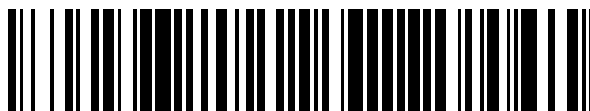


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 632 547**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/0478 (2006.01)

A61B 5/0408 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.07.2011 PCT/EP2011/061618**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.01.2012 WO12007384**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.07.2011 E 11730665 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.06.2017 EP 2593002**

54 Título: **Electrodo textil**

30 Prioridad:

13.07.2010 EP 10169351

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

14.09.2017

73 Titular/es:

**CECOTEPE ASBL (100.0%)
Rue Cockerill 101
4100 Seraing, BE**

72 Inventor/es:

**NINANE, CHRISTIAN y
DELIEGE, BENJAMIN**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 632 547 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

Electrodo textil.

Campo de la invención

La presente invención se refiere a un electrodo textil para medir una señal eléctrica de una parte del cuerpo.

5 Otro aspecto de la invención se relaciona con una prenda que comprende dicho electrodo.

Estado de la técnica

10 En la técnica son conocidos los electrodos médicos. En general, dichos electrodos comprenden una superficie metálica en contacto cercano con la piel. Se fijan a la piel mediante un adhesivo y la impedancia entre la piel y la superficie metálica se reduce por el uso de un gel conductor, por ejemplo, Silver Gel o por el uso de un material tipo esponja lleno de una solución acuosa que contiene un electrolito. Dichos tipos de electrodos se describen, por ejemplo, en el documento US 3.845.757. De aquí en adelante, dichos tipos de electrodos se denominarán "electrodos médicos estándares", o "electrodos médicos de la técnica anterior".

15 Los electrodos médicos de la técnica anterior tienen diversos problemas. Por ejemplo, se deben tomar precauciones específicas para lograr una buena adhesión entre la piel y el electrodo (es decir, la piel debe estar rasurada y limpia). Para evitar que el adhesivo falle, por ejemplo, el gel conductor no debe contaminar la superficie adhesiva, ya que puede impedir la adhesión. Finalmente, el uso de dicho electrodo es algo incómodo. Esto es particularmente cierto para mediciones a largo plazo, por ejemplo, en el campo de los estudios del sueño.

20 El documento WO-A-01/02052 describe una prenda, adaptada para utilizarse como un electrodo médico. La prenda comprende un cuerpo tubular, que comprende al menos dos zonas diferentes. Una de dichas zonas es una zona de conducción eléctrica, que se utilizará como la superficie de electrodo del electrodo médico. Otra zona es una zona elástica, que comprende hilos no conductores. Dicha zona elástica asegura la posición de la zona de conducción eléctrica en el cuerpo en el que se utilizará el electrodo médico.

25 Se sabe que la resistencia eléctrica de contacto entre dicho electrodo basado en textil y la piel de un usuario al que se le aplica el electrodo es lo suficientemente alta como para dificultar la detección de señales eléctricas. La resistencia eléctrica de contacto en dicho caso se ve además afectada negativamente por los movimientos del usuario, reduciendo la relación señal-ruido. Ello se puede reducir parcialmente mediante la presencia de humedad, ya sea debido a la transpiración en el caso de mediciones durante la realización de ejercicios deportivos o al agregado de un gel conductor que se aplica en el electrodo.

30 Lamentablemente, no siempre hay transpiración y agregar un gel solo tiene un efecto temporal, ya que el disolvente de gel tiende a evaporarse. Por lo tanto, el electrodo descrito no es apropiado para medir señales eléctricas pequeñas como, por ejemplo, señales de EEG, en un experimento a largo plazo y, más particularmente, con un paciente en reposo. Por un lado, tales mediciones de EEG son datos clave en el estudio de, por ejemplo, el sueño, en donde, por otro lado, los cambios en la comodidad de la persona que duerme deben ser lo más sutiles posible.

35 El documento WO 2004/058346 describe una disposición de electrodos en donde el contacto conductor con la piel se obtiene con un electrodo impermeable a la humedad, maximizando así la aparición de transpiración y reduciendo la resistencia de contacto. Nuevamente, debido a su rigidez, dicho electrodo es algo incómodo e inapropiado para un usuario en reposo o relajado, o en partes de la piel que producen una pequeña cantidad de transpiración como, por ejemplo, la cabeza del ser humano en condiciones de reposo normales en las que el paciente no está estresado.

