

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 752 273**

21 Número de solicitud: 201830954

51 Int. Cl.:

**A61B 5/0478** (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

**03.10.2018**

43 Fecha de publicación de la solicitud:

**03.04.2020**

71 Solicitantes:

**MJN NEUROSERVEIS, S.L. (100.0%)  
VILA DE LLORET 185 3ER E  
17300 BLANES (Girona) ES**

72 Inventor/es:

**BLÁNQUEZ CAUREL, David;  
RAURICH FÀBREGAS, Xavier y  
GUTIÉRREZ MORA, Salvador**

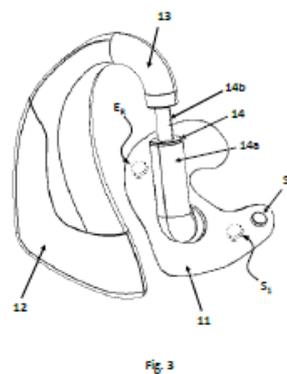
74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

54 Título: **Método y dispositivo de monitorización y evaluación a tiempo real del estado de un paciente con afección neurológica**

57 Resumen:

Método de monitorización y evaluación a tiempo real del estado de un paciente con afección neurológica, a partir de los parámetros indicativos del estado del paciente obtenidos mediante un EEG, comprendiendo una etapa de medición del EEG mediante al menos un sensor, una etapa de procesamiento de los valores medidos, una etapa de extracción de al menos un set de valores de los parámetros indicativos del estado del paciente, cada set de valores estando extraído de diferentes segmentos de tiempo del EEG, una etapa de cálculo para cada segmento de tiempo del nivel de riesgo de que el paciente sufra una crisis por la afección neurológica, realizándose el cálculo del nivel de riesgo mediante la aplicación de al menos un modelo matemático de clasificación a cada correspondiente set de valores, y una etapa de clasificación del estado del paciente, entre al menos un estado de alarma o pre-ictal y un estado de no-alarma o no pre-ictal, en función de un nivel umbral.



ES 2 752 273 A1

## DESCRIPCIÓN

Método y dispositivo de monitorización y evaluación a tiempo real del estado de un paciente con afección neurológica

### OBJETO DE LA INVENCION

- 5 La solicitud de invención tiene por objeto el registro de un método para tratar trastornos neurológicos del cerebro, así como un dispositivo configurado para llevar a cabo dicho método.

Más específicamente, la invención se refiere a un método y a un aparato implementado para detectar y evaluar ataques de afecciones neurológicas, como por ejemplo ataques  
10 epilépticos, a partir de mediciones de la señal de electroencefalografía (EEG) a tiempo real, proporcionando automáticamente el aviso de una inminente convulsión, con el fin de realizar la actuación necesaria para minimizar los efectos secundarios asociados y posibles lesiones.

### ANTECEDENTES DE LA INVENCION

- 15 Después de los accidentes cerebrovasculares, la epilepsia es el trastorno neurológico más común del cerebro. Se caracteriza por convulsiones recurrentes que afectan significativamente la calidad de vida de los pacientes. Los medicamentos son la forma más común de tratamiento, pero su eficacia es limitada, ya que no siempre logran controlar los ataques o generan efectos secundarios graves que hacen que sea imposible llevar una vida  
20 normal.

Un dispositivo capaz de advertir de un ataque inminente permitiría a las personas con afección neurológica, como podría ser epilepsia, al menos evitar una situación de peligro, como por ejemplo, caídas inesperadas, golpes en la cabeza, lesiones, pérdidas de conocimiento o falta de equilibrio.

- 25 Es conocida la ayuda de la medición del EEG en el diagnóstico y clasificación de las epilepsias. Sin embargo, es esencial una evaluación correcta de la misma que evite las sobreinterpretaciones que conlleven falsos diagnósticos. Muchos pacientes epilépticos tienen un EEG inter-ictal perfectamente normal, y ocasionalmente utilizando las derivaciones estándar, el EEG puede ser normal incluso durante una convulsión parcial compleja. Al

contrario, algunas personas tienen paroxismos epileptiformes sin estar sufriendo convulsiones. Por ello es necesario, que cada procedimiento de predicción de los ataques sea personalizado y optimizado para cada paciente.

5 Hasta la fecha se han propuesto varios sistemas para mejorar la calidad de vida de individuos con epilepsia. Por ejemplo, la patente EP1333753 divulga un dispositivo con un sensor de EEG intracraneal y un método para predecir y controlar automáticamente el inicio electrográfico de una convulsión. Este sistema comprende la desventaja de que el paciente se debe implantar un sensor en la cabeza, con la consiguiente hospitalización, intervención quirúrgica, riesgo e incomodidad. Al margen de ello, con la capacidad de computación  
10 disponible hoy día, es posible implementar métodos de predicción de los ataques más precisos que el divulgado en este documento.

Por otro lado, existen sistemas con electrodos intraauriculares para medir señales de EEG, configurados para advertir de ataques de hipoglucemia, como por ejemplo el de la solicitud de patente WO2011091856, pero no para afecciones neurológicas.

15 La presente invención está dirigida a superar las desventajas y limitaciones de los sistemas disponibles hoy día.

## DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

La presente invención se ha desarrollado con el fin de proporcionar un método y un dispositivo para la monitorización a tiempo real y la predicción del estado de un paciente con  
20 afección neurológica, como podría ser epilepsia, que se configura como una novedad dentro del campo de aplicación y que resuelve las contrariedades anteriormente mencionadas.

El método se basa en la monitorización de la señal electroencefalográfica (EEG) de la persona, con el objetivo de detectar el inicio de un ataque de la afección, como por ejemplo de la actividad epileptiforme previa a una convulsión.

25 Para llevar a cabo el método de la presente invención, se dispone de un dispositivo auricular, que comprende al menos un sensor que contacta con el interior de una oreja del paciente para la medida del EEG y una placa electrónica, la cual al menos incluye una unidad de procesamiento y una unidad de comunicación inalámbrica configurada para comunicarse con un dispositivo externo al dispositivo auricular. Dicho dispositivo auricular  
30 está adaptado para llevar a cabo las etapas del método descrito más adelante, por el cual, basándose en la señal EEG medida, se predice un estado pre-ictal e ictal en dicha persona

y se decide, en función de dicha señal EEG analizada, cuándo debe proporcionarse una alarma.

En una realización preferente, el sensor es un electrodo del tipo plata/cloruro de plata integrado en un cuerpo intraauricular. A su vez, el dispositivo auricular comprende una carcasa para alojar la placa electrónica y un cuerpo flexible que une la carcasa con el cuerpo intraauricular y que integra en su interior los cables de conexión entre la placa electrónica y el sensor.

Preferiblemente, el dispositivo puede comprender un adaptador de la posición entre el cuerpo flexible y el cuerpo intraauricular, provisto de un cuerpo de sección cilíndrica por el que transcurre un vástago unido al cuerpo flexible, dicho vástago estando configurado para desplazarse y rotarse respecto al cuerpo de sección cilíndrica, sin poder extraerse del todo, a la vez que permite el contacto eléctrico entre el sensor y los cables provenientes de la placa electrónica.

Tanto si el dispositivo comprende dicho adaptador de la posición como si no, la unión del cuerpo intraauricular con el cuerpo de sección cilíndrica o el cuerpo flexible respectivamente, comprende una rótula que permite la rotación y el movimiento esférico entre ellos, a la vez que permite el contacto eléctrico entre el sensor y los cables provenientes de la placa electrónica.

Por lo que se refiere al método de monitorización a tiempo real de la presente invención, comprende una primera etapa de medición del EEG del paciente, realizada por dicho al menos un sensor.

