

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 690 877**

51 Int. Cl.:

A61B 5/0428 (2006.01)

A61B 5/053 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.12.2013** **E 13198776 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.08.2018** **EP 2886049**

54 Título: **Dispositivo de medición para medir la bioimpedancia y/o un biopotencial de un cuerpo humano o animal**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.11.2018

73 Titular/es:

**CSEM CENTRE SUISSE D'ELECTRONIQUE ET DE
MICROTECHNIQUE SA - RECHERCHE ET
DÉVELOPPEMENT (100.0%)
Rue Jaquet-Droz 1
2002 Neuchâtel, CH**

72 Inventor/es:

**CHÉTELAT, OLIVIER y
CORREVON, MARC**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 690 877 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

Dispositivo de medición para medir la bioimpedancia y/o un biopotencial de un cuerpo humano o animal

5 Campo

La presente invención se refiere a un dispositivo de medición adaptado para ser llevado sobre el cuerpo de un ser humano o animal para medir una bioimpedancia y/o un biopotencial del cuerpo.

10 Descripción de la técnica relacionada

El método más usado para medir biopotenciales (por ejemplo, ECG, EEG, EMG, EOG, etc.) es usar electrodos hechos de un material conductor en contacto con la piel. Cada electrodo está conectado eléctricamente a una unidad electrónica centralizada que amplifica y adquiere las señales de potencial. Los cables están aislados y preferentemente blindados. Estos conectan los electrodos con la unidad electrónica centralizada en una disposición de estrella, donde la unidad electrónica centralizada es el punto común en el que convergen todos los cables. El electrodo puede estar hecho de una pieza de Ag/Ag⁺Cl⁻ que establece una interfaz con la piel con un gel. Dichos electrodos son, por lo general, desechables y pasivos. Otros tipos de electrodos incluyen material conductor (metal, caucho/silicona conductora, textil conductor, cinta conductora, etc.) en contacto directo con la piel (electrodos secos), o con una interfaz con la piel mediante gel o líquido (agua, solución salina, sudor, etc.). Los electrodos también pueden perforar físicamente la piel para obtener un contacto directo con los tejidos hidratados debajo de las capas superiores secas de la piel.

La medición de la bioimpedancia o la estimulación eléctrica de una parte del cuerpo se realiza de la misma manera que la medición de biopotenciales, excepto que se inyecta corriente, al menos en algunos electrodos.

El método presentado hasta ahora presenta el inconveniente de requerir cables, que permiten que el sujeto se parezca a un "árbol de Navidad" en el sentido de que la integración global es mala. Otro método que palía en parte este problema fija sobre el cuerpo parches o vendajes adhesivos que comprenden dos o más electrodos y, algunas veces, también incluyen una unidad electrónica centralizada miniaturizada. En este caso, los cables que conectan los electrodos a la unidad electrónica centralizada ya no son evidentes, sino que están incrustados en el parche.

Otro método similar que permite ocultar los cables es incrustarlos en una prenda. Incluso pueden estar hechos de textil conductor en algunas situaciones. En este enfoque, los electrodos también forman parte de la prenda, lo que hace que la colocación y la extracción sean tan fáciles como ponerse o quitarse una prenda normal.

Los productos típicos conocidos incluyen un registrador de ECG de Holter, donde un cable aislado y blindado tiene que conectar cada electrodo a la unidad electrónica centralizada que amplifica y adquiere los datos. Esto da como resultado una mala integración general. Además de la incomodidad del paciente, este enfoque puede sufrir un tirón accidental del cable, lo que crearía artefactos de la señal, si no interrumpe totalmente la monitorización de las señales. Todos los cables están conectados a la unidad electrónica centralizada en disposición de estrella, con la unidad electrónica siendo el centro de convergencia.

El producto de Caridiolnsight permite medir 250 cables de ECG con electrodos incrustados en un parche. En este producto, la conexión aún sigue la misma topología que la del registrador de Holter (unidad electrónica centralizada no mostrada en la imagen). Una disposición de estrella con 250 conexiones hace la integración muy difícil.

Telzuit propone un parche que integra los electrodos, los cables y la unidad electrónica centralizada. La topología aún es la misma que la del registrador de Holter, concretamente una disposición de estrella con el centro en los componentes electrónicos de adquisición centralizados.

La camiseta inteligente de Weartech integra electrodos textiles. Las conexiones eléctricas están hechas de textil conductor. No están particularmente blindadas o aisladas en este producto, pero esto puede degradar la calidad de la señal especialmente en presencia de sudor o perturbaciones electromagnéticas. El efecto de estos inconvenientes está limitado a un nivel aceptable en la aplicación específica (deportes) al mantener los electrodos cerca de la unidad electrónica centralizada.

El producto de Camtech consiste en dos electrodos. La unidad electrónica centralizada está ubicada encima de uno de los electrodos. El sistema está limitado a dos electrodos. Sin embargo, si se extendiera a más electrodos, la conexión seguiría siendo una disposición de partida con todos los cables convergiendo en la unidad electrónica centralizada. Además, el cable es convencional, es decir, aislado y blindado.

En un producto comercializado por SenseCore, los electrodos son sensores de electrodo autónomos o, más generalmente, sensores de electrodo autónomos de detección y estimulación. El producto está hecho de solo dos sensores de electrodo (un sensor de electrodo autónomo de referencia y un sensor de electrodo autónomo de medición/inyección). Sin embargo, el producto podría extenderse a más sensores de electrodo autónomos de

medición/inyección. En este caso, los electrodos se conectarán a la misma conexión eléctrica en cualquier disposición elegida, es decir, sin limitarse a una disposición de estrella con su centro en un punto específico. Además, la conexión eléctrica ya no necesita ser blindada o aislada y puede estar hecha fácilmente de telas conductoras. Por lo tanto, dicho sistema generalmente está hecho de una prenda que conecta eléctricamente los sensores.

Las solicitudes de patente US20110001497 y EP2567657 del solicitante de la presente invención desvelan sistemas que requieren que los sensores de electrodo tengan dos contactos con el cuerpo. Dichos sensores de electrodo se denominan "sensores de electrodo bicontacto". Estos permiten fabricar sistemas que miden biopotenciales con una extraordinaria calidad de señal en presencia de perturbaciones electromagnéticas. Además, gracias a los dos contactos del sensor de electrodo de referencia, el potencial de la conexión eléctrica (prenda conductora) es cercano al del interior del cuerpo. Esto permite que la conexión eléctrica esté sin aislar. Sensores de electrodo bicontacto también permiten medir la bioimpedancia con solamente una conexión eléctrica entre los sensores, mientras que es insensible a la impedancia cutánea como con el método de cuatro cables que es el enfoque clásico para medir la bioimpedancia. El método de cuatro cables separa la corriente inyectada de la medición de la tensión resultante usando dos conjuntos de electrodos diferentes. En contraste con el enfoque desvelado en los documentos US20110001497 y EP2567657, el método de cuatro cables no puede conectar todos los sensores de electrodo con solamente una conexión eléctrica.

Una primera limitación del enfoque bicontacto desvelado en los documentos US20110001497 y EP2567657 cuando se usa con una única conexión eléctrica es la sensibilidad de sus variaciones de impedancia que pueden estar causadas por tirantes variables en la prenda durante el movimiento, por ejemplo.

Una única conexión eléctrica es mucho más fácil de obtener que múltiples conexiones. Una razón es porque relaja los requisitos de aislamiento entre conexiones eléctricas. Otra razón es porque la conexión de la conexión eléctrica con los sensores es más sencilla. Finalmente, la fabricación es más barata. Sin embargo, como se desvela en el documento EP2567657, dos conexiones eléctricas pueden resolver el problema de sensibilidad a las variaciones de impedancia y permitir recargar todos los sensores de electrodo mientras que permanecen en la prenda. No se ha propuesto ninguna solución en la técnica anterior para hacer lo mismo con solamente una única conexión eléctrica.

Otra dificultad cuando se usan sensores de electrodo bicontacto viene de la distancia entre sus dos contactos que no puede ser demasiado pequeña. Los contactos demasiado cercanos pueden dar como resultado la pérdida del efecto bicontacto. En tal caso, los dos contactos se comportan como si estuvieran cortocircuitados. Por lo tanto, el tamaño de los sensores de electrodo no puede reducirse más allá de cierto límite debido a la distancia mínima entre los dos contactos.

