



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① Número de publicación: **2 289 948**

② Número de solicitud: 200601997

⑤ Int. Cl.:
A61B 5/04 (2006.01)
A61N 1/05 (2006.01)
A61N 5/00 (2006.01)

⑫

PATENTE DE INVENCION

B1

⑫ Fecha de presentación: **19.07.2006**

⑬ Fecha de publicación de la solicitud: **01.02.2008**

Fecha de la concesión: **01.09.2008**

⑮ Fecha de anuncio de la concesión: **16.09.2008**

⑯ Fecha de publicación del folleto de la patente:
16.09.2008

⑰ Titular/es: **STARLAB BARCELONA, S.L.**
c/ de l'Observatori Fabra, s/n
08035 Barcelona, ES

⑱ Inventor/es: **Ruffini, Giulio;**
Dunne, Stephen y
Farres, Esteve

⑲ Agente: **Torner Lasalle, Elisabet**

⑳ Título: **Sensor electrofisiológico.**

㉑ Resumen:

Sensor electrofisiológico.
Comprende una pluralidad de nanoestructuras (2) conductoras susceptibles de transmitir una señal eléctrica captada de la superficie de la piel o de otra parte de un tejido orgánico a un medio transmisor (4, 7) en donde dichas nanoestructuras (2) adoptan una configuración filiforme, rígida y están conectadas por un extremo a un sustrato conductor (4) acoplado a dicho medio transmisor (4, 7) y son operables para penetrar por su extremo libre, a modo de agujas, en dicho tejido orgánico (6).

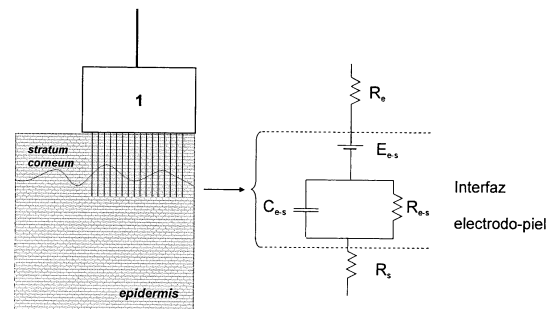


FIG. 3

ES 2 289 948 B1

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 37.3.8 LP.

DESCRIPCIÓN

Sensor electrofisiológico.

Campo de la invención

La presente invención se refiere en general a un sensor electrofisiológico, - es decir, un conjunto de electrodo para aplicaciones electrofisiológicas - y, en particular, a un sensor adaptado para aplicaciones electrofisiológicas que no requieran sustancias conductoras que actúen como interfaz entre el sensor y la zona de toma de señal.

La invención concierne asimismo a un sensor electrofisiológico que opera en seco susceptible de ser aplicado a la transmisión de señales eléctricas débiles (tales como señales de potencial biológico) con bajo ruido, a través de la piel, basado en nanotecnología.

Antecedentes de la invención

Actualmente, los sensores electrofisiológicos aplicados sobre la piel están viendo incrementada su demanda en clínicas modernas y en aplicaciones biomédicas.

La solicitud de patente EP-A-1596929 describe un dispositivo médico que comprende un electrodo que incorpora un material basado en nanotubos de carbono y un método para fabricar el dispositivo.

Los nanotubos de carbono fueron descubiertos aproximadamente hacia el año 1991 y desde entonces se les ha encontrado numerosas e interesantísimas aplicaciones tales como almacenamiento de energía para baterías, condensadores, etc. En la solicitud de patente anteriormente mencionada se parte del conocimiento de estos nanotubos para la construcción de un dispositivo médico. Dicho dispositivo médico es utilizado para percibir y comunicar estímulos eléctricos de un modo similar al que se plantea en la presente invención, pero en aquella solicitud de patente es necesaria la aplicación, en al menos una porción de la superficie del dispositivo médico, de una capa adhesiva formada por un polímero conductor para adherir los nanotubos a al menos una porción del electrodo. En el sensor de la presente invención no es necesaria esta capa, pudiéndose utilizar técnicas como CVD (Chemical Vapor Deposition) para el crecimiento directo de los nanotubos sobre un sustrato conductor en el dispositivo.

El dispositivo médico descrito en la solicitud de patente EP-A-1596929, no describe ni sugiere tampoco que los nanotubos dispuestos sobre una porción del electrodo estén configurados y/o adaptados para penetrar directamente en la piel, debiendo deducir de ello que su aplicación será la convencional mediante interposición de una capa de interfaz entre electrodo y piel, en general de tipo gel.