40 El documento US2009076362 describe un electrodo textil que comprende un material eléctricamente aislante y absorbente de tela que estará en contacto con la piel y que se vuelve conductor al humedecerse.

Objetos de la invención

El objeto de la presente invención es proveer un electrodo textil que solucione los problemas de la técnica anterior.

45 Más concretamente, la presente invención busca proveer un electrodo textil capaz de medir señales eléctricas pequeñas como, por ejemplo, señales de EEG en experimentos a largo plazo, preferiblemente, que duren más de 12 horas.

Además, la presente invención busca proveer un electrodo textil que cumpla con las condiciones de sueño usuales.

Compendio de la invención

La presente invención se refiere a un electrodo textil para medir una señal eléctrica de un cuerpo según la reivindicación 1.

Según las realizaciones preferidas particulares, la invención además describe al menos una o una combinación apropiada de las siguientes características:

- la tasa de transmisión de vapor de agua del material de lámina de barrera de vapor es menor que 100 g/m².día;
- 5 – la tasa de transmisión de vapor de agua del material de lámina de barrera de vapor es menor que 50 g/m².día;
- el contacto de textil está impregnado con un gel conductor;
- el material absorbente está impregnado con el gel conductor o con un disolvente del gel conductor;
- 10 – un contacto eléctrico exterior se conecta al contacto textil conductor y se ubica en el lado externo de dicho material de lámina de barrera;
- el material de lámina de barrera de vapor comprende una capa polimérica;
- la capa polimérica comprende un polímero seleccionado del grupo compuesto de PEEK, poliimida, poliamida-imida, polietersulfona, polisulfona, polímero de cristal líquido, poliéster y sus mezclas;
- 15 – la capa polimérica comprende un polímero seleccionado del grupo compuesto de EPDM, etilvinilacetato, SIS, SEBS, caucho etileno-propileno, caucho sintético o natural, sus copolímeros y sus mezclas;
- el material de lámina de barrera de vapor además comprende una capa metálica o de óxido de metal;
- un circuito eléctrico se imprime en dicha capa metálica;
- el electrodo textil además comprende dispositivos electrónicos para tratar, durante el uso, la señal inducida por dicha parte del cuerpo;
- 20 – dichos dispositivos electrónicos comprenden medios de amplificación y/o medios de comunicación inalámbrica;
- el material de lámina de barrera de vapor es flexible;
- el material de lámina de barrera está unido al soporte textil mediante un adhesivo y/o cosido a lo largo de su perímetro en el soporte textil.
- 25 Otro aspecto de la invención se relaciona con una prenda que comprende al menos un electrodo según la invención.
Preferiblemente, la prenda de la invención es apropiada para disponer dicho electrodo en contacto con la cabeza de un paciente.
La presente invención también se relaciona con el uso de una prenda según la invención para medir una señal de EEG o una señal de EMG.
- 30 Breve descripción de los dibujos
La Figura 1 representa, de forma esquemática, una vista en sección transversal de un ejemplo de un electrodo textil según la presente invención.
La Figura 2 representa, de forma esquemática, un ejemplo de una prenda (cinta de pelo) que incluye electrodos textiles según la invención.
- 35 La Figura 3 representa una imagen de un electrodo según la invención.
La Figura 4 representa, de forma esquemática, la preparación de prueba experimental de un ejemplo de electrodo textil según la invención.
La Figura 5 representa una comparación de la impedancia de un electrodo según la invención y un electrodo médico de la técnica anterior, respectivamente, como una función de frecuencia.
- 40 La Figura 6 representa una medición de pérdida de peso de diferentes disposiciones de electrodos (pérdidas de disolvente de gel).

Referencia de las figuras

- 1. Electrodo
- 2. Soporte textil
- 3. Contacto textil conductor
- 5 4. Material absorbente de líquido
- 5. Cable eléctrico
- 6. Contacto eléctrico exterior
- 7. Material de lámina de barrera
- 8. Prenda
- 10 9. Cables de conexión
- 10. Interfaz de EEG
- 11. Cabeza del paciente
- 12. Fuente de tensión de CA
- 13. Osciloscopio
- 15 14. Resistencia

Descripción detallada de la invención

El electrodo de la presente invención comprende un textil conductor 3, fabricado, por ejemplo, de un hilo de plata conductor, para proveer un contacto con la piel. Cuando se lo coloca en la piel, y debido a su suavidad, dicho contacto mejora la comodidad del usuario en comparación con contactos rígidos.

