

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 438 174**

51 Int. Cl.:

A61B 5/0476 (2006.01)

G06F 19/00 (2011.01)

A61N 1/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.08.2011** **E 11754911 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.09.2013** **EP 2464285**

54 Título: **Un sistema de monitorización o predicción y un método de monitorización o predicción**

30 Prioridad:

27.08.2010 GB 201014333

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

16.01.2014

73 Titular/es:

NEUROPRO LIMITED (100.0%)

PO Box 3136

Road Town, Tortola, VG

72 Inventor/es:

JUFFALI, WALID y

EL-IMAD, JAMIL

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 438 174 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

Un sistema de monitorización o predicción y un método de monitorización o predicción

5 Descripción de la invención

Campo de la invención

Esta invención se refiere a un sistema de monitorización o predicción y a un método de monitorización o predicción de señales eléctricas neuronales.

10 Antecedentes

Constantemente se están haciendo importantes intentos por monitorizar y predecir los ataques epilépticos. La mayoría de los métodos predictivos analizan señales eléctricas representativas de la actividad neuronal en el cerebro utilizando pastillas de electrodos que se colocan en el exterior, a nivel de cuero cabelludo, externamente, debajo del cuero cabelludo o dentro del cerebro.

15 Un electroencefalograma (EEG) es un sistema para registrar la actividad eléctrica en el cerebro producida por la activación de las neuronas dentro del cerebro. Se colocan múltiples electrodos alrededor del cuero cabelludo pero los electrodos también pueden colocarse en contacto directo con el cerebro o dentro del cerebro. La señal del EEG se compone de diferentes patrones de onda que operan en un espectro que abarca desde menos de 4 Hz a más de 20 100 Hz. Existen otros mecanismos para detectar y registrar la actividad neuronal, tales como un electrocorticograma (ECoG) donde la señal se deriva directamente de la corteza cerebral o una imagen por resonancia magnética funcional (IRMF).

La epilepsia no es más que un ejemplo de un episodio neurológico potencial.

25 WALID JUFFALI et. al: "The WiNAM project: Neural data analysis with applications to epilepsy", CONFERENCIA SOBRE CIRCUITOS Y SISTEMAS BIOMÉDICOS (BIOCAS), 2010, IEEE, IEEE 3 de noviembre de 2010, págs. 45-48, (XP031899695, D01: 10.1109/BIOCAS, 2010, 5709567, ISBN: 978-1-4244-7269-7) presenta un nuevo método algorítmico basado n-gramas y lo aplica a un ECoG y a datos neuronales del cerebro profundo para el análisis de 30 ataques epilépticos.

En la Patente Estadounidense 6.658.287 se presenta un método y un sistema para predecir el inicio de un ataque antes de comenzar la electrografía de un individuo.

35 Durante un modo "fuera de línea", se recogen señales representativas de la actividad cerebral de un individuo (bien almacenadas o bien en tiempo real) y, de esas señales, se extraen las características. A través de un proceso predeterminado, se selecciona un subconjunto de características, que comprende un vector de características, para predecir (y detectar) de manera más eficaz un ataque en ese individuo. También se entrena a un subsistema de predicción inteligente "fuera de línea" en base al vector de características derivado de esas señales.

40 Durante el funcionamiento "en línea", las características se extraen de manera continua de las señales de la actividad cerebral en tiempo real para formar un vector de características, y el vector de características se analiza de forma continua con el subsistema de predicción inteligente para predecir el inicio de un ataque en un paciente.

45 En la Patente Estadounidense 2006/111644 se presentan métodos y sistemas para la detección del inicio de un ataque específico de un paciente.

En una realización, se registra al menos una forma de onda del EEG del paciente y se extrae el menos un epoch (muestra) de la forma de onda. La muestra de la forma de onda se descompone en una o más señales de 50 subbandas vía la descomposición de la muestra de la forma de onda en ondas pequeñas, y se calculan uno o más vectores de características en base a las señales de subbanda. Así, el inicio de un ataque puede identificarse en base a la clasificación de los vectores de características a un ataque o una clase de no ataque comparando los vectores de características con una medida de decisión previamente calculada para ese paciente. La medida de decisión puede derivarse de las formas de onda del EEG de referencia de ataque y no ataque del paciente.

55 En la Patente Estadounidense 2005/197590A se presenta un sistema (10) que analiza señales representativas de la actividad cerebral de un sujeto en un procesador de señales (12) para obtener información indicativa del estado de actividad actual del sujeto y para predecir un cambio en el estado de actividad.

60 En una realización preferente, se utiliza una combinación de métodos de filtrado no lineales para realizar el análisis en tiempo real de las señales del electroencefalograma (EEG) o del electrocorticograma (ECoG) de un paciente

determinado para obtener información indicativa o predictiva de un ataque, y para completar el análisis necesario por lo menos antes del inicio de un ataque clínico. El sistema preferente, realiza entonces una tarea de salida para la prevención o reducción del ataque, o para registrar los datos pertinentes.

- 5 En la patente WO 2010/115939 se presenta un método para la identificación de ataques en tiempo real en una señal de un electroencefalograma (EEG).

El método permite la identificación de ataques independientemente del paciente mediante el uso de un clasificador de una Máquina de Vectores de Soporte (SVM) genérico que ha sido entrenado para múltiples pacientes. El clasificador de la SVM opera en un gran vector de características, combinando características de una amplia variedad de técnicas de procesamiento y de análisis de señales. El método opera con una precisión suficiente como para resultar adecuado para su uso en un entorno clínico. El método también puede combinarse con clasificadores adicionales, tales como un clasificador de un Modelo de Mezcla Gaussiano (GMM), para mejorar la solidez, y uno o más clasificadores dinámicos tales como una SVM utilizando núcleos secuenciales para el análisis temporal mejorado de la señal del EEG.

Breve resumen de la invención

La presente invención proporciona un sistema y un método de monitorización o predicción tal y como se reivindica.

Para facilitar la comprensión de la presente invención, a continuación se describirán realizaciones de la misma, a través de ejemplos, haciendo referencia a los esquemas que la acompañan, en donde:

La Figura 1 muestra un primer conjunto de posiciones potenciales de colocación de electrodos para su uso con un dispositivo o un sistema que abarca la presente invención;

La Figura 2 muestra otro conjunto potencial de posiciones de colocación de electrodos para su uso con un dispositivo o un sistema que abarca la presente invención;

La Figura 3 es un gráfico en el que se muestra una relación entre el riesgo de ataques y las anomalías en las señales relativas a la actividad neuronal;

La Figura 4 es un diagrama de bloques de un dispositivo de monitorización o predicción que abarca la presente invención;

La Figura 5 es un diagrama esquemático de bloques en el que se muestra un sistema que abarca la presente invención para la recogida y análisis de señales sobre la actividad neuronal que abarcan la presente invención;

La Figura 6 es una tabla de resultados de anomalías obtenidos utilizando una realización del sistema de la Figura 5;

La Figura 7 muestra un ejemplo del recuento de patrones durante los períodos pre-ictal e ictal, en donde el período ictal se muestra sombreado;

La Figura 8 es un gráfico en el que se muestra un ejemplo del recuento de patrones que varía con el tiempo;

La Figura 9 muestra una interfaz gráfica de usuario diseñada para analizar señales de datos de la actividad neuronal conforme una realización de la invención;

La Figura 10 es otra representación de un diagrama de bloques de un dispositivo de monitorización o predicción que abarca la presente invención;

La Tabla I muestra una matriz de patrones de 10 nibbles;

La Tabla II muestra un ejemplo de una primera parte de una matriz de patrones de 9 nibbles;

La Tabla III muestra un ejemplo de una primera parte de una matriz de patrones de 8 nibbles;

La Tabla IV muestra un ejemplo de una primera parte de una matriz de patrones de 7 nibbles;

La Tabla V muestra un ejemplo de una primera parte de una matriz de patrones de 6 nibbles;

La Tabla VI muestra algunos resultados iniciales en los que se distinguen los períodos pre-ictales y los ictales;

La Tabla VII muestra resultados históricos relacionados con los cambios en el recuento de patrones al analizar conjuntos completos de datos;

La Figura 11 es una captura de más de 12.000 lecturas electrónicas tomadas de un solo paciente, en donde la traza en negrita refleja el estado normal y la traza más tenue representa las lecturas tomadas del mismo paciente durante un ataque;

- 5 La Figura 12 es un detalle de las lecturas electrónicas de la Figura 11 que van de las lecturas electrónicas 4000 a 5200;

La Figura 13 es un detalle de las lecturas electrónicas de la Figura 11 que van de las lecturas electrónicas 4800 a 5040;

- 10 La Figura 14 muestra una lista de casos de los datos disponibles de distintos pacientes;

La Figura 15 muestra datos primarios y datos de proceso del caso 7;

- 15 La Figura 16 muestra un recuento de patrones de 10 nibbles identificados durante estados convulsivos – canal 13 y un resumen del porcentaje de anomalías; y

La Figura 17 proporciona la misma información que el recuento de patrones mostrado en la Figura 16 pero no el canal 14 tomado del mismo paciente durante un estado normal.

La Figura 18 muestra una segunda interfaz gráfica de usuario diseñada para analizar señales de datos de la actividad neuronal conforme una realización de la invención.

- 20 Una realización de la presente invención es un dispositivo de monitorización o predicción de señales neuronales. El dispositivo recibe una entrada de uno o más sensores adecuados para recibir señales indicativas de la actividad neuronal del cerebro.

- 25 La forma preferente de sensores para detectar la actividad neuronal del cerebro son los electrodos o contactos eléctricos, es decir, sensores de la actividad neuronal. Por razones de conveniencia, esta especificación se refiere a sensores de la actividad neuronal como electrodos o contactos eléctricos pero los sensores no eléctricos para detectar o derivar la actividad neuronal también son alternativas o equivalentes posibles a los sensores eléctricos. Además de ser utilizados como entradas, los contactos eléctricos también pueden configurarse como salidas para proporcionar una estimulación neuronal a una parte o a partes del cerebro.

- 30 Existen una serie de convenciones sobre el lugar de colocación y la fijación de los electrodos para EEG (véanse las Figuras 1 y 2) por lo que aquí no se mencionará más este aspecto.

- 35 Las señales eléctricas del cerebro comprenden una serie de patrones rítmicos y anomalías. Por anomalías nos referimos a señales eléctricas de naturaleza aleatoria y que no se ajustan a los patrones rítmicos de las señales. Una de las premisas de la invención es que conforme aumenta la proporción de anomalías en los patrones rítmicos de las señales eléctricas, también aumenta la probabilidad de sufrir un episodio neurológico tal como un ataque epiléptico. Esta relación se muestra gráficamente en la Figura 3.

- 40 No resulta necesaria una identificación específica de anomalías individuales, tales como huellas distintivas, para obtener información útil para predecir o monitorizar la probabilidad de un evento neurológico tal como un ataque epiléptico. No obstante, algunas anomalías específicas son indicadores del inicio de un evento neurológico.

- 45 Además de detectar patrones utilizando técnicas de procesamiento de señales y de crear factores de patrones para identificar un umbral entre patrones indicativo de un estado normal y de utilizar esos patrones para diferenciarlos de un estado de ataque, también pueden utilizarse técnicas más observacionales para distinguir entre las distintas clases de patrones de señales.

- 50 Las señales eléctricas recibidas de los EEG se reciben a modo de datos de coma flotante. A continuación, los datos de coma flotante se digitalizan y ponderan conforme a unas características predeterminadas que pueden ser programadas o controladas por un usuario. La Figura 11 muestra tal gráfico ponderado derivado de los datos de coma flotante. En la Figura 11, las lecturas electrónicas se toman a una velocidad de 256 por segundo. La línea más oscura de la Figura 11 representa un dato de coma flotante que ha sido digitalizado y ponderado, tomando del paciente cuando se encontraba en un estado normal. La traza más tenue representa las lecturas electrónicas tomadas del mismo paciente antes de un ataque o durante un ataque. A los datos de coma flotante procesados se les ha aplicado exactamente la misma graduación a escala y ponderación. De la Figura 11 queda claro que en el estado normal la lectura electrónica es de naturaleza prácticamente rítmica. En el estado de ataque, la lectura electrónica es claramente más errática. A la vista de estos datos, cabe observar que las lecturas electrónicas rítmicas son características de un estado normal y que las lecturas electrónicas casi pseudoaleatorias son características de un estado de ataque. Estas caracterizaciones pueden utilizarse mediante un procesamiento electrónico/procesamiento de señales para determinar la probabilidad de un paciente de estar en el estado normal o en el estado de ataque. Convenientemente, cuando las características de las lecturas electrónicas decaen del patrón

casi rítmico, la observancia de este decaimiento puede utilizarse como disparador para proporcionar una alerta de que el paciente está pasando de un estado normal a un estado de ataque.

Las realizaciones de la invención utilizan una serie de mediciones diferentes para la decisión de definir el umbral y de algunas de esas mediciones se habla a continuación. La invención basa las decisiones en parámetros derivados de patrones que pueden consistir en umbralizar o reaccionar a un perfil de un parámetro derivado de patrones particular. Así, si un parámetro derivado de patrones supera o no alcanza un umbral predeterminado o aprendido, puede tomarse entonces una decisión en respuesta a eso y a un indicador dado. De manera similar, los parámetros derivados de patrones se pueden perfilar de modo que cuando un parámetro sigue una tendencia particular tal como una caída, puede tomarse entonces una decisión en respuesta a eso y a un indicador dado. Un parámetro derivado de patrones es un parámetro derivado de una observación de o de una operación en una cadena de datos digitales que proporciona información sobre uno o más patrones que reaparecen en la cadena de datos digitales. Ejemplos de parámetros derivados de patrones son: el número de patrones identificados en un canal de datos; la proporción de patrones de una cierta longitud en comparación con la carga de datos total; y combinaciones de estos e incluye perfiles o huellas distintivas de parámetros derivados de patrones tales como el control de la velocidad de cambio de un parámetro derivado de patrones particular.

El sistema de monitorización o predicción puede aprender los umbrales o perfiles de los parámetros derivados de patrones y se pueden variar según las características individuales del usuario que se está monitorizando. El aprendizaje de monitorización hace uso de técnicas heurísticas, redes neuronales e inteligencia artificial.

Una realización básica de un sistema de recogida y análisis de señales toma una señal de la actividad neuronal bien en forma digital o la convierte de analógica a digital y, a continuación, presenta la señal como una cadena de caracteres. La cadena de caracteres puede ser en base binaria, hexadecimal u otras. La cadena de caracteres es preferentemente de los caracteres 0...9; componiendo A...F el conjunto de caracteres hexadecimales. Lo importante es que los caracteres pueden proporcionar un patrón de caracteres.