A continuación, la unidad de procesamiento realiza una etapa de procesamiento de las medidas del EEG, la cual comprende los procesos habituales de amplificación, digitalización y acondicionamiento de las señales del EEG, dicho acondicionamiento siendo por ejemplo el filtrado de posibles interferencias eléctricas, valores atípicos y señales de fuentes independientes.

La siguiente etapa es el procesamiento de la señal acondicionada, que consta de la extracción de los valores de los aquí llamados parámetros indicativos del estado del paciente. Esta etapa puede realizarla la propia unidad de procesamiento o, alternativamente, puede realizarla un dispositivo externo, como podría ser el smartphone del paciente, previamente a la comunicación inalámbrica entre el dispositivo de monitorización y el dispositivo externo. Estos parámetros indicativos hacen referencia a los parámetros descriptivos medidos en el EEG que mayor correlación presentan con los estados del

paciente en cuestión. Cada persona presenta una correlación diferente entre los parámetros medidos de su EEG y su estado, por lo que se deben seleccionar dichos parámetros indicativos de forma personalizada previamente a la puesta en práctica de la monitorización. El proceso de seleccionar los parámetros más indicativos para cada paciente se explica más  
5 adelante. Para el proceso de monitorización a tiempo real, la línea temporal del EEG se divide en segmentos de tiempo, y de cada segmento se extrae un set de valores de dichos parámetros indicativos. Como opción, la línea temporal del EEG se divide en segmentos de tiempo solapados, es decir, un segmento de tiempo puede compartir una misma sección del EEG con otro segmento de tiempo, sea al inicio o al final del segmento de tiempo. O visto de  
10 otra forma, los sets de valores pueden compartir una parte de sus valores con otros sets de valores, de forma que las medidas del EEG se extraen y se tratan por duplicado o las veces que convenga. Como ejemplo, los segmentos de tiempo pueden constar de 30 segundos, (pudiéndose definir otros tamaños de segmento), y por otro lado tener una ventana de solapamiento del 50% entre ellos (preferiblemente cualquier valor entre el 20% y el 60%).

15 A partir de los valores extraídos, sea el dispositivo externo o la unidad de procesamiento del dispositivo de monitorización, realiza una etapa de cálculo del nivel de riesgo de que el paciente sufra una crisis por la afección neurológica, para uno o para varios segmentos de tiempo . Este cálculo se realiza mediante la aplicación de Machine Learning o aprendizaje automático, consistente en aplicar uno o varios modelos matemáticos de clasificación a cada  
20 set de valores extraídos. Entre los modelos matemáticos de clasificación conocidos, tanto supervisados como no supervisados, podemos encontrar los llamados SVM, LSBoost, Random Forest, KNN, Neural Networks, Naive Bayes, K-means o ANN, aunque la invención no se limita a ellos. Estos modelos provienen del campo de la inteligencia artificial, los cuales se basan en generar un modelo matemático a partir de las observaciones de clases  
25 conocidas de un fenómeno, para predecir la clase de observaciones desconocidas.

En caso de aplicar más de un modelo matemático de clasificación a cada set de valores, los valores obtenidos de nivel de riesgo se ponderan con pesos de ponderación previamente definidos, para obtener un único valor de nivel de riesgo ponderado por segmento de tiempo.

30 A continuación, la unidad de procesamiento procede a realizar una etapa de clasificación de los segmentos en función de su nivel de riesgo, de entre unas clasificaciones predefinidas previamente. Estas clasificaciones predefinidas por ejemplo pueden ser a) pre-ictal y b) no pre-ictal, pudiendo definirse otras clasificaciones según convenga. La clasificación se realiza al comparar el nivel de riesgo del segmento con un nivel de riesgo umbral previamente  
35 definido, por el cual el segmento es clasificado como pre-ictal cuando su nivel de riesgo es

igual o superior al nivel umbral, y clasificado como no pre-ictal cuando el nivel de riesgo es inferior al nivel umbral.

A partir de la clasificación de los segmentos de tiempo, se procede a clasificar el estado del paciente. En una posible realización, el estado del paciente se clasifica como pre-ictal cuando un único segmento de tiempo se ha clasificado como pre-ictal. En otra realización, en cambio, el estado del paciente se clasifica como pre-ictal cuando son varios segmentos de tiempo los que se han clasificado como pre-ictales, sean consecutivos o no, como por ejemplo dos segmentos consecutivos, dos segmentos separados en un conjunto de tres segmentos, tres o más segmentos en un conjunto de treinta, etc.

10 En el momento que el estado del paciente se ha clasificado como pre-ictal, bien el dispositivo externo emite una señal de aviso o bien la unidad de procesamiento transmite una orden a la unidad de comunicación inalámbrica para que envíe una señal de aviso al dispositivo externo del paciente, así como a un dispositivo externo de la persona en custodia, avisando de la posibilidad de sufrir una convulsión en breve.

15 Opcionalmente, el método comprende una etapa en la que el dispositivo informa al paciente de que su estado se clasifica como un estado llamado por ejemplo de riesgo bajo, cuando varios segmentos de tiempo comprenden un nivel de riesgo inferior al valor umbral o a un valor sub-umbral, predefinido previamente, que por ejemplo puede ser de entre el 1% y el 40% del que se supondría un nivel de riesgo del 100%. Por ejemplo, cuando se dan tres  
20 segmentos consecutivos con un nivel de riesgo por debajo del 40%.

Como opción, el método comprende otra etapa en la que el dispositivo informa al paciente de que su estado se clasifica como un estado llamado por ejemplo de riesgo intermedio cuando uno o varios segmentos de tiempo comprenden un nivel de riesgo que se encuentra entre dichos valores umbral y sub-umbral.

25 Después de haber clasificado el estado del paciente como pre-ictal, dado que no es posible reconocer en el EEG un patrón que diferencie el estado pre-ictal respecto al estado ictal del paciente, el método puede comprender una etapa en la que se transmite al paciente y/o cuidador una consulta por la cual debe informar a través de su dispositivo externo si ha sufrido una crisis. La consulta puede transmitirse después de un tiempo prudencial para que,  
30 en caso que el paciente haya sufrido una crisis, le haya dado tiempo de recuperarse, por ejemplo después de 10 segmentos de tiempo, aunque preferiblemente de treinta.

Por otro lado, después de haber clasificado el estado del paciente como pre-ictal, el método puede comprender una etapa en la que se informa al paciente de que su estado se clasifica de riesgo intermedio cuando ningún otro segmento de tiempo está clasificado como pre-ictal

en un conjunto de segmentos consecutivos, dicho conjunto siendo al menos de tres segmentos consecutivos, y preferiblemente de treinta.

Como se ha comentado, el dispositivo puede comprender más de un sensor de EEG, y en este caso, las etapas de procesamiento y extracción de valores se pueden realizar para cada medida del EEG obtenida. Las etapas de cálculo de los niveles de riesgo y la etapa de clasificación del estado del paciente pueden realizarse siguiendo diferentes estrategias de combinatoria de resultados, por ejemplo, teniendo en cuenta una ponderación de los niveles de riesgo de todos segmentos de tiempo coincidentes en el tiempo. Otros ejemplos de estrategia sería considerar como correctas las clasificaciones que obtienen el mismo resultado para los diferentes sensores, o clasificar como estado pre-ictal cuando al menos una de las medidas se ha clasificado como pre-ictal.

Otro aspecto de la presente invención, como ya se ha introducido al inicio, es que el método de monitorización comprende un procedimiento previo de selección de las variables a aplicar, las cuales dependen de la biología de cada paciente, y que sirve para personalizar y optimizar el procedimiento de monitorización.

