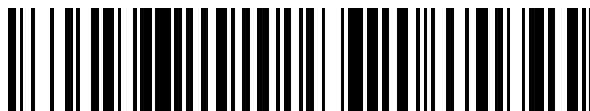


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 425 692**

21 Número de solicitud: 201230374

51 Int. Cl.:

A61B 5/04 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

13.03.2012

43 Fecha de publicación de la solicitud:

16.10.2013

56 Se remite a la solicitud internacional:

PCT/ES2013/070156

71 Solicitantes:

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA
(100.0%)
CAMINO DE VERA, S/N
46022 VALENCIA ES**

72 Inventor/es:

**PRATS BOLUDA, Gema;
GARCÍA CASADO, Francisco Javier;
YE LIN, Yiyao;
MARTÍNEZ DE JUAN, José Luis;
GARCÍA BREIJO, Eduardo y
IBÁÑEZ CIVERA, Javier**

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

54 Título: **APARATO DE MEDIDA DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN SUPERFICIE CORPORAL BASADO EN SENSORES ANULARES AJUSTABLES**

57 Resumen:

Aparato de medida de señales bioeléctricas en superficie corporal basado en sensores anulares ajustables.

El sensor (1) comprende un soporte aislante (2), un adhesivo (8) de fijación del soporte al paciente, un conductor en forma de disco (3) y al menos un conductor anular (4) concéntrico al anterior, dispuestos sobre el soporte (2) para captar señales bioeléctricas. Los conductores (3 y 4) están conectados a un circuito (5) de tratamiento de las señales captadas. Se caracteriza porque el soporte (2) es flexible sobre el que los conductores (3 y 4) están impresos en tinta o pasta conductora, adaptándose a la superficie en la que se fija. El sensor es modular e intercambiable.

El circuito (5) está configurado para establecer diferentes pesos a las tensiones de los conductores (3 y 4) generando múltiples salidas, correspondientes a distintas distribuciones espaciales de sensibilidad que se configuran en relación a lo requerido en la captación de los potenciales bioeléctricos a medir. Se prevé una matriz (9) de sensores (1) para obtener diferentes mapas de potencial de cada uno de los sensores (1).

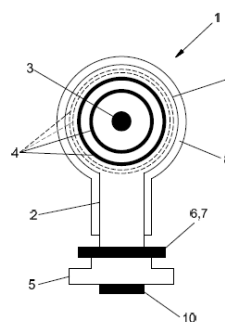


FIG. 1

ES 2 425 692 A1

DESCRIPCIÓN

APARATO DE MEDIDA DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN SUPERFICIE CORPORAL BASADO EN SENSORES ANULARES AJUSTABLES

OBJETO DE LA INVENCION

5 La presente invención, tal y como se expresa en el enunciado de esta memoria descriptiva, consiste en un aparato de medida en superficie corporal de señales bioeléctricas del tipo de los que comprenden un soporte sobre el que incluye un conductor en forma de disco y al menos un conductor anular concéntrico al anterior, para captar las tensiones correspondientes a las señales bioeléctricas en la zona en la que se fija el soporte. La invención tiene por objeto proporcionar un aparato en el que el sensor de medida sea flexible obteniendo una mayor comodidad para el usuario, y todo ello de forma que el sensor presente una configuración modular intercambiable en el aparato, para obtener una mayor higiene.

10 Otro de los objetivos importantes de la invención consiste en dotar al aparato de una pluralidad de conductores anulares concéntricos para proporcionar una pluralidad de salidas de tensión combinación lineal de las tensiones de los conductores, cuyos pesos pueden ser configurados de acuerdo a las diferentes distribuciones espaciales de sensibilidad en relación a lo requerido en la captación de los potenciales bioeléctricos a medir.

También es objeto de la invención el proporcionar un aparato en el que el sensor comprenda una matriz de sensores dispuestos sobre un único soporte para conseguir un mapa de potenciales bioeléctricos.