Además, La fabricación de sensores de electrodo bicontacto es relativamente costosa y difícil, especialmente para obtener sensores herméticos (deseados debido a la presencia de humedad o sudor, o si se desea que los nadadores/buceadores usen los sensores o que sean lavables con la prenda en la lavadora). La necesidad de alternar materiales conductores (para los dos contactos) con material aislado (entre ellos) y posiblemente algún material de sellado también aumenta el riesgo de desarrollar sensibilidad cutánea (por ejemplo, alergia) a uno de los materiales usados.

Sumario

La presente divulgación se refiere a un dispositivo de medición para medir una bioimpedancia y/o biopotenciales de un cuerpo humano o animal y adaptado para ser llevado sobre el cuerpo, que comprende al menos dos sensores de electrodo; cada uno de dichos al menos dos sensores de electrodo comprendiendo un primer contacto eléctrico configurado para estar en contacto con la piel del cuerpo cuando el sistema se lleva puesto, y un segundo contacto eléctrico; y un conector eléctrico individual que conecta eléctricamente dichos al menos dos sensores de electrodo entre sí mediante el segundo contacto eléctrico; en el que un dispositivo activo está configurado para cooperar con un subconjunto de dichos al menos dos sensores de electrodo de modo que el potencial del conector eléctrico es sustancialmente igual a un potencial proyectado determinado a partir del potencial del primer contacto eléctrico de cada sensor de electrodo de dicho subconjunto, cuando el aparato de medición se lleva puesto.

Una ventaja del dispositivo de medición desvelado en el presente documento es que el conector eléctrico está a un potencial cercano al potencial en el cuerpo del usuario, a pesar de cualquier perturbación de la red eléctrica o cualquier corriente inyectada por los electrodos sensores de medición. De este modo, no fluye ninguna corriente desde el conector eléctrico al interior del cuerpo del usuario mediante acoplamiento capacitivo o incluso por contacto directo en el caso de que el conector eléctrico no esté aislado de la piel. De hecho, la alta impedancia de la piel se convierte, en este caso, en un aliado porque aísla el conector eléctrico del interior del cuerpo del usuario. Por lo tanto, una prenda en la que el dispositivo de medición está fijado cuando es llevada por el usuario puede estar hecha simplemente de telas conductoras sin necesidad de proporcionar ningún aislamiento particular.

Otra ventaja es que los biopotenciales medidos son más pequeños y pueden estar más fácilmente dentro del intervalo de entrada de los amplificadores electrónicos. Además, las imprecisiones de las ganancias del amplificador

o de los tiempos de las muestras tienen mucho menos impacto cuando el conector eléctrico está a un potencial cercano al potencial en el cuerpo del usuario. El conector eléctrico no necesita estar blindado, ni aislado. Dicho conector eléctrico individual es fácil de fabricar. La sensibilidad a las variaciones de impedancia de la conexión eléctrica de la prenda puede estar drásticamente limitada gracias a un método de conexión. La recarga simultánea de sensores de electrodo bipolares es sencilla.

Breve descripción de los dibujos

La invención se entenderá mejor con ayuda de la descripción dada a modo de ejemplo e ilustrada mediante las figuras, en las que:

La figura 1 representa un dispositivo de medición que comprende al menos un sensor de electrodo de referencia y al menos dos sensores de electrodo de medición, de acuerdo con una realización;

La figura 2 ilustra el dispositivo de medición que comprende un dispositivo de comunicación para transmitir una tensión medida en el sensor de electrodo de medición y un controlador comprendido en el sensor de electrodo de referencia, de acuerdo con una realización;

La figura 3 representa el dispositivo de medición de la figura 2 que comprende el dispositivo de comunicación, de acuerdo con una realización;

La figura 4 muestra una vista detallada de un sensor de electrodo del dispositivo de medición, de acuerdo con una realización;

La figura 5 representa un dispositivo de medición fijado a una prenda conductora de la electricidad, de acuerdo con una realización;

La figura 6 representa el dispositivo de medición de la figura 2 que comprende un dispositivo de comunicación (no mostrado explícitamente), de acuerdo con otra realización;

La figura 7 representa el dispositivo de medición, de acuerdo con aún otra realización;

La figura 8 representa el dispositivo de medición, de acuerdo con aún otra realización;

La figura 9 representa el dispositivo de medición, de acuerdo con aún otra realización;

La figura 10 representa el dispositivo de medición, de acuerdo con aún otra realización;

La figura 11 muestra bandas de frecuencia usadas en el dispositivo de medición, de acuerdo con una realización;

La figura 12 ilustra una disposición de un sensor de electrodo de referencia y sensores de electrodo de medición del dispositivo de medición, de acuerdo con una realización;

La figura 13 ilustra una disposición del electrodo sensor de referencia y sensores de electrodo de medición, de acuerdo con otra realización;

La figura 14 muestra un dispositivo de recarga adaptado para el dispositivo de medición, de acuerdo con una realización;

La figura 15 representa un medio de fijación para fijar un sensor de electrodo a una prenda; y

La figura 16 ilustra una prenda conductora de la electricidad, de acuerdo con una realización.

Descripción detallada de posibles realizaciones de la invención

La figura 2 ilustra un dispositivo de medición para medir un biopotencial de un cuerpo humano o animal y destinado a ser llevado sobre el cuerpo, de acuerdo con una realización. El dispositivo de medición comprende un sensor de electrodo de referencia 1, un primer sensor de electrodo de medición 2 y un segundo sensor de electrodo de medición 2'. Cada uno de los sensores de electrodo 1, 2, 2' comprende un primer contacto eléctrico 5 destinado a estar en contacto eléctrico con la piel del cuerpo cuando el dispositivo de medición se lleva puesto sobre el cuerpo, y un segundo contacto eléctrico 8. El dispositivo de medición comprende además un conector eléctrico individual 3 que conecta eléctricamente los sensores de electrodo 1, 2, 2' entre sí mediante el segundo contacto eléctrico 8.

El sensor de electrodo de referencia 1 comprende una fuente de tensión 10 controlable por un controlador 14. El primer sensor de electrodo de medición 2 comprende un dispositivo de medición de la tensión 20. El dispositivo de

medición de la tensión 20 está configurado para medir una tensión u_1 entre los primer y segundo contactos eléctricos 5, 8 del primer sensor de electrodo de medición 2 cuando el aparato de medición se lleva puesto.

La tensión medida u_1 puede introducirse en el controlador 14 que controla la fuente de tensión 10, de modo que la tensión u_1 entre los primer y segundo contactos eléctricos 5, 8 del primer sensor de electrodo de medición 2 se ajusta a cero. El primer sensor de electrodo de medición 2 tiene una impedancia sustancialmente infinita entre los primer y segundo contactos eléctricos 5, 8 (para una banda de frecuencia predeterminada). En esta configuración, el potencial del conector eléctrico 3 es sustancialmente igual al potencial del primer contacto eléctrico 5 del primer sensor de electrodo de medición 2, y, de este modo, al potencial (biopotencial 6) dentro del cuerpo cuando el dispositivo de medición se lleva puesto.

El dispositivo de medición comprende medios de transmisión para transmitir la tensión medida u_1 (señal 26 en la figura 2) desde el dispositivo de medición de la tensión 20 a una entrada 15 del controlador 14 que controla la fuente de tensión 10. En la realización de la figura 2, el medio de transmisión comprende un dispositivo inalámbrico 19, 29.

El segundo sensor de electrodo de medición 2' también puede comprender un dispositivo de medición de la tensión 20, de modo que un biopotencial 6 del cuerpo puede determinarse midiendo una tensión u_2 entre los primer y segundo contactos eléctricos 5, 8 del segundo sensor de electrodo de medición 2', cuando la tensión u_1 se ajusta a cero y cuando el aparato de medición se lleva puesto. El segundo sensor de electrodo de medición 2' puede tener una fuente de corriente 21 ajustada a corriente nula y que corresponde, de este modo, a un circuito abierto. En la figura 2, el biopotencial se representa mediante una fuente de tensión 6 y la impedancia cutánea mediante las dos impedancias 13.