Dicho procedimiento de selección de variables incluye primeramente un proceso de selección de los mencionados parámetros indicativos. Dado que se busca la optimización del método de monitorización para cada paciente, es necesario encontrar, en cada caso, cuales son los parámetros que mejor diferencian entre los estados de riesgo alto y de riesgo bajo, a la vez que eliminar parámetros redundantes. Este proceso de selección de parámetros indicativos comprende una etapa de medición de un EEG previo, dicho EEG previo comprendiendo los suficientes segmentos de tiempo para que queden registrados todos los posibles estados de la afección del paciente. A estas mediciones de diferencias de potencial obtenidas por los electrodos se les realiza una etapa de procesamiento y después se realiza una etapa de obtención de parámetros descriptivos relativos al EEG, los cuales pueden ser por ejemplo, las frecuencias principales, la energía de banda, y los valores estadísticos de las series temporales (como promedio, desviación estándar, entropía, medidas de conectividad, correlaciones, coherencia, dimensiones fractales, entre otros). A continuación, se realiza una etapa de selección de los parámetros descriptivos que mayor correlación presentan con los posibles estados del paciente, estos parámetros pasando a ser los mencionados parámetros indicativos. Esta etapa se realiza mediante la aplicación de uno o varios de los llamados Métodos de selección de parámetros o variables (no confundir con los modelos matemáticos de clasificación), como pueden ser el Neighbourhood Component Analysis, el Stepwise Regression, el Relief-F y/o el Laplacian Score. Estos

métodos de selección de variables buscan el mejor subconjunto de éstas que hace que la respuesta del algoritmo sea lo más ajustada posible a la salida deseada. Para ello, analizan individualmente cada una de las variables observando la reacción del sistema cuando se incluyen o excluyen del subconjunto y reclasificando muestras, comparando la respuesta  
5 obtenida con la respuesta conocida. Al final del análisis, devuelven un ranking con las importancias de cada una de las variables.

Posteriormente, el procedimiento de selección de variables comprende un proceso de selección de factores, en el cual se valoran todas las posibles combinaciones de factores que afectan al cálculo del nivel de riesgo y a la clasificación del estado del paciente,  
10 seleccionando finalmente la combinación que aporta mayor concordancia con los estados reales del paciente.

Cada uno de los modelos matemáticos de clasificación tiene diversos parámetros internos de configuración (entre 5 y 10), que permiten ajustar su comportamiento y mejorar el rendimiento, los cuales pueden tener distintos valores. Por otro lado, el valor de nivel de  
15 riesgo obtenido por cada algoritmo puede ponderarse con el de otro algoritmo, por lo que también se deben valorar las posibles combinaciones de pesos. Y finalmente también se debe valorar el valor a otorgar al nivel umbral por el cual se clasifica un segmento como pre-ictal. Los factores a seleccionar, por tanto, corresponden a:

- los modelos matemáticos de clasificación a aplicar en la etapa de cálculo,
- 20 - los valores de los parámetros internos de configuración de dichos modelos a aplicar,
- los pesos de ponderación en caso de aplicar más de un modelo matemático de clasificación, y
- el nivel umbral a aplicar en la etapa de clasificación.

Las etapas de dicho proceso de selección de factores consisten en:

- 25 - una etapa de extracción de los sets de valores previos, relativos a los parámetros indicativos de cada segmento de tiempo del EEG previo,
- establecer una 1ª matriz con todas las combinaciones posibles por cada:
  - o posible modelo matemático de clasificación aplicable a cada set de valores previos, de entre una lista de algoritmos de clasificación conocidos,

- posible combinación de valores de los parámetros internos de configuración de cada posible algoritmo,
- calcular una 2ª matriz de posibles niveles de riesgo para cada set de valores previos, mediante cada posible algoritmo y por cada combinación posible de la primera matriz, 5
- establecer una 3ª matriz con posibles combinaciones de pesos de ponderación de cada posible algoritmo,
- calcular una 4ª matriz de posibles niveles de riesgo ponderados, a partir de:
  - los posibles niveles de riesgo de la 2ª matriz,
  - las posibles combinaciones de pesos de ponderación de la 3ª matriz, 10
- establecer una 5ª matriz de posibles niveles de riesgo umbrales,
- obtener una 6ª matriz de clasificación de los estados hipotéticos del paciente, correspondiente a la comparación de cada posible nivel de riesgo ponderado de la 4ª matriz con cada posible nivel de riesgo umbral de la 5ª matriz, donde dichas comparaciones se califican como estado hipotético de alarma (A') cuando un posible nivel de riesgo ponderado iguale o supere al correspondiente posible nivel de riesgo umbral y como estado hipotético de no-alarma (B') cuando no lo supere. 15
- obtener una 7ª matriz de clasificación de cada combinación de factores, correspondiente a la comparación de dichos estados hipotéticos con los estados reales de alarma y no-alarma del paciente, clasificándose la correspondiente combinación de factores como acierto cuando los estados hipotéticos y reales coinciden, y como no acierto cuando no coinciden, 20

Una vez obtenida esta última matriz se selecciona la combinación de factores que obtenga mayor puntuación en relación a los aciertos y no aciertos de la séptima matriz a partir del siguiente orden jerárquico de valores: 25

- el ratio de estados pre-ictales reales detectados respecto a los no detectados,
- el ratio de estados no pre-ictales reales detectados respecto a los no detectados,
- el ratio de estados pre-ictales hipotéticos acertados respecto a los no acertados,

- el ratio de estados no pre-ictales hipotéticos acertados respecto a los no acertados,
  - el ratio de aciertos de estados pre-ictales y no pre-ictales balanceado respecto al tamaño de muestras de cada estado,
  - el ratio de estados pre-ictales acertados y no acertados respecto al total de muestras,
  - el ratio de estados no pre-ictales acertados y no acertados respecto al total de muestras
  - y la cantidad de segmentos previos (TX', TY') consecutivos clasificados como no pre-ictales.
- 10 Para llegar a la solución óptima se puede seleccionar las combinaciones de factores que forman un espacio multidimensional de soluciones buenas, con las mejores puntuaciones, e iterar de nuevo el proceso de selección de factores, modificando la 3ª matriz de posibles combinaciones de pesos de ponderación y la 5ª matriz de posibles niveles de riesgo umbrales, con saltos entre valores de los parámetros más reducidos. La selección de posibles factores se realiza mediante la técnica de Grid-Search, la cual es una técnica de búsqueda exhaustiva de combinaciones, que permite llegar a áreas del espacio multidimensional en las que se hallan diversas soluciones buenas o aceptables. Por otro lado, la iteración permite obtener la combinación más precisa y con mejores puntuaciones. El número de iteraciones para buscar los mejores parámetros puede situarse entre uno y cincuenta.

Como se ha comentado, el dispositivo puede comprender más de un sensor de EEG. Para el procedimiento previo de selección de las variables, sus medidas pueden combinarse siguiendo diferentes estrategias de combinatoria de resultados, por ejemplo, teniendo en cuenta una ponderación de los niveles de riesgo de todos segmentos de tiempo coincidentes en el tiempo, o considerar como correctas las clasificaciones que obtienen el mismo resultado para los diferentes sensores,

Estas y otras características y ventajas de la presente invención resultarán evidentes a partir de la descripción de una realización preferida, pero no exclusiva, que se ilustra a modo de ejemplo no limitativo en los dibujos que se acompañan.

## BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Figura 1.- Ilustra un ejemplo de una medida de señal electroencefalográfica con segmentos de tiempo solapados, donde el eje de abscisas representa el tiempo en segundos.