Se coloca una ventana deslizante de una longitud de bits o longitud de nibbles predeterminadas sobre la cadena de datos y se considera que los caracteres de datos que se encuentran dentro de la ventana constituyen un patrón. El patrón y el número de otras ocurrencias de ese patrón se registran conforme la ventana se desliza por toda la cadena de datos. La ventana se puede aumentar de manera incremental bit a bit a través de la cadena de datos, en pasos de múltiples bits y potencialmente incluso de manera pseudoaleatoria. En términos básicos, el sistema cuenta el número de ocurrencias de cada patrón y crea varios parámetros o caracterizaciones de los datos en base al recuento de patrones. Se ha visto que las variaciones en el recuento de patrones proporcionan un indicativo de si el cerebro se encuentra o no en un período pre-ictal o ictal. El sistema también incluye una salida que indica el comienzo de un estado ictal en base a los parámetros derivados de o de la caracterización del recuento de patrones.

La realización más básica de un sistema de monitorización o predicción hace uso de esta relación entre el recuento de patrones y los cambios en la actividad neuronal para proporcionar un sistema de monitorización o predicción para proporcionar una advertencia a un usuario en base a un análisis que determina si se ha producido un cambio en el recuento de patrones indicativo de un cambio en la actividad neuronal indicativo del inicio de un ataque o similar. El análisis se basa en ratios históricos almacenados en una memoria interna de recuentos de patrones o puede ser procesado por el dispositivo de monitorización o predicción sobre la marcha y comparado con los umbrales predeterminados dando los distintos parámetros para los datos de entrada y el usuario.

La salida del sistema del sistema de monitorización o predicción puede ser una salida cableada, una salida inalámbrica, una salida Bluetooth™, una salida óptica, una salida de audio o cualquier otro mecanismo capaz de alertar a un usuario o de informar a un usuario. Un método especialmente preferente es el uso de un indicador tipo semáforo que proporciona un estado de alerta de manera continua. El estado del indicador pasa de verde, si no hay indicación alguna del inicio de un período ictal, a ámbar, si existe un peligro potencial de que comience un período ictal, a rojo donde se indica un período ictal como inminente o en marcha.

El sistema de monitorización o predicción ha sido configurado como una pieza de hardware electrónico con conexiones de entrada a uno o más sensores de la actividad neuronal tales como electrodos para un EEG que forman parte de la bóveda del cráneo o una guía de electrodos colocada sobre y fijada al cráneo. El dispositivo se coloca preferentemente sobre un casco o se acopla al cráneo de modo que la trayectoria o la distancia desde el sensor o cada uno de los sensores al dispositivo de monitorización o predicción sea lo más corta posible. El dispositivo tiene preferentemente una fuente de alimentación interna si bien también puede conectarse a una fuente de alimentación externa.

El dispositivo de monitorización o predicción 1 de una realización de la invención mostrada en la Figura 4 comprende una serie de módulos definidos según su funcionalidad. En varias realizaciones, los módulos están: todos contenidos en un alojamiento común del dispositivo de monitorización o predicción; o algunos módulos se encuentran alejados del cráneo o del dispositivo de monitorización o predicción está colocado en el cuerpo y quedan conectados al mismo a través de una conexión cableada o inalámbrica.

El dispositivo de monitorización o predicción se compone de cuatro módulos básicos 1: un módulo de suministro de señales 2 que recibe de los sensores señales de entrada representativas de la actividad neuronal; un módulo de pre-procesamiento 3 que toma una señal muestreada y crea una cadena de datos; un módulo de búsqueda de patrones 4 que analiza la cadena de datos y muestra patrones repetidos; y un módulo monitorizador de patrones 5 que analiza los patrones y genera una salida del monitor y/o predictor en función de los patrones analizados.

La Figura 14 muestra una lista de casos de los datos históricos disponibles de EEG tomados de pacientes bajo distintos estados, normalmente normal o anormal, en donde anormal indica un estado pre-ictal o ictal.

En otra realización del dispositivo, como se muestra en la Figura 4, se incluye un estimulador neuronal para proporcionar estímulos eléctricos o de otro tipo a una o varias partes del cerebro. Los estímulos son proporcionados preferentemente en respuesta a la salida del monitor y/o predictor del dispositivo.

La Figura 15 muestra los datos primarios y los datos de proceso del caso 7. Los datos primarios comprenden los datos de coma flotante originales del EEG antes de haber sido digitalizados y ponderados. Los datos de proceso muestran los caracteres hexadecimales representativos de los datos digitalizados y ponderados a partir de los cuales pueden derivarse patrones.

La Figura 16 muestra los patrones identificados en el caso 7 en el canal 13 en el que los datos se capturaron durante un ataque. El tamaño del archivo es de 40732 bits y para un patrón de 10 nibbles, se identificaron 4156 patrones que dejaron 36576 anomalías dando una densidad o ratio de anomalías del 89,8 %.

La Figura 17 muestra los resultados del canal 14 del caso 7 en el que los datos se capturaron cuando el mismo paciente del caso 7 se encontraba en un estado normal. De nuevo, el tamaño del archivo es de 40732 bits pero el número de patrones identificados es de 39090 dejando tan solo 1642 anomalías, dando una densidad o ratio de anomalías del 4,03 %. Esto refleja una distinción inmediata entre el patrón/densidad o ratio de anomalías, lo que permite la caracterización inmediata de las señales de datos como bien capturadas durante un estado normal o bien durante un estado de ataque. El porcentaje de anomalías presentes durante un estado de ataque es mucho mayor que el porcentaje de anomalías presentes durante un estado normal. El dispositivo de monitorización o predicción puede determinar un umbral o incluso aprender que puede monitorizar de manera constante, por ejemplo, lecturas de 10 segundos en tiempo real y juzgar si el ratio de patrones o el umbral de patrones ha decaído o pasado y proporcionar una alerta o predicción en respuesta a la monitorización de este parámetro derivado de patrones. Pueden realizarse análisis de patrones y utilizarse mecanismos de derivación de patrones convencionales para derivar, identificar, contar y monitorizar patrones.

La Figura 5 muestra los módulos 2, 3, 4 y 5 de un dispositivo de monitorización o predicción 1 como parte de una red más grande y más detallada que incluye la función de transportar datos activos o ejecutar los datos almacenados a través de los módulos.

En referencia a la Figura 4, el módulo de suministro de señales 2 tiene un amplificador 100 o pre-amplificador para recibir señales de entrada de la actividad neuronal (una señal analógica) preferentemente de los electrodos del EEG. Después del amplificador hay uno o más convertidores analógico-digitales 105 (o un convertidor analógico-digital multiplexado) que funciona a una frecuencia de muestreo f_s y tiene como entrada las señales del EEG amplificadas correspondientes de los electrodos 10.

La salida muestreada de los convertidores analógico-digitales 110 es una cadena binaria que preferentemente es convertida en hexadecimal por un conversor HEX 115. El uso de la cadena hexadecimal es especialmente útil para obtener una apreciación visible y directa de la presencia de patrones en la señal que se está monitorizando.

Se utiliza un conversor analógico-digital con unas frecuencias de muestreo típicas (f_s) de 128-512 Hz para EEG y ECoG a 10-30 KHz para las señales de una sola neurona y del potencial de campo local (LFP). La conversión, según sea la aplicación, puede dar datos de 8-16 bits. Cuando esta información se almacena por el software (y hardware del microcontrolador) queda representada en binario en su nivel más bajo, pero a un nivel de abstracción mayor, queda representada en hexadecimal (HEX). De ahí que los datos ya se encuentren disponibles en un formato alfanumérico.

La salida hexagonal es alimentada al módulo de búsqueda de patrones 4 que en este ejemplo está configurado como un modelo de n-grama.

Adicionalmente podemos ajustar el nivel de compresión con pérdida de la representación de datos dividiendo los datos (un número de N bits) entre 2^D donde D es un entero, para obtener un formato de datos reducido, es decir, reducir un número de 16 bits en uno de 8 bits dividiéndolo con $D = 8$.

El proceso de n-grama del módulo de búsqueda de patrones 4 extrae cualquiera de los patrones de las señales. Una vez extraídos los patrones, se cuenta el número de patrones significativos. Un patrón significativo es un patrón que ha ocurrido más de 2 veces si bien pueden seleccionarse otros límites umbrales y pueden modificarse

convenientemente para distintos tamaños de patrones. Cuanto mayor sea el tamaño de los patrones, a saber, la longitud de la cadena, menor número de patrones repetidos habrá.

El recuento de los patrones se monitoriza y cuando el recuento de los patrones desciende por debajo de un patrón derivado históricamente almacenado en el monitor de patrones, el monitor de patrones genera una salida de cambio de estado. El recuento de patrones significativos se cuantifica de dos maneras: (1) excluyendo del número de patrones significativos el número total de ocurrencias de todos estos patrones y (2) observando de entre patrones encontrados qué porcentaje era significativo. El primer método se muestra en los resultados de abajo. Con el último método se cuantificaron resultados similares por lo que no se muestra aquí. Estos recuentos de patrones pueden cuantificarse entonces como una relación entre una ventana de análisis actual y una ventana anterior durante un estado inter-ictal (ictal se refiere al estado durante un ataque).

La salida hexadecimal se muestrea y los patrones se identifican y se cuentan.

En la Figura 6, hay cuatro grupos de resultados: 6A, 6B, 6C y 6D. Las columnas "NC" son datos tomados en el tiempo previo a un evento neurológico (pre- ictal). Las columnas "ANC2" son datos tomados al inicio de un ataque y durante el evento (ictal). Véase también el diagrama de temporización al pie de la tabla de la Figura 6.

6A da los resultados primarios. 6B reconoce que algunos patrones ocurren con mucha frecuencia, sobre todo, aquellos patrones que representan una señal cero que, en términos hexadecimales, sería igual a "00" o "FF". Por lo tanto, estos patrones son excluidos de la lista de patrones. 6C retira todos los patrones repetidos de la lista de patrones. Un patrón repetido es un subconjunto de un patrón que ocurrió en una lista de patrones con unos tamaños de patrones mayores.

Las otras Figuras muestran matrices de patrones similares para 9, 8, 7 y 6 nibbles tomados para la misma cadena de datos. Las Tablas I a V muestran la primera página de patrones y la frecuencia de ocurrencia para los cinco tamaños de patrones de 10 a 6 nibbles.

Preferentemente los datos se muestrean como 6, 7, 8, 9 ó 10 nibbles utilizando una ventana deslizante aplicada a la cadena de salida de datos hexadecimales y se registra la ocurrencia de cada patrón de nibbles distinto individual. En la matriz de patrones de 10 nibbles mostrada en la Tabla I, los dos patrones de 10 nibbles que ocurren de forma más extendida durante el período de adquisición de datos "NC" son 020100FFFE y 20100FFFEF cuyos patrones ocurren 5 veces los dos durante el período de adquisición de datos "NC". Durante el período "NC" ocurren otros muchos patrones de 10 nibbles.

El módulo de suministro de señales recibe señales de entrada S1-S7 representativas de la actividad neuronal de uno o más sensores EEG 10 (véanse las Figuras 1 y 2) acoplados al cuero cabelludo de una manera convencional (tanto adheridos como/o con guías). En este ejemplo, las señales de entrada son señales eléctricas S1-S7 procedentes directamente de los sensores del EEG 10. En otras realizaciones, las señales de entrada pueden ser transmitidas de forma remota desde una fuente de alimentación activa o desde un conjunto de datos registrado.

En la realización preferente, el número de patrones repetidos en NC se compara con el número de patrones repetidos en ANC2. Durante un ataque, normalmente hay más patrones repetidos en NC que en ANC2. Como consecuencia, durante un ataque hay menos patrones identificables lo que significa que también durante un ataque ocurren más anomalías y de ahí la premisa de la invención de que un aumento en la proporción de anomalías respecto a los patrones repetidos es un indicador o predictor del inicio de un evento neurológico tal como un ataque epiléptico.

Un aumento relativo del número de anomalías es un indicador directo del inicio de un episodio neurológico y es información útil para permitir que el dispositivo realice una función de predicción de episodios. La probabilidad del inicio de un episodio neurológico aumenta conforme aumenta el número de anomalías.

Los aspectos de la invención tratan uno de los problemas relativos al análisis de la actividad durante un ataque epiléptico. Un aspecto de la invención permite la posibilidad de trabajar con datos uniformes que se anotan bien y se introducen en una base de datos para establecer un marco para trabajos futuros y el almacenamiento de los resultados en el mismo marco. El sistema mostrado en la Figura 5 proporciona este marco.

La Figura 5 muestra los bloques de adquisición de datos, de interfaz de usuario y de procesamiento. En teoría, cada uno de estos componentes podría colocarse según una implementación tecnológica diferente, por ejemplo, la adquisición podría implantarse en un dispositivo de monitorización o predicción neuronal, la interfaz de usuario podría estar en un teléfono móvil o en un PC y las unidades de procesamiento podrían estar en un sistema de nube de acceso a través de la web. La distribución de estos elementos variará en función de los requisitos de procesamiento de las señales (complejidad computacional) y del espacio de aplicación.

El análisis de patrones de datos históricos da como resultado conjuntos de parámetros relativos a los patrones. Las predicciones o decisiones sobre si un evento neuronal está próximo pueden tomarse comparando los patrones en tiempo real en términos absolutos o relativos con los parámetros almacenados, patrones predeterminados y

umbrales. El dispositivo de monitorización o predicción proporciona una salida indicativa de si un evento neuronal es poco probable, probable o inminente. Muy parecido a la salida de un semáforo: rojo, ámbar y verde.

Los electrodos o contactos eléctricos utilizados para detectar la actividad neuronal del cerebro son las entradas al dispositivo de monitorización o predicción. Estas entradas se pueden revertir para proporcionar la salida de un estímulo. La presente invención también incluye la provisión de una estimulación neuronal a una o varias partes del cerebro.

El estímulo puede ser proporcionado en respuesta a cualquiera de los parámetros medidos o monitorizados con el dispositivo de monitorización o predicción, tal como un cambio en el recuento de patrones indicativo de un cambio en la actividad neuronal, un comienzo, un ataque o similares. Así, la salida tipo semáforo del dispositivo puede utilizarse para disparar una estimulación neuronal, quizás una estimulación focalizada, en un intento de mejorar, compensar, retardar o evitar por completo un episodio neurológico como un ataque epiléptico. La estimulación neuronal se proporciona a través de un generador de estímulos neuronales 21 que puede formar parte del dispositivo o puede conectarse a la salida de un dispositivo, de forma potencialmente inalámbrica o cableada.