15 En general la invención es de aplicación en el ámbito clínico como son hospitales, centros de salud, centros de investigación o centros de rehabilitación, igualmente puede ser aplicable en la medida de la actividad física, como por ejemplo en deportistas. Más concretamente la invención se aplica para realizar el registro de potenciales bioeléctricos como es el caso del registro de la señal electrocardiográfica (ECG), ampliamente empleada en el diagnóstico de patologías cardíacas, o en pruebas de esfuerzo. Otro destacado ejemplo de aplicación es el registro no invasivo de la señal bioeléctrica uterina durante la gestación y el parto (EHG) que ayuda a determinar con antelación cuan próximo se encuentra el momento del parto, y si éste va a ser prematuro. También puede aplicarse en el caso de la monitorización de la actividad bioeléctrica intestinal, conocida como electroenterograma (EEnG) para determinar alteraciones en la actividad marcapasos intestinal, como es el caso de isquemia intestinal así como de patologías que llevan asociadas disfunciones en la actividad contráctil intestinal como la obstrucción mecánica, la hipercontractividad y los desórdenes semiopáticos o neuropáticos. Además la invención puede aplicarse al registro del electromiograma (EMG), la señal electrogastrográfica, la señal diafragmática, el registro de señales encefalográficas, el oculograma o el retinograma. En general, la invención es aplicable al registro de cualquier señal bioeléctrica susceptible de ser captada sobre la superficie corporal.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

35 En el estado de la técnica puede citarse el artículo científico "Concentric-ring electrode systems for non-invasive detection of single motor unit activity" en el que se describe el uso de electrodos compuestos por un disco central y al menos un anillo alrededor de dicho disco central, actuando ambos elementos como conductores eléctricos, para registrar potenciales bioeléctricos. Además describe que lo ideal para aumentar la selectividad espacial de dichos electrodos consiste en que éstos dispongan de varios anillos, de forma que a mayor número de anillos, mayor capacidad de seleccionar espacialmente las señales captadas. Cabe añadir que en este artículo se asignan unos determinados pesos a cada anillo que permiten cancelar la derivada ortogonal a la superficie de captación sobre una única señal de salida. En este documento no se plantea la posibilidad de incorporar pesos variables en las salidas, ni la posibilidad de ajustar los pesos para variar la distribución espacial de sensibilidad, optimizando la captación de las fuentes de señal deseadas, eliminando otras fuentes no deseadas de señal (interferencias). Tampoco ofrece diferentes salidas con un único electrodo multianillo.

La descripción se centra en la detección de señales de unas determinadas fibras musculares del cuerpo humano, con los pesos obtenidos según el criterio comentado.

40 Además en el estado de la técnica puede citarse el artículo cuyo título es "Development of a tri-polar concentric ring electrode for acquiring accurate Laplacian body surface potentials" en el que se utilizan sensores anulares, que entre otros aspectos comenta que utilizando electrodos tripolares, compuestos por un disco central más dos anillos, las señales no deseadas se atenúan de forma más eficaz, que utilizando electrodos con menos polos conductores. En este artículo no se describe la ponderación de los pesos de los anillos para cambiar el campo de sensibilidades para mejorar la captación de una determinada fuente de señal frente a otras interferencias, sino que la propia configuración anular reduce mejor que los registros bipolares convencionales o que los bipolares anillares la interferencia (o el ruido) que afecta de forma global a dichos registros.

En este sentido también puede citarse la Patente WO2011056626-A1 (WALTER BESIO) con número de prioridad US61/255,635 en la que se describe un electrodo multipolar formado por un disco central y tres anillos para adquirir y registrar datos de potenciales bioeléctricos. Este documento no se limita a configuraciones de como máximo tres anillos, sino que también describe el uso de una pluralidad de anillos de material conductor, tal y como se indica en su reivindicación tercera.

Los sensores de los documentos señalados, presentan un substrato o soporte rígido que impiden su perfecta adaptación al contorno corporal, con el inconveniente que ello representa, ya que esta falta de adaptación repercute en la calidad de las señales registradas, que son del orden de decenas o centenas de microvoltios, por lo que aumentar la calidad de las señales que se detectan es muy importante para el diagnóstico, y en consecuencia los sistemas convencionales no proporcionan la precisión requerida para los diagnósticos, aparte de no ofrecer el confort necesario para el usuario, tal y como sucede con la invención en la que el sensor presenta una naturaleza flexible. Los discos y anillos en los soportes rígidos se encuentran en una cara del soporte y su conexión con el circuito de control se realiza mediante "vías" para llevar la tensión del conductor de la cara en contacto con la superficie del paciente a la otra cara del soporte hasta el circuito de control. Esta conexión no se puede realizar con un substrato flexible al no permitir realizar "vías" para trabajar a doble cara.

Además en ninguno de los documentos citados se permite establecer salidas con pesos variables, ni la posibilidad de ajustar los pesos para variar la distribución espacial de sensibilidad, circunstancia que se da en la invención.