La necesidad de aplicar una capa interfaz entre el electrodo o sensor y la piel u otro tejido orgánico supone algunos inconvenientes: es necesario invertir un tiempo largo preparando la piel y el dispositivo (del orden de algunos minutos) para cada intervención. La interfaz gel-piel no es una interfaz estable, lo cual añade ruido (electrodo-piel, electrodo-polímero o gel, gel-piel) a las medidas tomadas perturbando su fiabilidad. Además el gel conductor puede sufrir modificaciones tales como secarse (al menos en un cierto grado) durante el proceso y añadir con ello aún más ruido a la información involucrada. Es asimismo necesario actuar sobre la piel en la que se va a proceder a la colocación del dispositivo rascando o raspando ligeramente la superficie epidérmica para unificarla y

garantizar la conductividad con las consecuentes molestias por parte del paciente y tiempo operativo.

De lo anteriormente expuesto, aparece necesario ofrecer una alternativa al estado de la técnica que palle las molestias generadas en el paciente, ahorre tiempo al operario, y reduzca las perturbaciones y errores derivados del ruido añadido a las medidas. Interesa por ello aportar un sensor que mejore las deficiencias actuales señaladas anteriormente.

El sensor electrofisiológico de la presente invención aporta una particular solución a esta necesidad y a diferencia del dispositivo descrito en la citada solicitud de patente EP-A-1596929 en dicho sensor alternativo será posible prescindir de la citada capa adhesiva sustrato-nanotubo, añadiendo además una operativa diferente basada en la penetración de la piel por parte de los nanotubos, según se describe a continuación.

Exposición de la invención

La presente invención concierne a un sensor o conjunto de electrodo electrofisiológico que está integrado básicamente por un electrodo para la piel utilizable en múltiples aplicaciones tales como: electroencefalogramas (EEG), electrocardiogramas (ECG), electro-oculografía (EOG), o electromiografía (EMG) entre otras. El sensor se basa en tecnología con nanoestructuras y se aplica en la transmisión de señales eléctricas débiles, con bajo ruido, a través de la piel. Consta de un conjunto formado por una estructura de nanotubos de carbono (CNT) con una disposición y configuración particular especialmente favorable para aplicaciones electro-fisiológicas.

Más en concreto, el sensor electrofisiológico que se propone es del tipo que comprende una pluralidad de nanoestructuras conductoras susceptibles de transmitir una señal eléctrica débil captada desde la piel o desde otra parte de un tejido orgánico a un medio transmisor formado por ejemplo por un conector eléctrico que se continúa en un conductor o cableado y se caracteriza por integrar una estructura de múltiples nanotubos de carbono fijados a un sustrato conductor apropiado, de soporte, emergiendo de dicho sustrato dichos nanotubos en forma de elementos filiformes y sustancialmente rígidos, a modo de agujas. La fijación no requiere una capa de polímero para la adhesión de los nanotubos. De este modo, estas nanoestructuras filiformes y rígidas están conectadas químicamente por un extremo a dicho sustrato conductor vinculado a un conector eléctrico y son operables para penetrar, al menos parcialmente, por su extremo libre a modo de agujas en dicho tejido orgánico o piel, sin necesidad de ninguna interfaz o gel intermedio, es decir el sensor electrofisiológico opera en seco sobre la piel que no ha debido someterse a un tratamiento de preparación previo. El contacto y penetración parcial de los nanotubos en el Stratum Corneum (capa exterior de la epidermis con un espesor de 10 a 20 μm y que constituye un medio resistivo) permiten un contacto eléctrico estable, de baja impedancia y ruido.

En un primer ejemplo de realización el sensor electrofisiológico de la invención comprende una carcasa envolvente que alberga dicho conector y que tiene asociado a una pared externa el citado sustrato conductor soporte de las nanoestructuras.

Conforme a una segunda realización preferida se ha previsto que el sensor incluya en asociación con dicho conector un amplificador local.

En una tercera versión aún más mejorada el sen-

sor incluye adicionalmente un circuito para un tratamiento (pre-procesado o procesado) o adecuación, al menos parcial, de las señales eléctricas débiles capturadas desde la piel.

En una cuarta versión aun más mejorada, se ha previsto incorporar un circuito electrónico para la transmisión de los datos capturados por el sensor, por radiofrecuencia, a un punto remoto de gestión.