En referencia a la Figura 6, estos datos se obtuvieron del Hospital Universitario del Centro de Epilepsia de Friburgo, Alemania. Los datos utilizados se pre-muestraron a 256 Hz y cuantificaron mediante la adquisición de datos de 16 bits de 128 canales. El primer ataque de los 21 pacientes se utilizó a partir de este conjunto de datos. Hay un período pre-ictal de hasta 1 hora de duración en la mayoría de los casos, variando la duración de los ataques de 15 a 170 segundos. Hubo múltiples tipos de ataques presentes, incluyendo ataques tónico-clónicos parciales simples, complejos y generales.

Se utilizaron técnicas de análisis de patrones convencionales. La invención no se refiere a la técnica de análisis sino a la identificación de que los patrones y ratios de patrones de los datos digitalizados y muestreados son característicos de un paciente en estado normal, pre-ictal y de ataque.

Con estos datos se llevaron a cabo dos tipos de pruebas. Con el primer tipo se quiso cuantificar si había diferencias de patrones entre las áreas de ataque/ictales en comparación con los períodos inter y pre-ictales. Para ello, se extrajeron períodos pre-ictales de muestra de un tamaño igual al período de ataque. Se calculó el recuento medio de los patrones entre cada una de las 10 secciones de los datos pre-ictales para comparar con el recuento de los patrones de los ataques. Para este análisis utilizamos $D = 8$ y analizamos los datos para los tamaños de n-grama de 12 y 14, donde un token fue una lectura eléctrica en caracteres de 1 byte o 2HEX. Estos resultados (mostrados en la Tabla VI) reflejaron que en la mayoría de los casos el recuento de patrones (P) en comparación con el recuento de ataques (S) fue considerablemente diferente; en 18 de 21 casos se vio un ratio que indicaba un cambio superior al 25% en el recuento de patrones. Con estos resultados se pretende diferenciar los períodos pre-ictales de los ictales.

En el segundo tipo de análisis de pruebas se utilizó todo el período pre-ictal, segmentado en ventanas de 5 y 10 segundos. Analizamos los datos utilizando $D = 8$ y con tamaños de n-grama 10 y 14. En la Figura 7 se muestra un recuento de patrones atípico en estos conjuntos de datos. Los resultados de los 21 pacientes se muestran en la Tabla VII. La Tabla VII muestra resultados heurísticos (relacionados con los cambios en el recuento de patrones) al analizar conjuntos completos de datos. Las descripciones se refieren a los cambios que ocurren que son cambios visibles en comparación con el período pre-ictal.

Está claro que los patrones existen y que, curiosamente, algunos patrones cambian o existen para ciertos tamaños de n-grama pero no para otros. Un patrón interesante fue un aumento seguido de una reducción lenta durante varios minutos – véase el brusco aumento a los 60 minutos en la Figura 8. Estos hallazgos concluyen que de los 21 pacientes, pudo detectarse a 18 utilizando las funciones señaladas en la Figura 6. En la Tabla VII se muestran patrones a diferentes tamaños de n-grama. Los patrones son idénticos cuando se utilizan tamaños de n-grama diferentes, garantizando al mismo tiempo que los patrones de un n-grama de 12 no se repitan en un tamaño de n-grama de 10, es decir, garantizando que los patrones sean únicos y no un subconjunto de un patrón mayor en los datos. Además, tienen que identificarse parámetros de datos (por ej., tipos de ataques) para identificar si ciertos patrones están correlacionados con la información específica del paciente.

Para la recogida de más datos históricos y el desarrollo de parámetros de patrones y umbrales, se presenta un marco de análisis modular como el que se muestra en la Figura 5.

El sistema de la Figura 5 es una herramienta de análisis en línea y/o en tiempo real(www.winam.net) con una base de datos SQL que se utiliza para examinar múltiples casos y canales de conjuntos de datos y los presenta en forma de página web tal y como se muestra en la Figura 9. Al igual que en la Figura 5, la estructura es tal que la el suministro de datos puede ser a través de una alimentación RRS o de una fuente de datos fuera de línea. El procesamiento (n-grama) se implementa a través de un clúster de procesamiento independiente que permite múltiples procesamientos paralelos de manera eficaz. Se trata de un sistema abierto que permite a los usuarios acceder libremente y llevar a cabo las técnicas algorítmicas descritas en este documento. La propia estructura de la base de datos ha sido diseñada de modo que los usuarios puedan introducir múltiples casos de pacientes, y para cada caso ejecutar conjuntos de datos particulares (EEG, ECoG, ECG etc.) o partes de estos conjuntos de datos.

La Figura 18 muestra una segunda interfaz gráfica de usuario diseñada para analizar señales de datos de la actividad neuronal conforme una realización de la invención. Esta interfaz se utiliza para establecer los parámetros, en tiempo real o fuera de línea del módulo lógico 4 y/o del módulo de análisis posteriormente.

- 5 En la Figura 18 pueden monitorizarse y/o ajustarse una serie de parámetros y aplicarlos a los datos en tiempo real (y no solo después del análisis). Los parámetros listados no son exclusivos y también pueden modificarse otros parámetros o sub-parámetros.

- 10 El parámetro "ponderación" se refiere al redondeo de la señal del EEG. Por ejemplo, la señal del EEG puede muestrearse a 5 Hz y, a continuación, puede dividirse el número de muestras entre 128 para eliminar el ruido que realmente "zumba" en los resultados. A continuación hay que redondear la señal ya que una frecuencia de muestreo de 5 Hz dividida entre 128 no dará un número entero de muestras. En una realización preferente, se redondea la señal.

- 15 El parámetro "intervalo" es la longitud de la ventana que desea el usuario para procesar ciclos en ella. En una realización, la longitud del intervalo puede ser de 1 minuto.

- 20 El parámetro "frecuencia" es una frecuencia de marcos y se refiere al número de marcos a procesar. Si, por ejemplo, el usuario tiene 1 hora de datos y los minutos 11 a 20 son de su interés, el usuario puede saltar al minuto 11 y seleccionar cuántos marcos se leerán, por ejemplo, 20 marcos a una longitud del intervalo de 30 seg.

- 25 El parámetro "optimizador" determina la longitud optima de los patrones para determinar un ratio de anomalías adecuado. Por ejemplo, con una longitud de los patrones de 2 bits, posiblemente habrá muy pocas anomalías o ninguna, pero con una longitud de los patrones de 20 bits, posiblemente habrá varias anomalías. El optimizador ajusta de forma efectiva un punto de referencia para el ratio de anomalías. En una realización preferente, el parámetro optimizador determina la longitud de los patrones de cada tipo de patrón A, B, C, D, (véase, por ejemplo, la Figura 17, donde la longitud del patrón A es de 10 nibbles, y los patrones B, C y D son 0) de modo que el ratio de anomalías es inferior a un 10 %. El optimizador puede determinar automáticamente los ajustes ideales para cada uno de los grupos de patrones (mostrados como GNBPA-D) en la interfaz de usuario). Los ajustes de los grupos de patrones pueden pasarse por alto manualmente ajustando GNBPA-D) de forma individual o conjunta, respectivamente.

El control del parámetro "SD" se refiere a la desviación estándar del umbral de los resultados.

- 35 Puede implementarse fácilmente otra función de importación como, por ejemplo, la notificación de la documentación para visualizar y analizar los resultados y desarrollar más parámetros basados en patrones en los que basar las decisiones de monitorización y predicción de los eventos neuronales.

- 40 Cuando se utilizan en esta especificación y en las reivindicaciones, los términos "comprende" y "que comprende" y las variaciones de los mismos se refieren a que las características, pasos o números enteros especificados están incluidos. Los términos no deben interpretarse para excluir la presencia de otras características, pasos o componentes.

- 45 Las características presentadas en la descripción anterior, o en las reivindicaciones que se incluyen a continuación, o en los esquemas que las acompañan, expresadas en sus formas específicas o en términos de un medio para la realización de la función presentada, o un método o proceso para la obtención del resultado presentado, según corresponda, pueden ser utilizadas, por separado, o mediante cualquier combinación de tales características, para la realización de la invención en diversas formas de la misma.

- 50 Anexo:

WiNam

Core Logic

- 55 Jamil El-Imad

Mayo de 2010

- 60 Tabla de almacenamiento de patrones neuronales binarios

(NBPST)

- 65 Cada grupo de patrones de (A, B, C o D) tiene una longitud definida por Longitud_patrón_n (donde n = a, b, c o d) tendrá una tabla de almacenamiento donde se almacenan patrones "únicos". Cada patrón almacenado tiene un recuento asociado y el último desplazamiento (desde el inicio del marco).

Patrón A - (validación A>B>C>D)
 Nombre_patrón_a: xxxxxxxx (Clave)
 Recuento_patrón_a: 32.768 (16 bits / 2 bytes)
 Último_desplazamiento_patrón_a: 32.768 (16 bits / 2 bytes)

5 Muestra:

Nombre_patrón_A	A1 10 7F33	3F51 A2 9F		75 00 D1 01
Recuento_patrón_A	1	3		1
Último_desplazamiento_patrón_A	1	11		23

Patrón B

Nombre_patrón_b: xxxxxxxx (Clave)
 10 Recuento_patrón_b: 32.768 (16 bits / 2 bytes)
 Último_desplazamiento_patrón_b: 32.768 (16 bits / 2 bytes)

Patrón C

Nombre_patrón_c: XXXXXX (Clave)
 Recuento_patrón_c: 32.768 (16 bits / 2 bytes)
 15 Último_desplazamiento_patrón_c: 32.768 (16 bits / 2 bytes)

Patrón D

Nombre_patrón_d: XXXXXX (Clave)
 Recuento_patrón_d: 32.768 (16 bits / 2 bytes)
 Último_desplazamiento_patrón_d: 32.768 (16 bits / 2 bytes)

20 Longitud_patrón_a: En cuanto a la entrada del usuario: Patrones de 2-24 bytes
 Longitud_patrón_b: Patrones de 2-24 bytes
 Longitud_patrón_c: Patrones de 2-24 bytes
 Longitud_patrón_D: Patrones de 2-12 bytes

25 El valor de cada uno de los datos es de 1 byte de longitud (8 bits). Longitud_patrón_N determina el número de patrones de 1 byte que constituyen un patrón, por ejemplo: Longitud_patrón_A = 3 se refiere a 'XX XX XX', tal como '10 7F 33'.

Desplazamiento: 32.768 (16 bits/2 bytes), valor inicial -1

LLA: 32.768 (16 bits/2 bytes), valor inicial 0

30

Proceso NBP

1- Abrir archivo de entrada -> Aplicar factor de ponderación (entrada de usuario Ponderación del patrón, Rango de ponderación) a 1 ó 2 bytes (2 Caracteres Hex)-

35 2. Leer archivo de entrada -> Usando las entradas de usuario: Saltar a, Longitud del marco, Frecuencia del marco, Separación del marco

3. Escribir datos sin formatear en tabla_almacenamiento_entradas

4. Abrir archivo de listas de exclusión (Utilizando la entrada de usuario; Lista de exclusión):
 Escribir en la tabla de almacenamiento de listas de exclusión (ELST)

40

1. Iniciar_lógica

Desplazamiento = Desplazamiento+1

Si LLA = 0 saltar a Actualizar rutina de tablas de patrones

45 Comparar LLA con el rango de desplazamiento A-D

¿Superposición? Y: Iniciar lógica

N: Continuar

2. Actualizar rutina de las tablas de patrones
 Si Longitud_patrón_d > 0, entonces
 Comparar desplazamiento + Longitud_jjpatrón de tabla_almacenamiento_entradas con tabla
 Nombre_patrón_d en la NBPST.

5 ¿Clave duplicada? Sí: Poner bandera_duplicada a d, continuar
 No: Continuar

10 Si Longitud_patrón_c > 0, entonces
 Comparar desplazamiento + Longitud_patrón_c de tabla_almacenamiento_entradas con
 Tabla Nombre_patrón_c en la NBPST.

 ¿Clave duplicada? Sí: Poner bandera_duplicada a c, continuar
 No: Continuar

15 Si Longitud_patrón_b > 0, entonces
 Comparar desplazamiento + Longitud_patrón_b de tabla_almacenamiento_entradas con tabla
 Nombre_patrón_b en la NBPST.

20 ¿Clave duplicada? Sí: Poner bandera_duplicada a b, continuar
 No: Continuar

 Si Longitud_patrón_a > 0, entonces
 Comparar desplazamiento + Longitud_patrón_a de tabla_almacenamiento_entradas con tabla
 Nombre_patrón_a en la NBPST.