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

Para conseguir los objetivos y resolver los inconvenientes anteriormente indicados, la invención ha desarrollado un nuevo aparato de medida de señales bioeléctricas en superficie corporal, que al igual que los previstos en el estado de la técnica comprenden un sensor, que a su vez, comprende un soporte aislante, un adhesivo de fijación del soporte al paciente, un conductor en forma de disco y al menos un conductor anular concéntrico a dicho conductor en forma de disco, que están dispuestos sobre el soporte aislante para captar las tensiones correspondientes a las señales bioeléctricas en la zona en la que se fija el soporte. El aparato además comprende un circuito de tratamiento de las señales captadas por el sensor.

La principal novedad de la invención reside en el hecho de que se caracteriza por que el soporte aislante es flexible, estando el conductor en forma de disco y el al menos un conductor anular concéntrico impresos en tinta o en pasta conductora sobre dicho soporte. De esta forma se obtiene una configuración tal que el sensor se adapta al contorno de la superficie de la zona del paciente en la que se fija. Otra característica esencial de la invención consiste en que el soporte aislante está dotado de un conector al que se conectan el conductor en forma de disco y el al menos un conductor anular concéntrico para obtener una configuración de sensor modular intercambiable, lo que proporciona una mayor higiene al permitir desechar los sensores con cada usuario. Para ello el circuito de tratamiento de las señales captadas por el sensor, comprende un conector complementario al que se conecta el conector del sensor.

La conexión del conductor en forma de disco y del al menos conductor anular concéntrico con el conector se realiza mediante unas pistas conductoras impresas en el soporte y recubiertas de un dieléctrico, sobre el que están impresos el conductor en forma de disco y el al menos un conductor anular concéntrico en los puntos de cruce con las pistas conductoras, de forma que se evita que se cortocircuiten las pistas conductoras con dicho conductor en forma de disco y con dicho al menos un conductor anular concéntrico.

En una realización de la invención se prevé que el soporte aislante flexible comprenda una pluralidad de conductores anulares concéntricos, de modo que el aparato proporcione una pluralidad de salidas de tensión. El circuito de tratamiento de señales está configurado para establecer diferentes pesos a la tensión de cada conductor en cada una de las salidas del aparato, de forma que cada salida corresponde a diferentes mapas de distribución espacial de sensibilidad a la captación de los potenciales bioeléctricos en superficie, en relación a lo requerido en cada aplicación de medida de señales bioeléctricas en superficie.

Cada señal de salida del circuito de tratamiento de señales es una combinación lineal de la tensión de cada uno de los conductores N, definida por $V_{outj} = \sum_i^N a_{ij} \cdot V_i$; donde $j = 1, 2, \dots, M$, siendo M el número de salidas, V_i el potencial al que se encuentra el conductor "i" y a_{ij} el peso que se da a dicha tensión para la salida j-ésima.

La asignación de los pesos depende principalmente de la localización del electrodo y la localización de la fuente de señal deseada y de las fuentes de interferencia, que varían para cada sujeto en estudio y cada aplicación. Los pesos pueden ser determinados por el usuario experto que sintoniza hasta ver la señal deseada, o bien se pueden asignar pesos automáticamente mediante la aplicación de técnicas de procesamiento de la señal como las de separación de componentes independientes (ICA) que pueden programarse en el circuito. También se puede realizar una combinación de ambas opciones, una para el ajuste grueso y otra

para el ajuste fino.

Además, otra realización la invención comprende una matriz de sensores en la que el soporte aislante flexible es común a todos ellos, de forma que incluye varios sensores de captación embebidos en una matriz flexible y adhesiva.

- 5 La invención prevé la posibilidad de incorporar medios de transmisión de las señales de salida del circuito a un centro de procesamiento remoto. Dichos medios de transmisión pueden ser inalámbricos o estar conectados con el centro de procesamiento remoto vía cable.

10 A continuación para facilitar una mejor comprensión de esta memoria descriptiva, y formando parte integrante de la misma, se acompañan una serie de figuras en las que con carácter ilustrativo y no limitativo se ha representado el objeto de la invención.

BREVE ENUNCIADO DE LAS FIGURAS

Figura 1.- Muestra una representación esquemática de un ejemplo de realización de la invención en la que el aparato comprende un sensor formado por una pluralidad de conductores anulares concéntricos que están conectados a un circuito de tratamiento de señales.

