anomalía en función del resultado de la comparación.

En una modalidad preferida del aparato de US9615766B2, la sonda tiene una parte de mango, que incluye el sistema de procesamiento, el generador de señales, el sensor y el dispositivo de conmutación. Además, se puede proporcionar un sistema informático remoto opcional. La sonda tiene una porción de sonda unida a la porción de mango, donde la porción de sonda puede incluir cables y electrodos que se pueden conectar selectivamente al generador de señal

y al sensor, a través del dispositivo de conmutación. Esto permite que los electrodos actúen selectivamente como electrodos de activación y detección. En una modalidad del desarrollo de US9615766B2, se incluyen nueve electrodos provistos en una matriz de 3×3, pero el documento indica que en la práctica se puede proporcionar cualquier número de electrodos.

- 5 Por otra parte, US9615766B2 aclara que el mango se puede usar para manejar el aparato y que parte de la sonda se inserta dentro o cerca del cuello uterino, de modo que los electrodos se coloquen en contacto con el tejido de interés.

En una modalidad del método de medición de US9615766B2, llevado a cabo con el aparato de la invención, en el primer paso el generador de señales se usa para aplicar una primera
10 señal de activación al sujeto usando una primera configuración de electrodos. Así, por ejemplo, la fuente de corriente, es decir, el generador de señales puede conectarse a los cables a través del dispositivo de conmutación, de modo que los electrodos actúen como electrodos de accionamiento. En el segundo paso, se mide una primera señal inducida a
15 través del sujeto, utilizando el dispositivo de conmutación para interconectar los electrodos de medición al sensor, permitiendo detectar señales inducidas en el sujeto. En el tercer paso, el sistema de procesamiento utiliza una indicación de las señales aplicadas e inducidas para determinar un primer valor de impedancia. Posteriormente, se modifica la configuración de los electrodos y se repiten los pasos uno, dos y tres para determinar un segundo valor de
20 impedancia.

Por su parte, el documento US8060195B2 se refiere a métodos y sistemas para medir la bioimpedancia de tejido cervical. Por ejemplo, el documento US8060195B2 reclama un método para medir la bioimpedancia del tejido cervical, que comprende un primer paso de
25 introducir una sonda de medición dentro de una abertura corporal. Donde dicha sonda incluye una pluralidad de electrodos dispuestos de modo que los extremos de los mismos estén espaciados a una distancia y con patrón predeterminados respecto a una superficie externa del extremo de la sonda. En un segundo paso se dispone la superficie superior de la sonda de medición de manera que cada uno de los electrodos se ponga en contacto eléctrico
30 con el tejido del cuello uterino. En el tercer paso se aplica un voltaje y corriente a través de la pluralidad de electrodos en contacto con los tejidos, para que la corriente fluya a través de los tejidos y se disperse en respuesta a la impedancia del tejido. Durante el cuarto paso se mide la caída de voltaje asociada con la impedancia del tejido usando algunos electrodos mientras se aplica el voltaje y la corriente. Finalmente, en el quinto paso se calcula una
35 impedancia y un ángulo de fase de voltaje en base al voltaje medido.

Adicionalmente, el documento US8060195B2 divulga un aparato de medición de bioimpedancia de tejidos que comprende: una sonda de medición que incluye una pluralidad de electrodos dispuestos de modo que sus extremos estén separados de una superficie
40 superior de la sonda, un generador de señales configurado para generar un voltaje y una

corriente de aplicación, y acoplado a los electrodos de manera que la corriente aplicada fluye a través de una región de los tejidos y se dispersa en respuesta a la impedancia de dicho tejido, y un sensor acoplado a algunos electrodos para detectar y medir una caída de voltaje asociada con la impedancia del tejido mientras se aplica el voltaje y la corriente a la región de los tejidos. Además, el aparato de medición comprende un dispositivo informático que está configurado y dispuesto para calcular una impedancia y un ángulo de fase de voltaje usando la caída de voltaje medida.

Sin embargo, el estado de la técnica no divulga dispositivos y métodos para medir la asimetría de la bioimpedancia de un fluido que permita determinar la anomalía de dicho fluido de manera que se pueda relacionar con una patología o su nivel de desarrollo.

BREVE DESCRIPCIÓN

La presente divulgación se relaciona con un dispositivo y un método para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido. Dicho método para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido comprende un primer paso de proporcionar una primera señal eléctrica con una primera frecuencia (f_1) a una muestra del fluido y una segunda señal eléctrica con una segunda frecuencia (f_2) a la muestra del fluido, mediante al menos un transductor. Posteriormente, en un segundo paso se recibe una primera señal eléctrica resultante y una segunda señal eléctrica resultante mediante el al menos un transductor. Donde dicha primera señal eléctrica resultante se genera a partir de la interacción de la primera señal eléctrica con la impedancia de la muestra de fluido y donde dicha segunda señal eléctrica resultante se genera a partir de la interacción de la segunda señal eléctrica con la impedancia de la muestra de fluido. En un tercer paso se transmite la primera señal eléctrica resultante y la segunda señal eléctrica resultante desde el al menos un transductor a una unidad de cómputo (30). Luego, en el cuarto paso se mide una primera impedancia (Z_1) y un primer ángulo de fase (Θ_1) a partir de la primera señal eléctrica resultante obtenida en la segunda etapa, y medir una segunda impedancia (Z_2) y un segundo ángulo de fase (Θ_2) a partir de la segunda señal eléctrica resultante obtenida también en la segunda etapa. A continuación, en un quinto paso se obtiene un dato de una asimetría de impedancias (A_Z) a partir de la primera impedancia (Z_1) y segunda impedancia (Z_2) obtenidas en la etapa anterior. Posteriormente, en el sexto paso se obtiene un dato de una asimetría de los ángulos de fase (A_Θ) a partir del primer ángulo de fase (Θ_1) y segundo ángulo de fase (Θ_2) obtenidos en la cuarta etapa. Finalmente, el séptimo paso se obtiene un dato de asimetría total (A_T) sumando el dato de la asimetría de impedancias (A_Z) y el dato de la asimetría de los ángulos de fase (A_Θ) obtenidos en la quinta etapa.

Particularmente, el dato de la asimetría de impedancias (A_Z) se obtiene dividiendo el valor absoluto de la resta de la primera impedancia (Z_1) y la segunda impedancia (Z_2) medidas en medida en el cuarto paso, sobre el valor absoluto de la suma de dicha primera impedancia (Z_1) y dicha segunda impedancia (Z_2), y multiplicando el valor de dicha división por cien.

Además, el dato de la asimetría de los ángulos de fase (A_Θ) se obtiene dividiendo el valor absoluto de la resta del primer ángulo de fase (Θ_1) medido en la etapa d) y del segundo ángulo de fase (Θ_2) medido en la etapa d), sobre el valor absoluto de la suma de dicho primer ángulo de fase (Θ_1) y segundo ángulo de fase (Θ_2), y multiplicando el valor de dicha división por cien.

Por su parte el dispositivo para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido, comprende al menos un transductor (10) donde se dispone una muestra del fluido y una fuente de voltaje y frecuencia variable (20) conectada al transductor (10). Donde dicha fuente de voltaje y frecuencia variable (20) provee una señal eléctrica al transductor (10) y dicho transductor (10) aplica a su vez dicha señal eléctrica a la muestra de fluido. Además, el dispositivo comprende una unidad de cómputo (30) conectada a la fuente de voltaje y frecuencia variable (20). Donde dicha unidad de cómputo (30) determina la magnitud del voltaje y la frecuencia de la señal eléctrica que provee la fuente de voltaje y frecuencia variable (20). También, el dispositivo comprende un circuito de amplificación de voltaje (40) conectado al transductor (10), y que recibe de este una señal eléctrica resultante, amplifica el voltaje de dicha señal eléctrica resultante y lo entrega a la unidad de cómputo (30). Además, el dispositivo comprende un circuito de acondicionamiento de señal (50) conectado entre el circuito de amplificación de voltaje (40) y la unidad de cómputo (30). Donde la unidad de cómputo (30) mide unas impedancias (Z_1 , Z_2) y unos ángulos de fase (Θ_1 , Θ_2) a partir de la interacción de señales eléctricas a diferentes frecuencias (f_1 , f_2) con la impedancia del el fluido. Y donde dicha unidad de cómputo (30) obtiene un dato de asimetría total (A_T) del fluido a partir de las impedancias (Z_1 , Z_2) y ángulos de fase (Θ_1 , Θ_2).