En otro ejemplo ilustrado en la figura 3, el medio de transmisión comprende medios para codificar la tensión u_1 usando una banda de frecuencia de comunicación alta, por ejemplo de 2 MHz, en el conector eléctrico 3, y para decodificar la tensión medida codificada u_1 . La tensión u_1 puede codificarse en bits (codificación digital) como en cualquier línea de comunicación moderna. Si la codificación es analógica, el controlador también puede ser analógico y sería normalmente de la forma $-g/s$, donde s es la variable de Laplace y g la ganancia del integrador. En el ejemplo particular de la figura 3, el medio de transmisión comprende un modulador 28 para modular la tensión medida u_1 . La tensión modulada u_1 puede desmodularse en un desmodulador 18, de modo que la tensión modulada u_1 puede introducirse en la entrada 15. La modulación de la tensión u_1 puede realizarse usando un portador de alta frecuencia tal como una corriente generada a 2 MHz por una fuente de corriente 21 comprendida en el primer sensor de electrodo de medición 2, usando el modulador 28. La corriente modulada es desmodulada a continuación por el desmodulador 18. El desmodulador 18 puede ser un rectificador seguido por un filtro de paso bajo.

El dispositivo de medición puede comprender una pluralidad de sensores de electrodo de referencia 1, y una pluralidad de sensores de electrodo de medición 2, 2'; comprendiendo cada sensor de electrodo 1, 2, 2' los primer y segundo contactos eléctricos 5, 8 y estando conectados eléctricamente entre sí con el conector eléctrico 3 mediante el segundo contacto eléctrico 8. La fuente de tensión 10 puede estar comprendida en uno o más sensores de electrodo de referencia 1. En tal caso, la fuente de tensión 10 de cada uno de la pluralidad de sensores de electrodo de referencia 1 puede ajustarse al mismo valor. Como alternativa, la fuente de tensión 10 de cada uno de la pluralidad de sensores de electrodo de referencia 1 puede comprender valores ponderados, por ejemplo, la fuente de tensión 10 de uno de la pluralidad de sensores de electrodo de referencia 1 puede estar accionada con una tensión X veces la tensión de los otros sensores de electrodo de referencia 1.

El dispositivo de medición de la tensión 20 puede estar comprendido en un subconjunto de la pluralidad de sensores de electrodo de medición 2, 2', de modo que una pluralidad de tensiones u_1 puedan medirse a partir de cada sensor de electrodo de medición 2, 2' del subconjunto. En dicha configuración, la pluralidad de tensiones u_1 pueden introducirse en el controlador 14 que controla la fuente de tensión 10 para ajustar el potencial del conector eléctrico 3 sustancialmente igual a un potencial proyectado determinado a partir del potencial del primer contacto eléctrico 5 de cada sensor de electrodo 2, 2' del subconjunto.

El potencial proyectado puede comprender el promedio de la pluralidad de los potenciales del primer contacto eléctrico 5 de cada sensor de electrodo 2, 2' del subconjunto. Como alternativa, el potencial proyectado puede comprender un máximo, un mínimo o una mediana de la pluralidad de los potenciales.

En una variante, el subconjunto de la pluralidad de sensores de electrodo de medición 2, 2' comprende todos los sensores de electrodo de medición 2, 2'.

El biopotencial 6 del cuerpo puede determinarse midiendo la tensión u_2 entre los primer y segundo contactos eléctricos 5, 8 de la pluralidad de sensores de electrodo de medición 2, 2' que componen el dispositivo de medición de la tensión 20 y no usados para medir la tensión u_1 . Los sensores de electrodo de medición 2, 2' usados para medir la tensión u_2 pueden tener una fuente de corriente 21 ajustada a corriente nula y que, de este modo, corresponde a un circuito abierto.

La figura 1 ilustra una generalización del dispositivo de medición de la figura 2 que muestra que el dispositivo de medición puede comprender una pluralidad de los sensores de electrodo de medición, el controlador 24 y la fuente de corriente 21 pueden estar comprendidos en uno cualquiera de los electrodos sensores de medición 2, 2'.

5 La figura 4 es una vista detallada de uno de los sensores de electrodo 1, 2, 2' de acuerdo con una realización. El primer contacto eléctrico 5 se representa en contacto con la piel 4 y el segundo contacto eléctrico 8 se representa contactando eléctricamente con el conector eléctrico 3. Los primer y segundo contactos eléctricos 5, 8 pueden contactarse eléctricamente con el cuerpo 4 y el conector eléctrico 3, respectivamente, mediante acoplamiento galvánico o capacitivo. El sensor de electrodo 1, 2, 2' puede comprender además una fuente de alimentación 43 (por ejemplo una batería) o un dispositivo de recolección de energía y un circuito electrónico 44 que puede ser, por ejemplo, un circuito integrado. El circuito electrónico 44 normalmente capta una señal fisiológica, tal como por ejemplo ECG. El circuito electrónico 44 también puede estimular el cuerpo, tal como por ejemplo inyectando una corriente para realizar una medición de impedancia. El circuito electrónico 44 también permite que el electrodo sensor de referencia y/o de medición 1, 2, 2' se sincronicen y/o comuniquen de forma isócrona entre sí, por ejemplo usando ondas electromagnéticas (comunicación inalámbrica). El sensor de electrodo 1, 2, 2' puede comprender además un aislador 41 para aislar los primer y segundo contactos eléctricos 5, 8 de la fuente de alimentación 43 y el circuito electrónico 44. El sensor de electrodo 1, 2, 2' que tiene la fuente de alimentación 43 y el circuito electrónico 44 puede considerarse un sensor de electrodo autónomo. Dado que los sensores de electrodo 1, 2, 2' comprenden los dos contactos eléctricos 5, 8, la fuente de alimentación 43 y el circuito electrónico 44, los sensores de electrodo 1, 2, 2' funcionan como sensores de electrodo bipolares autónomos.

En otro ejemplo, el dispositivo de medición está configurado para fijarse a una prenda 50 de modo que, cuando la prenda se lleva puesta en el cuerpo, los primeros contactos eléctricos 5 están contactando eléctricamente con la piel 4. La prenda puede ser conductora de la electricidad de modo que, cuando el dispositivo de medición está fijado a una prenda 50, los segundos contactos eléctricos 8 contactan eléctricamente con la prenda 50, teniendo esta última el papel del conector eléctrico 3. La prenda también puede comprender una parte conductora de la electricidad en contacto con los segundos contactos eléctricos 8 de los sensores de electrodo cuando el dispositivo de medición está fijado a una prenda 50.

30 La figura 5 representa el dispositivo de medición fijado a una prenda conductora de la electricidad, en el que el dispositivo de medición comprende cuatro sensores de electrodo, por ejemplo un sensor de electrodo de referencia 1 y tres sensores de electrodo de medición 2.

En otro ejemplo representados en la figura 6, el dispositivo de medición comprende un sensor de electrodo de referencia 1 que comprende la fuente de tensión 10 controlable con el controlador 14, y nueve sensores de electrodo de medición 2, 2', 2''. El dispositivo de medición de la tensión 20 está incluido en un subconjunto de tres de los nueve sensores de electrodo de medición 2, 2' y está configurado para medir una tensión uF, uR, uL entre los primer y segundo contactos eléctricos 5, 8 para cada uno de los sensores de electrodo de medición 2, 2' del subconjunto, cuando el dispositivo de medición se lleva puesto. El dispositivo de medición de la figura 6 corresponde a un sistema de medición de ECG de 12 cables en el que el sensor de electrodo de referencia 1 asume el lugar del electrodo de guarda G, los tres sensores de electrodo de medición 2, 2' desempeñan el papel de electrodos F, R y L, respectivamente. Los otros seis sensores de electrodo de medición 2'', 2''' corresponden a cables precordiales V₁ a V₆.

45 Las tensiones uF, uR, uL pueden introducirse en el controlador 14 que controla la fuente de tensión 10 para ajustar el potencial del conector eléctrico 3 sustancialmente igual a un potencial proyectado determinado a partir del potencial del primer contacto eléctrico 5 de cada sensor de electrodo 2, 2' del subconjunto de los tres sensores de electrodo de medición 2, 2'. De nuevo, el potencial proyectado puede comprender el promedio, un máximo, un mínimo, o una mediana de la pluralidad de los potenciales de cada sensor de electrodo 2, 2' del subconjunto. El potencial del conector eléctrico 3 corresponde, de este modo, al terminal de Wilson de un sistema de medición de ECG de 12 cables. Los seis cables precordiales restantes V₁ a V₆ pueden ser medidos fácilmente por los electrodos sensores de medición 2'', 2''' a través de su tensión u_{V_i}. Las tensiones uF, uR, uL pueden ser (señal 26) transmitidos en tiempo real a partir de cada uno de los sensores de electrodo de medición 2, 2' del subconjunto a la entrada 1 del controlador de forma inalámbrica (mediante ondas electromagnéticas, tales como Bluetooth o infrarrojos), como se ha descrito anteriormente.