La transmisión y control del circuito electrónico asociado al sensor se realiza de forma inalámbrica pudiéndose acoplar, en caso necesario, otros dispositivos de comunicación digital, como puede ser el caso de un puerto de comunicaciones USB.

En general el sensor incorporará un circuito electrónico digital que realiza unas funciones de acondicionamiento de la señal, control automático de ganancia, compensación automática de la deriva, digitalización y filtrado digital.

Estas funciones permiten reducir de forma importante las interferencias de la señal y constituyen una mejora sustancial respecto al estado de la técnica.

Otra función del citado circuito electrónico es la posibilidad de compresión de las señales digitalizadas, previamente a la transmisión de dichas señales a los dispositivos de presentación y almacenaje de las señales permitiendo ello reducir la tasa de información a transmitir y el consumo del dispositivo.

Para la compresión de la señal digitalizada se utilizan técnicas de modulación diferencial como por ejemplo la *Continuously Variable Slope Delta-modulation (CVSD)* ampliamente utilizada para la transmisión de voz en los dispositivos *Bluetooth*.

La medida y disposición de los citados nanotubos incorporados en el cuerpo del sensor, sobresaliendo del mismo agrupados a modo de cepillo, es tal que pueden penetrar el *stratum corneum* la última capa de la piel ofreciendo así una mejor recepción de la señal eléctrica.

Esta nueva disposición de los medios captadores del sensor permite:

1. Evitar la necesidad de rascar la piel de la zona elegida para la captación de datos reduciendo, de ese modo, el tiempo empleado en la medida y la incomodidad ocasionada al paciente.
2. Prescindir de un gel o sustancia de interfaz, eliminando así el ruido introducido en la medida ocasionado por dicho gel o sustancia interfaz y disminuyendo igualmente el tiempo empleado en la medida.

Dicho de otro modo, utilizando el sensor electrofisiológico propuesto por la presente invención, no se requerirá de una preparación de la piel previa ni posterior a la transmisión de señales eléctricas a través de la piel.

Asimismo, dichos nanotubos pueden ser incorporados en una matriz colocada o fijada en distintos soportes tales como una prenda de ropa, una almohada o un colchón, consiguiendo pasar desapercibidos por el paciente y no interfiriendo en las medidas tomadas. Aún más, los propios tejidos podrán tener infraestructuras de comunicación integradas.

Un sensor electrofisiológico, tal y como el aquí descrito puede ser utilizado en la comunicación en el área corporal usando señales eléctricas débiles y por ello seguras Es decir, usando el interior del cuerpo co-

mo un conductor para transferir información para la llamada Área de red Corporal, incluyendo comunicaciones con implantes.

De acuerdo con la presente invención, la utilización de una tecnología de nanotubos de carbono resulta altamente interesante debido a que dichos nanotubos son extremadamente pequeños, incrementando así la seguridad sanitaria disminuyéndose el riesgo de infección. Los nanotubos utilizados son buenos conductores, inertes y extremadamente duros y consistentes.

Según un ejemplo de realización, un valor razonable para la resistencia del conjunto de nanotubos de carbono ha de ser menor a 100 k Ω ; dado que la impedancia de un nanotubo de carbono de múltiples paredes (Multiple Wall Carbon Nanotubo) que son los aquí empleados, es de 1000 k Ω , basta que unos pocos penetren la piel o establezcan un contacto eléctrico de baja impedancia mediante otro mecanismo (capacitancia). A partir de estos datos y haciendo los cálculos pertinentes se llega a la conclusión de que la presente invención constará de un mínimo de 20 nanotubos considerando que todos ellos tengan plenamente contacto con la piel.

Breve descripción de los dibujos

Las anteriores y otras ventajas y características del sensor electrofisiológico de la invención se comprenderán mejor a partir de la siguiente descripción de los dibujos adjuntos, en los que:

la Fig. 1 muestra un conjunto de nanotubos de carbono (CNT) según la invención aplicado directamente a la piel, observándose que dicha nanoestructura penetra en el *stratum corneum*, la última capa de la piel y viendo igualmente la cubierta del sensor y esquemáticamente la instalación de transmisión de la señal;

la Fig. 2 muestra un segundo ejemplo de realización similar al primero en el que al sensor se le ha añadido un amplificador instalado dentro de la cubierta del conjunto; y

la Fig. 3 muestra un diagrama eléctrico o circuito equivalente representativo del funcionamiento del sensor descrito por la presente invención, indicándose en esta representación la resistencia del sensor, las propiedades de la interfaz y otras variables.