En una realización de la divulgación, el circuito de acondicionamiento de señal es un amplificador, que puede ser por ejemplo, un amplificador anti-logarítmico.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

La FIG. 1 muestra un esquema del dispositivo para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido.

La FIG. 2 muestra un esquema de una modalidad del dispositivo, donde se observa en detalle los componentes del transductor, la fuente de voltaje y frecuencia variable, la unidad de cómputo, el circuito de amplificación de voltaje y el circuito de acondicionamiento de señal.

La FIG. 3 muestra un diagrama de flujo de una modalidad del método para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido.

La FIG. 4A muestra una primera sección de un diagrama de flujo del método para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido, llevándose a cabo en el dispositivo para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido.

La FIG. 4B muestra una segunda sección de un diagrama de flujo del método para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido, llevándose a cabo en el dispositivo para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

La presente divulgación está dirigida a dispositivos y métodos para medir la asimetría de la bioimpedancia de un fluido. Dicha medición permite determinar si existe una anomalía en dicho fluido, el cual puede ser, un fluido biológico, tal como flujo vaginal, sangre, flujo nasal, saliva, agua, entre otros. En este sentido, la determinación de la anomalía de un fluido biológico puede permitir el diagnóstico temprano de patologías y/o el grado de avance de dichas patologías. También para determinar la eficiencia y/o avance de una terapia en particular.

En una modalidad particular, el dispositivo y método de la presente divulgación permiten usar la bioimpedancia como una prueba de tamizaje, para clasificar las células normales y anormales del cuello uterino según sus parámetros eléctricos: magnitud de la impedancia y ángulo de fase. Esto debido a que al proporcionarle una señal eléctrica a cualquier célula del cuerpo humano, dicha célula se opone al flujo de corriente eléctrica y proporciona una bioimpedancia que varía de acuerdo con la frecuencia de la señal eléctrica de excitación. De esta manera es posible determinar la asimetría de la bioimpedancia de una muestra de flujo vaginal, permitiendo reconocer una anomalía en las células contenidas en dicho flujo vaginal, que puede indicar una patología. Dicha medición se realiza a una muestra de flujo vaginal, de manera que no se requiere introducir en el cuello uterino ningún instrumento y la muestra puede ser tomada por el usuario mismo. Una vez se determina la asimetría de la bioimpedancia del flujo vaginal el dispositivo de la presente divulgación puede activar una alarma en caso de que se presente una anomalía.

Haciendo referencia a la FIG.1, el dispositivo (100) para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido, comprende:

- al menos un transductor (10) donde se dispone una muestra del fluido;

- una fuente de voltaje y frecuencia variable (20) conectada al transductor (10), donde dicha fuente de voltaje y frecuencia variable (20) provee una señal eléctrica al transductor (10) y dicho transductor (10) aplica a su vez dicha señal eléctrica a la muestra de fluido;
- 5 - una unidad de cómputo (30) conectada a la fuente de voltaje y frecuencia variable (20), donde dicha unidad de cómputo (30) determina la magnitud del voltaje y la frecuencia de la señal eléctrica que provee la fuente de voltaje y frecuencia variable (20);
- 10 - un circuito de amplificación de voltaje (40) conectado al transductor (10), y que recibe de este una señal eléctrica resultante, amplifica el voltaje de dicha señal eléctrica resultante y lo entrega a la unidad de cómputo (30); y
- un circuito de acondicionamiento de señal (50) conectado entre el circuito de amplificación de voltaje (40) y la unidad de cómputo (30).

Donde la unidad de cómputo (30) está configurada para medir unas impedancias (Z_1 , Z_2) y
 15 unos ángulos de fase (Θ_1 , Θ_2) a partir de la interacción de señales eléctricas a diferentes frecuencias (f_1 , f_2) con la muestra de fluido. Además, dicha unidad de cómputo (30) obtiene un dato de asimetría total (A_T) del fluido a partir de las impedancias (Z_1 , Z_2) y ángulos de fase (Θ_1 , Θ_2).

20 Para la comprensión de la presente divulgación, se entenderá como “señal eléctrica” a la diferencia de potencial o tensión, entre dos puntos cargados eléctricamente en el transcurrir del tiempo. También “señal eléctrica” se puede entender como la variación de la corriente que pasa por un conductor durante un periodo de tiempo.

25 Haciendo referencia a la FIG. 1 y FIG. 2, respecto a los elementos que comprende el dispositivo (100), el transductor (10) de la presente divulgación puede comprender al menos dos electrodos (11) conectados a la fuente de voltaje y frecuencia variable (20) que genera un voltaje entre ellos para así producir las señales eléctricas para estimular la muestra de fluido. Sin embargo, dichos al menos dos electrodos (11) también podrían conectarse
 30 selectivamente en diferentes instantes, por ejemplo por medio de un dispositivo de conmutación como un multiplexor, al circuito de amplificación de voltaje (40) para llevar a cabo la medición de la diferencia de potencial en la muestra de fluido.

No obstante, en una modalidad del dispositivo (100), como la ilustrada en la FIG.2, el
 35 dispositivo comprende dos electrodos destinados a transmitir las señales eléctricas para estimular la muestra de fluido, y dos electrodos (11) destinados a medir las señales eléctricas resultantes producidas por la interacción de la señal eléctrica con la muestra de fluido. El material de los electrodos (11) debe ser resistente al medio que será expuesto, dicho material se puede seleccionar, por ejemplo, del grupo conformado por acero inoxidable, titanio,
 40 aleaciones de plata, níquel cobalto y combinaciones de los anteriores.

Por otra parte, la fuente de voltaje y frecuencia variable (20) también corresponde a una fuente de corriente constante, la cual está gobernada por la unidad de cómputo (30), con el fin de que dicha unidad de cómputo (30) determine la magnitud del voltaje y la frecuencia de la señal eléctrica que provee la fuente de voltaje y frecuencia variable (20). Por ejemplo, dicha fuente de voltaje y frecuencia variable (20), puede corresponder a un circuito de Howland, como el ilustrado en la FIG.2, el cual es usado para diseñar una fuente de corriente constante e intensidad controlada por tensión con capacidad de ser suministrada a una carga con un terminal a tierra, como es el caso del transductor (10).

En la presente divulgación, la unidad de cómputo (30) es un dispositivo que permite procesar los datos provenientes de algún elemento externo, por ejemplo, el transductor (10), el circuito de amplificación de voltaje (40) o el circuito de acondicionamiento de señal (50). La unidad de cómputo (30) analiza los datos que puede enviar a un elemento externo y lleva a cabo acciones como lo puede ser la generación de una señal de control y/o la generación de un dato, por ejemplo, el dato de asimetría total (A_T) del fluido a partir de las impedancias (Z_1 , Z_2) y ángulos de fase (Θ_1 , Θ_2), el dato del nivel de anomalía de una muestra de fluido, entre otras posibles acciones que pueda llevar a cabo.