En otro ejemplo mostrado en la figura 7, el dispositivo de medición comprende además un sensor de electrodo de medición 2'' que comprende una fuente de corriente 21 configurada para inyectar una corriente de impedancia i₃ que pasa por el sensor de electrodo de referencia 1. El dispositivo de medición de la figura 7 permite determinar una bioimpedancia 7 del cuerpo como el cociente de la tensión u₂ medida en el sensor de electrodo de medición 2', entre la corriente de impedancia inyectada i₃. Durante la medición de la tensión u₂, la tensión u₁ se ajusta a cero mediante la fuente de tensión 10 como se ha descrito anteriormente. Los sensores de electrodo de medición 2' pueden comprender una fuente de corriente 21 ajustada a corriente nula (correspondiente a un circuito abierto como se muestra en la figura 7).

65

La corriente de impedancia i_3 inyectada por la fuente de corriente 21 del sensor de electrodo de medición 2" puede usarse para estimulación eléctrica.

5 Como alternativa, la corriente de impedancia i_3 puede drenarse (es decir, inyectarse negativamente) con otro sensor de electrodo de medición 2, 2' usando su fuente de corriente 21 con una corriente igual pero opuesta. De hecho, cualquiera de los sensores de electrodo de medición 2, 2', 2" puede inyectar o drenar cualquier patrón de corriente deseado. Además, variar corrientes pueden inyectarse/drenarse simultáneamente en diferentes canales, por ejemplo a diferentes frecuencias o en diferentes intervalos de tiempo. Finalmente, con el fin de no medir la impedancia cutánea 13, es preferible usar diferentes sensores de electrodo para la inyección/drenaje de corriente y para la medición de la tensión.

10 En aún otro ejemplo mostrado en la figura 8, el dispositivo de medición comprende además un sensor de electrodo de referencia 1 y dos sensores de electrodo de medición 2, 2'. Uno de los sensores de electrodo de medición 2 comprende una fuente de corriente 21 controlable por un controlador 24. La fuente de corriente 21 está configurada para inyectar una corriente 11 en el sensor de electrodo de referencia 1 cuando el dispositivo de medición se lleva puesto. La corriente 11 puede introducirse en el controlador 24, de modo que la fuente de corriente 21 ajusta la corriente 11 a cero. El potencial del conector eléctrico 3 es sustancialmente igual a un potencial proyectado determinado a partir del potencial del primer contacto eléctrico 5 de cada sensor de electrodo del subconjunto que comprende el sensor de electrodo 1.

15 El biopotencial 6 del cuerpo puede determinarse a partir del potencial u_2 medido en el otro electrodo sensor de medición 2' cuando la corriente 11 se ajusta a cero.

20 El dispositivo de medición de la figura 8 puede comprender además un sensor de electrodo de medición que comprende una fuente de corriente (no mostrada en la figura 8) configurada para inyectar una corriente de impedancia (también no mostrada) que pasa por el sensor de electrodo de medición 2 como resultado del bucle de retroalimentación que ajusta la corriente 11 a cero. La bioimpedancia 7 del cuerpo puede determinarse como el cociente de la tensión u_2 medida en el sensor de electrodo de medición 2', entre la corriente de impedancia inyectada. La corriente de impedancia inyectada por la fuente de corriente 21 del sensor de electrodo de medición 2" también puede usarse para estimulación eléctrica.

25 En aún otro ejemplo representado en la figura 9, el dispositivo de medición comprende un sensor de electrodo de medición 2 y otro sensor de electrodo de medición 2'. Una primera corriente i_1 es inyectada por la fuente de corriente 21 del primer sensor de electrodo de medición 2. Una segunda corriente i_2 también es inyectada usando la fuente de corriente 21 del segundo sensor de electrodo de medición 2'. La segunda corriente i_2 tiene sustancialmente la misma magnitud que la primera corriente i_1 pero tiene una polaridad opuesta. El potencial del conector eléctrico 3 es, de este modo, sustancialmente igual a un potencial proyectado determinado a partir del potencial del primer contacto eléctrico 5 de cada sensor de electrodo de medición 2, 2' cuando el aparato de medición se lleva puesto.

30 En esta configuración, la bioimpedancia del cuerpo puede determinarse dividiendo la diferencia de potencial u_1-u_2 medida en los sensores de electrodo de medición 2 y 2' con la segunda corriente i_2 .

35 Los diferentes dispositivos de medición descritos anteriormente pueden combinarse. Por ejemplo, en una realización mostrada en la figura 10, el biopotencial 6 (o ECG) puede medirse usando el método de acuerdo con cualquiera de las realizaciones de las figuras 7 a 11 a una banda de frecuencia de biopotencial comprendida entre aproximadamente 1 y 1000 Hz. La bioimpedancia puede medirse usando el método de la figura 8 y la corriente de impedancia i_3 que está modulada en la banda de frecuencia de impedancia a aproximadamente 50 kHz. Además, el medio de transmisión puede estar dispuesto para transmitir la tensión medida u_1 en una banda de frecuencia de comunicación que normalmente está por encima de 1 MHz.

40 La figura 11 representa las diferentes bandas de frecuencia que incluyen la banda de frecuencia de biopotencial 31, la banda de frecuencia de impedancia 32 y la banda de frecuencia de comunicación 33. La banda de frecuencia de comunicación 33 corresponde a la corriente 21 generada a 2 MHz para transmitir la primera tensión u_1 (como se explica en la figura 3). La banda de impedancia 32 puede dividirse en varias sub-bandas, una para cada canal de impedancia. En este caso, no todas las bandas de frecuencia (o canales) tienen que seguir el mismo método: se puede seleccionar un método diferente para algunos de ellos si se desea.

45 Los controladores 14, 24 comprendidos respectivamente en el electrodo sensor de referencia 1 y el sensor de electrodo de medición 2 pueden tener, por ejemplo, su ley de control descrita por una función de transferencia igual a $-g/(1-z^{-1})$, donde z es la variable de la transformada z y g la ganancia del integrador resultante. El controlador 14, 24 puede estar físicamente en cualquier sensor de electrodo 1, 2, distribuido sobre varios sensores de electrodo 1, 2, o incluso fuera del dispositivo de medición. Sin embargo, la ubicación preferida para el controlador 14 está en el sensor de electrodo de referencia 1 donde un microcontrolador ejecuta la ley de control.

Los controladores 14, 24 pueden ser controladores individuales como se ha descrito anteriormente o dos controladores de ancho de banda bajo alrededor de una frecuencia dada, uno para la envoltura de la onda cosinusoidal y otro para la envoltura de la onda sinusoidal (a la frecuencia dada).

5 La figura 12 ilustra una disposición particular del sensor de electrodo de referencia 1 y sensores de electrodo de medición 2 de acuerdo con una realización. En la disposición de la figura 12, el conector eléctrico comprende una primera rama 3 que conecta eléctricamente el sensor de electrodo de referencia 1 con los sensores de electrodo de medición 2 por los que está pasando una corriente. El conector eléctrico comprende una segunda rama 3' que conecta eléctricamente los sensores de electrodo de medición 2' por los que no está pasando ninguna corriente. El conector eléctrico comprende además una tercera rama 3'' que conecta eléctricamente las primera y segunda ramas 3, 3'. La tercera rama 3'' es preferentemente un conector eléctrico largo y estrecho. Una ventaja de la disposición de la figura 12 es que cualquier variación de impedancia del conector eléctrico 3 no altera la medición de bioimpedancia. En la figura 12, el sensor de electrodo de referencia 1 y los sensores de electrodo de medición 2 donde se hace pasar una corriente se representan mediante los círculos llenos, mientras que los sensores de electrodo de medición 2 donde no pasa ninguna corriente se representan mediante los círculos vacíos. Ninguna corriente fluye a través de los segundo y tercero conectores eléctricos 3', 3''. Por lo tanto, cualquier variación de impedancia de las primera, segunda y tercera conexiones 3, 3' y 3'' no tendrá repercusiones sobre la corriente inyectada 21 y en particular sobre la tensión medida u_2 .