20 Con el fin de disponer el contacto en el lugar adecuado de una parte del cuerpo donde se debe medir una señal eléctrica, el contacto conductor está soportado por un textil 2. Con el fin de mejorar la comodidad del dispositivo y mejorar la estabilidad del contacto obtenido, el textil de soporte tiene, preferiblemente, propiedades elásticas. Ello se puede lograr, por ejemplo, mediante el uso de un jersey tejido, utilizando fibras convencionales.

25 Con el fin de aumentar el contacto eléctrico entre la piel y el textil conductor, el textil conductor está, preferiblemente, impregnado con un gel conductor o un líquido conductor. Dado que, en general, dicho líquido o gel es volátil, la impregnación se lleva cabo, normalmente, justo antes de su uso. El uso de dichos líquidos o geles reduce la impedancia de contacto del electrodo de manera tal que se pueden medir fácilmente señales eléctricas muy pequeñas como, por ejemplo, aquellas medidas en EEG.

30 Con el fin de reducir la evaporación del disolvente de gel, que degrada la calidad del contacto eléctrico, se aplica un material de lámina de barrera de humedad 7 en el lado posterior del soporte textil 2. Se ha descubierto que lo último reduce considerablemente la evaporación del gel conductor o disolvente de gel, mejorando así el tiempo de medición continua posible. Dicho material de lámina de barrera de humedad se podría extender de forma ventajosa sobre una superficie un poco más amplia que el contacto textil conductor 3 subyacente, con el fin de minimizar la evaporación del disolvente. Una lámina de barrera que presenta dimensiones un 10% a 20% más amplias que el contacto es un buen equilibrio entre la reducción de evaporación y la mejora de comodidad.

35 Preferiblemente, el material de lámina de barrera tiene una tasa de transmisión de vapor de agua (WVTR, por sus siglas en inglés), también llamada tasa de transmisión de vapor de humedad (MVTR, por sus siglas en inglés), menor que aproximadamente 100 g/m².día, más preferiblemente menor que aproximadamente 50 g/m².día, idealmente menor que aproximadamente 25 g/m².día. La WVTR en la presente invención se mide según el método ASTM E-96-92.

40 De forma ventajosa, el textil de soporte 2 es hidrófobo, con el fin de reducir la migración lateral del líquido por capilaridad.

45 Para mejorar aún más el tiempo de medición continua posible, se puede almacenar, de forma ventajosa, una cantidad adicional de gel conductor o disolvente de gel en una capa absorbente intermedia 4. Dicha capa puede ser un material tipo esponja o, preferiblemente, una capa textil adicional. Dicha capa textil adicional se puede obtener, preferiblemente, mediante un tejido tridimensional. De forma ventajosa, dicha capa absorbente es hidrófila, con el fin

de almacenar una gran cantidad de disolvente, aumentando así el tiempo de medición posible. En la Figura 1 se representa dicho electrodo.

Dicha capa adicional también puede mejorar el contacto eléctrico al presentar una superficie sensora en una protuberancia que sobresale de la superficie textil.

- 5 De forma ventajosa, el material de lámina de barrera tendrá propiedades elastoméricas, con el fin de reducir el impacto en las propiedades mecánicas del dispositivo. Ello se puede obtener mediante el uso de polímeros seleccionados del grupo compuesto de EPDM, etilvinilacetato, SIS, SEBS, caucho etileno-propileno, caucho sintético o natural, sus copolímeros y sus mezclas. De manera alternativa, el material de lámina de barrera puede comprender un polímero seleccionado del grupo compuesto de PEEK, poliimida, poliamida-imida, polietersulfona, polisulfona, polímeros de cristal líquido como, por ejemplo, aquellos comercializados bajo el nombre comercial de Vectra®, poliéster y sus mezclas. Dichos últimos polímeros son apropiados como capa de soporte para hacer una placa de circuito impreso flexible.

- 10 Con el fin de aumentar sus propiedades de barrera, el material de lámina de barrera es, de forma ventajosa, una película multicapa que comprende un material de barrera de vapor. Preferiblemente, al menos una capa de dicha película multicapa es una capa metálica o de óxido de metal.

- 15 Más preferiblemente, la capa exterior (la capa en el lado opuesto al textil en el que se fija la lámina de barrera) es una capa metálica. Dicha capa metálica, además de la mejora de barrera, puede, de forma ventajosa, utilizarse para producir una placa de circuito impreso en el lado posterior del electrodo. En dicho caso, el área metálica que queda después de la impresión reducirá el área efectiva disponible para la transmisión de vapor de agua, reduciendo la tasa de evaporación total del electrodo.