Se entenderá en la presente divulgación por dato a una representación simbólica que puede ser numérica, alfabética, algorítmica, lógica, y/o vectorial que codifica información. Un dato puede tener una estructura o trama compuesta de bloques de caracteres o de bits que representan diferentes tipos de información. Cada bloque se conforma de cadenas de caracteres, números, símbolos lógicos, entre otros.

También un dato puede formarse solo de bits (cadenas en lenguaje binario), formarse de caracteres formados uno a uno por una combinación de bits, formarse a partir de campos, registros o de tablas formadas de campos y registros, o formarse de archivos de intercambio de datos (formatos como csv, json, xls, entre otros). Además, un dato puede ser una matriz de n filas por m columnas. A su vez un dato puede contener varios datos.

Por ejemplo, cuando el dato tiene estructura de trama, la trama puede tener un bloque de caracteres de identificación, conocida generalmente como encabezado o “header”, la cual contiene información relacionada con un dispositivo de cómputo o procesador que envía el dato, y puede contener información relacionada con un dispositivo de cómputo o procesador que recibe el dato.

En cuanto a la unidad de cómputo (30) esta puede ser cualquier unidad de procesamiento de datos, módulo de procesamiento, o cualquier dispositivo que procesa datos, por ejemplo, microcontroladores, microcontroladores que incluyen al menos un conversor análogo a

digital A/D, micro procesadores, DSCs (Digital Signal Controller por sus siglas en inglés), FPGAs (Field Programmable Gate Array por sus siglas en inglés), CPLDs (Complex Programmable Logic Device por sus siglas en inglés), ASICs (Application Specific Integrated Circuit por sus siglas en inglés), SoCs (System on Chip por sus siglas en inglés), PSoCs (Programmable System on Chip por sus siglas en inglés), DSP (en inglés de digital signal processor), computadores, servidores, tabletas, celulares, celulares inteligentes, generadores de señales y unidades de cómputo conocidas por una persona medianamente versada en la materia y combinaciones de estas. Además, la unidad de cómputo (30) puede ser o incluir una unidad de procesamiento programada para ejecutar el método de la presente invención, que se explicará más adelante.

Por ejemplo, en algunas realizaciones del dispositivo de la presente divulgación la unidad de cómputo (30) y el transductor (10) se conectan inalámbricamente mediante por ejemplo módulos de comunicaciones inalámbricas que usan una tecnología de comunicación inalámbrica que se selecciona del grupo conformado por Bluetooth, WiFi, Radio Frecuencia RF ID (por las siglas en inglés de Radio Frequency Identification), UWB (por las siglas en inglés de Ultra Wide Band), GPRS, Konnex o KNX, DMX (por sus siglas en inglés, Digital MultipleX), CDMA, GSM, UMTS, CDMA2000, EVDO, HSDPA, HSUPA, HSPA+, LTE, LTE Advanced, LTE Advanced Pro, Mobile WiMAX, IR (infrarrojo), 5G NR y tecnologías de comunicación inalámbricas equivalentes que sean conocidos por una persona medianamente versada en la materia y combinaciones de las anteriores.

Igualmente en algunas realizaciones del dispositivo de la presente divulgación la unidad de cómputo (30) se conecta a la fuente de voltaje y frecuencia variable (20), al transductor (10), al circuito de amplificación de voltaje (40) y al circuito de acondicionamiento de señal (50) de forma alámbrica mediante, por ejemplo módulos de comunicaciones alámbricas que tienen un puerto de conexión cableada que permite la comunicación con los dispositivos externos mediante un bus de comunicaciones, el cual se selecciona entre otros, del grupo conformado por I2C (del acrónimo de IIC Inter-Integrated Circuit), CAN (por las siglas en inglés de Controller Area Network), Ethernet, SPI (por las siglas en inglés de Serial Peripheral Interface), SCI (por las siglas en inglés de Serial Communication Interface), QSPI (por las siglas en inglés de Quad Serial Peripheral Interface), 1-Wire, D2B (por las siglas en inglés de Domestic Digital Bus), Profibus y otros conocidos por una persona medianamente versada en la materia, y combinaciones de los mismos.

En una realización del dispositivo de la presente divulgación la unidad de cómputo (30), puede conectarse, para enviar datos, a un módulo de comunicaciones con uno o más puertos de conexión configurados para acceder a una red de comunicaciones, por ejemplo, una red alámbrica, una red inalámbrica y combinaciones de las mismas. Ejemplos de redes de comunicaciones pueden ser la internet, redes VPN, redes LAN, WAN, otras redes de

comunicaciones equivalentes y similares conocidas por una persona medianamente versada en la materia, y combinaciones de las mismas.

En cualquier modalidad del dispositivo de la presente divulgación la unidad de cómputo (30),
5 se puede conectar a un módulo de memoria, para almacenar datos como el dato de asimetría total (A_T) del fluido a partir de las impedancias (Z_1 , Z_2) y ángulos de fase (Θ_1 , Θ_2), el dato del nivel de anomalía de una muestra de fluido, entre otros posibles datos que se pueden recolectar. Se entenderá en la presente divulgación por módulo de memoria, un elemento de hardware que incluye, pero no se limita a, memorias RAM (memoria caché, SRAM, DRAM,
10 DDR), memoria ROM (Flash, Caché, discos duros, SSD, EPROM, EEPROM, memorias ROM extraíbles (v.g. SD (miniSD, microSD, etc), MMC (MultiMedia Card), Compact Flash, SMC (Smart Media Card), SDC (Secure Digital Card), MS (Memory Stick), entre otras)), CD-ROM, discos versátiles digitales (DVD por las siglas en inglés de Digital Versatile Disc) u otro almacenamiento óptico, casetes magnéticos, cintas magnéticas,
15 almacenamiento o cualquier otro medio que pueda usarse para almacenar información y a la que se puede acceder por una unidad de cómputo, unidad de procesamiento, o módulo de procesamiento. En los módulos de memoria generalmente se incorporan instrucciones, estructuras de datos, módulos de programas informáticos. Algunos ejemplos de estructura de datos son: una hoja de texto o una hoja de cálculo, o una base de datos. En algunas
20 realizaciones de la divulgación el módulo de memoria puede ser externo o interno a la unidad de cómputo (30).

Por otra parte, en algunas de las modalidades de la divulgación, la unidad de cómputo (30) se conecta a un servidor mediante el módulo de comunicaciones, en donde el servidor está
25 configurado para programar la unidad de cómputo (30). Se debe entender como servidor, un dispositivo que tiene una unidad de procesamiento configurada para ejecutar una serie de instrucciones correspondientes a etapas o pasos de métodos, rutinas o algoritmos. Además, el servidor tiene un módulo de comunicaciones que permite establecer conexión con otros servidores o dispositivos computacionales.

30 Además, los servidores pueden conectarse entre sí, y conectarse con otros dispositivos computacionales a través de arquitecturas de servicios web y comunicarse por protocolos de comunicaciones como SOAP, REST, HTTP/HTML/TEXT, HMAC, HTTP/S, RPC, SP y otros protocolos de comunicaciones conocidos por una persona medianamente versada en la
35 materia.

Similarmente, los servidores mencionados en la presente divulgación pueden ser interconectados a través de redes como el internet, redes VPN, redes LAN, WAN, otras redes equivalentes o similares conocidas por una persona medianamente versada en la materia y
40 combinaciones de estas. Estas mismas redes pueden conectar a la unidad de cómputo (30) a

uno o más servidores. Además, algunos de los servidores mencionados pueden ser servidores virtuales o servidores físicos, y pueden incluir un módulo de memoria configurado para almacenar instrucciones que al ser ejecutadas por el servidor ejecuten una parte, o la totalidad de una o más etapas del métodos aquí divulgado.