20 En el caso donde varios canales de corriente (que usan, cada uno, una frecuencia o intervalo de tiempo dado) se usan para medir simultáneamente varias bioimpedancias (por ejemplo, EIT), puede ser difícil dividir los sensores de electrodo 1, 2, 2' en las dos filas como se ilustra en la figura 12 dado que un electrodo sensor dado 1, 2, 2' puede no ser atravesado por una corriente en un canal dado y ser atravesado en otro canal. La figura 13 ilustra una disposición particular del electrodo sensor de referencia 1 y el sensor de electrodo de medición 2 de acuerdo con otra realización. En la disposición de la figura 13, cada uno de los sensores de electrodo 1, 2, 2' está conectado eléctricamente a un único punto común (el centro de una disposición de estrella). Preferentemente, el área del punto individual debe minimizarse.

30 La figura 14 muestra un método para recargar los sensores de electrodo 1, 2 sin retirarlos de la prenda. Por ejemplo, el primer contacto eléctrico 5 de cualquiera de los sensores de electrodo 1, 2 puede ponerse en contacto eléctrico con un dispositivo de soporte de prendas conductor tal como un maniquí o percha plana 60. Dado que los sensores de electrodo 1, 2 están en contacto eléctrico entre sí mediante el conector eléctrico 3, la conexión con la percha 60 permitirá cargar la batería 43 de cualquiera de los sensores de electrodo 1, 2 cuando se aplica una tensión entre el conector eléctrico 3 y el maniquí o la percha plana 60. Debe evitarse un cortocircuito entre la percha 60 y el conector eléctrico 3, por ejemplo, usando una capa de aislamiento sobre la prenda, o sobre la percha 60 excepto en la ubicación de los sensores de electrodo 1, 2.

40 La figura 15 muestra un sensor de electrodo 1, 2 que comprende un medio de fijación 42, que tiene la forma de un botón con remache. La fijación mecánica 42 con la prenda 50 también sirve como conector eléctrico entre el segundo contacto eléctrico 8 y el conector eléctrico 3. Por supuesto, pueden usarse otros medios de fijación. Dichos medios de fijación pueden incluir, por ejemplo, tornillo, remache, fijador de gancho y bucle (velcro), imán, adhesivo, etc.

45 La figura 16 ilustra una prenda conductora de la electricidad usada como la conexión eléctrica 3. La prenda puede comprender una zona aislante 51, por ejemplo hecha de telas aisladas para hacer que el conector 3'' que une las dos zonas 3 y 3' conecte los sensores de electrodo por el que está pasando una corriente y por el que no está pasando corriente alguna, respectivamente.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de medición para medir una bioimpedancia y/o un biopotencial de un cuerpo humano o animal y adaptado para ser llevado sobre el cuerpo, que comprende:

5 al menos dos sensores de electrodo (1, 2, 2');
 comprendiendo cada uno de dichos al menos dos sensores de electrodo (1, 2, 2') un primer contacto eléctrico individual (5) configurado solamente para estar en contacto eléctrico con la piel (4) del cuerpo cuando el sistema se lleva puesto, y un segundo contacto eléctrico (8); y
 10 un conector eléctrico individual (3) que conecta eléctricamente dichos al menos dos sensores de electrodo (1, 2, 2') entre sí mediante el segundo contacto eléctrico (8); en el que
 un dispositivo activo (10, 21) está configurado para cooperar con un subconjunto de dichos al menos dos sensores de electrodo (1, 2, 2'), en el que el dispositivo activo (10,21) está configurado para proporcionar una
 15 tensión o corriente que iguala el potencial del conector eléctrico (3) a un potencial proyectado determinado a partir del potencial del primer contacto eléctrico (5) de cada sensor de electrodo (1, 2, 2') de un subconjunto de dichos al menos dos sensores de electrodo (1, 2, 2'), cuando el dispositivo de medición se lleva puesto.

2. El dispositivo de medición de acuerdo con la reivindicación 1,
 en el que dichos al menos dos sensores de electrodo comprenden un primer sensor de electrodo de medición (2) y
 20 un segundo sensor de electrodo de medición (2'); y
 en el que dicho dispositivo activo comprende una primera fuente de corriente (21) incluida en el primer sensor de electrodo de medición (2) y configurada para inyectar una primera corriente (i1), y otra fuente de corriente (21) incluida en el segundo sensor de electrodo de medición (2') y configurada para inyectar una segunda corriente (i2) que tiene una magnitud sustancialmente igual a la de la primera corriente (i1) y polaridad opuesta,
 25 de modo que el potencial del conector eléctrico (3) es sustancialmente igual a un potencial proyectado determinado a partir del potencial del primer contacto eléctrico (5) de cada sensor de electrodo de medición (2, 2') cuando el dispositivo de medición se lleva puesto; y una diferencia de potencial (u_1-u_2) entre los primer y segundo sensores de electrodo de medición (2, 2') en combinación con la segunda corriente (i2) puede usarse para medir la bioimpedancia del cuerpo.

3. El dispositivo de medición de acuerdo con la reivindicación 1,
 en el que dichos al menos dos sensores de electrodo comprenden al menos un sensor de electrodo de referencia (1) y al menos dos sensores de electrodo de medición (2, 2'); y
 en el que dicho dispositivo activo comprende una fuente de tensión (10) controlable por un controlador (14) e
 35 incluida en dicho al menos un sensor de electrodo de referencia (1), y un dispositivo de medición de la tensión (20) incluido en al menos uno de los sensores de electrodo de medición (2, 2'); estando el dispositivo de medición de la tensión (20) adaptado para medir una tensión (u_1) entre los primer y segundo contactos eléctricos (5, 8) de dicho al menos uno de los sensores de electrodo de medición (2, 2') cuando el dispositivo de medición se lleva puesto;
 estando la fuente de tensión (10) y el dispositivo de medición de la tensión (20) configurados para cooperar con un
 40 subconjunto que comprende dichos al menos dos sensores de electrodo de medición (2, 2') cuando una proyección de las tensiones medidas (u_1) se introduce en el controlador (14) que controla la fuente de tensión (10), para ajustar el potencial del conector eléctrico (3) sustancialmente igual a un potencial proyectado determinado a partir del potencial del primer contacto eléctrico (5) de cada sensor de electrodo (2, 2') de dicho subconjunto.

4. El dispositivo de medición de acuerdo con la reivindicación 3,
 que comprende además un medio de transmisión para transmitir la tensión medida (u_1) desde el dispositivo de
 45 medición de la tensión (20) hasta una entrada (15) del controlador (14).

5. El dispositivo de medición de acuerdo con la reivindicación 4,
 en el que dicho medio de transmisión comprende un dispositivo inalámbrico (19, 29) para transmitir la tensión (u_1) a
 50 la entrada (15).

6. El dispositivo de medición de acuerdo con la reivindicación 4,
 en el que dicho medio de transmisión comprende un modulador (28) para modular la tensión (u_1) y un desmodulador
 55 (18) para desmodular la tensión modulada (u_1) transmitida con un bucle de corriente (21, 11), de modo que la tensión modulada (u_1) pueda ser introducida en la entrada (15).

7. El dispositivo de medición de acuerdo con la reivindicación 6,
 en el que el medio de transmisión está configurado además para transmitir la tensión medida (u_1) mediante una
 60 corriente modulada (21) a una frecuencia por encima de 1 kHz.