25 ¿Clave duplicada? Sí: Poner bandera_duplicada a a, continuar
 No: Continuar

30 Bandera_duplicada = ¿ACTIVADA? (será igual a: a, b, c o d)

 a. NO
 Mover desplazamiento a último_desplazamiento_patrón_a
 Mover 1 a recuento_patrón_a

35 Mover desplazamiento + Longitud_patrón_a de tabla_almacenamiento_entradas a Nombre_patrón_a

 Si Nombre_patrón en la ELST Volver a Iniciar_lógica

 De lo contrario, Escribir entrada en la tabla en la NBPST

 Mover desplazamiento a último_desplazamiento_patrón_b
 Mover 1 a recuento_patrón_b

40 Mover desplazamiento + Longitud_patrón_b de tabla_almacenamiento_entradas a Nombre_patrón_b

 Si Nombre_patrón en la ELST Volver a Iniciar_lógica

 De lo contrario, Escribir entrada en la tabla en la NBPST

45 Mover desplazamiento a último_desplazamiento_patrón_c
 Mover 1 a recuento_patrón_c
 Mover desplazamiento + Longitud_patrón_c de tabla_almacenamiento_entradas a
 Nombre_patrón_c

50 Si Nombre_patrón en la ELST Volver a Iniciar_lógica

 De lo contrario, Escribir entrada en la tabla en la NBPST

 Mover desplazamiento a último_desplazamiento_patrón_d
 Mover 1 a recuento_patrón_d

55 Mover desplazamiento + Longitud_patrón_d de tabla_almacenamiento_entradas a Nombre_patrón_d

Si Nombre_patrón_d en la ELST Volver a Iniciar_lógica
De lo contrario, Escribir entrada en la tabla en la NBPST

Volver a Iniciar bucle lógica hasta Fin de archivo

5

b. Sí

Mover desplazamiento a último_desplazamiento_patrón_n (n = a, b, c o d – encontrado en
Duplicar_bandera)

Mover desplazamiento a LLA

10

Añadir 1 a recuento_patrones

Reescribir entrada de la tabla

Si Recuento_patrones no > recuento de la ELST Volver a Iniciar_lógica De lo contrario,
Actualizar tabla correspondencias mapa de bits
Volver a Iniciar bucle lógica hasta Fin de archivo

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de monitorización o predicción (1) para detectar el inicio de un episodio neurológico, cuyo sistema consta de:
una entrada eléctrica neuronal (2), cuya entrada es una representación digital de una señal derivada neurológicamente;
un convertidor (3) adaptado para convertir la señal digital en una cadena de datos digitales;
un analizador de patrones (4) adaptado para identificar los patrones recurrentes en la cadena de datos digitales;
y
un monitor (5) adaptado para medir un parámetro derivado de patrones relacionado con uno o más de:
un recuento de dichos patrones recurrentes en la cadena de datos digitales;
una proporción de dichos patrones recurrentes en la cadena de datos digitales;
una velocidad de cambio de un recuento de dichos patrones recurrentes en la cadena de datos digitales; y
una velocidad de cambio de una proporción de dichos patrones recurrentes en la cadena de datos digitales, en donde una salida del monitor (5) proporciona una indicación del inicio u ocasión de una actividad neuronal en función del parámetro derivado de los patrones.
2. El sistema de la reivindicación 1, en donde la cadena de datos digitales es una cadena de datos de caracteres, una cadena de datos binarios o una cadena de datos hexadecimales.
3. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde el sistema comprende además un generador de estímulos neuronales para estimular una parte de un cerebro.
4. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde la entrada eléctrica neuronal (2) es proporcionada por unos electrodos (10) y se encuentra ubicada sobre un casco; y
el resto de los módulos del sistema se colocan todos sobre el casco; o
uno o más del resto de los módulos se encuentra alejado del casco y conectado al mismo a través de una conexión cableada o inalámbrica.
5. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde la salida del sistema de monitorización o predicción es una salida cableada, una salida inalámbrica, una salida Bluetooth, una salida óptica o una salida de audio.
6. Un método de detección del inicio de un episodio neurológico que consiste en:
recibir una entrada eléctrica neuronal que comprende una representación digital de una señal derivada neurológicamente; convertir la señal digital en una cadena de datos digitales; identificar patrones recurrentes en la cadena de datos digitales; monitorizar un parámetro derivado de patrones relacionado con uno o más de:
un recuento de dichos patrones recurrentes en la cadena de datos digitales;
una proporción de dichos patrones recurrentes en la cadena de datos digitales;
una velocidad de cambio de un recuento de dichos patrones recurrentes en la cadena de datos digitales; y
una velocidad de cambio de una proporción de dichos patrones recurrentes en la cadena de datos digitales; y
proporcionar una salida indicativa del inicio u ocasión de una actividad neuronal en función del parámetro derivado de patrones.
7. El método de la reivindicación 6, que además consiste en:
ponderar la señal digital al convertir la señal digital en una cadena de datos digitales.
8. El método de la reivindicación 6 ó 7, que además consiste en:
muestrear la cadena de datos digitales con una longitud de bits de 6, 7, 8, 9 ó 10 bits.
9. El método de cualquiera de las reivindicaciones 6 a 8, que además consiste en:
reaccionar a un perfil de un parámetro derivado de patrones particular.
10. El método de cualquiera de las reivindicaciones 6 a 9, que además consiste en:
contar patrones recurrentes significativos.
11. El método de cualquiera de las reivindicaciones 6 a 10, que además consiste en:
excluir patrones de la cadena de datos identificados como señales nulas del recuento de patrones recurrentes significativos.
12. El método de cualquiera de las reivindicaciones 6 a 11, que además consiste en:

detectar o identificar el tipo de episodio neurológico.

13. El método de cualquiera de las reivindicaciones 6 a 12, en donde la salida que proporciona una indicación del inicio u ocasión de una actividad neuronal se determina en base a:

- 5 analizar ratios históricos almacenados en una memoria interna de recuentos de patrones; o
 procesar con un dispositivo de monitorización y comparar con un umbral predeterminado.
- 10 14. El método de la reivindicación 13, en donde el umbral predeterminado se aprende del perfil de usuario utilizando técnicas heurísticas, de redes neuronales y/o inteligencia artificial; o se determina a través del número total de patrones significativos y/o un porcentaje encontrado de patrones significativos.

15. El método de cualquiera de las reivindicaciones 6 a 14, que además consiste en:
trazar los datos digitales en una gráfica.