5

En una realización de la divulgación, el dispositivo para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido puede incluir un dispositivo de notificación conectado a la unidad de cómputo (30). El dispositivo de notificación se encarga de emitir alertas que pueden ser (visuales, auditivas o de tacto) de textos o sonoras para avisar al usuario del nivel de anomalía del fluido, por ejemplo, puede avisar que el flujo vaginal presenta una anomalía relacionada con una patología del cuello uterino o un estado de dicha patología. El dispositivo de notificación se puede seleccionar del grupo conformado por un diodo emisor de luz (LED), zumbador, sistema de audio, un dispositivo de visualización, lámpara, teléfono móvil, reloj inteligente, una pantalla, o combinaciones de los anteriores.

15

En cuanto al circuito de amplificación de voltaje (40), este se conecta al transductor (10) y recibe de este una señal eléctrica resultante, producto de la interacción de la señal eléctrica aplicada por el transductor (10) en la muestra de fluido. Dicho circuito de amplificación de voltaje (40) amplifica el voltaje de dicha señal eléctrica resultante y lo entrega a la unidad de cómputo (30). En una realización de la divulgación el circuito de amplificación de voltaje (40) consiste en un amplificador de instrumentación. Dicho amplificador de instrumentación es fácil de usar y requiere pocos componentes adicionales. Además, ofrece un rango de ganancia de 1 a 10.000, alta resistencia de entrada y alto rechazo de señales de modo común.

20

25

Por su parte, el circuito de acondicionamiento de señal (50) conectado entre el circuito de amplificación de voltaje (40) y la unidad de cómputo (30), es un circuito de adquisición de datos, amplificación y filtrado de la señal eléctrica resultante que proviene del transductor (10). Dicho circuito de acondicionamiento de señal (50) facilita que la unidad de cómputo (30) traduzca las señales eléctricas resultantes del transductor (10) a datos. En algunas realizaciones del dispositivo (100), el circuito de acondicionamiento de señal (50) puede incluir circuitos integrados de acondicionamiento, amplificadores, filtros, circuitos de muestreo y retención, multiplexores, y conversores análogos a digital A/D, convertidor analógico a digital, ADC por sus siglas en inglés, entre otros. No obstante, la unidad de cómputo (30) puede incorporar dicho convertidor analógico a digital ADC. En algunas realizaciones del dispositivo de la presente divulgación, el circuito de acondicionamiento de señal (50) consiste en un amplificador anti-logarítmico formado por un amplificador inversor (51), un transistor (52) y un resistor (53). La salida del amplificador anti-logarítmico, que corresponde a la salida del transistor (52) se conecta a una entrada análoga (33) de la unidad de cómputo (30), tal como se observa en la FIG. 2.

30

35

40

Adicionalmente, el dispositivo para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido puede contar con una carcasa que contiene los elementos electrónicos, como son la unidad de cómputo (30), la fuente de voltaje y frecuencia variable (20), el circuito de amplificación de voltaje (40) y el circuito de acondicionamiento de señal (50). Además, el transductor (10) se puede disponer en una superficie de la carcasa, de tal manera que pueda realizar las medidas necesarias del fluido.

Por otro lado, y haciendo referencia a la FIG.3 la presente divulgación, también hace referencia a un método para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido.

Dicho método comprende los siguientes pasos:

- a) proporcionar una primera señal eléctrica con una primera frecuencia (f_1) a una muestra del fluido y una segunda señal eléctrica con una segunda frecuencia (f_2) a la muestra del fluido, mediante al menos un transductor;
- b) recibir una primera señal eléctrica resultante y una segunda señal eléctrica resultante mediante el al menos un transductor, donde dicha primera señal eléctrica resultante se genera a partir de la interacción de la primera señal eléctrica con la muestra de fluido y donde dicha segunda señal eléctrica resultante se genera a partir de la interacción de la segunda señal eléctrica con la muestra de fluido;
- c) transmitir la primera señal eléctrica resultante y la segunda señal eléctrica resultante desde el al menos un transductor a una unidad de cómputo (30);
- d) medir una primera impedancia (Z_1) y un primer ángulo de fase (Θ_1) a partir de la primera señal eléctrica resultante obtenida en la etapa b), y medir una segunda impedancia (Z_2) y un segundo ángulo de fase (Θ_2) a partir de la segunda señal eléctrica resultante obtenida en la etapa b);
- e) obtener un dato de una asimetría de impedancias (A_Z) a partir de la primera impedancia (Z_1) y segunda impedancia (Z_2) obtenidas en la etapa d);
- f) obtener un dato de una asimetría de los ángulos de fase (A_Θ) a partir del primer ángulo de fase (Θ_1) y segundo ángulo de fase (Θ_2) obtenidos en la etapa d); y
- g) obtener un dato de asimetría total (A_T) sumando el dato de la asimetría de impedancias (A_Z) obtenido en la etapa e) y el dato de la asimetría de los ángulos de fase (A_Θ) obtenido en la etapa e).

Particularmente, en cualquiera de las modalidades del método divulgado, la intensidad eléctrica de la primera señal eléctrica y la segunda señal eléctrica de la etapa a) pueden ser de 5 μ A a 40 μ A. Dicho rango de la intensidad eléctrica asegura que la operación se de en una región lineal, disminuye la distorsión armónica, reduce la posibilidad de saturación de las células presentes en la muestra de fluido, e impide el calentamiento de dichas células, lo cual podría inducir errores en la medición. Por otra parte, también la frecuencias (f_1 , f_2) de dichas primera señal eléctrica y segunda señal eléctrica pueden variar de 100Hz a 1000Hz,

preferiblemente. Dicho rango de frecuencias, corresponde a un segmento de la dispersión alfa, el cual puede funcionar mejor que la dispersión beta de acuerdo con una arquitectura específica de los electrodos. Además, en dicho rango, la exactitud de la medición de la asimetría de la bioimpedancia es satisfactoria.

5

Además, es importante resaltar que en la etapa a) hay un intervalo de tiempo entre proporcionar la primera señal eléctrica con una primera frecuencia (f_1) a la muestra del fluido y proporcionar la segunda señal eléctrica con una segunda frecuencia (f_2) a la muestra del fluido. De igual manera en la etapa b) hay un intervalo de tiempo entre recibir la primera
10 señal eléctrica resultante y la segunda señal eléctrica resultante, así como en la etapa c) hay un intervalo de tiempo entre transmitir la primera señal eléctrica resultante y la segunda señal eléctrica resultante. De hecho, en una modalidad del método, en la etapa a) inicialmente solo se proporciona la primera señal eléctrica con una primera frecuencia (f_1), en la etapa b) solo se recibe la primera señal eléctrica resultante y en la etapa c) solo se transmite la primera
15 señal eléctrica resultante. Posteriormente, en dicha modalidad se repiten las etapas a), b) y c) donde en la etapa a) inicialmente solo se proporciona la segunda señal eléctrica con una segunda frecuencia (f_2), en la etapa b) solo se recibe la segunda señal eléctrica resultante y en la etapa c) solo se transmite la segunda señal eléctrica resultante.

20

Por otra parte, en algunas modalidades del presente método, antes de la etapa d) hay una etapa de acondicionamiento de señales. Dicho acondicionamiento puede consistir en uno o varios procesos, para facilitar que las señales eléctricas resultantes tengan características adecuadas para que la siguiente etapa de medición entregue resultados correctos. Por ejemplo, las señales eléctricas resultantes pueden ser débiles y requerir que se amplifique su
25 intensidad de corriente, tensión o potencia. También, dichas señales podrían contener interferencias que eliminar, o ser no lineales y requerir su linealización. Además, las señales eléctricas resultantes pueden ser análogas y requerir su digitalización, o viceversa. Para lo anterior se utilizan diferentes dispositivos y circuitos que permiten, la conversión, amplificación, filtrado, entre otros, de las señales eléctricas resultantes.