- 15 **Figura 2.-** Muestra una representación esquemática del sensor para un caso en el que comprende dos conductores anulares, y en la que se aprecia la disposición del dieléctrico que permite realizar la conexión de los conductores 3 y 4 con el circuito 5 de tratamiento de las señales sin cortocircuitos.

20 **Figura 3.-** Muestra otro ejemplo de realización en el que se prevé una matriz de sensores dispuestos sobre un único soporte flexible. Cada sensor, al igual que en la figura 1 comprende una pluralidad de conductores anulares.

DESCRIPCIÓN DE LA FORMA DE REALIZACIÓN PREFERIDA

A continuación se realiza una descripción de la invención basada en las figuras anteriormente comentadas.

25 La invención se refiere a un aparato para el registro no invasivo de señales bioeléctricas en la superficie corporal, para lo que comprende un sensor 1 dotado de un soporte aislante 2 en cuya parte central está dotado de un conductor en forma de disco 3 alrededor del cual comprende al menos un conductor anular 4, concéntrico a dicho conductor en forma de disco 3. En el ejemplo de realización de la figura 1 se prevé la disposición de N conductores con N-1 conductores anulares 4, para la captación de tensiones bioeléctricas de la zona sobre la que se dispone el sensor. En dicha figura 1 los dos primeros conductores anulares 4 se han representado en línea llena y uno en línea de trazos para indicar la existencia de dichos N-1 conductores anulares 4. Cada uno de los conductores 3 y 4 está conectado a un circuito 5 de tratamiento de las señales captadas por los conductores 3 y 4, para lo que se prevé que el soporte aislante 2 esté dotado de un conector 6 complementario de un conector 7 previsto en el circuito 5, de forma que éste recibe las diferentes tensiones captadas por los conductores 3 y 4.

35 La conexión del conductor en forma de disco 3 y de los conductores anulares 4 concéntricos con el conector 6, se realiza mediante unas pistas conductoras 11 impresas en el soporte aislante 2 y recubiertas de un dieléctrico 12, sobre el que están impresos el conductor en forma de disco 3 y el al menos conductor anular 4 concéntrico en los puntos de cruce con las pistas conductoras 11 evitando su cortocircuitado, tal y como se muestra en la figura 2.

40 La configuración anterior proporciona un sensor modular que permite realizar su cambio cuando se requiera, proporcionando una mayor higiene.

Para permitir efectuar la fijación del sensor sobre el contorno de la superficie en la que se aplica al paciente, se prevé un adhesivo 8.

45 Además para facilitar el acoplamiento del sensor 1 sobre el contorno de la superficie en la que se adhiere, se prevé que el soporte aislante 2 sea de naturaleza flexible, que sea compatible con aplicaciones biomédicas y que soporte las temperaturas alcanzadas para la deposición de las pistas conductoras 11 y de los conductores 3 y 4, los cuales están constituidos por tintas o pastas que se depositan sobre el soporte aislante 2. Las tintas o pastas conductoras comprenden plata u otros materiales de alta conductividad, han de tener una buena adherencia sobre polímeros, ser compatibles con aplicaciones biomédicas y soportar su inyección o las altas temperaturas para permitir su aplicación mediante serigrafía sobre el soporte. En primer lugar se imprimen las pistas conductoras 11 y a continuación se recubren con el dieléctrico 12, para a continuación imprimirse los conductores 3 y 4, de forma que se evita que las pistas conductoras 11 se cortocircuiten con los conductores 3 y 4. Además las pistas conductoras 11 quedan protegidas por el dieléctrico 12.

El material dieléctrico también debe presentar buena adherencia con polímeros y conductores, ser compatible con aplicaciones biomédicas y permitir la aplicación mediante serigrafía o inyección de tinta. En la invención se ha valorado que los conductores 3 y 4 puedan ser depositados por técnicas de atacado químico, las cuales se han descartado por que las placas de circuito impreso (pcb) flexibles disponibles en el mercado, además de ser de elevado coste, no permiten alcanzar el grado de flexibilidad ofrecido por los soportes empleados en la presente invención. Además se requiere de un diseño multicapa, con vías que las interconecten, lo cual es muy difícil y costoso de implementar en pcb flexible.

El circuito 5 de tratamiento de las señales captadas por el sensor está configurado para establecer diferentes pesos variables a las tensiones captadas por los conductores concéntricos proporcionando diferentes señales de salida, correspondientes a diferentes distribuciones espaciales de sensibilidad de acuerdo con la aplicación a la que se destine el aparato, es decir en función de la medida que se desee realizar, optimizando así el registro de los potenciales bioeléctricos a medir.