8. El dispositivo de medición de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 3 a 7,
 en el que dichos al menos dos sensores de electrodo comprenden un sensor de electrodo de referencia (1) y nueve
 65 sensores de electrodo de medición (2, 2', 2'');
 estando el dispositivo de medición de la tensión (20) incluido en tres de los nueve sensores de electrodo de medición (2, 2') y adaptado para medir una primera tensión (u_F , u_R , u_L) entre los primer y segundo contactos

- eléctricos (5, 8) para cada uno de los tres sensores de electrodo de medición (2, 2') cuando el dispositivo de medición se lleva puesto;
 estando la fuente de tensión (10) y el dispositivo de medición de la tensión (20) configurados para cooperar con el subconjunto que comprende dichos tres de los nueve sensores de electrodo de medición (2, 2') cuando la primera
 5 tensión medida (u_F , u_R , u_L) se introduce en el controlador (14) que controla la fuente de tensión (10) para ajustar el potencial del conector eléctrico (3) sustancialmente igual a un potencial proyectado determinado a partir del potencial del primer contacto eléctrico (5) de cada sensor de electrodo (2, 2') de dicho subconjunto.
9. El dispositivo de medición de acuerdo con la reivindicación 1,
 10 en el que dichos al menos dos sensores de electrodo comprenden al menos un sensor de electrodo de referencia (1) y al menos dos sensores de electrodo de medición (2, 2');
 en el que dicho dispositivo activo comprende una fuente de corriente (21) controlable por un controlador (24) e incluida en al menos uno de los sensores de electrodo de medición (2), estando la fuente de corriente (21)
 15 configurada para inyectar una corriente (11) en dicho al menos un sensor de electrodo de referencia (1) cuando el dispositivo de medición se lleva puesto;
 estando la fuente de corriente (21) configurada para cooperar con el subconjunto que comprende dicho al menos un sensor de electrodo de referencia (1) cuando la corriente (11) se introduce en el controlador (24) que controla la
 20 fuente de corriente (21) para ajustar el potencial del conector eléctrico (3) sustancialmente igual a un potencial proyectado determinado a partir del potencial del primer contacto eléctrico (5) de cada sensor de electrodo de referencia (1) de dicho subconjunto.
10. El dispositivo de medición de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 3 a 9, en el que los sensores de electrodo de medición (2, 2') incluyen un dispositivo de medición de la tensión (20) configurado para medir una
 25 tensión (u_2) entre los primer y segundo contactos eléctricos (5, 8) de dicho sensor de electrodo de medición (2, 2') cuando el dispositivo de medición se lleva puesto;
 y en el que la tensión (u_2) puede usarse para medir el biopotencial (6) del cuerpo.
11. El dispositivo de medición de acuerdo con la reivindicación 10,
 30 en el que la tensión (u_2) tiene una frecuencia entre CC (0 Hz) y aproximadamente 1000 Hz.
12. El dispositivo de medición de acuerdo con la reivindicación 10 u 11,
 en el que dichos al menos dos sensores de electrodo comprenden además al menos un sensor de electrodo de medición (2'') que comprende una fuente de corriente (21) configurada para inyectar una corriente de impedancia
 35 (i_3); y
 en el que el cociente de la tensión (u_2) entre la corriente de impedancia (i_3) puede usarse para determinar la bioimpedancia del cuerpo.
13. El dispositivo de medición de acuerdo con la reivindicación 12,
 40 en el que la corriente de impedancia (i_3) tiene una frecuencia de aproximadamente 50 kHz.
14. El dispositivo de medición de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13,
 en el que dicho potencial proyectado comprende uno de un promedio, un máximo, un mínimo o una mediana del potencial del primer contacto eléctrico (5) de cada sensor de electrodo (1, 2, 2') de dicho subconjunto.
- 45 15. El dispositivo de medición de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14,
 que está adaptado para ser fijado a una prenda llevada por el usuario y que comprende una parte conductora de la electricidad, de modo que, cuando está fijado, los segundos contactos eléctricos (8) de los sensores de electrodo (1, 2, 2', 2'') estén en contacto eléctrico con la parte conductora de la prenda.
- 50 16. El dispositivo de medición de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15,
 en el que cada uno de los sensores de electrodo (1, 2, 2', 2'') comprende una fuente de alimentación (43) o dispositivo de recolección de energía.
17. El dispositivo de medición de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16,
 55 en el que el conector eléctrico comprende una primera rama (3) que conecta eléctricamente dicho al menos un electrodo sensor de referencia (1) con electrodos sensores de medición (2) por los que está pasando una corriente;
 una segunda rama (3') que conecta eléctricamente electrodos sensores de medición (2') por los que no está pasando ninguna corriente; y
 una tercera rama (3'') que conecta eléctricamente las primera y segunda ramas (3, 3').
 60
18. El dispositivo de medición de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16,
 en el que cada uno de dichos al menos un electrodo sensor de referencia (1) y electrodos sensores de medición (2, 2') está conectado eléctricamente a un único punto común.
- 65 19. El dispositivo de medición de acuerdo con la reivindicación 15 y una cualquiera de las reivindicaciones 16 a 18

en el que la fuente de alimentación (43) es una batería que puede ser recargada cuando el primer contacto eléctrico (5) de cualquiera de los sensores de electrodo (1, 2) está conectado eléctricamente a un dispositivo de soporte de prendas conductor (60) y el segundo contacto eléctrico (8) a la conexión eléctrica 3.