30

En cuanto, al dato de la asimetría de impedancias (A_Z), este se obtiene dividiendo el valor absoluto de la resta de la primera impedancia (Z_1) y la segunda impedancia (Z_2) medidas en la etapa d), sobre el valor absoluto de la suma de dicha primera impedancia (Z_1) y segunda impedancia (Z_2), y multiplicando el valor de dicha división por cien. Lo anterior equivale a
35 la ecuación:

$$A_Z = \frac{|Z_1 - Z_2|}{|Z_1 + Z_2|} \times 100\%.$$

40

Adicionalmente, el dato de la asimetría de los ángulos de fase (A_Θ) se obtiene dividiendo el valor absoluto de la resta del primer ángulo de fase (Θ_1) medido en la etapa d) y del segundo ángulo de fase (Θ_2) medido en la etapa d), sobre el valor absoluto de la suma de dicho primer

ángulo de fase (Θ_1) y segundo ángulo de fase (Θ_2), y multiplicando el valor de dicha división por cien. Lo anterior equivale a la ecuación:

$$A_{\theta} = \frac{|\theta_1 - \theta_2|}{|\theta_1 + \theta_2|} \times 100\%.$$

Por su parte, como se mencionó anteriormente el dato de la asimetría total (A_T) se obtiene sumando el dato de la asimetría de impedancias (A_Z) y el dato de la asimetría de los ángulos de fase (A_{θ}), lo que equivale a la ecuación:

$$A_T = A_Z + A_{\theta}$$

Dicho dato de asimetría total (A_T) se compara con un rango de datos de referencia para obtener un grado de anomalía de la muestra de fluido. En algunas modalidades del método si el dato de asimetría total (A_T) se encuentra fuera del rango de datos de referencia, la unidad de cómputo (30) puede generar una alarma. Particularmente, en una modalidad del método el dato de asimetría total (A_T) puede ser un dato en porcentaje. Por ejemplo, en el caso en que el fluido sea flujo vaginal, el dato de asimetría total (A_T) puede ser un dato en porcentaje entre 0% y 20%.

Sin embargo, en otras modalidades de la divulgación, el fluido puede corresponder a sangre, de manera que el método para la medición de la asimetría de la bioimpedancia permita caracterizar propiedades de la bioimpedancia de la sangre, permitiendo estimar, por ejemplo, índices de diagnóstico clínico, como el hematocrito, el nivel de glucosa y la hidratación. También, la bioimpedancia de la orina puede mostrar componentes anormales tales como sangre, albúmina, azúcar, bacterias y otros. Asimismo la asimetría de la impedancia y la fase de una muestra de fluido nasal pueden indicar virus como COVID-19, ofreciendo la posibilidad de tamizaje en la casa.

Ejemplo del dispositivo para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido:

Haciendo referencia a la FIG.2, se diseñó y construyó un dispositivo (100) para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido biológico, particularmente de flujo vaginal. Dicho dispositivo (100) consistió en una unidad de cómputo (30) con un interruptor (31), un puerto de salida (32) y puerto de entrada (33). Dicho puerto de salida (32) de la unidad de cómputo (30) suministra un voltaje a la fuente de voltaje y frecuencia variable (20).

En el presente ejemplo la unidad de cómputo (30), incorpora un procesador con una memoria RAM, una memoria para el programa EEPROM, un conversor Analógico/Digital, conversores Digital/Analógico y un generador de impulsos de reloj que sincronizan las operaciones del dispositivo (100).

En cuanto a la fuente de voltaje y frecuencia variable (20), esta correspondió a un circuito tipo Howland compuesto por un amplificador operacional (21) y un puente de cuatro resistencias (22, 23, 24, y 25), que genera una corriente constante. Dicha circuito tipo
5 Howland minimiza algunos errores observados en los circuitos discretos, además, incluye un búfer que crea una alta impedancia de salida que prácticamente elimina la corriente de retroalimentación disminuyendo el error en la medición.

Por otra parte, la salida de dicha fuente de voltaje y frecuencia variable (20) se conectó al
10 transductor (10), donde se dispone una muestra de fluido. Dicho transductor (10) incluyó cuatro electrodos (11), uno de dichos electrodos (11) se conectó a la salida de la fuente de voltaje y frecuencia variable (20), otro de dichos electrodos (11) se conectó a tierra, y cada uno de los otros dos electrodos (11) restantes se conectaron a un amplificador de instrumentación (41) que corresponde al circuito de amplificación de voltaje (40) y que recibe
15 el valor de voltaje obtenido por el paso de la corriente a través de la muestra de fluido, y amplifica dicho valor de voltaje.

Para el presente ejemplo se usó un amplificador de instrumentación (41) referencia AD620 con una ganancia de 100 y una sola resistencia externa. Además, dicho amplificador de
20 instrumentación AD620 presentó un rango de fuente de alimentación de $\pm 2,3$ V a ± 18 V, mayor rendimiento que la arquitectura convencional de tres amplificadores operacionales, ruido bajo de $9 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$, a 1 kHz y puede encontrarse en empaque de 8 conductores DIP y SOIC.

Adicionalmente, la salida del amplificador de instrumentación (41) se conectó al circuito de acondicionamiento de señal (50) que consistió en un amplificador anti-logarítmico compuesto por un transistor (51), un amplificador inversor (52) y un resistor (53), la salida del amplificador anti-logarítmico se conecta a la entrada análoga (33) de la unidad de cómputo (30) de manera que esta recibe una señal eléctrica resultante acondicionada que
30 corresponde a una onda sinusoidal.

Ejemplo del método para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido:

Haciendo referencia a la FIG. 4a y a la FIG. 4b, el método de la presente divulgación se llevó
35 a cabo por medio de un dispositivo (100) como el presentado en el ejemplo anterior y presentó las siguientes etapas:

En la etapa **(200)** leer el puerto (31) que corresponde a un interruptor. Subsecuentemente, en la etapa **(205)** si se detecta que el puerto (31) está apagado volver al inicio, si el puerto (31)
40 está encendido, es decir, si se detecta un voltaje positivo ir a una librería de programación,

por ejemplo DSW de Python ®, residente en la unidad de cómputo (30) y como siguiente etapa **(210)** escribir en el puerto (32) una primera señal eléctrica que corresponde a una onda sinusoidal de frecuencia (f_1) igual a 100Hz. Esta onda se aplica a la fuente de voltaje y frecuencia variable (20) que corresponde a un circuito tipo Howland y que aplica la onda con (f_1) y una corriente de 10 μ A a una muestra de flujo vaginal depositada previamente en el transductor (10). Como respuesta aparece una primera señal eléctrica resultante en el amplificador de instrumentación (41) que corresponde al circuito de amplificación de voltaje (40).

La siguiente etapa **(215)** consiste en iniciar un temporizador con $t = 30s$, este es el tiempo total de la medición de impedancia (Z_1) y ángulo de fase (Θ_1) para la frecuencia (f_1). Subsecuentemente, en la etapa **(220)** si se detecta que el temporizador no es igual a $t = 30s$, se regresa a la etapa (210), si el temporizador es igual a $t = 30s$ se continua a la etapa **(225)** donde se lee el puerto (33) de la unidad de cómputo (30). Posteriormente, en la etapa **(230)** se guarda la primera señal eléctrica resultante en una memoria de la unidad de cómputo (30). Específicamente, dicha primera señal eléctrica puede corresponder a una onda sinusoidal que se guarda en un archivo llamado, por ejemplo, $MSWf_1$.