Descripción detallada de un ejemplo de realización

El sensor electrofisiológico 1 según la invención está integrado por una carcasa 8 que alberga un conjunto de nanotubos de carbono (CNT) 2 soportados directamente en un sustrato conductivo 3 del que emergen a modo de finísimas agujas rígidas, aptas para poder contactar directamente, sin la aplicación de un gel electrolítico, con la piel 6 y penetrar, al menos en parte, en el *stratum corneum*, la capa más externa de la piel, tal y como se observa en la Fig. 1. En esta Fig. 1 también se ha detallado un conector eléctrico 4 que sirve de puente entre el sustrato conductivo 3 y una instalación o al menos un cableado 7 para transportar la señal a un punto remoto.

Con el sensor electrofisiológico 1 presentado por la presente invención dotado de una estructura de nanotubos de carbono 2, inertes (es decir no polarizables), en forma de unos elementos filiformes rígidos, agrupados a modo de un cepillo que son capaces de penetrar dicha capa externa de la piel se consigue una transmisión de señales eléctricas portadoras de información, desde un tejido orgánico, con menor ruido respecto a los sensores del estado de la técnica y sin

necesidad de una capa intermedia de interfaz. Además, dicha estructura de nanotubos de carbono 2 o (CNT) está diseñada para que penetre de forma esca-
5 sa, sin llegar a entrar en contacto con las células nerviosas, evitando de ese modo cualquier sensación de dolor en el paciente o posible transmisión de una infección.

Ventajosamente los nanotubos de carbono 2 em-
10 pleados, son de múltiple pared con lo que se incrementa su conductividad y se favorece la captación y transmisión de las señales de potencial biológico.

Los citados nanotubos de carbono 2, de múltiples
15 paredes, se han obtenido por crecimiento directamente en el sustrato 4, el cual es de titanio o de silicio altamente dopado.

En otro ejemplo de realización mostrado en la Fig.
2 el sensor 1 incluye adicionalmente un sistema de
20 amplificación de la señal 5 integrado dentro de la misma carcasa 8 para disminuir el ruido en las medidas. En este caso se reproduce la disposición de elementos descrita anteriormente, de nuevo, se tiene una interfaz de CNT 2 en forma de cerdas de un cepillo en contacto con la capa más externa de la piel 6 (penetrando ligeramente en la misma) e igualmente se cuenta con una instalación o medio de transporte 7, tal como un
25 cableado para transportar la señal eléctrica, que esta vez estará conectada directamente al dispositivo amplificador 5.

El sensor de la invención puede construirse de ma-
30 nera que pueda incorporarse directamente en distintos sustratos, tales como prendas de ropa, almohadas, colchones u otros. En una realización particular se ha previsto que dicho sustrato conductor esté integrado en un material que forma parte de una superficie de dicha prenda de ropa u otro artículo proveedor de un
35 sustrato.

Teniendo en cuenta que el sensor electrofisiológico de la invención opera a modo de electrodo biológico como un transductor que convierte una corriente
40 fónica en una corriente eléctrica, se ha previsto que en una realización posible el sensor de la invención emplee además un recubrimiento adecuado para facilitar la reacción Red-OX en la zona de interfaz y a tal efecto los citados nanotubos 2 están recubiertos, al menos parcialmente (en la región de sus puntas), con un recubrimiento apropiado y en particular con un re-
45

cubrimiento de Ag-AgCl.

En otra ejecución de la invención se ha previsto que el sensor electrofisiológico descrito albergue ade-
5 más un circuito electrónico para un procesamiento y tratamiento de la señal, y un transmisor de radio-frecuencia.

En la Fig. 3 se ha representado una simulación me-
10 diante un circuito equivalente del comportamiento del sensor electrofisiológico de la invención, en relación con una señal iónica captada por el sensor.