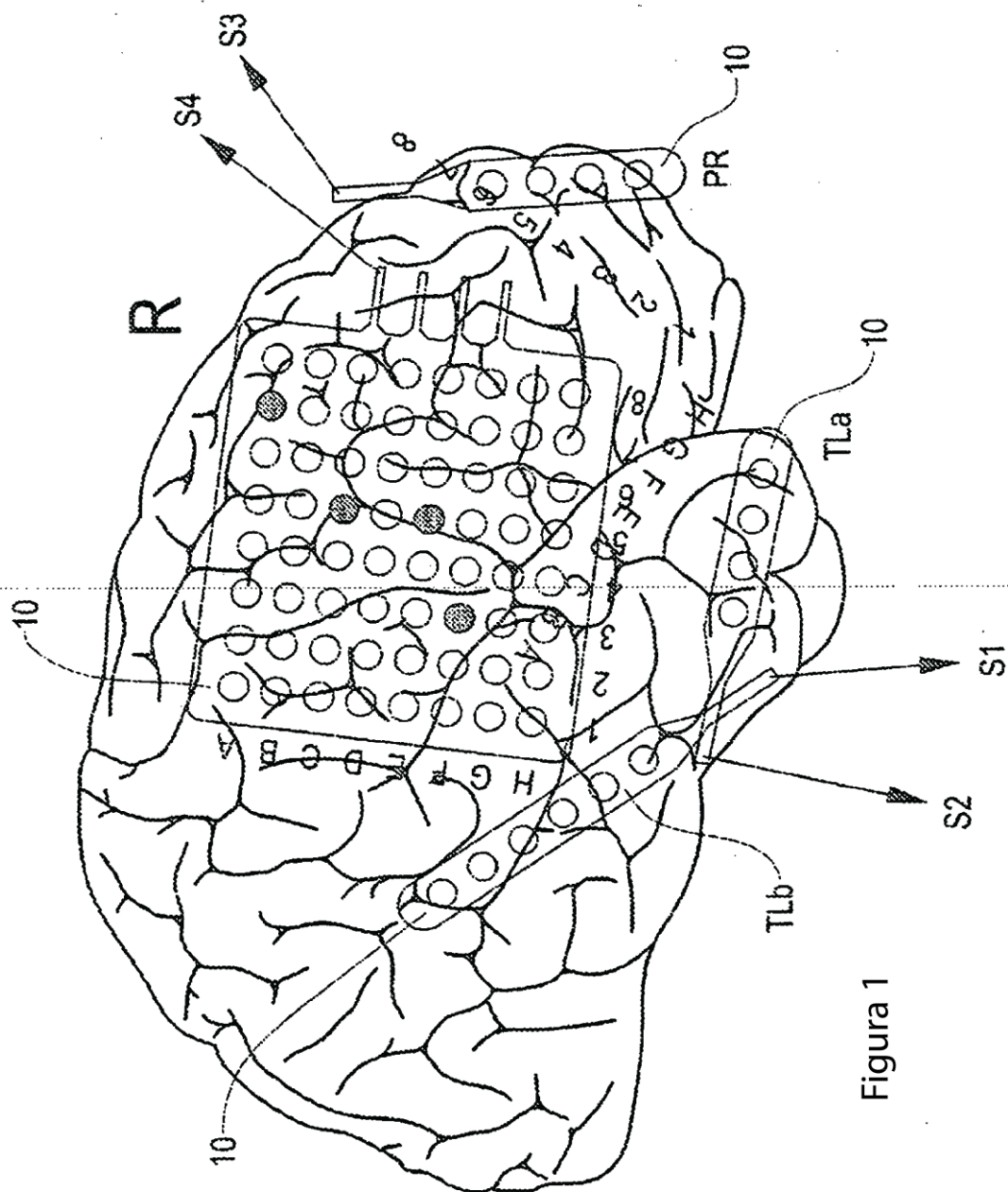


Figura 1

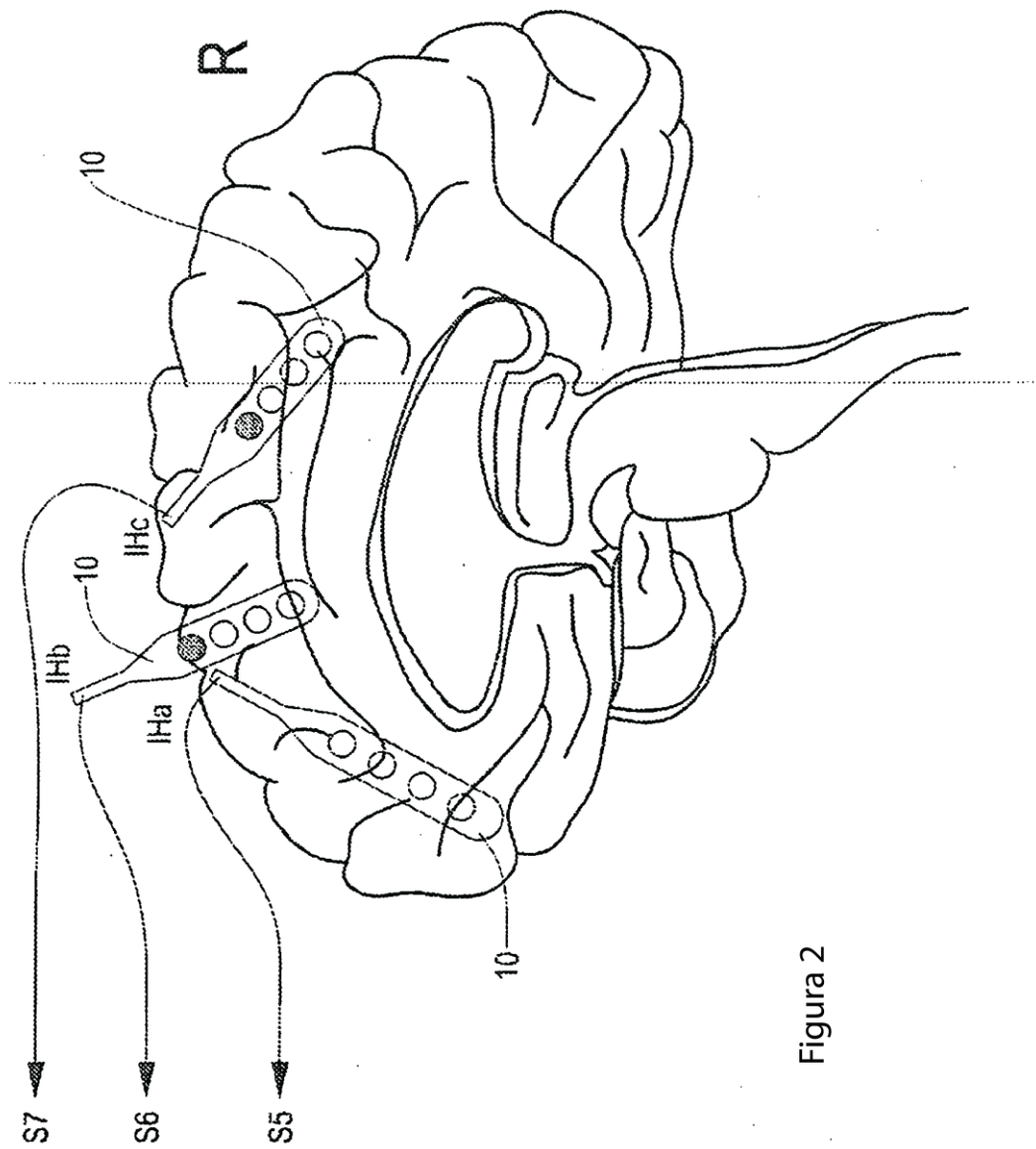


Figura 2

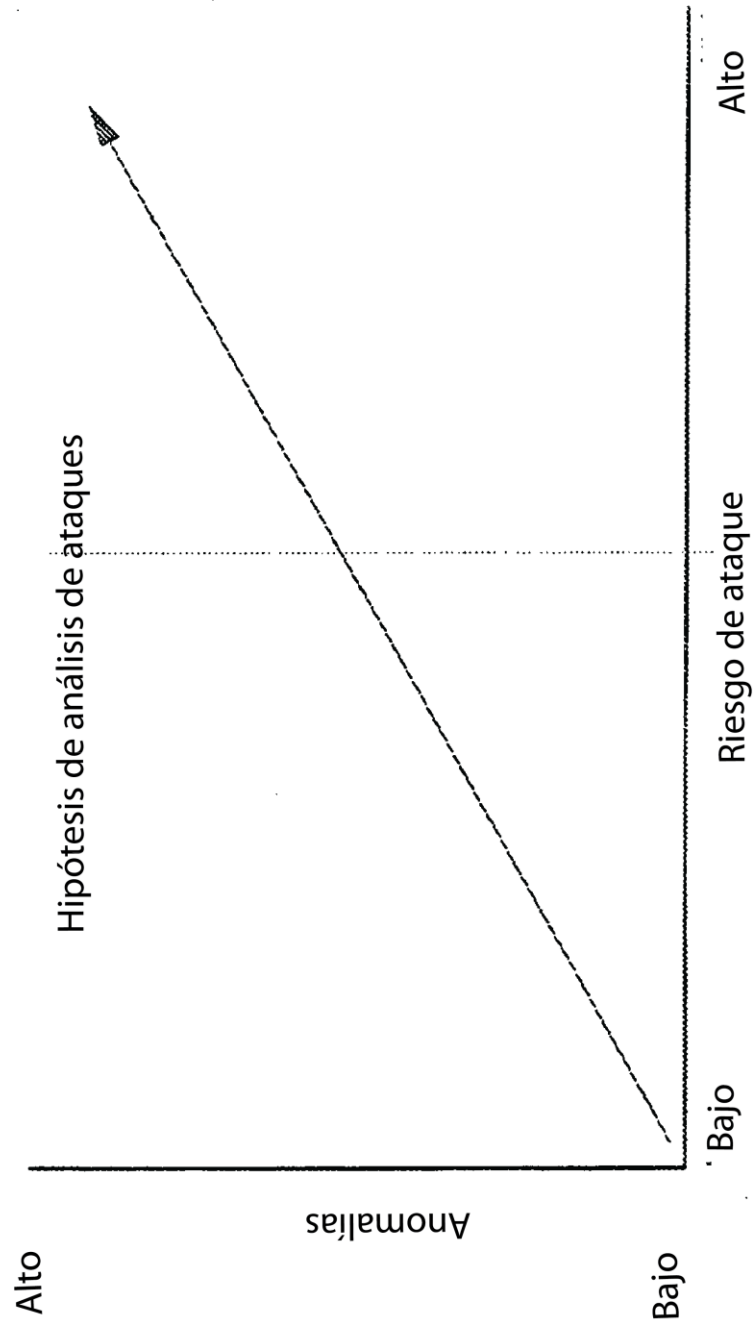
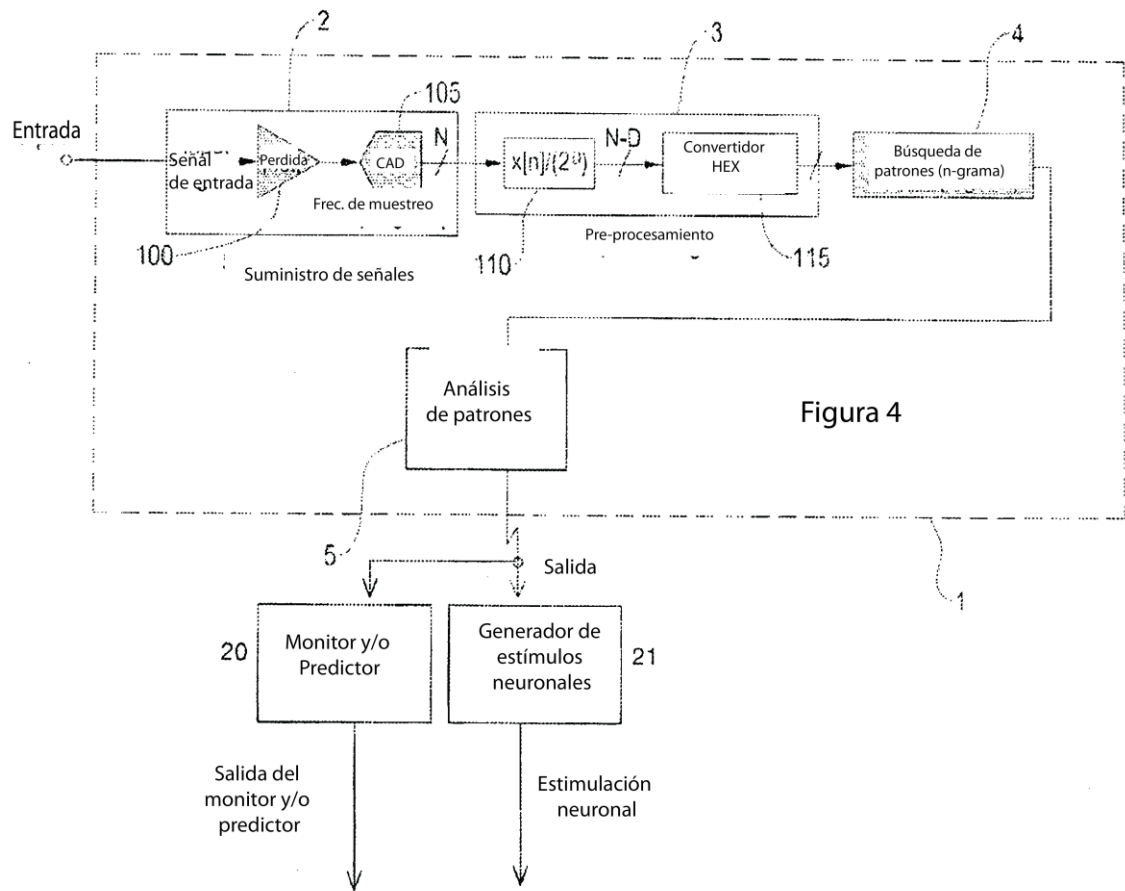
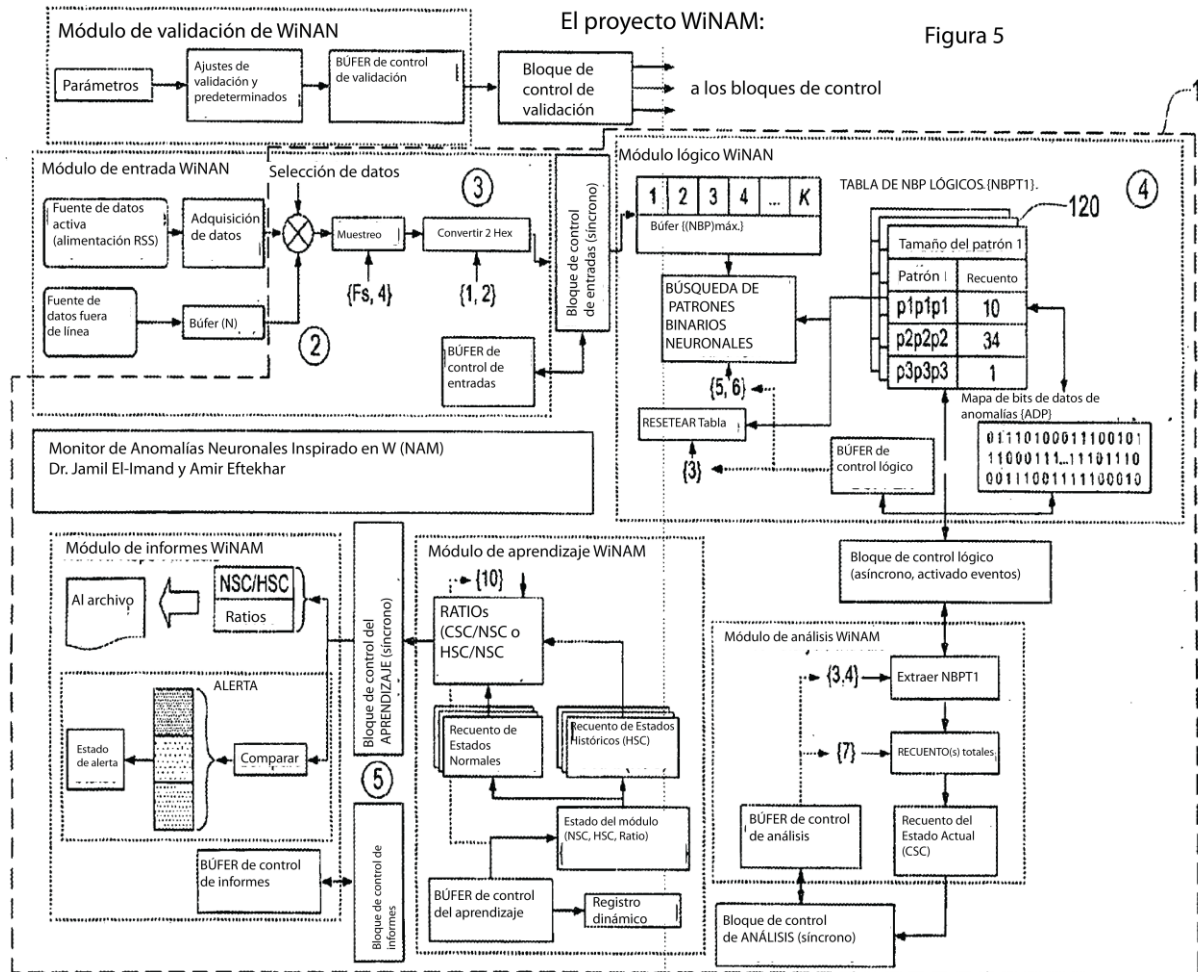


Figura 3





Paciente	Sexo	Edad	Tipo de ataque	H/NC	Origen	Duración del ataque (ANC2) /segundos	Ubicación de los NC antes del ataque/horas	Inicio del ataque Normal											
								6A			6B			6C			6D		
								Patrones ANC2	Patrones NC	Ratio	Patrones ANC2	Patrones NC	Ratio	Patrones ANC2	Patrones NC	Ratio	Patrones ANC2	Patrones NC	Ratio
1	f	15	SP, CP	NC	Frontal	19.49	6.10	538	1758	0.3064	519	1716	0.3024	482	1679	0.2853	482	1668	0.288
2	m	35	SP, CP, GTC	H	Temporal	147.35	0.89	12310	34201	0.3599	12299	34168	0.36	12256	34041	0.36	12256	34249	0.3578
3	m	14	SP, CP	NC	Frontal	108.63	1.67	13578	28721	0.5081	13130	26393	0.4975	10705	19481	0.5485	10705	19945	0.5367
4	f	26	SP, CP, GTC	H	Temporal	77.30	1.03	933	6783	0.1375	933	6763	0.1375	343	6783	0.0506	343	9792	0.035
5	f	16	SP, CP, GTC	NC	Frontal	14.98	0.99	1703	3340	0.5099	1616	2871	0.5629	1012	2058	0.4917	1012	1936	0.5227
6	f	31	CP, GTC	H	Temporo/Ocipital	107.94	1.80	7319	22896	0.3183	7050	22886	0.308	6361	16569	0.3426	6361	18231	0.3489
7	f	42	SP, CP, GTC	H	Temporal	79.55	1.70	2434	18879	0.1289	2356	18309	0.1287	1885	12051	0.1563	1885	12307	0.1532
8	f	32	SP, CP	NC	Frontal	178.87	1.10	34388	39070	0.8802	33375	37118	0.8991	32437	35957	0.9021	32437	35065	0.9019
9	m	44	CP, GTC	NC	Temporo/Ocipital	38.56	1.04	1739	3426	0.2363	1719	7269	0.2365	1139	6981	0.1632	1139	6751	0.1687
10	m	47	SP, CP, GTC	H	Temporal	87.07	1.18	20999	20468	1.0259	16773	17783	0.9432	15050	16163	0.9311	15050	15698	0.9649
11	f	10	SP, CP, GTC	NC	Parietal	41.55	1.05	4140	4467	0.9227	4085	4409	0.9265	3867	4234	0.9133	3867	4507	0.858
12	f	42	SP, CP, GTC	H	Temporal	61.33	1.00	10711	14731	0.7271	10504	12064	0.8707	8862	9092	0.9747	8862	9683	0.9171
13	f	22	SP, CP, GTC	H	Temporo/Ocipital	76.13	1.18	6214	11848	0.5245	6214	11848	0.5245	6214	11848	0.5245	6214	13854	0.4551
14	f	41	CP, GTC	H, NC	Fronto/Temporal	70.77	1.34	10880	16163	1.0431	14868	13098	1.0708	12822	11545	1.1108	12822	12028	1.066
15	m	31	SP, CP, GTC	H, NC	Temporal	31.51	0.94	7086	7418	0.9552	6409	5571	1.1504	5026	4803	1.0251	5026	4705	1.0682
16	f	50	SP, CP, GTC	H	Temporal	170.61	1.36	38482	39797	0.9146	34315	37655	0.9113	33971	37282	0.9112	33971	36486	0.9311
17	m	28	SP, CP, GTC	NC	Temporal	56.87	1.81	1747	12878	0.1357	1292	11475	0.1126	591	10720	0.0551	591	16582	0.0358
18	f	25	SP, CP	NC	Frontal	17.93	1.20	36	1133	0.0318	36	1133	0.0318	36	1133	0.0318	36	963	0.0374
19	f	28	SP, CP, GTC	NC	Frontal	23.17	1.01	1716	3716	0.4618	1508	3568	0.4226	1276	3427	0.3729	1276	3516	0.3635
20	m	33	SP, CP, GTC	NC	Temporo/Parietal	25.09	1.84	2931	5549	0.5282	2723	4911	0.5545	2270	3456	0.6588	2270	3189	0.7182
21	m	13	SP, CP	NC	Temporal	89.91	0.93	20018	19761	1.013	18159	17995	1.009	16182	16329	0.961	16182	15825	1.0226

TAMAÑO ORIGINAL NGRAM = 10 PATRONES FF Y 00 RETIRADOS TODOS LOS PATRONES REPETIDOS RETIRADOS PARTE NC DIFERENTE

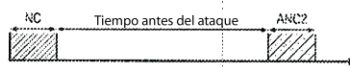
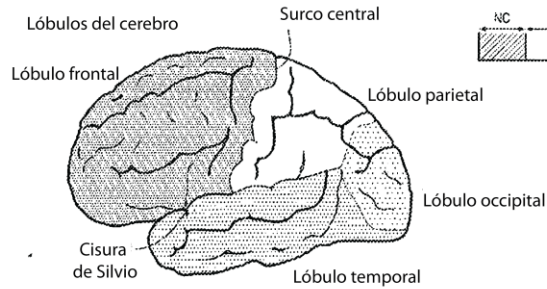