En la siguiente etapa **(235)** escribir en el puerto (32) una segunda señal eléctrica que corresponde a una onda sinusoidal de frecuencia (f_2) igual a 1000Hz. Esta onda se aplica a la fuente de voltaje y frecuencia variable (20) que corresponde a un circuito tipo Howland y que aplica la onda con (f_2) y una corriente de 10 μ A a una muestra de flujo vaginal depositada previamente en el transductor (10). Como respuesta aparece una segunda señal eléctrica resultante en el amplificador de instrumentación (41) que corresponde al circuito de amplificación de voltaje (40). La siguiente etapa **(240)** consiste en iniciar un temporizador con $t = 30s$, este es el tiempo total de la medición de impedancia (Z_2) y ángulo de fase (Θ_2) para la frecuencia (f_2). Subsecuentemente, en la etapa **(245)** si se detecta que el temporizador no es igual a $t = 30s$, se regresa a la etapa (235), si el temporizador es igual a $t = 30s$ se continua a la etapa **(250)** donde se lee el puerto (33) de la unidad de cómputo (30). Posteriormente, en la etapa **(255)** se guarda la segunda señal eléctrica resultante en una memoria de la unidad de cómputo (30). Específicamente, dicha primera señal eléctrica puede corresponder a una onda sinusoidal que se guarda en un archivo llamado, por ejemplo, $MSWf_2$.

Posteriormente, en una etapa **(260)** se ingresa la primera señal eléctrica resultante y la segunda señal eléctrica resultante a una librería de programación. Es decir, en el presente ejemplo, se ingresan los archivos $MSWf_1$ y $MSWf_2$ a la librería de Python ®. Luego, en la etapa **(265)** se mide una primera impedancia (Z_1) y un primer ángulo de fase (Θ_1) a partir de la primera señal eléctrica resultante, en este caso $MSWf_1$, usando una o más librería de programación, como por ejemplo Python ®. Similarmente, en la etapa **(270)** se mide una

segunda impedancia (Z_2) y un segundo ángulo de fase (Θ_2) a partir de la segunda señal eléctrica resultante, en este caso $MSWf_2$, usando una o más librería de programación, como por ejemplo Python ®.

- 5 En la etapa **(275)** se determina una asimetría de impedancias (A_Z) a partir de la primera impedancia (Z_1) y de la segunda impedancia (Z_2), en la unidad de cómputo (30), y en la etapa **(280)** se determina una asimetría de los ángulos de fase (A_Θ) a partir del primer ángulo de fase (Θ_1) y del segundo ángulo de fase (Θ_2), en la unidad de cómputo (30). Luego, en la etapa **(285)** se determina una asimetría total (A_T) a partir de la asimetría de impedancias (A_Z) y asimetría de los ángulos de fase (A_Θ), en la unidad de cómputo (30). Finalmente en la etapa **(290)** se muestra en una pantalla conectada a la unidad de cómputo (30), la asimetría total (A_T), la asimetría de impedancias (A_Z) y la asimetría de los ángulos de fase (A_Θ). Además, la pantalla puede mostrar una alarma si la asimetría total denota una anomalía en la muestra de flujo vaginal.

15

Se debe entender que la presente divulgación no se halla limitada a las modalidades descritas e ilustradas, pues como será evidente para una persona versada en el arte, existen variaciones y modificaciones posibles que no se apartan del espíritu de la invención, definido por las siguientes reivindicaciones.

20 .

REIVINDICACIONES

1. Un método para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido que comprende los siguientes pasos:
 - a) proporcionar una primera señal eléctrica con una primera frecuencia (f_1) a una muestra del fluido y una segunda señal eléctrica con una segunda frecuencia (f_2) a la muestra del fluido, mediante al menos un transductor;
 - b) recibir una primera señal eléctrica resultante y una segunda señal eléctrica resultante mediante el al menos un transductor, donde dicha primera señal eléctrica resultante se genera a partir de la interacción de la primera señal eléctrica con la muestra de fluido y donde dicha segunda señal eléctrica resultante se genera a partir de la interacción de la segunda señal eléctrica con la muestra de fluido;
 - c) transmitir la primera señal eléctrica resultante y la segunda señal eléctrica resultante desde el al menos un transductor a una unidad de cómputo (30);
 - d) medir una primera impedancia (Z_1) y un primer ángulo de fase (Θ_1) a partir de la primera señal eléctrica resultante obtenida en la etapa b), y medir una segunda impedancia (Z_2) y un segundo ángulo de fase (Θ_2) a partir de la segunda señal eléctrica resultante obtenida en la etapa b);
 - e) obtener un dato de una asimetría de impedancias (A_Z) a partir de la primera impedancia (Z_1) y segunda impedancia (Z_2) obtenidas en la etapa d);
 - f) obtener un dato de una asimetría de los ángulos de fase (A_Θ) a partir del primer ángulo de fase (Θ_1) y segundo ángulo de fase (Θ_2) obtenidos en la etapa d); y
 - g) obtener un dato de asimetría total (A_T) sumando el dato de la asimetría de impedancias (A_Z) obtenido en la etapa e) y el dato de la asimetría de los ángulos de fase (A_Θ) obtenido en la etapa e).
2. El método de la Reivindicación 1, donde antes de la etapa d) hay una etapa de acondicionamiento de señales.
3. El método de la Reivindicación 1, donde la primera señal eléctrica y la segunda señal eléctrica de la etapa a) son de 5 μ A a 40 μ A.
4. El método de la Reivindicación 1, donde la primera frecuencia (f_1) de la primera señal eléctrica y la segunda frecuencia (f_2) de la segunda señal eléctrica de la etapa a) son de 100Hz a 1000Hz.
5. El método de la Reivindicación 1, donde el dato de la asimetría de impedancias (A_Z) se obtiene dividiendo el valor absoluto de la resta de la primera impedancia (Z_1) medida en la etapa d) y la segunda impedancia (Z_2) medida en la etapa d), sobre el valor absoluto de la

suma de dicha primera impedancia (Z_1) y segunda impedancia (Z_2), y multiplicando el valor de dicha división por cien

6. El método de la Reivindicación 1, donde el dato de la asimetría de los ángulos de fase (A_Θ) se obtiene dividiendo el valor absoluto de la resta del primer ángulo de fase (Θ_1) medido en la etapa d) y del segundo ángulo de fase (Θ_2) medido en la etapa d), sobre el valor absoluto de la suma de dicho primer ángulo de fase (Θ_1) y segundo ángulo de fase (Θ_2), y multiplicando el valor de dicha división por cien.

7. El método de la Reivindicación 1, donde el dato de asimetría total (A_T) se compara con un rango de datos de referencia para obtener un grado de anomalía en el fluido.

8. El método de la Reivindicación 7, donde si el dato de asimetría total (A_T) se encuentra fuera del rango de datos de referencia, la unidad de cómputo (30) genera una alarma.

9. Un dispositivo (100) para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido, que comprende:

- al menos un transductor (10) donde se dispone una muestra del fluido;
- una fuente de voltaje y frecuencia variable (20) conectada al transductor (10), donde dicha fuente de voltaje y frecuencia variable (20) provee una señal eléctrica al transductor (10) y dicho transductor (10) aplica a su vez dicha señal eléctrica a la muestra de fluido;
- una unidad de cómputo (30) conectada a la fuente de voltaje y frecuencia variable (20), donde dicha unidad de cómputo (30) determina la magnitud del voltaje y la frecuencia de la señal eléctrica que provee la fuente de voltaje y frecuencia variable (20);
- un circuito de amplificación de voltaje (40) conectado al transductor (10), y que recibe de este una señal eléctrica resultante, amplifica el voltaje de dicha señal eléctrica resultante y lo entrega a la unidad de cómputo (30); y
- un circuito de acondicionamiento de señal (50) conectado entre el circuito de amplificación de voltaje (40) y la unidad de cómputo (30);

donde la unidad de cómputo (30) mide unas impedancias (Z_1 , Z_2) y unos ángulos de fase (Θ_1 , Θ_2) a partir de la interacción de señales eléctricas a diferentes frecuencias (f_1 , f_2) con el fluido; y

donde dicha unidad de cómputo (30) obtiene un dato de asimetría total (A_T) del fluido a partir de las impedancias (Z_1 , Z_2) y ángulos de fase (Θ_1 , Θ_2).