El número de conductores anulares 4 está fuertemente condicionado por la aplicación a la que se destine el aparato de la invención, de forma que un mayor número de anillos supone disponer de más grados de libertad a la hora de generar las señales de salida del sistema, puesto que se dispone de un mayor número de pesos modificables para obtener un mapa de sensibilidad adecuado a la salida deseada de acuerdo con la medida a realizar. Por otro lado un mayor número de anillos también puede suponer un mayor coste asociado a los componentes electrónicos para el acondicionamiento de las señales, y una mayor complejidad del aparato.

Así, por ejemplo, bastaría con un sensor que comprenda un conductor en forma de disco 3 y un único conductor anular 4, para el caso de las aplicaciones más básicas, en las que la señal bioeléctrica a registrar sea de un nivel considerable, no esté sujeta a la posible presencia de fuentes relevantes de interferencia que necesiten ser canceladas, y no haya altas exigencias en cuanto al control del mapa de sensibilidades a la captación de la actividad. Un ejemplo de este tipo de aplicaciones puede ser el registro del ECG para determinar la frecuencia cardíaca. Sin embargo, si se desea registrar varias fuentes generadoras de señal que por ejemplo se encuentren a distintas distancias del sensor o una fuente sujeta a interferencias, será necesario emplear un mayor número de conductores anulares 4. El criterio básico consiste en emplear al menos tantos anillos conductores 4 en el sensor, como fuentes de señal e interferencias se vayan a captar. Un ejemplo a este respecto, sería la monitorización de embarazadas en la que sea deseada captar la actividad bioeléctrica uterina y el ECG fetal. En este caso el músculo uterino se encuentra más cerca de la superficie corporal que el corazón del feto que se encuentra a mayor profundidad. Además, el ECG materno puede ser una fuente de interferencia por lo que en este caso se recomendaría emplear al menos tres conductores anulares 4 además del disco 3 central.

Respecto a las dimensiones de los conductores 3 y 4, se recomienda que éstos presenten el mismo área para que las impedancias de entrada a la etapa de amplificación y acondicionamiento del circuito 5 sean teóricamente lo más parecidas posible, con lo que se disminuyen las diferencias en las entradas y se mejora el rechazo al modo común (CMRR). Además se recomienda que la distancia radial entre el radio medio del disco 3 central así como la separación entre los radios intermedios consecutivos sea la misma. También se recomienda que la separación entre los conductores sea lo más grande posible, puesto que de este modo, mayor será la diferencia entre las señales captadas por los mismos.

El circuito 5 incluye la circuitería analógica y digital para el acondicionamiento (amplificación, y filtrado) y la obtención de M señales en su salida 10 analógicas y/o digitales, para poderlas enviar a otro equipo, y por tanto también incluye el interfaz de transmisión de las mismas.

Cada señal de salida del circuito 5 es una combinación lineal de la tensión de cada uno de los conductores N, y viene definida:

$$V_{outj} = \sum_i^N a_{ij} \cdot V_i$$

donde $j = 1, 2, \dots, M$, siendo V_i el potencial al que se encuentra el conductor "i" y a_{ij} el peso que se da a dicha tensión para la salida j-ésima.

En el caso particular de un registro bipolar convencional de una única señal de salida (donde $M=1$) y se emplean dos conductores 3 y 4, la etapa de captación está formada por el disco 3 central y un conductor anular 4, siendo los pesos correspondientes de cada una de estas señales $a_1 = G$ y $a_2 = -G$, de manera que:

$$V_{out} = (V_1 - V_2) \cdot G$$

siendo V_1 la señal captada por el disco central 3 y V_2 la tensión captada por el anillo anular 4.

Para el caso de un registro tripolar en configuración bipolar con una única salida, la etapa de captación está

constituida por el disco 3 central y dos conductores anulares 4, siendo los pesos correspondientes a cada una de las señales $a_1 = 0,5 \cdot G$, $a_2 = -G$ y $a_3 = 0,5 \cdot G$, de forma que la tensión de salida del sensor es:

$$V_{out} = (0,5 \cdot (V_1 + V_3) - V_2) \cdot G$$

5 Asimismo para mapear la actividad bioeléctrica en una superficie asociada a un determinado órgano, músculo o miembro, el sistema permite el uso combinado de varios sensores de registro de la misma o diferentes dimensiones, como por ejemplo el mostrado en la figura 3 para lo que se prevé una matriz de sensores 1 que están conectados al circuito 5 de tratamiento de las señales captadas por cada uno de dichos sensores 1.