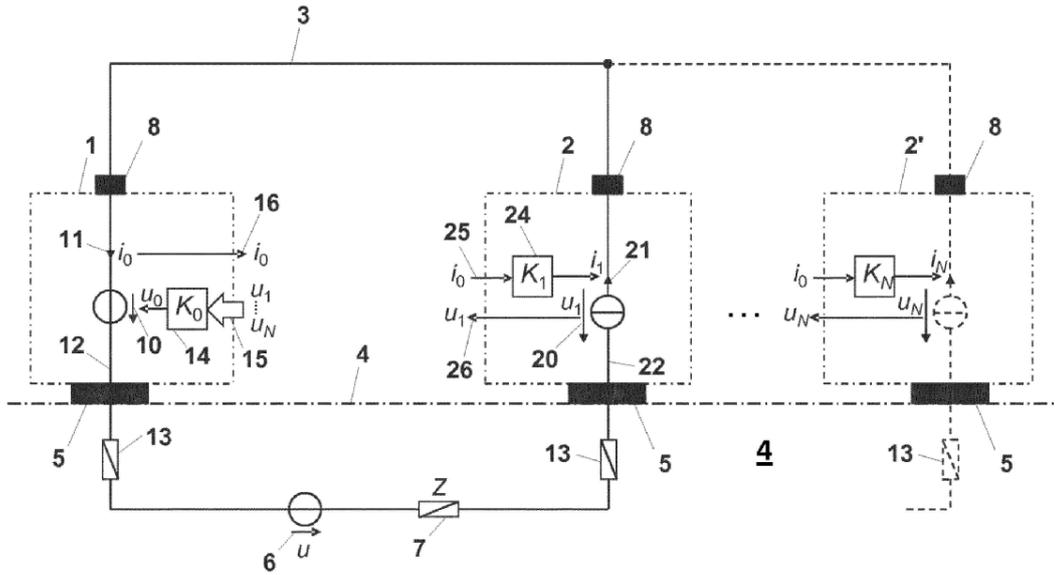


Fig. 1

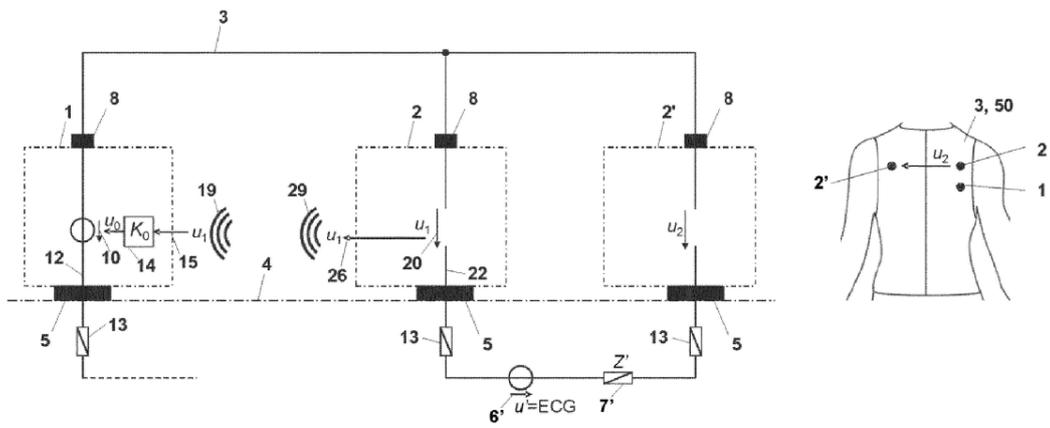


Fig. 2

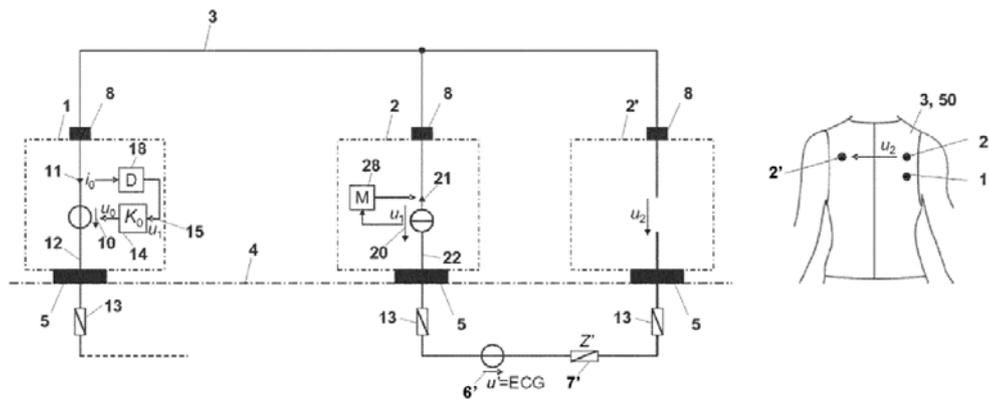


Fig. 3

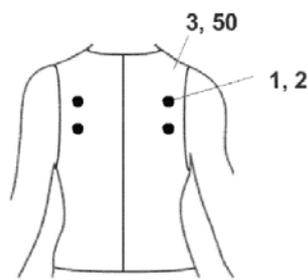


Fig. 5

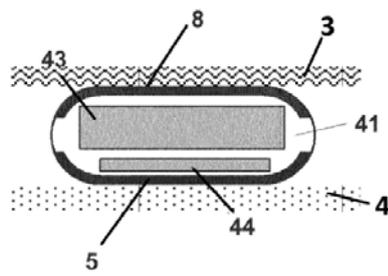


Fig. 4

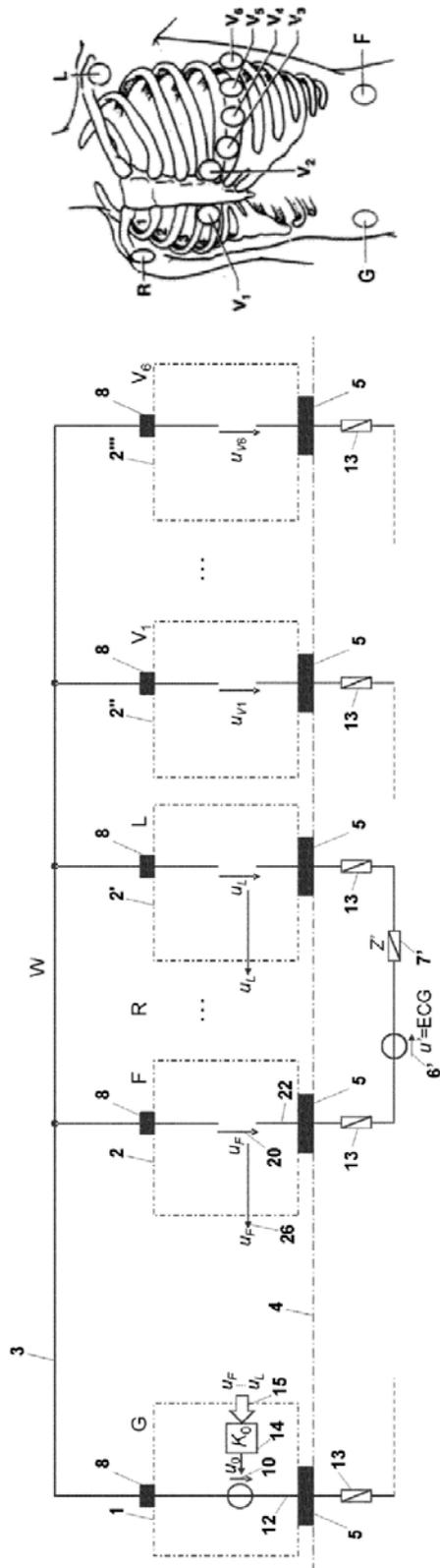


Fig. 6

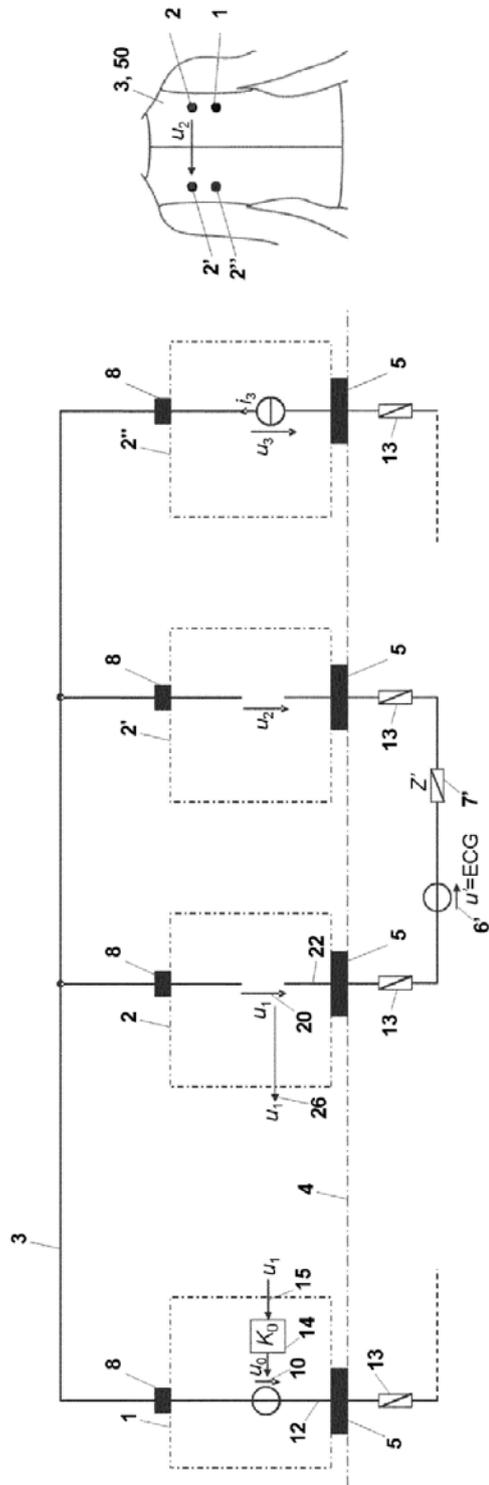


Fig. 7

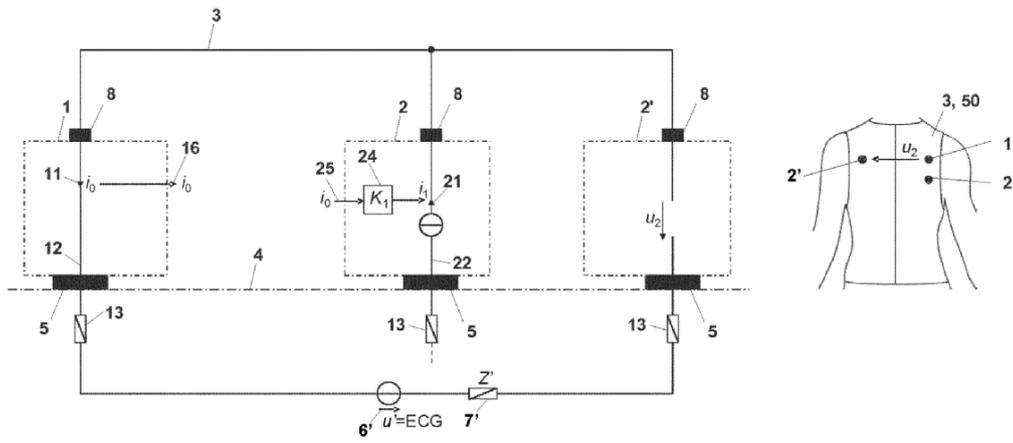


Fig. 8