10. El dispositivo de la Reivindicación 9, donde el circuito de acondicionamiento de señal (50) incluye un amplificador.

.

RESUMEN

La presente divulgación se relaciona con un dispositivo y un método para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido. Dicho método para la medición de la asimetría de la bioimpedancia de un fluido comprende un primer paso de proporcionar señales eléctricas con diferentes frecuencias (f_1 , f_2) a una muestra del fluido, mediante al menos un transductor. Posteriormente, en un segundo paso se reciben señales eléctricas resultantes mediante el transductor, las cuales se genera a partir de la interacción de las señales eléctricas con la muestra de fluido. En un tercer paso se transmiten las señales eléctricas resultantes desde el transductor a una unidad de cómputo (30). Luego, en el cuarto paso se miden unas impedancia (Z_1 , Z_2) y unos ángulos de fase (Θ_1 , Θ_2) a partir de las señales eléctricas resultantes. A continuación, en un quinto paso se obtiene un dato de una asimetría de impedancias (A_Z) a partir de las impedancia (Z_1 , Z_2), y en el sexto paso se obtiene un dato de una asimetría de los ángulos de fase (A_Θ) a partir del ángulos de fase (Θ_1 , Θ_2). Finalmente, el séptimo paso se obtiene un dato de asimetría total (A_T) sumando el dato de la asimetría de impedancias (A_Z) y el dato de la asimetría de los ángulos de fase (A_Θ).

Por su parte, el dispositivo (100) comprende al menos un transductor (10) donde se dispone la muestra del fluido y una fuente de voltaje y frecuencia variable (20) conectada al transductor (10). Además, el dispositivo comprende una unidad de cómputo (30) conectada a la fuente de voltaje y frecuencia variable (20). También, el dispositivo comprende un circuito de amplificación de voltaje (40) conectado al transductor (10) y un circuito de acondicionamiento de señal (50) conectado entre el circuito de amplificación de voltaje (40) y la unidad de cómputo (30). Donde la unidad de cómputo (30) mide unas impedancias (Z_1 , Z_2) y unos ángulos de fase (Θ_1 , Θ_2) a partir de la interacción de señales eléctricas a diferentes frecuencias (f_1 , f_2) con el fluido. Y donde dicha unidad de cómputo (30) obtiene un dato de asimetría total (A_T) del fluido a partir de las impedancias (Z_1 , Z_2) y ángulos de fase (Θ_1 , Θ_2).