Figura 6

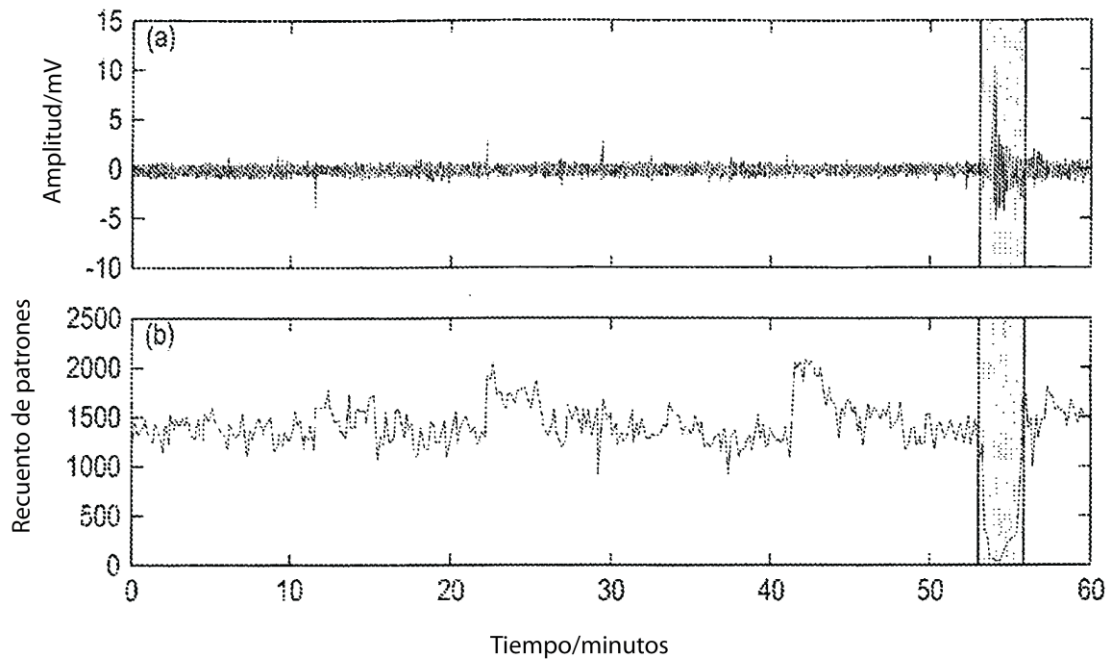


Figura 7

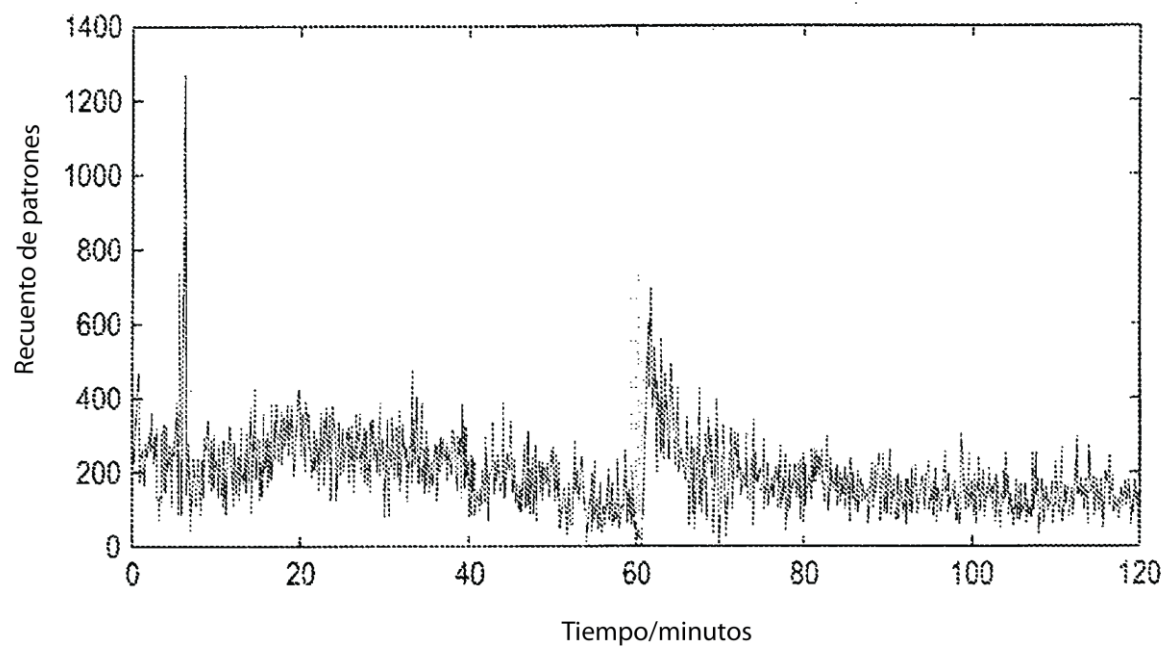


Figura 8

COMANDO Caso - Nuevo

LABORATORIO DE ANÁLISIS DE DATOS NEURONALES

PARÁMETROS DEL CASO

ID única	
Fuente de datos	Clínica
Tipo de especie	Humana
Etnia	Blanca
Género	Masculino
Fecha nacimiento (DD/MM/AA)	
Estado	Normal
Nombre del estado	Normal
Estado del caso	Abierto

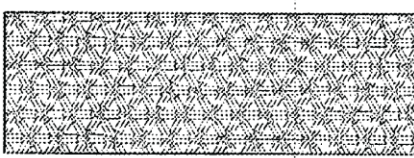
PARÁMETROS DEL CANAL

ID del canal		Longitud del marco	00:00:10	Longitud del Patrón A	4
Tipo de archivo	ASCII 16	Separación del marco	00:00:00	Longitud del Patrón B	0
Tipo de datos	EEG	Frecuencia del marco	1	Longitud del Patrón C	0
Tipo de electrodo	Otros	¿Alerta?	Sí	Longitud del Patrón D	0
ID del electrodo	0001	¿Diagnóstico?	Sí	Lista de exclusión	
Ubicación del electrodo	F1	Estado físico	Activo	¿Ocurrencia mín.	2
Ponderación de patrones	128	Estado mental	Activo		
Rango de ponderación	Fijo	Fármaco administrado	Ninguno		
Salta a	00:00:00				

Entrada de datos WINAM

Fuera de línea
Entrada de RSS activa
Cargar archivo

Load



Recuentos de NBP WINAM

NBP - Patrón A
NBP - Patrón B

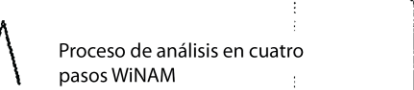
NBP - Patrón C
NBP - Patrón D

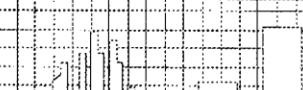
Hacer clic para ver

Iniciar
Parar



Proceso de análisis en cuatro pasos WINAM





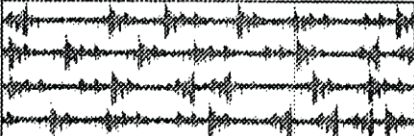
Resultados de WINAM

Diagnóstico
Salida de RSS en vivo

Gráficas WINAM
Resumen

Estado de alerta

Hacer clic para ver



Ratio de anomalías WINAM

Ratio de casos
Ratios de intervalos

Ratio de canales
Mapa de bits de correlación

Hacer clic para ver

Figura 9

Gráfica lógica del Monitor de Anomalías en el Cerebro (BAM)

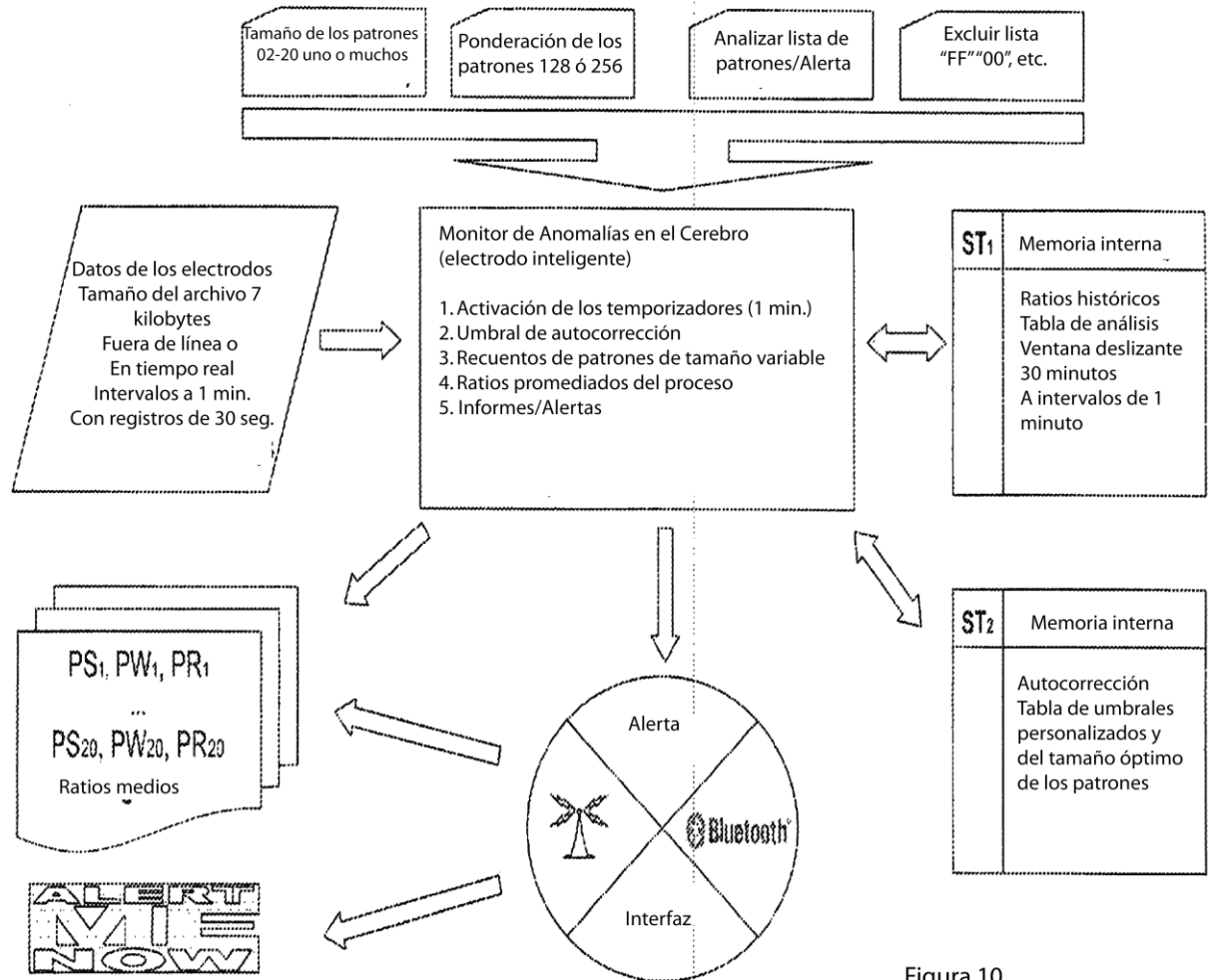


Figura 10

Tabla I

Matriz de patrones de 10 nibbles (medio byte)												
Dato Uno						Dato Dos						
Sno	NC		ANC1		ANC2	NC		ANC1		ANC2		
1	020100FFFE	5	7060503050	4	0101010101	5	E0E0E0E0E0	8	FEFE1E2E2E	4	E2E2E2E2E2	18
2	20100FFFEF	5	0706050305	4	1010101010	5	0E0E0E0E0E	5	DFE0E1E2E2	4	2E2E2E2E2E	18
3	F8F7F6F5F9	4	B0E0F10101	3		7E7E7E7E7E	4	DEDDCCD9DA	3			
4	6F7F6F5F9F	4	5080402020	3		E7E7E7E7E7	4	2E1E1E2E2E	3			
5	4040404040	4	2040403010	3		1E1E1E1E2E	3	E1E2E2E3E4	3			
6	0404040404	4	002030200F	3		E0E0E1E1E1	3	D8D6DCC0DE	3			
7	FFEFCEBF9F	3	F4F4F4F4F5	3		E1E1E1E1E2	3	E6E3E1E0DF	3			
8	0C0A090806	3	F5F6F6F6F5	3		D8D8D7D8D9	3	DFDEDED0DF	3			
9	EFEFF01030	3	5F6F6F6F6F	3		0E0E0E0E0D	3	DCDDDFE2E2	3			
10	0304070706	3	5F4F4F4F4F	3		E1E0E0E0E0	3	EAE9E9E9E9	3			
11	BF0FCFCFCF	3	4F4F4F4F5F	3		F9F6E7E7E7	3	E2E1E1E2E2	3			
12	0100FFFEFF	3	0C0203020C	3		5E4E4E6E7E	3	9E6E4E3E3E	3			
13	7080506070	3	0606040202	3		E3E4E4E6E7	3	D8DDE0E1E1	3			
14	0202030606	3	F5F4F4F4F4	3		9E9E7E7E7E	3	EDDCDBDAD	3			
15	DFEFD0FCFC	3	0606030303	3		D6D6D9DADB	3	E2E2E2E2E2	3			
16	6060606060	3	0E0E0E0E0E	3		5D5D8DADBD	3	E9E6E4E3E3	3			
17	2020303050	3	0102020202	3		1E0F0E0E0E	3	1E0DEDCDCD	3			
18	F1F1F1F2F3	3	8F7F6F7F8F	3		0F0F0F0F0F	3	2E2E2E2E2E	3			
19	F8FCFCFCFC	3	0204040301	3		DCDCDCDCDC	3	E0CDDDFE2E	3			
20	0506080806	3	0B0E0F1010	3		CDCCDCDCDC	3	E1E0DFE0E0	3			
21	FEFEFF0103	3	0F0E0C0907	3		9D8D7D8D9D	3	DEDCDDDFE2	3			
22	100FFFEFF	3	1020202020	3				AEBEBEBEBE	3			
23	0102020306	3	6060603030	3				E1E0DEDCDC	3			
24	FDFEFD0FCFC	3	F0E0C09070	3				1E2E2E3E4E	3			
25	0706050807	3	F8F7F6F7F8	3								
26	0A09080600	3										
27	0606060606	3										
28	F6F6F5F6F7	3										
29	5060808080	3										
30	6F6F5F6F7F	3										
31	FFFEFCFBFA	3										
32	F5F5F4F2F3	3										
33	1020203050	3										
34	1F1F1F2F3F	3										
35	3040707060	3										