- 20 Con el fin de simplificar la conexión del electrodo 1 a un dispositivo de adquisición 10, un contacto eléctrico exterior 6 puede estar disponible en el lado posterior del material de lámina de barrera de humedad 7. Dicho contacto puede conectarse al contacto de textil conductor 3 mediante un cable eléctrico 5. La conexión entre el contacto 6 y el dispositivo de adquisición 10 puede asegurarse luego mediante un cable 9, o cualquier otro medio de comunicación.

- 25 Preferiblemente, el material de lámina de barrera comprende en su lado posterior una placa de circuito impreso (PCI), más preferiblemente, una PCI flexible. Ello permite proveer un circuito electrónico directamente ubicado en el electrodo. Por ejemplo, el circuito puede comprender medios de amplificación como, por ejemplo, un amplificador diferencial más cercano al contacto. Dicha proximidad puede reducir el nivel de ruido, mejorando así la relación señal-ruido. En una realización particular, el electrodo se puede reducir a dicho mero circuito, pero con la desventaja de que la sensación textil da mucha mayor comodidad a la piel y de que la estructura textil es más favorable para la distribución de gel.

- 30 El electrodo de la presente invención puede, de forma ventajosa, integrarse en una prenda 8 utilizable, como se representa de forma esquemática en la Figura 2. Preferiblemente, dicha prenda 8 presenta una gran elasticidad, con el fin de regular la presión aplicada entre el textil conductor 3 y la parte del cuerpo. Dicha prenda 8 puede, de forma ventajosa, comprender elementos adicionales como, por ejemplo, acumuladores, dispositivos de comunicación inalámbrica y/o de grabación de señal, de modo que al utilizarse ningún cable deba estar conectado a dispositivos externos, mejorando así la comodidad del usuario.

- 35 Todas dichas ventajas hacen que la prenda de la presente invención se adapte particularmente a las mediciones de EEG en estudios del sueño, en particular al reducir la perturbación de la persona que duerme que surge de diferentes conexiones a dispositivos externos que se necesitan para dicho experimento. En dichos estudios, un tiempo de medición mínimo y la comodidad del usuario son parámetros claves. Por dicha razón, los electrodos de la presente invención pueden, de forma ventajosa, integrarse en un sombrero o una prenda tipo sombrero.

La prenda de la presente invención también puede utilizarse, de forma ventajosa, en estudios pediátricos.

- 40 Se debe notar también que la impregnación de gel es más fácil en el electrodo de la invención y que la puede llevar a cabo un usuario no capacitado sin ningún riesgo, contrario a lo que sucede con los electrodos médicos de la técnica anterior, en donde un posicionamiento incorrecto del gel puede reducir la adhesión del electrodo. En el electrodo de la invención, dicha adhesión y el contacto de calidad resultante están mejor asegurados por la presión elástica aplicada por la elasticidad del textil utilizado.

Ejemplo

- 45 Se han producido tres ejemplos de electrodos según la invención y su rendimiento se ha comparado con los electrodos médicos estándares. La Figura 3 representa una imagen de uno de dichos electrodos.

Como se ve en la Figura 3, los contactos textiles se integran en un textil de jersey. La estructura textil es, desde el contacto de la piel con el lado exterior: material de textil conductor/ de textil de soporte/ de lámina de barrera.

5 El textil conductor es un jersey de doble tejido que incorpora fibras de poliamida recubiertas con plata (Shieldex 235/34 dtex, 2 pliegos, alta conductividad). El textil de soporte es un jersey de poliéster de punto interlock que actúa también como una capa aislante. Y, finalmente, la capa de lámina de barrera es una película de poliimida (Kapton™) dieléctrica de 50 µm, con una capa de cobre superpuesta de 35 µm (PCI flexible). La lámina de PCI se extiende 0,5 cm. alejándose de los límites del área de contacto subyacente.

Según la WVTR descrita en la bibliografía, las películas Kapton de 50 µm tienen una WVTR de menos de aproximadamente 27 g/m².día (mayor valor informado). Dicho valor se reduce aún más por la presencia del área metalizada que deja el PCI, considerando una capa de cobre de 35 µm como una capa de barrera absoluta.