Figura 2.- Ilustra el diagrama de flujo de una posible implementación del presente método de monitorización y evaluación a tiempo real del estado de un paciente, donde se aprecia por un lado un posible procedimiento de selección de variables (PS) y por otro una posible implementación del procedimiento de monitorización a tiempo real (PM). Las líneas discontinuas hacen referencia al dato transferido de una etapa a otra.

Figura 3.- Ilustra un ejemplo de realización del dispositivo de monitorización de la presente invención.

## DESCRIPCIÓN DE UNA REALIZACIÓN PREFERENTE

A la vista de las mencionadas figuras y, de acuerdo con la numeración adoptada, se puede observar en ellas un ejemplo de realización preferente de la invención, la cual comprende las partes y elementos que se indican y describen en detalle a continuación.

En la Fig. 1 se muestra un ejemplo de una medida doble de la señal electroencefalográfica (EEG) de un paciente, obtenida con un electrodo de referencia ( $E_R$ ) y dos sensores ( $S_1$ ,  $S_2$ ) intrauriculares que detectan la actividad cerebral desde dos lugares distintos de su oreja. En esta figura se muestra la división de los valores del EEG en segmentos de tiempo ( $Tx'$ ,  $Ty'$ ,  $Tz'$ ,  $Tx$ ,  $Ty$ ), por un lado dos segmentos ( $Tx$ ,  $Ty$ ) relativos al procedimiento de monitorización (PM), y por otro tres segmentos de tiempo previos ( $Tx'$ ,  $Ty'$ ,  $Tz'$ ), relativos al procedimiento inicial de selección de las variables (PS), de 60 segundos cada uno y estando solapados un 50% su consecutivo.

Tal y como se muestra en la Fig. 2, la realización preferente del presente método de monitorización del estado de un paciente con afección neurológica, comprende un procedimiento inicial de selección de las variables (PS) que dependen de la biología de cada paciente, y que sirve para personalizar y optimizar el procedimiento de monitorización (PM) posterior.

Este procedimiento de selección de variables (PS) comprende un primer proceso de selección de parámetros indicativos ( $\pi_i$ ) que incluye:

- una etapa previa de medición (1') del EEG previo del paciente, dicho EEG comprendiendo los suficientes segmentos de tiempo previos (TX', TY') para que queden registrados todos los posibles estados de la afección del paciente,
- una etapa previa de procesamiento (2'a) de los valores medidos del EEG,
- 5 - una etapa de cálculo de parámetros descriptivos (2'b) relativos al EEG previo y
- una etapa de aplicación de un método de selección de variables (2'c) a dichos parámetros descriptivos para seleccionar los parámetros indicativos ( $\pi_i$ ).

En esta realización preferente, el método de selección de variables aplicado es el Neighbourhood Component Analysis.

- 10 Por otro lado, en este ejemplo de realización llevado a cabo con dos sensores ( $S_1, S_2$ ) de EEG, todas las anteriores etapas se realizan en paralelo para ambas mediciones obtenidas. Los parámetros indicativos ( $\pi_i$ ) seleccionados serán los resultantes en cualquiera de las dos medidas, aunque no se encuentren repetidos en ambas.

- 15 A continuación, a partir de dichos parámetros indicativos ( $\pi_i$ ), el procedimiento de selección de variables (PS) comprende un proceso de selección de factores ( $m, n, \pi_{ic}, p_m, p_n, u$ ), los cuales corresponden a:

- los modelos matemáticos de clasificación ( $m, n$ ) a aplicar en la etapa de cálculo (en esta realización de ejemplo se indican dos),
- los valores de los parámetros internos de configuración ( $\pi_{ic}$ ) de dichos modelos a  
20 aplicar,
- los pesos de ponderación ( $p_m, p_n$ ) en caso de aplicar más de un modelo matemático de clasificación ( $m, n$ ), y
- el nivel umbral ( $u$ ) a aplicar en la etapa de clasificación.

- 25 El proceso de selección de factores comprende una etapa previa de extracción (3') de varios sets de valores ( $x', y', z'$ ) de los parámetros indicativos ( $\pi_i$ ) de cada segmento de tiempo previo (Tx', Ty', Tz'), y a continuación comprende las siguientes etapas, relativas a la búsqueda del espacio multidimensional con las mejores combinaciones de factores:

- establecer una primera matriz (m1) con todas las combinaciones posibles de valores de los parámetros internos de configuración ( $pic'$ ) de cada posible modelo ( $m'$ ,  $n'$ ) aplicable a cada set de valores previos ( $x'$ ,  $y'$ ,  $z'$ ),
- 5 - calcular una segunda matriz (m2) de posibles niveles de riesgo ( $r'$ ) para cada set de valores previos ( $x'$ ,  $y'$ ), mediante cada posible modelo ( $m'$ ,  $n'$ ) y para cada combinación posible de la primera matriz (m1),
- establecer una tercera matriz (m3) con posibles combinaciones de pesos de ponderación ( $p_m'$ ,  $p_n'$ ) de cada posible modelo ( $m'$ ,  $n'$ ),
- 10 - calcular una cuarta matriz (m4) de posibles niveles de riesgo ponderados ( $rp'$ ), a partir de:
  - o los posibles niveles de riesgo ( $r'$ ) de la segunda matriz (m2)
  - o las posibles combinaciones de pesos de ponderación ( $p_m'$ ,  $p_n'$ ) de la tercera matriz (m3),
- establecer una quinta matriz (m5) de posibles niveles de riesgo umbrales ( $u'$ ),
- 15 - obtener una sexta matriz (m6) de clasificación de los estados hipotéticos del paciente, correspondiente a la comparación de cada posible nivel de riesgo ponderado ( $rp'$ ) de la cuarta matriz (m4) con cada posible nivel de riesgo umbral ( $u'$ ) de la quinta matriz (m5), donde dichas comparaciones se califican como estado hipotético de alarma ( $A'$ ) cuando un posible nivel de riesgo ponderado ( $rp'$ ) iguale o
- 20 supere al correspondiente posible nivel de riesgo umbral ( $U'$ ) y como estado hipotético de no-alarma ( $B'$ ) cuando no lo supere.
- obtener una séptima matriz (m7) de clasificación de cada combinación de factores, correspondiente a la comparación de dichos estados hipotéticos ( $A'$ ,  $B'$ ) con los estados reales de alarma (AR) y no-alarma (BR) del paciente, clasificándose la
- 25 correspondiente combinación de factores como acierto cuando los estados hipotéticos y reales coinciden, y como no acierto cuando no coinciden,

Una vez obtenida esta última matriz (m7) se selecciona la combinación de factores que obtenga mayor puntuación en relación a los aciertos y no aciertos de la séptima matriz (m7) a partir del siguiente orden jerárquico de valores:

- 30 - el ratio de estados pre-ictales reales detectados respecto a los no detectados,

- el ratio de estados no pre-ictales reales detectados respecto a los no detectados,
- el ratio de estados pre-ictales hipotéticos acertados respecto a los no acertados,
- el ratio de estados no pre-ictales hipotéticos acertados respecto a los no acertados,
- el ratio de aciertos de estados pre-ictales y no pre-ictales balanceado respecto al tamaño de muestras de cada estado,
- el ratio de estados pre-ictales acertados y no acertados respecto al total de muestras,
- el ratio de estados no pre-ictales acertados y no acertados respecto al total de muestras
- y la cantidad de segmentos previos (TX', TY') consecutivos clasificados como no pre-ictales.