A diferencia del comportamiento de un sensor si-
15 milar del estado de la técnica en el cual existirán al menos dos acoplamientos R-C, con sus correspondientes resistencias de entrada y salida asociada, correspondiendo respectivamente a una primera interfaz gel-piel y a una segunda interfaz gel-electrodo en la propuesta de la presente invención dicho acoplamiento R-C se ve limitado al acoplamiento piel-sensor, derivando de ello una reducción notable en el rui-
20 do introducido en la señal débil captada, debida a las menores acumulaciones de carga en las capas de interfaz, en especial al evitar la interfaz gel-piel la cual es sabido que aporta una componente de inestabilidad debida con alta probabilidad a la difusión del gel en el *stratum comeum* que es un proceso dinámico no ho-
25 mogéneo.

Entre las aplicaciones del sensor electrofisiológico de la invención destaca la sustitución de electrodos electrofisiológicos conocidos para EEG, ECG, EMG, EOG, o para aplicaciones de interfaz cerebro-máquina, así como la utilización de dicho sensor para com-
30 municaciones entre dispositivos en el cuerpo humano (exterior o implantes) utilizando como medio conductor el interior del cuerpo.

Otras aplicaciones del sensor electrofisiológico descrito están en el área de la investigación sobre el sueño y en particular para vigilancia del estado de vi-
35 gilia o de sueño en un individuo o para estudios de fatiga y en la área de biometría basado en EEG y ECG.

Un experto en la materia será capaz de efectuar
40 variaciones y modificaciones en los ejemplos de realización indicados y de introducir otros elementos en la cadena captadora del sensor, en si conocidos, sin salirse del alcance de la presente invención según está
45 definido por las reivindicaciones adjuntas.

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Sensor electrofisiológico del tipo que está basado en nanoestructuras conductoras susceptibles de transmitir una señal eléctrica captada desde la piel o desde otra parte de un tejido orgánico a un medio transmisor (4, 7) de dicha señal **caracterizado** porque comprende una pluralidad de dichas nanoestructuras que adoptan una configuración filiforme, rígida y están conectadas químicamente por un extremo a un sustrato conductor (3) acoplado eléctricamente a dicho medio transmisor, siendo operables para penetrar, al menos parcialmente, por su extremo libre en dicho tejido orgánico o piel (6).

2. Sensor electrofisiológico **caracterizado** porque dicha pluralidad de nanoestructuras en forma de elementos filiformes rígidos, comprenden unos nanotubos de carbono (2), conductivos e inertes, agrupados a modo de cerdas de un cepillo.

3. Sensor electrofisiológico, según la reivindicación 1, **caracterizado** porque dichos nanotubos de carbono (2) son de pared múltiple.

4. Sensor electrofisiológico, según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores **caracterizado** porque dicho sustrato conductor (3) es de titanio o de silicio altamente dopado.

5. Sensor según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4 **caracterizado** porque dichos nanotubos están recubiertos, al menos parcialmente, con un recubrimiento que facilita una reacción Red-Ox.

6. Sensor según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4 **caracterizado** porque dichos nanotubos están recubiertos, en la región de sus puntas, susceptibles de entrar en contacto con la piel, con un recubrimiento que facilita una reacción Red-Ox.

7. Sensor según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4 **caracterizado** porque dichos nanotubos están recubiertos, al menos parcialmente, con un recubrimiento de Ag-AgCl.

8. Sensor según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4 **caracterizado** porque integra una carcasa envolvente (8) que alberga dicho medio transmisor de la señal que comprende un conector (4) que se continúa en un conductor o cableado (7), teniendo dispues-

ta la carcasa (8) en una pared externa dicho sustrato conductor (3) soporte de las nanoestructuras (2).

9. Sensor según una cualquiera de las reivindicaciones 1-4, **8 caracterizado** porque integra en asociación con dicho medio transmisor (4, 7) un amplificador local (5).

10. Sensor según una cualquiera de las reivindicaciones 1-4, **8 caracterizado** porque está incorporado en distintos soportes, tales como prendas de ropa, almohadas, colchones u otros.

11. Sensor según la reivindicación, según una cualquiera de las reivindicaciones 1-4, **8 caracterizado** porque está incorporado en distintos soportes, tales como prendas de ropa, almohadas, colchones u otros, y porque dicho sustrato conductor (3) está integrado en un material que forma parte de una superficie de dicha prenda de ropa u otro artículo proveedor de un sustrato.

12. Sensor según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4 **caracterizado** porque alberga además un circuito electrónico para un procesado y tratamiento de la señal.

13. Sensor según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4 **caracterizado** porque integra además un amplificador local (5) y un circuito electrónico digital para el control de amplificación.