10 El gel conductor es un gel que contiene plata, comercializado bajo la marca "Brygel ECG". Este último es un gel que se utiliza normalmente en el campo de las mediciones de EEG.

15 Dos electrodos se integran en el soporte, el cual tiene la forma de una banda elástica, que presenta una longitud personalizable. En la Figura 4 se representa la configuración eléctrica general. La distancia entre los electrodos es de aproximadamente 11 cm. y los electrodos se mantienen en la frente de un paciente con una presión constante. Un electrodo adicional de puesta a tierra se coloca en la piel del usuario. Se inyecta una señal sinusoidal de 5 Vpp desde la fuente de tensión de CA 12 en el primer electrodo. En la salida del segundo electrodo, se coloca una resistencia 14 que tiene un orden de magnitud similar al de la impedancia a medir. Las mediciones se llevan a cabo con un osciloscopio 13.

Cuando se utiliza un gel conductor en la medición de impedancia, se depositan aproximadamente 0,5 g directamente en el contacto antes de la medición.

20 En todas las mediciones de impedancia, se ha medido una impedancia cuasiestática mediante una señal de 10 Hz. Con el fin de evaluar el nivel de ruido, se ha medido una señal de 50 Hz que surge del sistema de distribución eléctrica.

25 Se han utilizado tres dimensiones de electrodos textiles que tienen, respectivamente, 1, 2, y 4 cm. cuadrados. La impedancia se ha medido tanto en electrodos secos como en electrodos con gel. Los resultados obtenidos por dichos electrodos se han comparado con un electrodo médico de la técnica anterior que tiene un área de contacto de gel de aproximadamente 2 cm. cuadrados y un electrodo metálico de 0,8 cm. cuadrados. No se han llevado a cabo mediciones en electrodos médicos secos de la técnica anterior. Los resultados se resumen en la Tabla 1.

	Electrodo médico de la técnica anterior	Textil 1 cm ²	Textil 2 cm ²	Textil 4 cm ²
Electrodo seco 10 Hz	-	505 kΩ	-	40,4 kΩ
Con gel 10 Hz	10 kΩ	47 kΩ	-	7,4 kΩ
Con gel, 100 Hz	8,9 kΩ	21,45 kΩ	13,5 kΩ	6,2 kΩ
1 kHz con gel	4,2 kΩ	5,6 kΩ	3,7 kΩ	1,6 kΩ
10 kHz con gel	0,832 kΩ	0,654 kΩ	0,54 kΩ	0,33 kΩ

Tabla 1

30 Los resultados en la Tabla 1 muestran que todas las superficies propuestas son aceptables, con una superficie de 3,25 cm. cuadrados para obtener las propiedades más cercanas a los electrodos médicos de la técnica anterior (estándar habitual).

También se ha calculado el ruido que surge de una distribución eléctrica de 50 Hz. La Tabla 2 resume la amplitud de tensión medida de 50 Hz (no deseada) del componente de señal en bruto (unidades: voltios).

	Electrodo médico de la técnica anterior	Textil 1 cm ²	Textil 4 cm ²
Electrodo	-	0,156	0,064

	Electrodo médico de la técnica anterior	Textil 1 cm ²	Textil 4 cm ²
seco			
Con gel	0,03	0,052	0,016

Tabla 2

5 La Figura 5 representa la variación de impedancia del electrodo textil de un contacto de textil conductor de 4 cm. cuadrados según la invención (curva A) en comparación con la impedancia del electrodo médico de la técnica anterior (curva B), en un amplio rango de frecuencias. Dichos resultados demuestran la capacidad de dicho electrodo de registrar una señal eléctrica en un amplio rango de frecuencias. Mediante la electrónica integrada según se describe más arriba, la impedancia directa del electrodo según la invención puede incluso reducirse en comparación con el electrodo médico de la técnica anterior, reduciendo también el nivel de ruido.