Una vez se han seleccionado todas las variables del presente método de monitorización, es decir, tanto de los parámetros indicativos ( $\pi_i$ ) como de los factores ( $\pi_{ic}$ ,  $\pi_m$ ,  $\pi_n$ ,  $u$ ), ya es posible aplicarlas al procedimiento de monitorización (PM).

- 15 Tal y como se muestra en la Fig. 2, la realización preferente del procedimiento de monitorización (PM) comprende de inicio una etapa de medición del EEG (1) del paciente y una etapa de procesamiento (2) de los valores medidos. A continuación, para esta realización preferente, se realiza una etapa de extracción (3) de dos sets de valores ( $x$ ,  $y$ ) de parámetros indicativos ( $\pi_i$ ). Cada set de valores ( $x$ ,  $y$ ) corresponde a los valores de un segmento de tiempo ( $T_x$ ,  $T_y$ ) del EEG contenido en 60 segundos, estando los dos segmentos de tiempo ( $T_x$ ,  $T_y$ ) solapados un 50% en esta realización preferente. Dado que el dispositivo de esta realización preferente dispone de dos sensores ( $S_1$ ,  $S_2$ ) de EEG, las anteriores etapas se realizan por duplicado, es decir, por cada sensor ( $S_1$ ,  $S_2$ ). En este caso, los dos sets de valores ( $x$ ,  $y$ ) con los que se continua el procedimiento son el valor medio de los valores extraídos anteriormente por duplicado.

- La siguiente etapa corresponde a la etapa de cálculo (4) del nivel de riesgo de que el paciente sufra una crisis por la afección neurológica, para cada segmento de tiempo ( $T_x$ ,  $T_y$ ) y mediante cada modelo matemático de clasificación ( $m$ ,  $n$ ). Este cálculo se puede realizar, a modo de ejemplo, mediante la aplicación de los modelos matemáticos de clasificación ( $m$ ,  $n$ ) llamados SVM y LSBoost a cada set de valores ( $x$ ,  $y$ ). Los valores obtenidos de nivel de

riesgo para cada modelo matemático de clasificación (m, n) se ponderan con pesos de ponderación ( $p_m$ ,  $p_n$ ) previamente definidos, para obtener un único valor de nivel de riesgo ponderado ( $rp_x$ ,  $rp_y$ ) por cada segmento de tiempo ( $T_x$ ,  $T_y$ ).

A continuación tiene una etapa de clasificación (5) del estado del paciente en cada segmento de tiempo ( $T_x$ ,  $T_y$ ), clasificándose en un estado de alarma o pre-ictal (A) cuando el nivel de riesgo ponderado ( $rp_x$ ,  $rp_y$ ) sea superior al nivel umbral (u) definido previamente, y un estado de no-alarma o no pre-ictal (B) cuando sea inferior.

En esta realización preferente, el procedimiento comprende una etapa de envío (6) de la clasificación del estado del paciente a un dispositivo externo tipo smartphone. En el caso que un segmento de tiempo ( $T_x$ ,  $T_y$ ) haya sido clasificado como pre-ictal, el dispositivo externo transmite una señal de aviso al paciente y a la persona a cargo de su vigilancia. A su vez, después de transmitirle la señal de aviso, se les transmite una consulta por la cual uno de los dos debe confirmar si el paciente ha sufrido una crisis.

Una vez clasificado el estado del paciente en un segmento de tiempo ( $T_x$ ,  $T_y$ ), se repiten de nuevo todas las etapas del método con los siguientes segmentos de tiempo, para volver a clasificar el estado del paciente.

En la Fig. 3 se muestra un ejemplo de realización del dispositivo de supervisión a tiempo real del estado de un paciente con afección neurológica, el cual es apto para llevar a cabo el método arriba descrito. Este dispositivo auricular comprende un electrodo de referencia ( $E_R$ ) y dos sensores ( $S_1$ ,  $S_2$ ), configurados para la medida del EEG, todos ellos del tipo plata/cloruro de plata, y situados convenientemente en un cuerpo intraauricular (11) para que puedan estar en contacto directo con la oreja derecha del paciente. En la figura se muestra uno de los sensores ( $S_1$ ) y el electrodo de referencia ( $E_R$ ) con líneas punteadas debido a que se encuentran en la cara no visible del cuerpo intraauricular (11). A su vez, el dispositivo comprende una placa electrónica (no visible en la figura), la cual incluye una unidad de procesamiento configurada para procesar las medidas obtenidas por los sensores ( $S_1$ ,  $S_2$ ) y llevar a cabo el método descrito anteriormente, así como una unidad de comunicación inalámbrica configurada para comunicarse con un dispositivo externo al dispositivo auricular.

En esta realización preferente, el dispositivo también comprende una carcasa (12), la cual aloja la placa electrónica, y un cuerpo flexible (13) que une la carcasa (12) con el cuerpo intraauricular (11), dicho cuerpo flexible (13) integrando en su interior los cables de conexión entre la placa electrónica y los sensores ( $S_1$ ,  $S_2$ ). A su vez, esta realización comprende un adaptador de la posición (14) entre el cuerpo flexible (13) y el cuerpo intraauricular (11), provisto de un cuerpo de sección cilíndrica (14a) por el que transcurre un vástago (14b)

unido al cuerpo flexible (13), dicho vástago estando configurado para desplazarse y rotarse respecto al cuerpo de sección cilíndrica (14a), sin poder extraerse del todo. A la vez, el adaptador (14) permite el contacto eléctrico entre los sensores ( $S_1$ ,  $S_2$ ) y los cables provenientes de la placa electrónica. En este caso, la unión entre el cuerpo intraauricular (11) y el adaptador de la posición (14) comprende una rótula (no visible en la figura) que permite la rotación y el movimiento esférico entre ellos, a la vez que permite el contacto eléctrico entre los sensores ( $S_1$ ,  $S_2$ ) y los cables provenientes de la placa electrónica.

Los detalles, las formas, las dimensiones y demás elementos accesorios, así como los materiales empleados en la fabricación del presente dispositivo de monitorización podrán ser convenientemente sustituidos por otros que sean técnicamente equivalentes y no se aparten de la esencialidad de la invención ni del ámbito definido por las reivindicaciones que se incluyen a continuación.

**REIVINDICACIONES**

1. Método de monitorización y evaluación a tiempo real del estado de un paciente con afección neurológica, a partir de los parámetros indicativos ( $p_i$ ) del estado del paciente obtenidos mediante un EEG, caracterizado porque comprende:
  - 5 - una etapa de medición del EEG (1) del paciente mediante al menos un sensor ( $S_1, S_2$ ) de EEG,
  - una etapa de procesamiento (2) de los valores medidos del EEG,
  - una etapa de extracción (3) de al menos un set de valores ( $x, y$ ) de los parámetros indicativos ( $p_i$ ) del estado del paciente, cada set de valores ( $x, y$ ) estando extraído de
  - 10 diferentes segmentos de tiempo ( $T_x, T_y$ ) del EEG,
  - una etapa de cálculo (4) para cada segmento de tiempo ( $T_x, T_y$ ) del nivel de riesgo ( $rp_x, rp_y$ ) de que el paciente sufra una crisis por la afección neurológica, realizándose el cálculo del nivel de riesgo ( $rp_x, rp_y$ ) mediante la aplicación de al menos un modelo matemático de clasificación ( $m, n$ ) a cada correspondiente set de valores ( $x, y$ ), y
  - 15 - una etapa de clasificación (5) del estado del paciente, entre al menos un estado de alarma o pre-ictal (A) y un estado de no-alarma o no pre-ictal (B), en función de un nivel umbral ( $u$ ) predefinido y por el cual, cuando el nivel de riesgo ( $rp_x, rp_y$ ) en al menos un segmento de tiempo ( $T_x, T_y$ ) sea superior al nivel umbral ( $u$ ), el estado del paciente se clasifica como estado pre-ictal (A), y cuando sea inferior se clasifica como estado no pre-
  - 20 ictal (B).
2. Método según la reivindicación 1, caracterizado porque se aplica más de un modelo matemático de clasificación ( $m, n$ ) a los sets de valores ( $x, y$ ) de cada segmento de tiempo ( $T_x, T_y$ ) y los valores obtenidos de nivel de riesgo de cada modelo matemático de clasificación ( $m, n$ ) se ponderan con pesos de ponderación ( $p_m, p_n$ ) previamente
- 25 definidos, para obtener un valor de nivel de riesgo ponderado ( $rp_x, rp_y$ ) por cada segmento de tiempo ( $T_x, T_y$ ).
3. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque al menos un modelo matemático de clasificación aplicado ( $m, n$ ) se encuentra entre los conocidos como SVM, LSBoost, Random Forest, KNN, Neural Networks, Naive Bayes y
- 30 ANN.

4. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque los sets de valores  $(x, y)$  se extraen de segmentos de tiempo  $(Tx, Ty)$  que se solapan en una ventana de solapamiento de entre el 20% y el 60% del tiempo.
5. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque se le informa al paciente de que su estado se clasifica como estado de riesgo bajo cuando 3 o más segmentos de tiempo  $(Tx, Ty)$  consecutivos comprenden un nivel de riesgo o riesgo ponderado  $(rp_x, rp_y)$  inferior a un 40% del nivel umbral  $(u)$ .
6. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque se le informa al paciente de que su estado se clasifica como estado de riesgo intermedio cuando 3 o más segmentos de tiempo  $(Tx)$  consecutivos comprenden un nivel de riesgo o riesgo ponderado  $(rp_x, rp_y)$  superior a un 40% del nivel umbral  $(u)$ .
7. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque se le transmite una señal de aviso al paciente cuando 2 o más segmentos de tiempo  $(Tx)$  consecutivos están clasificados como pre-ictales (A).
8. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque se le transmite una señal de aviso al paciente cuando, en un conjunto de entre 3 a 30 segmentos consecutivos, 3 o más segmentos de tiempo  $(Tx)$  están clasificados como pre-ictales (A).
9. Método según cualquiera de las reivindicaciones de la 1 a la 6, caracterizado porque se le transmite una señal de aviso al paciente cuando un segmento de tiempo  $(Tx)$  se clasifica como pre-ictal (A).
10. Método según cualquiera de las reivindicaciones de la 7 a la 9, caracterizado porque entre 10 a 30 segmentos de tiempo  $(Tx)$  después de transmitirle la señal de aviso al paciente, se le transmite una consulta por la cual el paciente debe confirmar si ha sufrido una crisis.
11. Método según las reivindicaciones de la 7 a la 9, caracterizado porque se le informa al paciente de que su estado se clasifica como estado de riesgo intermedio cuando, después de que al menos un segmento de tiempo  $(Tx)$  haya sido clasificado como pre-ictal (A), ningún otro segmento de tiempo  $(Ty)$  está clasificado como pre-ictal en un conjunto de entre 3 y 30 segmentos consecutivos.

12. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque, una vez clasificado el estado del paciente, se repiten de nuevo todas las etapas del método con posteriores segmentos de tiempo, para volver a clasificar el estado del paciente.
13. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque más  
5 de un sensor ( $S_1$ ,  $S_2$ ) de EEG mide el EEG del paciente.
14. Método según la reivindicación 13, caracterizado porque se duplican las etapas de procesamiento (2), extracción (3) y cálculo (4) por cada sensor ( $S_1$ ,  $S_2$ ) de EEG, realizándose la etapa de clasificación (5) para todos los sets de valores (x, y) obtenidos.
15. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el  
10 procesamiento de la señal o las señales medidas comprende un proceso de digitalización de las medidas del EEG.
16. Método según la reivindicación 15, caracterizado porque el procesamiento de la señal o las señales medidas comprende un proceso de filtrado de posibles interferencias eléctricas, valores atípicos y señales de fuentes independientes.
- 15 17. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque comprende un proceso previo de selección (PS) de los parámetros indicativos ( $\pi_i$ ), el cual comprende:
- una etapa previa de medición (1') del EEG previo del paciente, dicho EEG comprendiendo los suficientes segmentos de tiempo previos ( $T_x'$ ,  $T_y'$ ,  $T_z'$ ) para que  
20 queden registrados todos los posibles estados de la afección del paciente,
  - una etapa previa de procesamiento (2'a) de los valores medidos del EEG,
  - una etapa previa de cálculo de parámetros descriptivos (2'b) relativos al EEG previo,  
y
  - una etapa previa de aplicación de un método de selección de variables (2'c) a dichos  
25 parámetros descriptivos.
18. Método según la reivindicación 17, caracterizado porque el método de selección de variables aplicado se encuentra entre los conocidos como Neighbourhood Component Analysis, Stepwise Regression, Relief-F y/o, Laplacian Score.

19. Método según las reivindicaciones 17 o 18, caracterizado porque comprende un proceso previo de selección de factores, dichos factores a seleccionar correspondiendo a:

- los modelos matemáticos de clasificación ( $m, n$ ) a aplicar en la etapa de cálculo (4),
- los valores de parámetros internos de configuración ( $pic$ ) de dichos modelos ( $m, n$ ) a aplicar,
- los pesos de ponderación ( $p_m, p_n$ ) en caso de aplicar más de un modelo ( $m, n$ ), y
- el nivel umbral ( $u$ ) a aplicar en la etapa de clasificación (5).

20. Método según la reivindicación 19, caracterizado porque dicho proceso de selección de factores comprende las etapas siguientes:

- una etapa previa de extracción (3') de sets de valores previos ( $x', y', z'$ ) relativos a los parámetros indicativos ( $pi$ ) de cada segmento de tiempo previo ( $Tx', Ty', Tz'$ ),
- establecer una primera matriz ( $m1$ ) con todas las combinaciones posibles por cada:
  - o posible modelo matemático de clasificación ( $m', n'$ ) aplicable a cada set de valores previos ( $x', y', z'$ ), de entre una lista de modelos ( $m', n'$ ) conocidos,
  - o posible combinación de valores de los parámetros internos de configuración ( $pic'$ ) de cada posible modelo ( $m', n'$ ),
- calcular una segunda matriz ( $m2$ ) de posibles niveles de riesgo ( $r'$ ) para cada set de valores previos ( $x', y', z'$ ), mediante cada posible modelo ( $m', n'$ ) y por cada combinación posible de la primera matriz ( $m1$ ),
- establecer una tercera matriz ( $m3$ ) con posibles combinaciones de pesos de ponderación ( $p_m', p_n'$ ) de cada posible modelo ( $m', n'$ ),
- calcular una cuarta matriz ( $m4$ ) de posibles niveles de riesgo ponderados ( $rp'$ ), a partir de:
  - o los posibles niveles de riesgo ( $r'$ ) de la segunda matriz ( $m2$ )
  - o las posibles combinaciones de pesos de ponderación ( $p_m', p_n'$ ) de la tercera matriz ( $m3$ ),

- establecer una quinta matriz (m5) de posibles niveles de riesgo umbrales ( $u'$ ),
- obtener una sexta matriz (m6) de clasificación de los estados hipotéticos del paciente, correspondiente a la comparación de cada posible nivel de riesgo ponderado ( $rp'$ ) de la cuarta matriz (m4) con cada posible nivel de riesgo umbral ( $u'$ ) de la quinta matriz (m5), donde dichas comparaciones se califican como estado hipotético de alarma ( $A'$ ) cuando un posible nivel de riesgo ponderado ( $rp'$ ) iguale o supere al correspondiente posible nivel de riesgo umbral ( $u'$ ) y como estado hipotético de no-alarma ( $B'$ ) cuando no lo supere.
- obtener una séptima matriz (m7) de clasificación de cada combinación de factores, correspondiente a la comparación de dichos estados hipotéticos ( $A'$ ,  $B'$ ) con los estados reales de alarma (AR) y no-alarma (BR) del paciente, clasificándose la correspondiente combinación de factores como acierto (OK) cuando los estados hipotéticos y reales coinciden, y como no acierto (NOK) cuando no coinciden,
- seleccionar la combinación de factores que obtenga mayor puntuación en relación a una puntuación preestablecida en función de los aciertos y no aciertos de la séptima matriz (m7).