14. Sensor según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado** porque integra además un circuito electrónico digital adaptado para compresión de las señales digitalizadas, previa a la transmisión de la señal.

15. Sensor según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado** porque además alberga un circuito electrónico inalámbrico para la transmisión de datos.

16. Uso de un sensor electrofisiológico según una cualquiera de las reivindicaciones de la 1 a la 9 y 12 a 15 en EEG, ECG, EMG, EOG, o para aplicaciones de interfaz cerebro-máquina, de biometría o sistemas para detectar fatiga e hipovigilancia.

17. Uso de un sensor electrofisiológico según una cualquiera de las reivindicaciones de la 1 a la 9 y 12 a 15 para vigilancia del estado de vigilia o de sueño en un individuo.

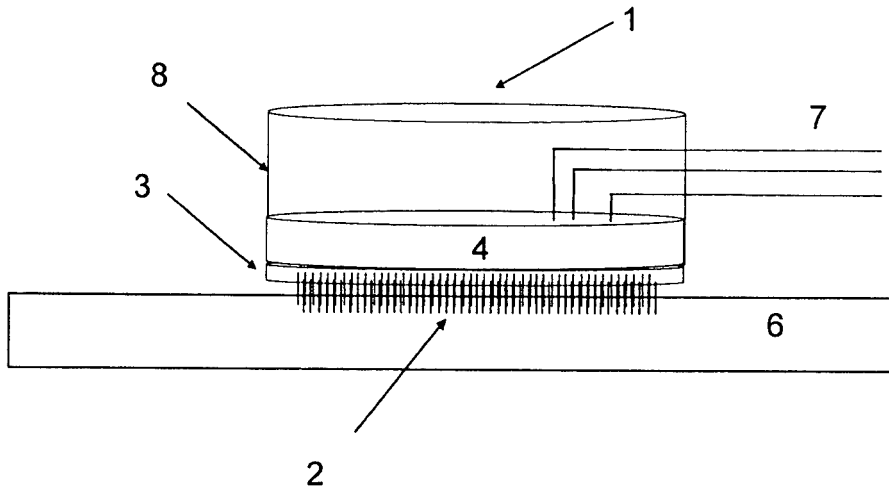


FIG. 1

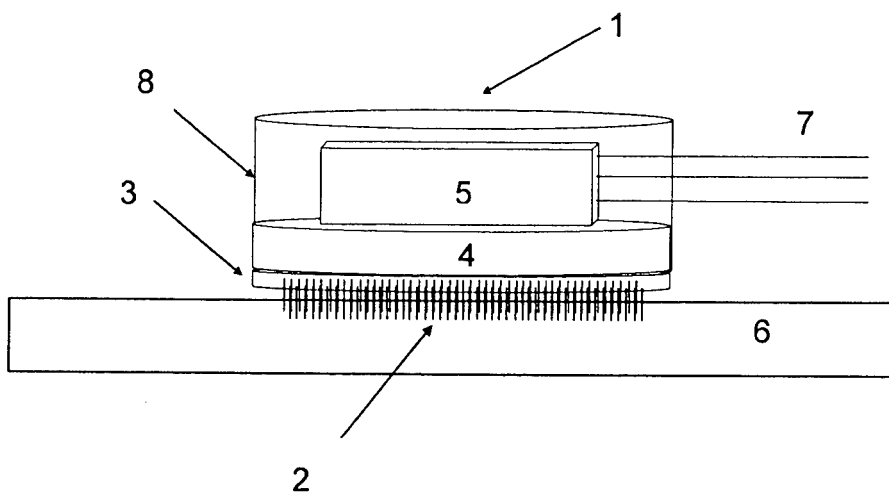


FIG. 2

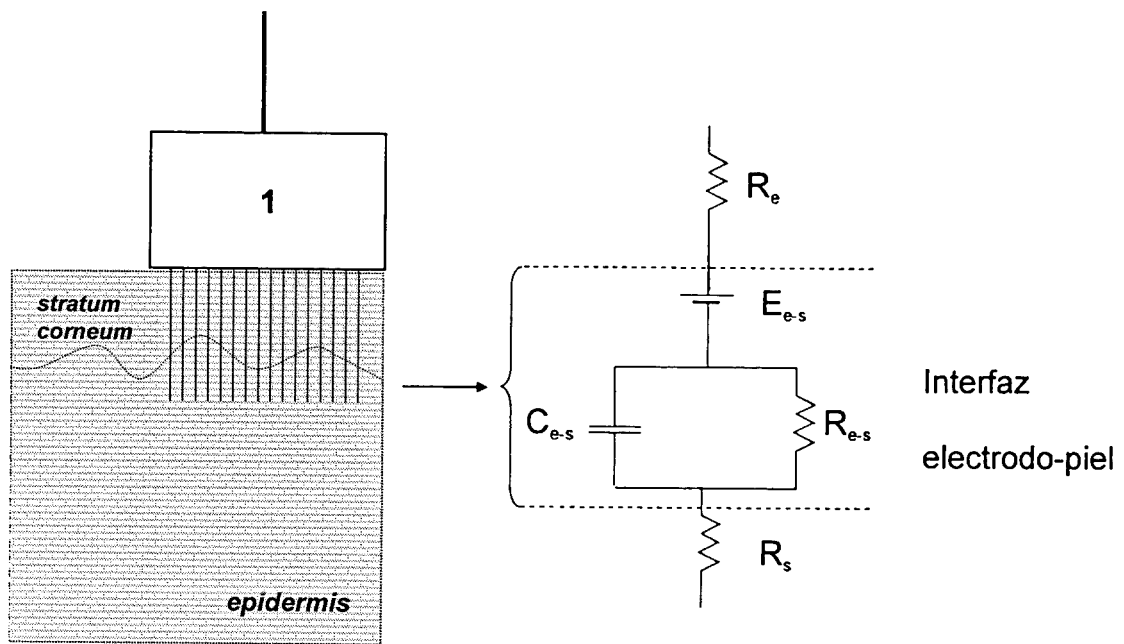


FIG. 3



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① ES 2 289 948

② Nº de solicitud: 200601997

③ Fecha de presentación de la solicitud: 19.07.2006

④ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤ Int. Cl.: Ver hoja adicional

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	US 2004111141 A1 (BRABEC et al.) 16.06.2004, página 2, párrafo 13; páginas 2-3, párrafo [18]; página 3, párrafo [32] - página 4, párrafo [38]; página 5, párrafo 45; figuras 1a,1b,3.	1,2
A	US 2003093107 A1 (PARSONAGE et al.) 15.05.2003, página 2, párrafos 15,20; página 3, párrafo 23; página 4, párrafo 29; página 6, párrafos [46-48]; página 9, párrafo 78; reivindicaciones 1-2; figuras 1-2.	1,3