10 La Figura 6 representa la pérdida de peso de diferentes configuraciones de electrodos como una función de tiempo. En todos dichos casos, se ha depositado aproximadamente 1 g de gel conductor en el electrodo y cada electrodo se ha dispuesto en una superficie impermeable a la humedad. La curva C representa la pérdida de peso en el caso de un electrodo textil sin un material de lámina de barrera de humedad en el lado posterior. La curva D representa el caso en que el material de lámina de barrera del lado posterior se posiciona de forma adhesiva mediante pegamento sobre casi toda la superficie del material de lámina de barrera. La curva E representa la pérdida de peso en el caso de un electrodo textil conductor con un material de lámina de barrera de humedad cosido en el lado posterior del electrodo. En E, el área cosida se ubica en el perímetro de la película de barrera. Con el fin de asegurar de forma mecánica el electrodo de la invención, se prefiere el uso tanto de una unión adhesiva como de una costura del perímetro. Se observa que la variación del peso del gel con el paso del tiempo es mucho mayor en el caso de un electrodo sin una lámina de barrera de humedad (curva C). La diferencia entre las curvas D y E es que, en el caso unido, las mallas se mantienen mucho más ajustadas, lo cual reduce aún más la pérdida de humedad del gel. En términos de calidad, para los dos electrodos con barrera de humedad, el gel restante es de un aspecto similar al del gel depositado inicialmente. En el caso de ausencia de barrera de humedad, el gel se vuelve seco y pegajoso.

15

20

REIVINDICACIONES

1. Un electrodo textil (1) para medir una señal eléctrica de una parte del cuerpo, comprendiendo dicho electrodo, sucesivamente desde el lado a aplicar en la parte del cuerpo hasta el exterior:
- 5 - un contacto textil conductor (3) adaptado para aplicarse a dicha parte del cuerpo;
- un soporte textil (2) para soportar dicho contacto textil (3);
- un material de lámina de barrera de vapor (7) capaz de reducir, durante el uso, la evaporación de líquido de dicho electrodo textil (1);
- 10 - un material absorbente (4) capaz de almacenar un líquido o un gel, caracterizado por que dicho material absorbente se dispone entre dicho textil conductor (3) y dicho soporte textil (2).
2. Un electrodo textil según la reivindicación 1, en donde la tasa de transmisión de vapor de agua del material de lámina de barrera de vapor es menor que $100 \text{ g/m}^2 \cdot \text{día}$, preferiblemente menor que $50 \text{ g/m}^2 \cdot \text{día}$.
3. Un electrodo textil (1) según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde dicho contacto textil (3) está impregnado con un gel conductor.
- 15 4. Un electrodo textil según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde dicho material absorbente (4) está impregnado con el gel conductor o con un disolvente del gel conductor.
5. Un electrodo textil según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde un contacto eléctrico exterior (6) se conecta al contacto textil conductor (3) y se ubica en el lado externo de dicho material de lámina de barrera.
- 20 6. Un electrodo textil según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde el material de lámina de barrera de vapor (7) comprende una capa polimérica.
7. Un electrodo textil según la reivindicación 6, en donde la capa polimérica comprende un polímero seleccionado del grupo compuesto de PEEK, poliimida, poliamida-imida, polietersulfona, polisulfona, polímeros de cristal líquido, poliéster y sus mezclas.
- 25 8. Un electrodo textil según la reivindicación 6, en donde la capa polimérica comprende un polímero seleccionado del grupo compuesto de EPDM, etilvinilacetato, SIS, SEBS, caucho etileno-propileno, caucho sintético o natural, sus copolímeros y sus mezclas.
9. Un electrodo textil según cualquiera de las reivindicaciones 6 a 8, en donde el material de lámina de barrera de vapor comprende además una capa metálica o de óxido de metal.
- 30 10. Un electrodo textil según la reivindicación 9, en donde un circuito eléctrico está impreso en dicha capa metálica (7).
11. Un electrodo textil según la reivindicación 10, que además comprende dispositivos electrónicos para tratar, durante el uso, la señal inducida por dicha parte del cuerpo.
12. Un electrodo textil según la reivindicación 11, en donde dichos dispositivos electrónicos comprenden medios de amplificación y/o medios de comunicación inalámbrica.
- 35 13. Una prenda que comprende al menos un electrodo (1) según cualquiera de las reivindicaciones precedentes.
14. Una prenda según la reivindicación 13, en donde dicha prenda es apropiada para disponer dicho electrodo (1) en contacto con la cabeza (11) de un paciente.