21. Método según la reivindicación 20, caracterizado porque la puntuación preestablecida se basa en :

- el ratio de estados pre-ictales reales detectados respecto a los no detectados,
- el ratio de estados no pre-ictales reales detectados respecto a los no detectados,
- el ratio de estados pre-ictales hipotéticos acertados respecto a los no acertados,
- el ratio de estados no pre-ictales hipotéticos acertados respecto a los no acertados,
- el ratio de aciertos de estados pre-ictales y no pre-ictales balanceado respecto al tamaño de muestras de cada estado,
- el ratio de estados pre-ictales acertados y no acertados respecto al total de muestras,
- el ratio de estados no pre-ictales acertados y no acertados respecto al total de muestras

- y la cantidad de segmentos previos ( $T_x'$ ,  $T_y'$ ,  $T_z'$ ) consecutivos clasificados como no pre-ictales.

22. Dispositivo de monitorización y evaluación a tiempo real del estado de un paciente con afección neurológica, apto para llevar a cabo el método descrito según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque comprende:

- al menos un sensor ( $S_1$ ,  $S_2$ ), situado en un cuerpo intraauricular (11) y configurado para estar en contacto directo con el interior de una oreja del paciente para la medida del EEG, y

- una placa electrónica, en contacto eléctrico con el sensor ( $S_1$ ,  $S_2$ ) y configurada para llevar a cabo el método descrito según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que al menos incluye una unidad de procesamiento y una unidad de comunicación inalámbrica configurada para comunicarse con un dispositivo portable tipo smartphone.

23. Dispositivo según la reivindicación 22, caracterizado porque el sensor ( $S_1$ ,  $S_2$ ) es un electrodo del tipo plata/cloruro de plata.

24. Dispositivo según las reivindicaciones 22 o 23, caracterizado porque comprende una carcasa (12) que aloja la placa electrónica, y un cuerpo flexible (13) que une la carcasa (12) con el cuerpo intraauricular (11), dicho cuerpo flexible integrando en su interior los cables de conexión entre la placa electrónica y el sensor ( $S_1$ ,  $S_2$ ).

25. Dispositivo según la reivindicación 24, caracterizado porque la unión entre el cuerpo intraauricular (11) y el cuerpo flexible (13) comprende una rótula que permite la rotación y el movimiento esférico entre ellos, a la vez que permite el contacto eléctrico entre el sensor ( $S_1$ ,  $S_2$ ) y los cables provenientes de la placa electrónica.

26. Dispositivo según la reivindicación 24, caracterizado porque comprende un adaptador de la posición (14) entre el cuerpo flexible (13) y el cuerpo intraauricular (11), provisto de un cuerpo de sección cilíndrica (14a) por el que transcurre un vástago (14b) unido al cuerpo flexible (13), dicho vástago (14b) estando configurado para desplazarse y rotarse respecto al cuerpo de sección cilíndrica (14a), sin poder extraerse del todo, a la vez que para permitir el contacto eléctrico entre el sensor ( $S_1$ ,  $S_2$ ) y los cables provenientes de la placa electrónica.

27. Dispositivo según la reivindicación 26, caracterizado porque la unión entre el cuerpo intrauricular (11) y adaptador de la posición (14) comprende una rótula que permite la rotación y el movimiento esférico entre ellos, a la vez que permite el contacto eléctrico entre el sensor ( $S_1$ ,  $S_2$ ) y los cables provenientes de la placa electrónica.