A	SINGH K II, KANIKA SINGH. "microfabrication of nano-fractal electrodes for EEG application". 2006 Bio Micro and nanosystems Conference, 15-18 Enero 2006, ISBN 1-4244-0056-2 (resumen) INSPEC (en línea). (recuperado el 19.12.2007) Recuperado de EPOQUE. Nº de acceso: 9506686.	1,15
A	WO 2006071895 A2 (NANOMIX INC., NIEMANN JOSEPH) 06.07.2006, resumen.	1
A	EP 1645871 A1 (JAPAN SCIENCE & TECHNOLOGY AGENCY, NATIONAL INSTITUTE OF ADVANCED INDUSTRIAL SCIENCE AND TECHNOLOGY) 12.04.2006, resumen.	1
A	WO 2005026694 A2 (NANOMIX INC.) 24.03.2005, resumen.	1
A	"Dry electrodes for monitoring of vital signs in functional textiles". Conference Proceedings. 26th annual International Conference of the IEEE Engineering in medicine and Biology Society, 1-5 Septiembre 2004. ISBN 0-7803-8439-3, Vol 3, Páginas 2212-2215, (MUHLSTEFF J, SUCH O) 2004. Todo el documento.	10,11

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe

19.12.2007

Examinador

R. San Vicente Domingo

Página

1/3



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① ES 2 289 948

② N° de solicitud: 200601997

③ Fecha de presentación de la solicitud: **19.07.2006**

④ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤ **Int. Cl.:** Ver hoja adicional

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	US 6381481 B1 (LEVENDOWSKI et al.) 30.04.2002, columna 15, línea 56 - columna 16, línea 37; figuras 29,30,31a,31b.	12-15

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe

19.12.2007

Examinador

R. San Vicente Domingo

Página

2/3

CLASIFICACIÓN DEL OBJETO DE LA SOLICITUD

A61B 5/04 (2006.01)

A61N 1/05 (2006.01)

A61N 5/00 (2006.01)