10 En este caso el número de sensores (K), así como su disposición sobre la superficie puede variar en función de la actividad bioeléctrica objeto de estudio. De forma que para el sensor k-ésimo de N_k conductores y M_k salidas se tendrá:

$$V_{out\ jk} = \sum_i^{N_k} a_{ijk} \cdot V_i$$

donde $j = 1, 2, \dots, M_k$ y $k = 1, 2, \dots, K$. El número total de señales de salida es $\sum_k^K M_k$, referidas a k terminales de referencia de tensión.

15 El circuito de tratamiento permite que las salidas 10 del circuito 5 sean transmitidas de forma inalámbrica o vía cable a un centro de procesado remoto.

20 Los pesos asignados a las salidas del circuito 5 pueden ser ajustados manualmente mediante diales o a través de software permitiendo cambios durante el propio proceso de registro para adaptar dichos pesos hasta que se obtenga la morfología o componente de señal objeto de registro. Esta configuración permite que el usuario pueda visualizar el efecto de los cambios en los pesos sobre las señales de salida hasta que éstas se ajusten a lo deseado. Se recomienda partir de unos valores de pesos por defecto y durante la monitorización realizar un ajuste final de los mismos si es necesario.

REIVINDICACIONES

1.- APARATO DE MEDIDA DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN SUPERFICIE CORPORAL BASADO EN SENSORES ANULARES AJUSTABLES, que comprende:

- un sensor (1) que a su vez, comprende:
 - 5 - un soporte aislante (2),
 - un adhesivo (8) de fijación del soporte al paciente,
 - un conductor en forma de disco (3) y al menos un conductor anular (4) concéntrico al disco conductor en forma de disco (3) y que están dispuestos sobre el soporte aislante (2) para captar las tensiones correspondientes a las señales bioeléctricas en la zona en la que se fije el soporte aislante (2);
 - 10 - y un circuito (5) de tratamiento de las señales captadas por el sensor;

caracterizado por que el soporte aislante (2) es flexible sobre el que el conductor en forma de disco (3) y el al menos un conductor anular (4) concéntrico están impresos en un material seleccionado entre tinta y pasta conductora, para adaptar el sensor (1) al contorno de la superficie en la que se fija; y comprendiendo el soporte aislante (2) un conector (6) al que están conectados el conductor en forma de disco (3) y el al menos un conductor anular (4) concéntrico; de conexionado a un conector (7) complementario previsto en el circuito (5).

2.- APARATO DE MEDIDA DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN SUPERFICIE CORPORAL BASADO EN SENSORES ANULARES AJUSTABLES, según reivindicación 1, caracterizado por que la conexión del conductor en forma de disco (3) y del al menos conductor anular (4) concéntrico con el conector (6) se realiza mediante unas pistas conductoras (11) impresas en el soporte aislante (2) y recubiertas de un dieléctrico (12), sobre el que están impresos el conductor en forma de disco (3) y el al menos conductor anular (4) concéntrico en los puntos de cruce con las pistas conductoras (11) evitando su cortocircuitado.

3.- APARATO DE MEDIDA DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN SUPERFICIE CORPORAL BASADO EN SENSORES ANULARES AJUSTABLES, según reivindicación 2, caracterizado por que el soporte aislante (2) flexible comprende una pluralidad de conductores anulares (4) concéntricos que proporcionan una pluralidad de salidas de tensión.

4.- APARATO DE MEDIDA DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN SUPERFICIE CORPORAL BASADO EN SENSORES ANULARES AJUSTABLES, según reivindicación 3, caracterizado por que comprende al menos tantos anillos conductores (4) como fuentes de señal e interferencia se vayan a captar en la realización de la medida.

5.- APARATO DE MEDIDA DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN SUPERFICIE CORPORAL BASADO EN SENSORES ANULARES AJUSTABLES, según reivindicación 3, caracterizado por que el circuito (5) de tratamiento de señales está configurado para establecer diferentes pesos variables a las tensiones de los conductores concéntricos proporcionando diferentes señales salida, correspondientes a diferentes distribuciones espaciales de sensibilidad; siendo cada señal de salida del circuito (5) de tratamiento de señales una combinación lineal de la tensión de cada uno de los conductores N, definida por $V_{outj} = \sum_i^N a_{ij} \cdot V_i$; donde $j = 1, 2, \dots, M$, siendo M el número de salidas, V_i el potencial al que se encuentra el conductor "i" y a_{ij} el peso que se da a dicha tensión para la salida j-ésima.