Tabla II

Matriz de patrones de 9 nibbles (medio byte)											
Dato Uno						Dato Dos					
Sno	NC		ANC1		ANC2		NC		ANC1		ANC2
1	0100FFFF	7	F4F4F4F4	7	10101010	6	E0E0E0E0	9	DCDCDCDC	6	E2E2E2E2
2	04040404	7	02020202	8	01010101	5	0E0E0E0E	8	E2E2E2E2	8	2E2E2E2E
3	F8F8F8F8	6	06060606	6	14141414	3	E7E7E7E7	6	E0E0E0E0	5	E9E9E9E9
4	F4F8F8F4	6	07070707	5	0B0C0C0D	3	D8D7D7D7	5	E3E1E0FE	5	FCE8E9E9
5	FCFDFDFD	5	F8F8F7F6	4	191A1B1C	3	EFEECEBE	5	E6E3E5E5	5	E5E5E5E5
6	06060606	5	06060606	4	0201FFDF	3	E1E1E1E2	5	E7E6E6E6	5	08080808
7	20100FFE	5	F9F9F9F4	4	18181818	3	E6E6E6E6	5	0EDDCCBD	5	EEEEFEFE
8	F4F4F4F4	5	F8FCFCFC	4	0101010F	3	D9D8D7D8	5	E0DFDFED	5	ECE8E8E8
9	02010FFF	5	05050607	4	01040403	3	DFDFDFDF	5	E1E0E0FD	5	
10	FFFEFDFD	4	07060506	4	18181818	3	DEDDDDDD	4	E3E4E5E5	5	
11	F6F6F6F7	4	0E0C0907	4	FF002030	3	DCDCDCDC	4	E9E9E9E8	5	
12	F8F8F8F7	4	00020404	4	04030303	3	E9E8E7E7	4	E4E3E2E1	4	
13	F4F8F8F4	4	F8F8F6F5	4	13100E0C	3	EFEEBEAE	4	DDDDDDDD	4	
14	FFFEFCF8	4	02020FDF	4	0806090A	3	DDCCBDAD	4	E7E8EAECE	4	
15	090A0C0C	4	0C000000	4	3B3B3B3B	3	E8E7E7E7	4	DFDFDFDE	4	
16	FEFDFCF8	4	0F0F0F0E	4	1B1B1A10	3	E3E2E1E1	4	E4E5E6E3	4	
17	0C0A0908	4	03040608	4	0E0C0B0B	3	E8E3E10F	4	DDCCBDAD	4	
18	FFFFFEFF	4	F4F9F8F9	4			E0E0E0E0	4	F7F7F7F7	4	
19	FCFCFCFC	4	08070606	4			E7E7E7E7	4	DEDEDDDD	4	
20	FDFCFDFC	4	08090909	4			E1E1E0E0	3	DEDFE0E1	4	
21	F6F7FAFA	4	08060503	4			DDDDDDDD	3	CCDDDBDC	4	
22	F4F8F8F4	4	06040202	4			1E0E0E0E	3	FE0E1E2E	4	
23	FCFCFE00	4	03030606	4			E1E0E0E0	3	E5E5E7EAE	4	
24	F8F8F8F8	4	04040307	4			E5E4E4E6	3	E1E2E2E3	4	
25	FDFDFDFC	4	04040301	4			E2E1DFDF	3	DFE0E1E3	4	
26	06060607	4	0C050303	3			DCDBDAD8	3	E6E6E6E6	4	
27	FEFEFEFF	4	0E0E010C	3			FOFEFEFE	3	E9EAE9E7	4	
28	FCFCFAF8	4	F8F8F5F3	3			E2E3E2E1	3	E2E2E2E3	4	
29	03040707	4	F4F4F5F6	3			D5D3D1CF	3	E2E3EAE5	4	
30	8F7FAFAF	4	0302FFFF	3			9D8D7D8D	3	EAE8E8E5	4	
31	40404040	4	F8F7F6F7	3			D6D8DAD8	3	E5E5E3E0	4	
32	FFFFFFFF	4	1010100F	3			E3E3E2E2	3	E8E7E7E5	4	
33	0A090808	4	0203020F	3			F2FEFE9E	3	DDDDDDDC	4	
34	FEFDFCF8	4	02040403	3			E8E7E7E7	3	E0DFDFDF	4	
35	F7FAFAF8	4	030308CC	3			E6E6E5E5	3	E2E2E3E3	4	
36	04050402	4	0200FDFB	3			DEE1E2E2	3	EAE9E8E8	4	

Tabla III

Matriz de patrones de 8 nibbles (medio byte)											
Dato Uno						Dato Dos					
Sig	NC	ANC1	ANC2	NC	ANC1	ANC2	NC	ANC1	ANC2	NC	ANC1
1	40404040	7	F4F4F4F4	7	01010101	6	E0E0E0E0	13	DCDCDCDC	7	2E2E2E2E
2	04040404	7	4F4F4F4F	7	10101010	6	0E0E0E0E	9	CCCCCCCC	7	E2E2E2E2
3	0100FFFE	7	06060606	6	01010100	4	DFDFDFDF	6	E3E1E0CF	7	EEEEEEEE
4	100FFFFF	7	50505050	6	0909090A	3	7E7E7E7E	5	E1E0E0CF	6	ECCEAEAE
5	F4F4F4F4	6	20202020	6	838383B3	3	E7E7E7E7	8	E2E2E2E2	6	CECEAE9E
6	8F9F0F0F	6	00000000	6	201FFDFD	3	FEFECECE	5	DFDEDEDF	6	EEFEFEFE
7	F8F9F9F8	6	02020202	6	191A1B1C	3	E6E6E6E5	5	2E2E2E2E	6	ECCE8E8E
8	4F8F8F4F	6	07050505	5	81819181	3	E1E1E1E2	5	00000000	6	CECE8E8E
9	020100FF	5	70502050	5	080C0C0D	3	FECECECE	5	EDDDCD8D	5	E5E5E5E5
10	PCPDFDFD	5	FFFFFFFFFF	5	FDFFCFCE	3	8D7D7D7D	5	0EDC0C0D	5	ECCEFEFE
11	F4F4F4F4	5	F4F9F9F9	4	04030303	3	D8D8D7D8	5	E0FDFDFE	5	9EAECECE
12	AFAFAFAF	5	04040301	4	40303030	3	D8D7D7D7	5	DEDEDEDE	5	5E5E5E5E
13	00000000	5	06070005	4	81818181	3	6E6E6E5E	5	E0CFEDED	5	08D8D8D8
14	FEFEFEFF	5	01010101	4	FFFFF000	3	FDFFDFDF	5	F0DE0C0C	5	E2DC0ADB
15	20100FFF	5	06050607	4	FF002020	3	E5E3E1DF	5	9E9E9E9E	5	BD8D8D8D
16	CFDFDFDF	5	40403010	4	01000000	3	9D8D7D8D	5	E3E4E5E5	5	E9EAE8EC
17	60606060	5	F0F0F0E0	4	0E0C0B06	3	1E1E1E2E	5	00FDFDED	5	
18	FFFFFFEF	4	00402020	4	41414141	3	F2F1F1F1	4	6E6E5E5E	5	
19	FFFEFCFB	4	00030506	4	E0C0B0B0	3	DCDC0C0C	4	E7E6E6E6	5	
20	EFDFCFBF	4	00706050	4	01040403	3	E3E2E1E1	4	E6E6E5E5	5	
21	DFDFDFDF	4	F9F9F9FA	4	10404030	3	3E2E1E1E	4	E9E9E9E8	5	
22	FAFAFDFC	4	E0C09070	4	3E3B3D3D	3	EDDD0C0D	4	3E1E0DFF	5	
23	FAF8F8F9	4	0F0F0F0E	4	18181818	3	9E8E7E7E	4	DE0DDCDB	5	
24	FFEFDFDF	4	0E0CC907	4	3100E0C0	3	DDCDBDAD	4	EDEDDED	5	
25	F9F9F8F6	4	2020FDFD	4	B1B1A191	3	FEFEFE5A	4	1E0E0CFD	5	
26	AF8F8F9F	4	02040400	4	0201FFFD	3	E9E8E7E7	4	3E4E5E5E	5	
27	FFFEFDFD	4	FBFCFCFC	4	900090A0	3	CCCC0C0D	4	7E5E5E5E	5	
28	FDFFDFDF	4	70605050	4	201D1B1A	3	8E7E7E7E	4	DFDFDFDE	5	
29	FFEFDFBF	4	023200FD	4	1B1B1A19	3	DDCDBDA	4	DCDBBDC	4	
30	FCFCFCFC	4	FFFF0000	4	14141414	3	DDDD000D	4	7E6EAECE	4	
31	06050807	4	10101010	4	F0002030	3	0EDD000C	4	0DDDD0C0	4	
32	04050402	4	30403080	4	18181818	3	E2E1DFDF	4	DFDFDFDF	4	
33	00400008	4	6F6F6F5F	4	00020180	3	8E3E1DFD	4	0E1E2E2E	4	
34	6F5F6F7F	4	0F8F7F6F	4	1010100F	3	E0E0E1E1	4	E4E3E2E1	4	
35	F7FAFAF9	4	0E0F1010	4	B0C0C0C0	3	E0E1E1E1	4	2E2E3E3E	4	
36	FEFDFCFB	4	30305060	4	13130E0C	3	E8E7E7E7	4	CDDB0C0D	4	

Tabla IV

Matriz de patrones de 7 nibbles (medio byte)													
Dato Uno							Dato Dos						
Sno	NC	ANC1		ANC2		NC	ANC1		ANC2				
1	FDFFDF	15	020202	14	010101	12	E0E0E0	17	E2E2E2	15	E2E2E2	23	
2	040404	15	050505	13	101010	8	0E0E0E	13	E4E4E4	14	2E2E2E	19	
3	00FFFF	13	F4F4F4	12	0A0A0A	7	E1E1E1	11	E6E6E6	14	E0E0E0	7	
4	FCFCFC	12	F9F9F9	12	0B0B0B	7	E7E7E7	11	DFDFDF	13	DFE0E2	8	
5	FEFDFE	12	FDFCFD	11	181818	6	DFDFDF	10	DCDCDC	12	DBDBDB	16	
6	FAFAFA	11	040404	11	0B0C0C	6	DBDBDB	10	DFE0E1	12	E5E5E5	5	
7	F8F8F8	11	F8F7F8	10	141414	5	DEDDDD	9	E0E1E2	12	ECBEAE	6	
8	F8F9F8	11	FCFCFC	10	040403	6	E8E8E8	9	DDCDBD	12	EDDECE	5	
9	080808	10	070505	10	191A1B	5	E3E2E2	9	E5E5E5	11	EBE8CE	5	
10	FEFEFE	10	030303	10	030303	5	DDDDDD	9	DEDEDE	11	E8E8E8	5	
11	FDFCFD	10	050505	10	FDFDFD	5	E6E5E5	9	DFDFDE	11	DDCDBD	5	
12	FAFBFA	10	040808	9	040303	5	EAE9E8	8	DDDDDD	11	E6E4E3	5	
13	080808	10	080706	9	050A0B	5	DFDEDD	8	E3E4E5	11	EFEFEF	4	
14	010202	10	F6F6F6	9	0E0E0E	5	E1E1E2	8	E0DFDF	10	E4E6E8	4	
15	080808	10	040405	9	030201	5	E6E6E5	8	DEDDDD	10	E5E7E8	4	
16	040403	10	030404	9	100E0D	5	E8E9E8	8	E1E1E2	10	F2F2F2	4	
17	FAFBFB	9	F8FBFB	9	010404	5	DBDBDB	8	E6E6E5	10	F9F9F8	4	
18	080708	9	0F0F0E	9	0A0B0C	5	040404	8	E3E3E4	10	E9E9E8	4	
19	F5F5F5	9	040403	9	181819	5	EDEDEE	8	E1E2E3	10	EAE9E8	4	
20	0A0C0C	9	070605	9	111111	5	0A0A0B	8	E9E9E8	10	F6F7F8	4	
21	F8F8F8	9	000000	9	0C0B0B	5	DDDDDD	8	E7E7E7	10	EEEEEE	4	
22	FAFBFB	9	040302	8	070808	5	E6E6E6	8	DEDDDD	10	EEFEFE	4	
23	0100FF	9	F7F6F6	8	101011	4	E8E8E8	8	E2E2E3	10	E6E7E8	4	
24	07080A	9	080505	8	040504	4	E3E3E2	7	E4E3E3	10	E9E8E8	4	
25	060708	8	F7F7F7	8	040606	4	DDDDDD	7	E2E3E3	9	E8E7E5	4	
26	FFFFF0	8	FFFFFF	8	100E0C	4	DDCDBD	7	E3E3E2	9	DBDADB	4	
27	08090A	8	F8F5F5	8	00FEFE	4	E0E0E1	7	DDDDDD	9	ECECEC	4	
28	FEFDFE	8	090909	8	0E0D0D	4	E8E7E7	7	E1E2E2	9	E8EAE9	4	
29	F8FBFB	8	FCFDFD	8	080808	4	DDDDDD	7	EAEAE9	9	E9E9EAE	4	
30	040302	8	050404	8	010304	4	0A0A0A	7	DDCDBD	9	ECEAE9	4	
31	020202	8	060504	8	0E0F01	4	DEDFE1	7	E0E0E1	9	E8EAE8	4	
32	FDFDFD	8	FCFCFD	8	0B0A0A	4	E2E1E1	7	DDDDDD	9	DBDBDB	4	
33	FCFBFA	8	000204	7	00FF02	4	E2E2E3	7	E6E5E4	9	EFEECE	4	
34	F5FBF7	8	020304	7	010104	4	FDFDFD	7	0A0A09	9	EEFEFE	4	
35	FEFEFF	8	030808	7	080B0C	4	E2E3E2	7	DFDFDD	9	F5F7F8	4	
36	FFFEFD	8	F8FBFB	7	3B3B3B	4	EEEEEE	7	E9EAE9	9	E5E3E2	4	
37	F8FAF8	8	070909	7	080504	4	E3E2E1	7	E3E2E1	9	E8E9EAE	4	

Tabla V

Matriz de patrones de 6 nibbles (medio byte)												
Sno	NC	Dato Uno				NC	Dato Dos					
		ANC1		ANC2			ANC1		ANC2			
1	FFFFFF	16	FFFFFF	15	010101	14	E0E0E0	22	DDDDDD	16	E2E2E2	23
2	F0F0F0	15	202020	14	101010	14	0E0E0E	17	F0F0F0	15	2E2E2E	23
3	DFDFDF	15	020202	14	000000	8	E1E1E1	13	E2E2E2	15	0E0E0E	7
4	404040	15	000000	13	111111	8	DFDFDF	12	E1E0E0	15	EFEFEF	7
5	040404	15	605050	13	ACA0A0	7	F0F0F0	11	DFDFDF	15	EDECEB	7
6	0FFFFF	13	050505	13	040403	7	DEDEDE	11	2E2E2E	15	DFE0E2	6
7	000000	13	9F9F9F	12	0B0B0A	7	E7E7E7	11	E1E00F	15	E1E0E0	6
8	00FFFE	13	F9F9F9	12	CACA0A	7	1E1E1E	11	3E6E6E	14	CEBEAE	6
9	FEFDFC	12	F4F4F4	12	0B0B0A	7	7E7E7E	11	E0E0E0	14	0DB0BD	3
10	F0FCFC	12	4F4F4F	12	FFFFFF	7	D0D0D7	10	DEDEDE	14	FE0E2E	3
11	EFCFCF	12	0F0F0F	12	818181	6	9D9D7D	10	CC0C0C	14	5E5E5E	6
12	CFCFCF	12	FDFCFC	11	0E0E0E	6	9E9E9E	9	DCDCDC	14	E5E5E5	6
13	FFFEFF	11	404040	11	030303	6	6E6E6E	9	4E5E5E	14	0B0BDB	6
14	F8F9F9	11	111111	11	141414	6	EDDDDD	9	E2E1E0	14	DDDDDD	3
15	F8FBFA	11	DFCFCF	11	030201	6	CDCDCD	9	E4E5E5	14	ECEBEA	6
16	8FBFAF	11	040404	11	B0C0C0	6	E9E9E9	9	EDEDED	14	DEDEDE	5
17	FEFEFE	11	303030	10	181818	6	E5E5E1	9	DFE0E1	13	CDCDCD	5
18	EFEFEF	11	0F0F0E	10	0F1010	6	7D7D7D	9	E0DFDF	13	EEFEFE	5
19	AFAFAF	11	F8F7F6	10	0B0C0C	6	3E2E2E	9	EEEEEE	13	E8E8E9	5
20	FAFDFC	11	040403	10	404030	6	E3E2E1	9	DFDFDE	12	8E8E9E	5
21	EFEFF0	11	8F7F6F	10	050A0B	6	E3E2E2	9	0E1E2E	12	DEDECE	5
22	FAFAFA	11	030303	10	414141	6	E6E5E5	9	DDCDBD	12	DCDCDC	5
23	8F9F9F	11	505050	10	FDFDFC	5	D7D7D7	9	FE0E1E	12	CECECE	5
24	000000	10	050506	10	503030	5	DEDDDD	9	E3E1E2	12	8E8E0E	5
25	FEFEFF	10	101010	10	191A1B	5	EDEDED	9	DDCDBD	12	FEFEFE	5
26	040403	10	FCFCFC	10	040504	5	DFDFE0	8	E5E5E3	11	8E4E3E	5
27	010202	10	FFFF00	10	100E0D	5	4D4D4D	8	3E4E5E	11	E3E1E0	5
28	080808	10	705050	10	00E0D0	5	E9E9E8	8	E0DFE0	11	E6E4E3	5
29	FDFCFC	10	070505	10	403030	5	6E6E6E	8	DEDFDF	11	E8E8EC	5
30	090908	10	CFCFCF	10	018191	5	DADADB	8	E3E2E1	11	EDEDEC	5
31	000606	10	080706	9	C0B0B0	5	E6E6E6	8	E3E1E0	11	E0E0E0	5
32	102020	10	304040	9	040303	5	AE9E9E	8	DEDED	11	EDEDED	5
33	040302	10	F0F0E0	9	154540	5	D0D0D0	8	E4E4E3	11	EFEED	4
34	404030	10	F8F8F8	9	302010	5	E8E8E8	8	E3E4E5	11	8E7E5E	4
35	606060	10	040608	9	706050	5	BDDBDD	8	DFDEDD	11	2F2F2F	4
36	080800	10	040406	9	A0B0C0	5	E0E0E1	8	5E5E3E	11	DBDBD9	4
37	DFCFCF	10	6F6F5F	9	181819	5	D4D4D4	8	DEDDDD	11	CECEBE	4