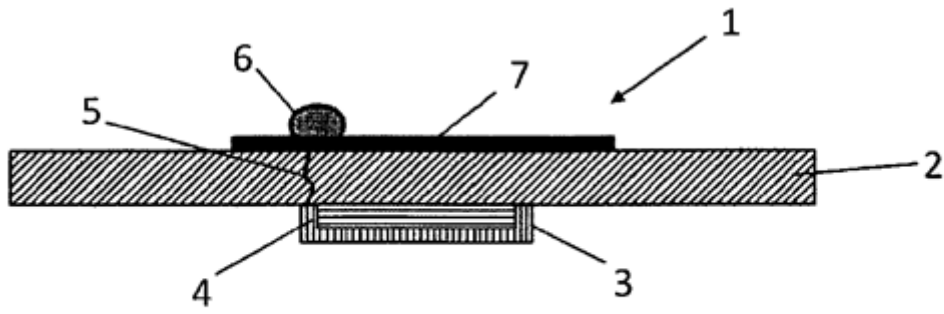


Figura 1

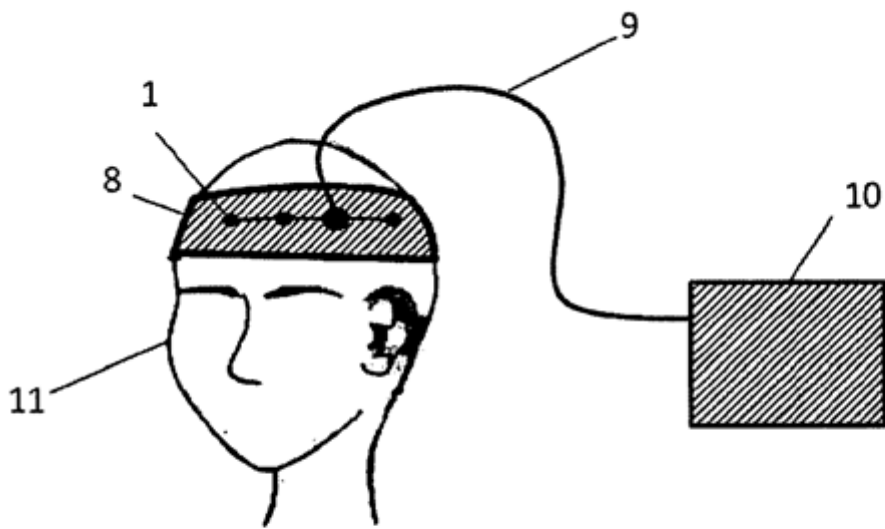


Figura 2

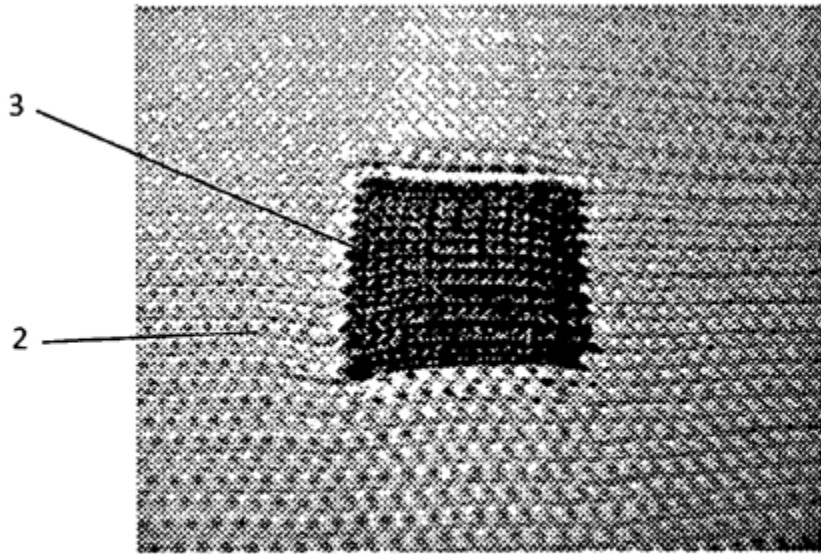


Figura 3