6.- APARATO DE MEDIDA DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN SUPERFICIE CORPORAL BASADO EN SENSORES ANULARES AJUSTABLES, según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que comprende una matriz (9) de sensores (1) en la que el soporte aislante (2) flexible es común a dichos sensores (1).

7.- APARATO DE MEDIDA DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN SUPERFICIE CORPORAL BASADO EN SENSORES ANULARES AJUSTABLES, según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que comprende medios de transmisión de las señales proporcionadas por el circuito (5) a un centro de procesado.

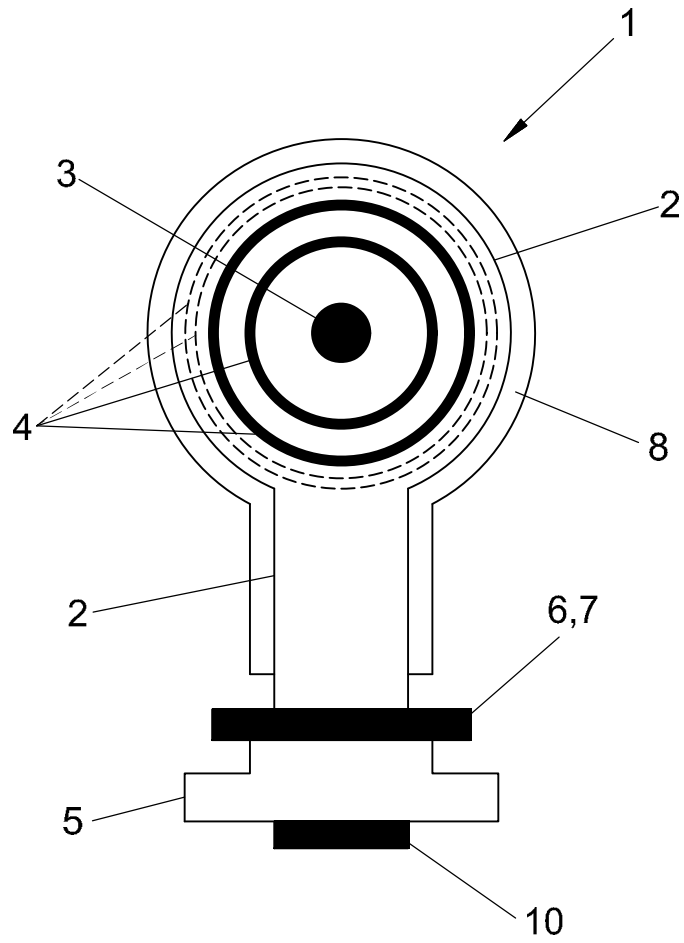


FIG. 1

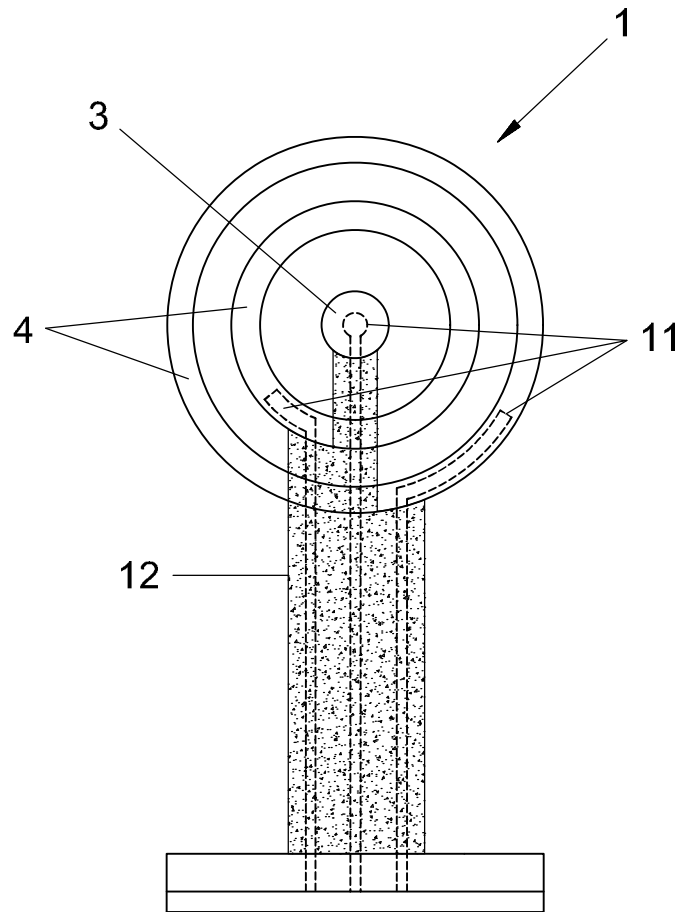


FIG. 2

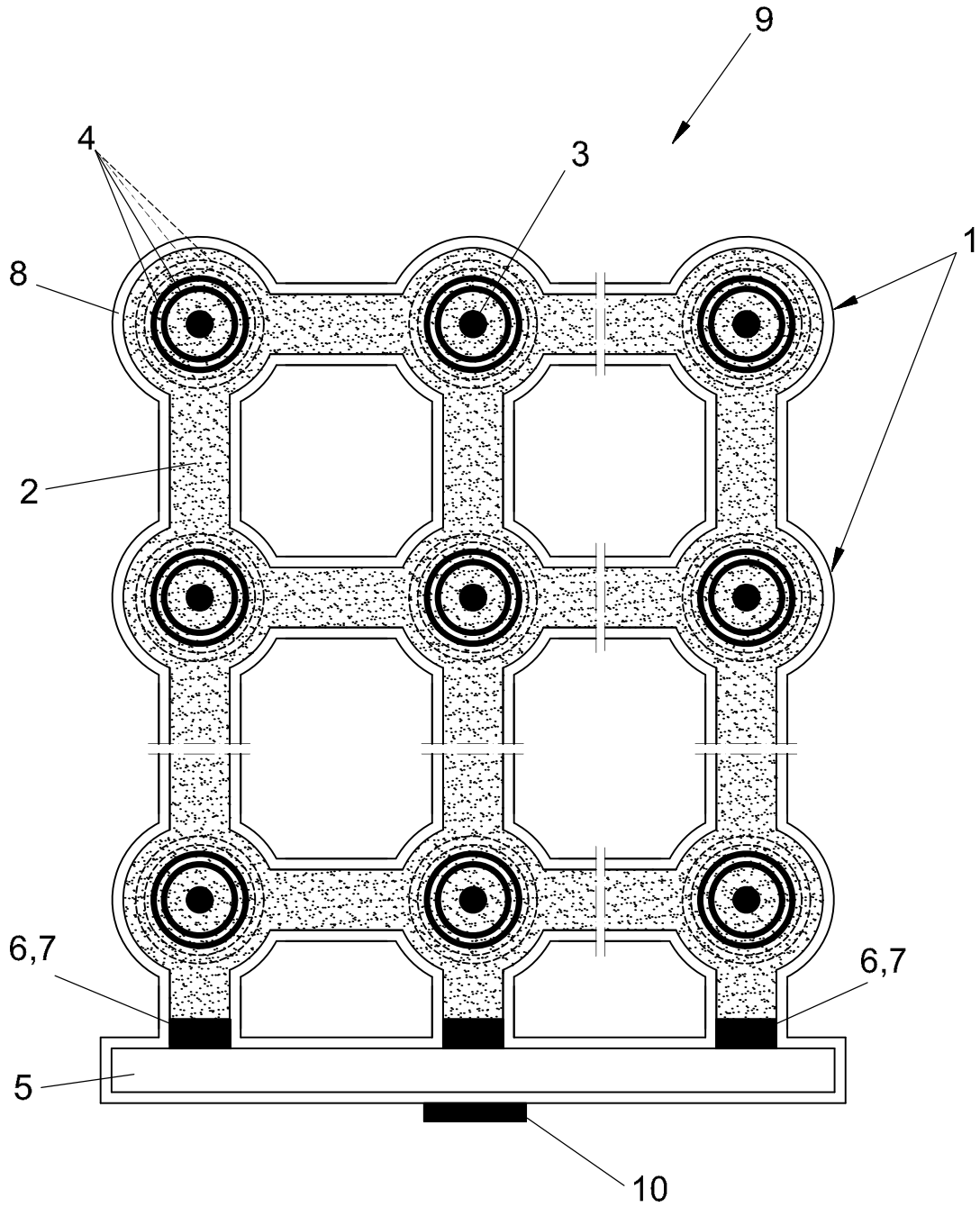


FIG. 3