FIGURAS

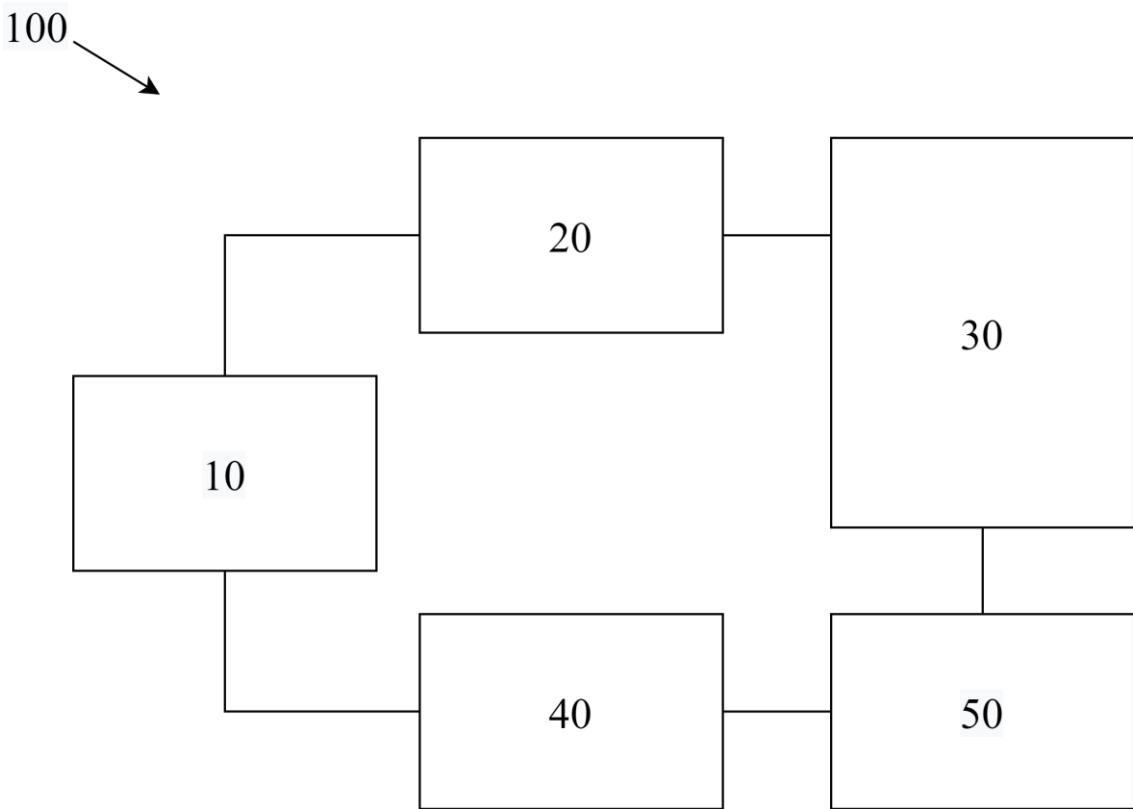


FIG. 1

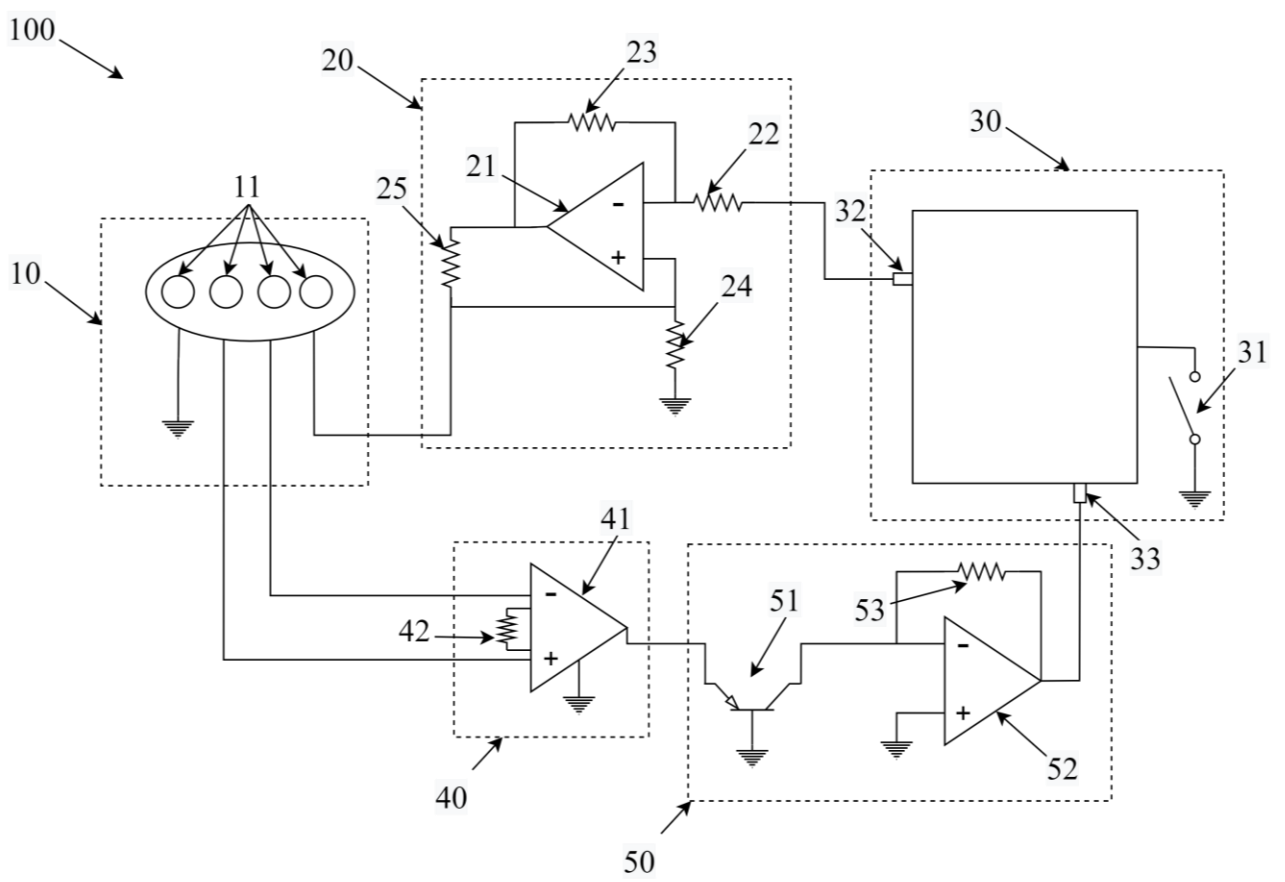


FIG. 2

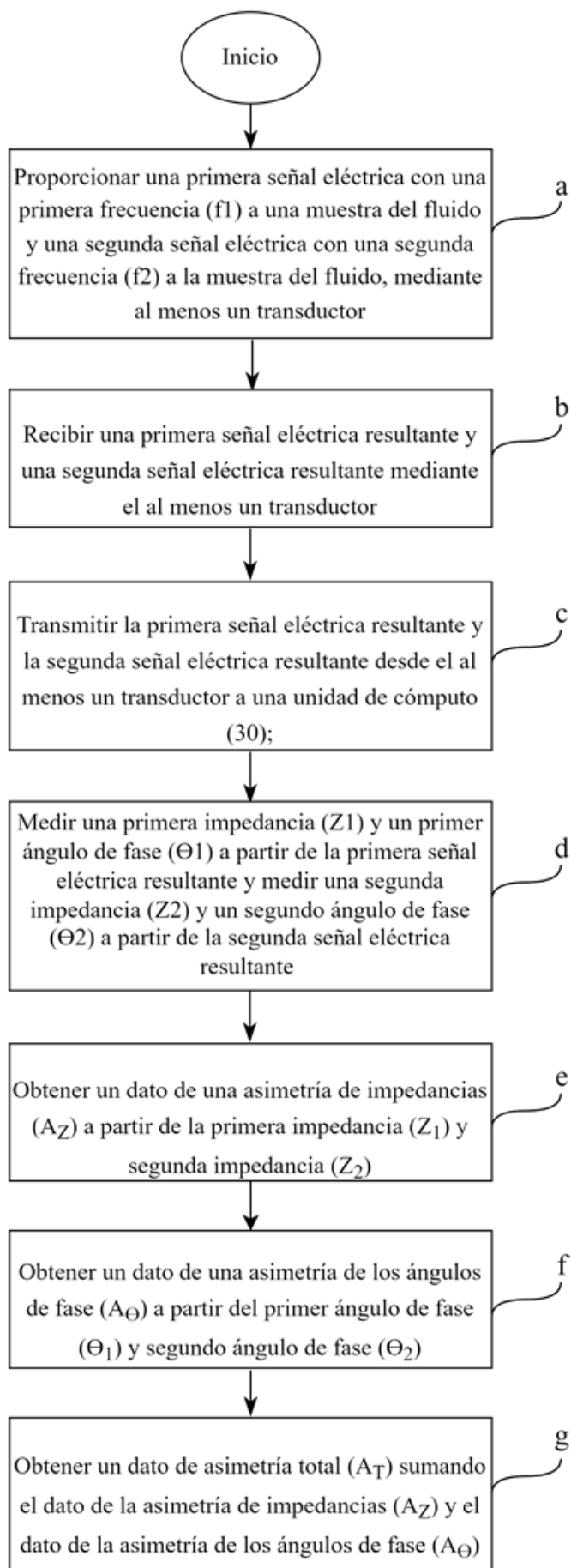


FIG. 3

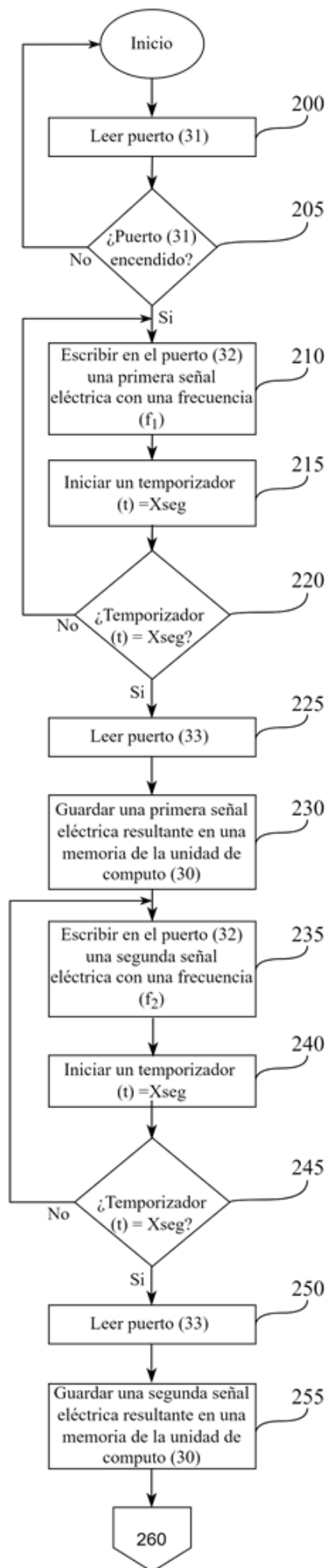


FIG. 4A

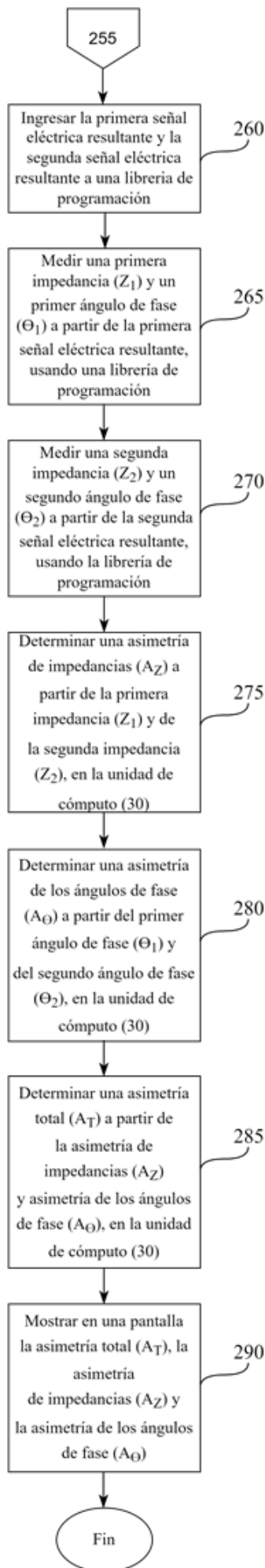


FIG. 4B