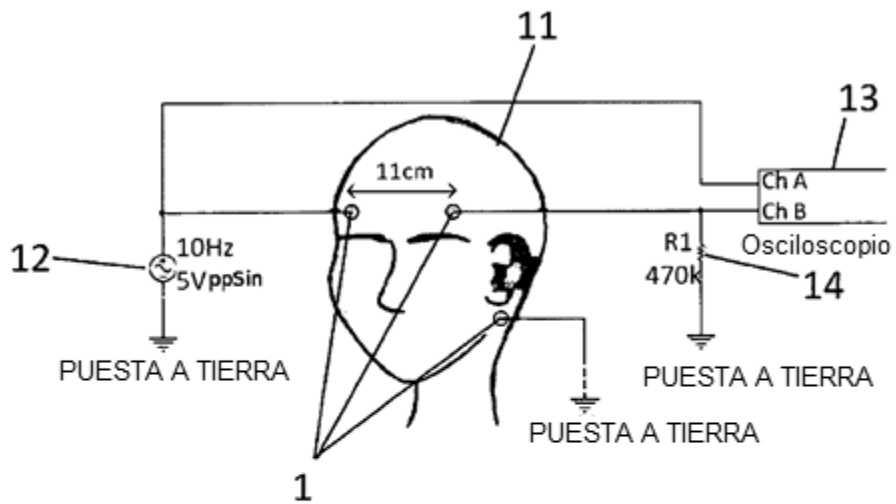


Figura 4

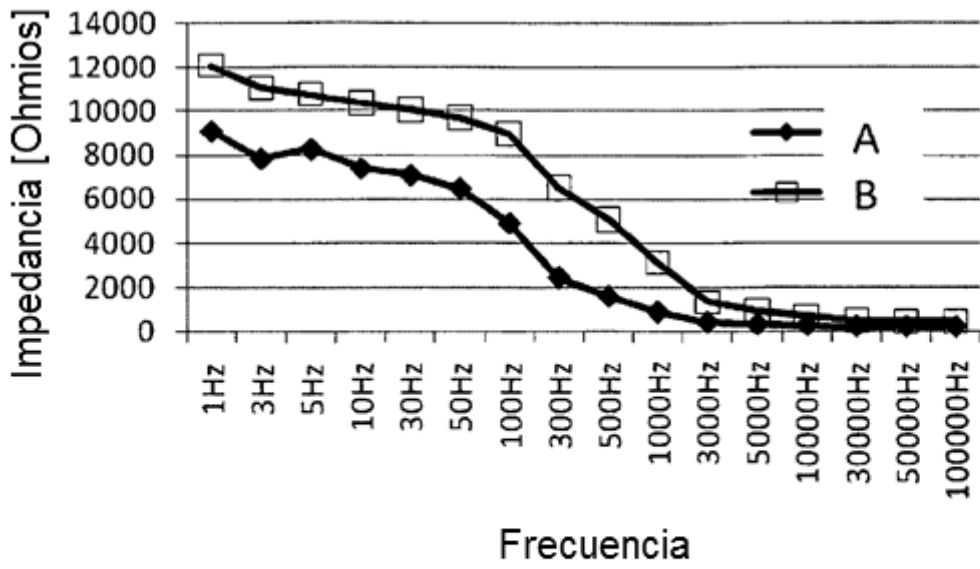


Figura 5

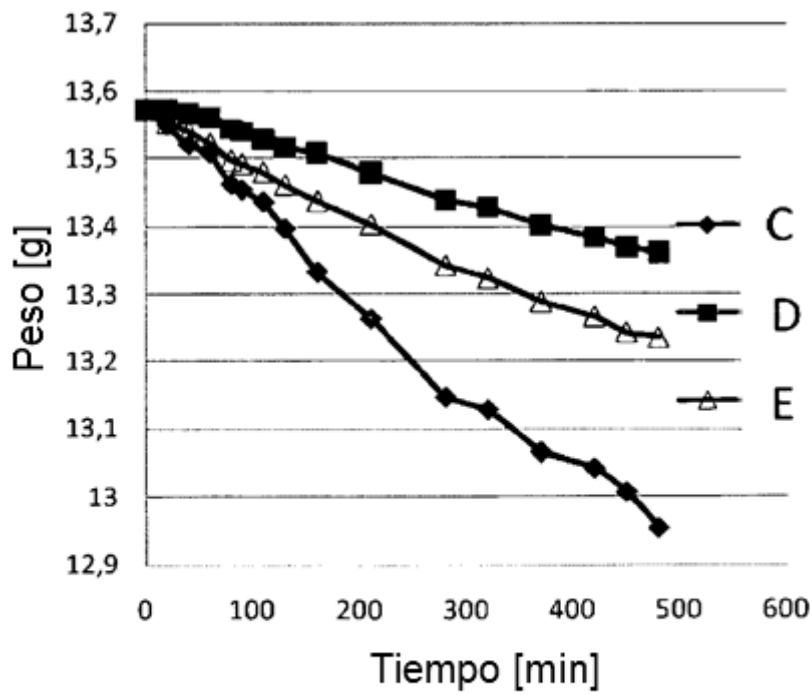


Figura 6