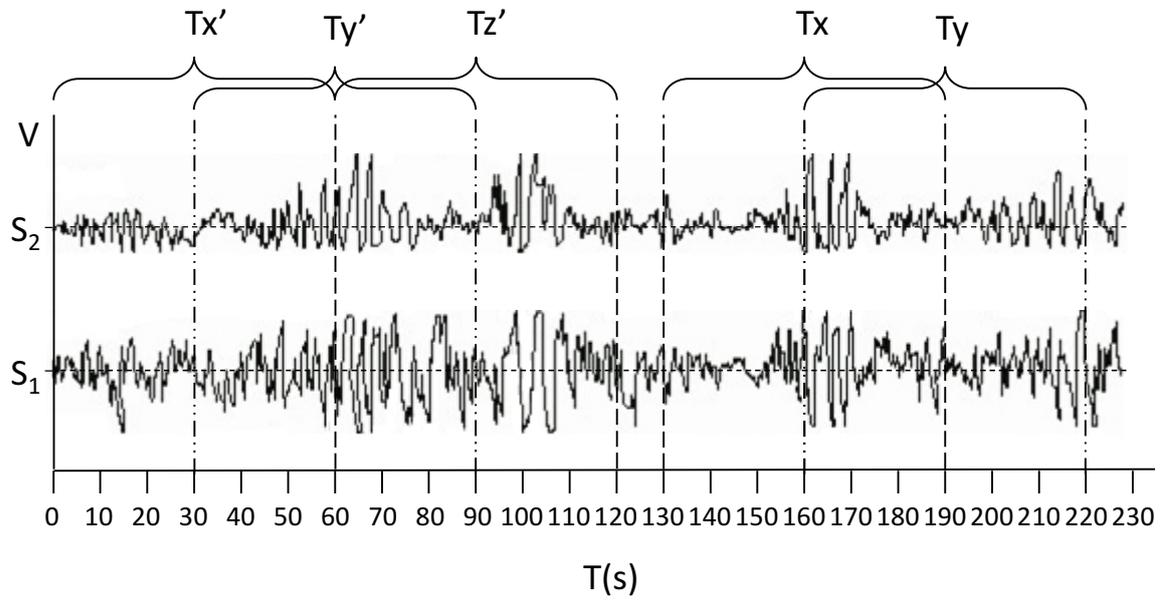


Fig. 1

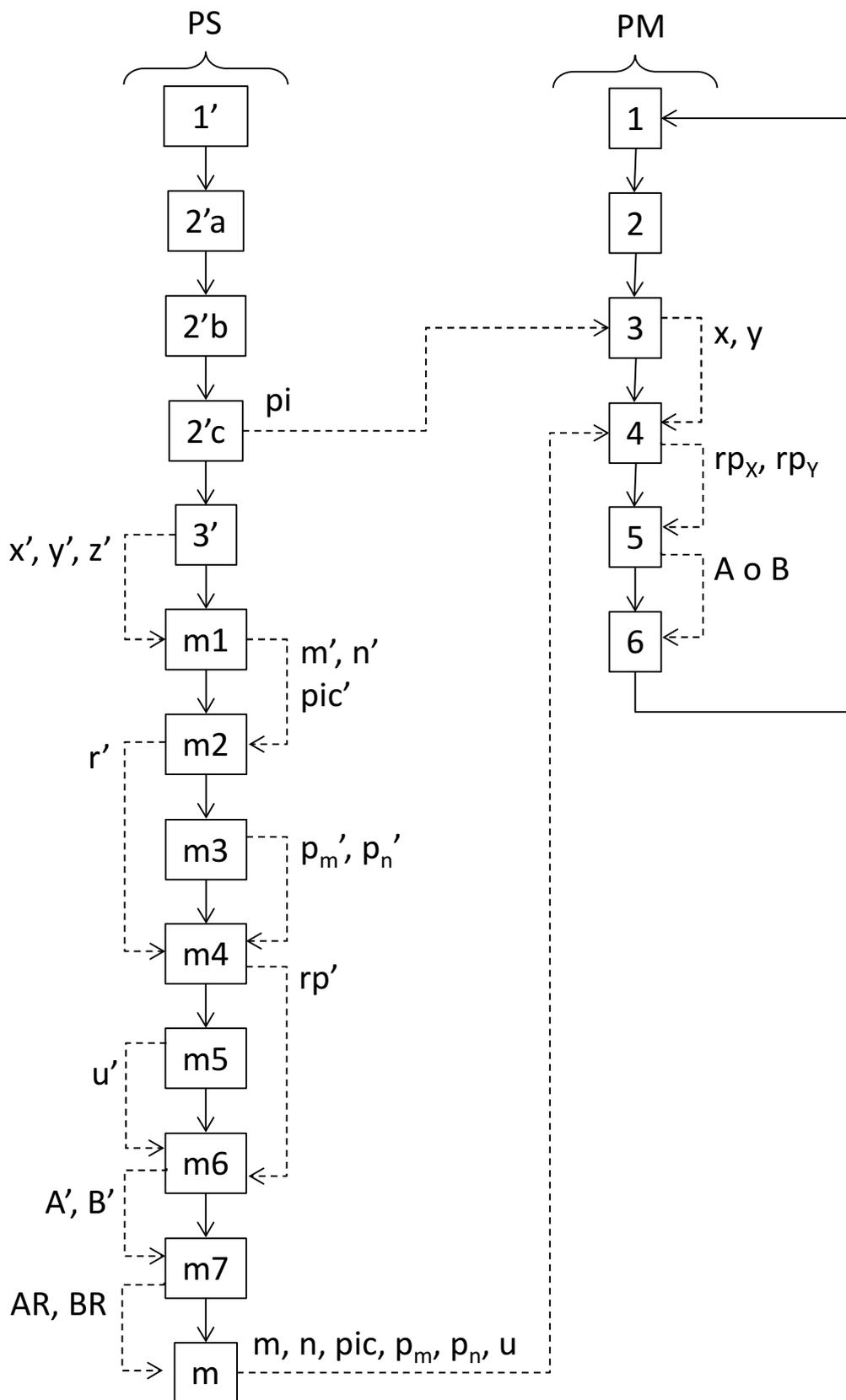


Fig. 2

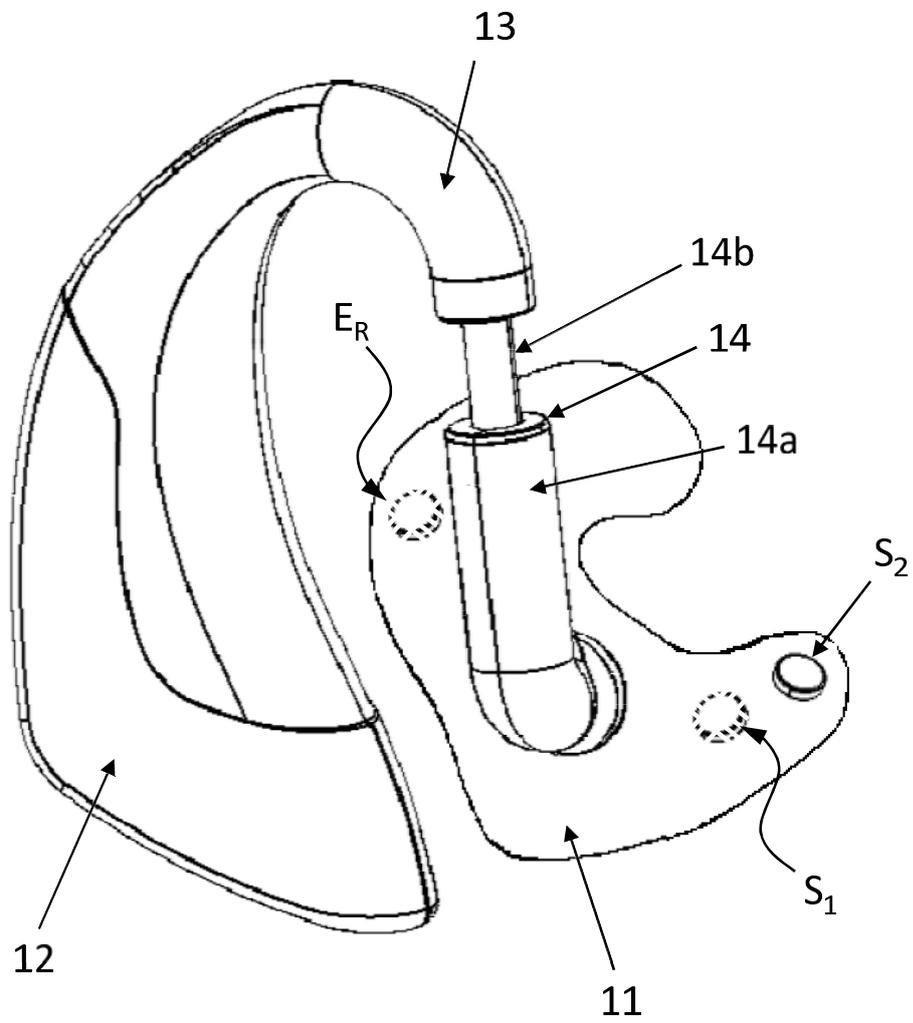


Fig. 3



- ②① N.º solicitud: 201830954  
②② Fecha de presentación de la solicitud: 03.10.2018  
③② Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TECNICA

⑤① Int. Cl.: **A61B5/0478** (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X	US 2012209101 A1 (KIDMOSE et al.) 16/08/2012, Resumen; párrafos [4 - 35]; párrafos [68 - 83]; párrafos [93 - 96]; figuras 1 - 3, 6.	1-27
A	VARIOS AUTORES. Time-series segmentation. Wikipedia, 14/02/2018 [en línea] [Recuperado el 02/09/2019]. Recuperado de Internet <URL: <a href="https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Time-series_segmentation&amp;oldid=825544891">https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Time-series_segmentation&amp;oldid=825544891</a> >	1
A	VARIOS AUTORES. Binary classification. Wikipedia, 17/09/2018 [en línea] [Recuperado el 02/09/2019]. Recuperado de Internet <URL: <a href="https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Binary_classification&amp;oldid=859950334">https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Binary_classification&amp;oldid=859950334</a> >	3
A	VARIOS AUTORES. Multiclass classification. Wikipedia, 28/06/2018 [en línea] [Recuperado el 02/09/2019]. Recuperado de Internet <URL: <a href="https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Multiclass_classification&amp;oldid=847876038">https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Multiclass_classification&amp;oldid=847876038</a> >	3
X	US 2007150025 A1 (DILorenzo DANIEL J et al.) 28/06/2007, Resumen; párrafos [14 - 18]; párrafos [57 - 75]; . párrafos [85 - 99]; figuras 1 - 4, 6, 7	1-21

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  
04.09.2019

Examinador  
A. Figuera González

Página  
1/2

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

A61B

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC, WPI, TXTE, Internet