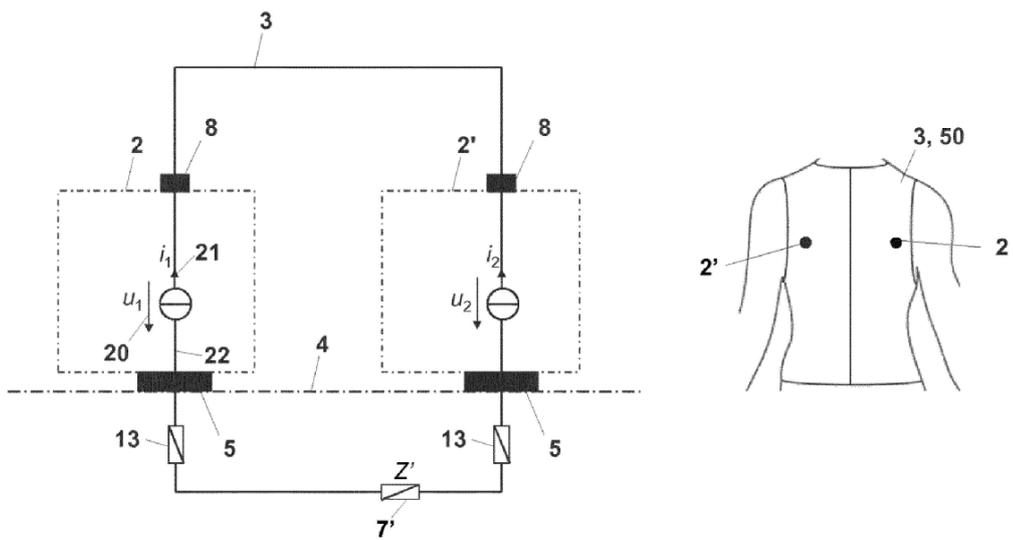


Fig. 9

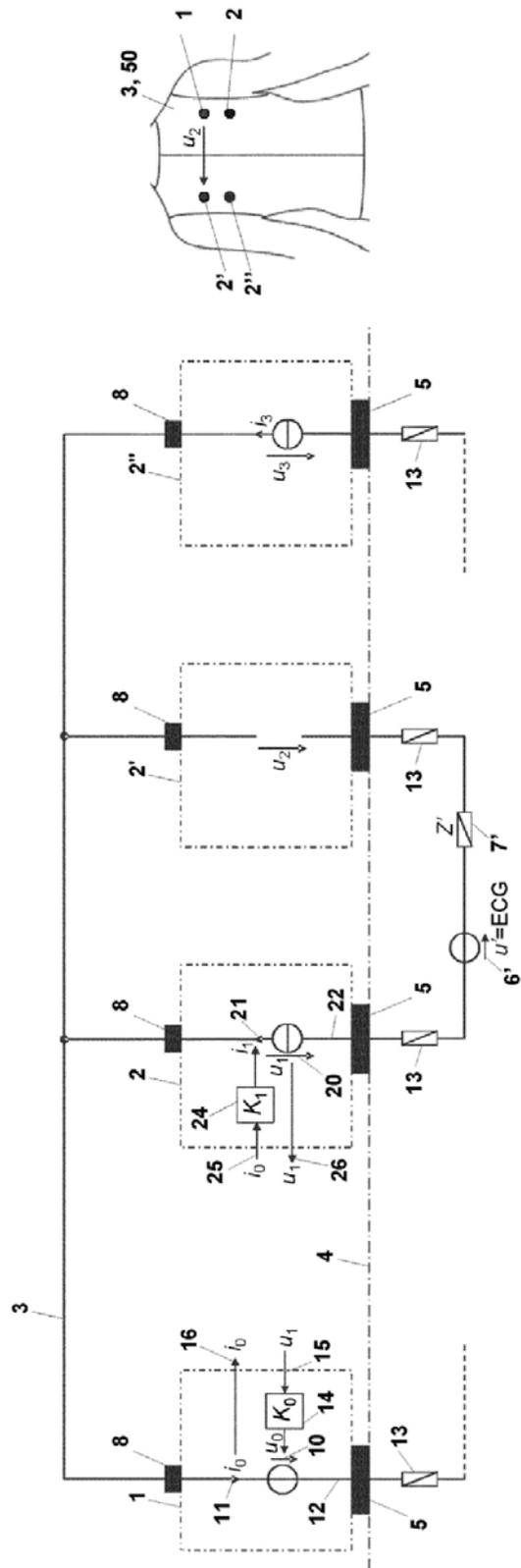


Fig. 10

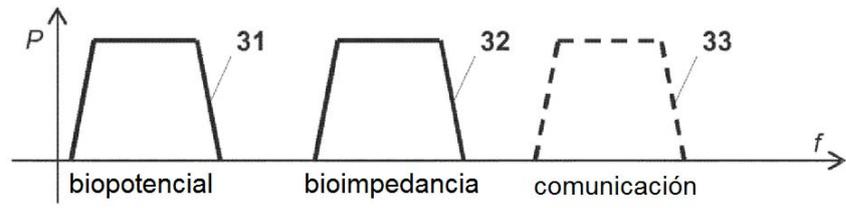


Fig. 11

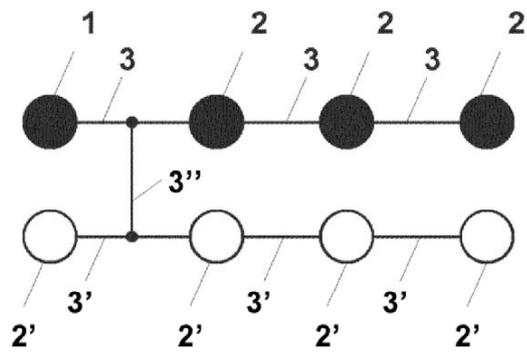


Fig. 12

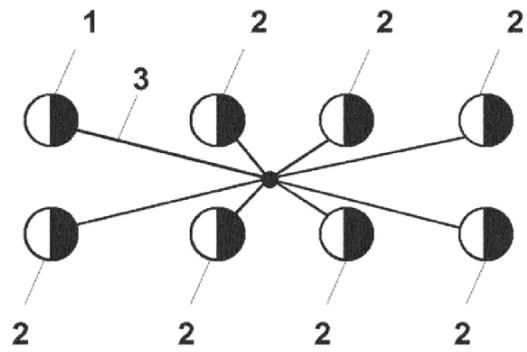


Fig. 13

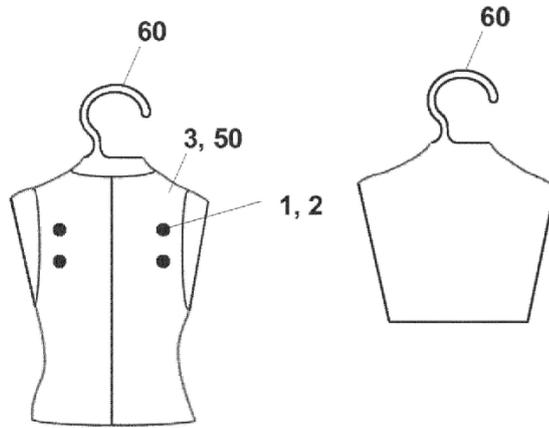


Fig. 14

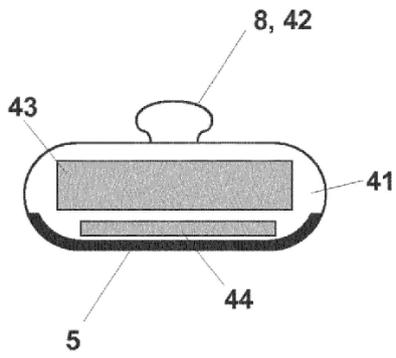


Fig. 15

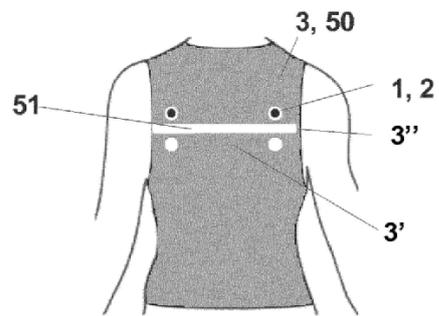


Fig. 16