Tabla VI

Paciente	Sdur/seg	Pdur/hrs	NGRAM = 12			NGRAM = 14		
			S	P	Ratio	S	P	Ratio
1	19.49	6.10	514	778.9	0.66	269	393.3	0.684
2	147.35	0.89	6000	28727.5	0.209	2805	21811.3	0.129
3	108.63	1.67	11029	25517.8	0.432	8150	23742.1	0.343
4	77.30	1.03	743	324.6	2.289	577	83.2	6.935
5	14.98	0.99	1455	3246.8	0.448	1138	2991.8	0.38
6	107.94	1.80	2974	13409.7	0.222	1606	9053.5	0.177
7	79.55	1.70	938	16917.8	0.055	719	14890.9	0.048
8	178.87	1.10	27969	34800.6	0.804	19923	27931.6	0.713
9	38.56	1.04	990	6939.9	0.143	702	5465.6	0.128
10	87.07	1.18	14280	19114.6	0.747	10639	17416.9	0.611
11	41.55	1.05	2241	2216.3	1.011	981	861.8	1.14
12	61.33	1.00	2032	12806.2	0.159	1091	11541.4	0.095
13	76.13	1.18	4214	4809.5	0.876	1791	2451.3	0.731
14	70.77	1.34	14268	13165.1	1.084	12212	11027.6	1.11
15	31.51	0.94	5326	5523.1	0.964	4305	4452.6	0.97
16	170.61	1.36	29278	37282.8	0.785	21912	33935.4	0.646
17	58.87	1.81	1256	11120.3	0.113	988	9095.3	0.109
18	17.93	1.20	0	401.6	0	0	154.9	0
19	23.17	1.01	850	2688.7	0.316	469	1679.1	0.279
20	25.09	1.84	1323	4629	0.286	946	4098.1	0.231
21	89.91	0.93	17693	20965.5	0.844	15120	19932.2	0.759

Tabla VII

Paciente	NGRAM = 10		NGRAM = 14
	10s	5s	5s
10	aumentar/reducir	aumentar/reducir	aumentar/reducir
11	ninguno	inguno	inguno
12	reducir	reducir	aumentar/reducir
13	ninguno	ninguno	ninguno
14	ninguno	ninguno	ninguno
15	ninguno	ninguno	ninguno
16	reducir/aumentar	reducir/aumentar	reducir/aumentar
17	reducir	reducir	aumentar
18	Reducir variancia	Reducir variancia	Reducir variancia
19	reducir/aumentar	reducir/aumentar	aumentar
1	reducir	inguno	ninguno
20	reducir	reducir	reducir
21	inguno	reducir	reducir
2	reducir	reducir	reducir
3	reducir	reducir	reducir
4	ninguno	aumentar	aumentar
5	reducir	reducir	reducir
6	reducir	reducir/aumentar	aumentar
7	reducir	reducir	aumentar/reducir
8	reducir	reducir	inguno
9	reducir	reducir	aumentar

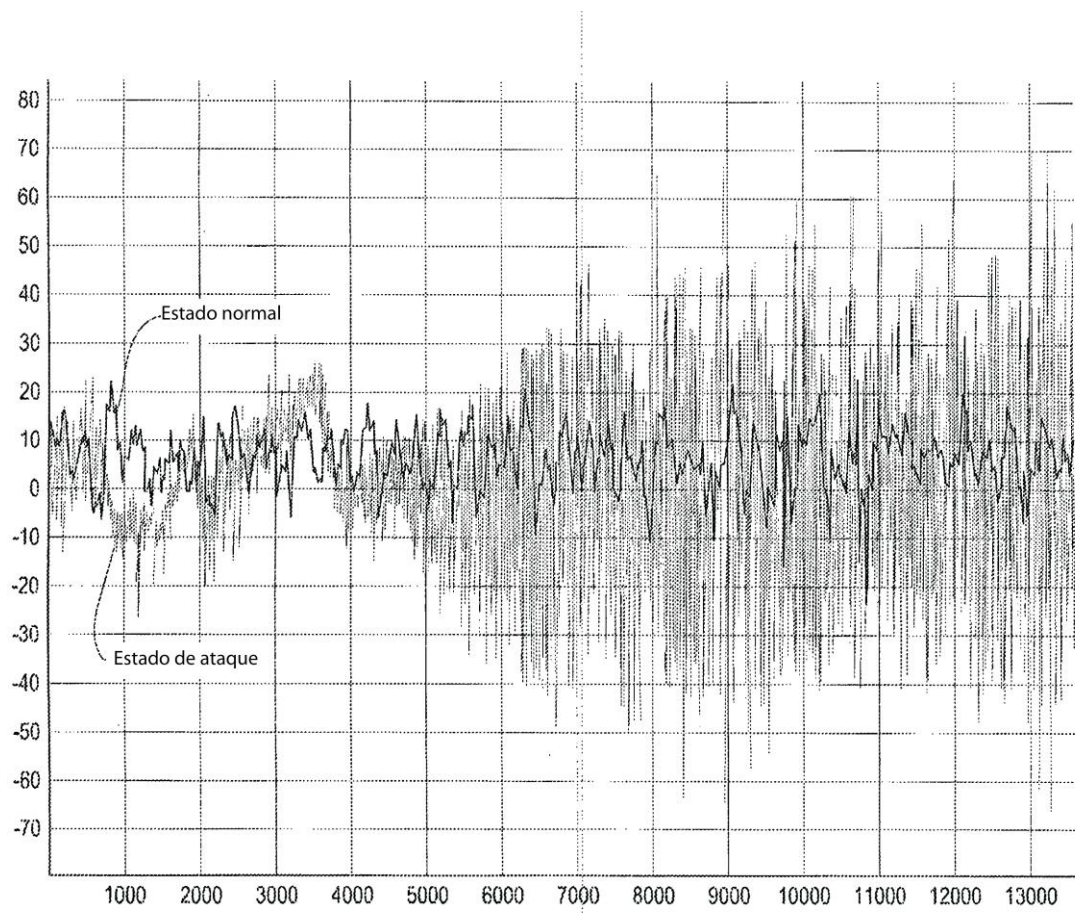


Figura 11

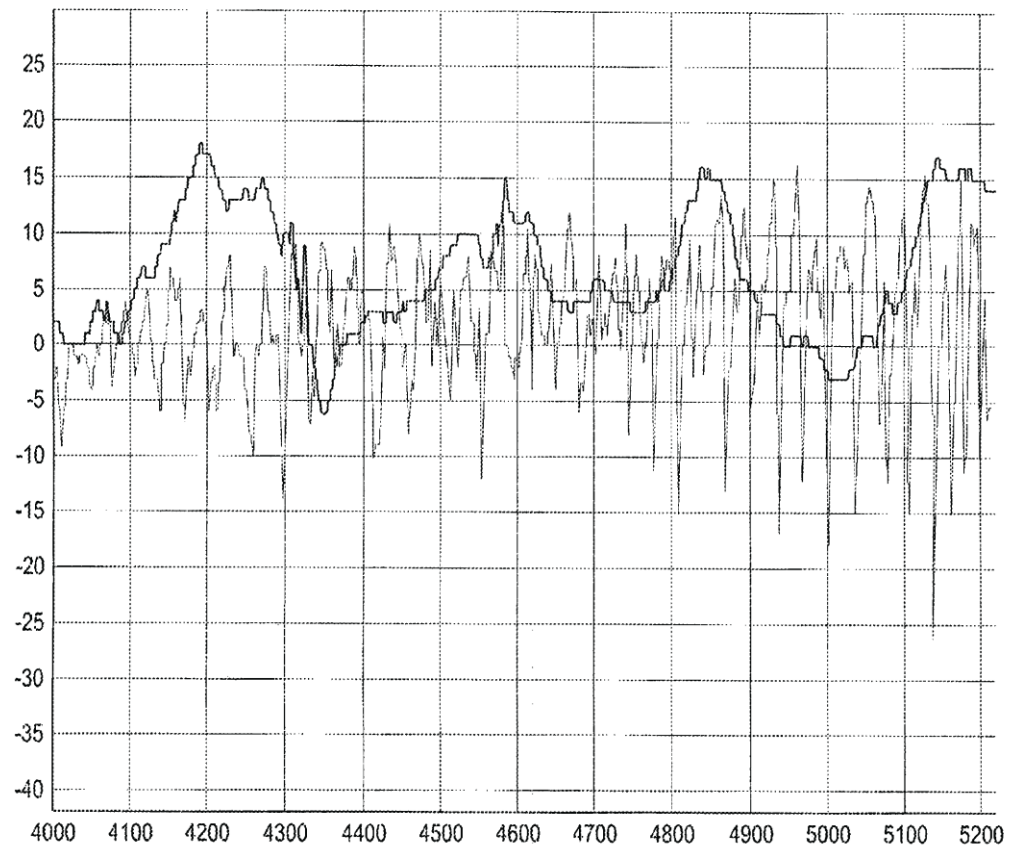


Figura 12

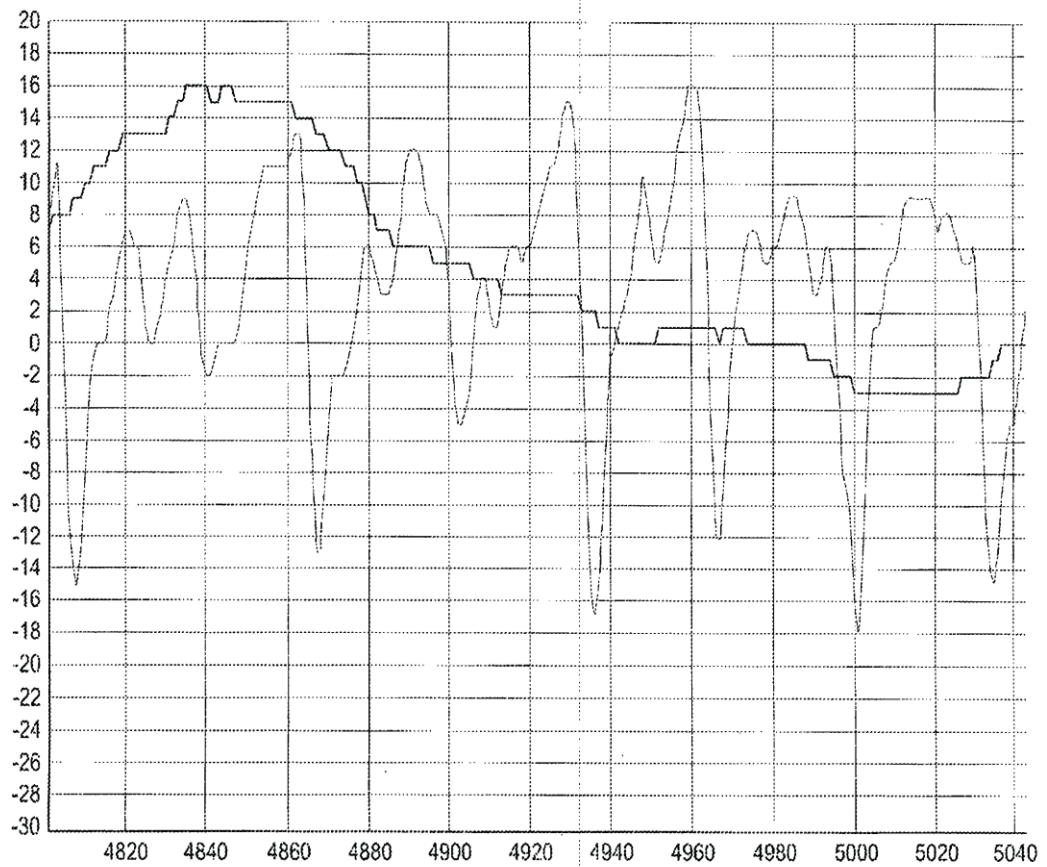


Figura 13

								+
0001	Clínica	Humana	Desconocido	Femenino	05/1/1995	Anormal	Abierto	Seleccionar comando
0002	Clínica	Humana	Desconocido	Masculino	11/1/1972	Anormal	Abierto	Seleccionar comando
0003	Clínica	Humana	Desconocido	Masculino	05/1/1996	Anormal	Abierto	Seleccionar comando
0004	Clínica	Humana	Desconocido	Femenino	08/1/1984	Anormal	Abierto	Seleccionar comando
0005	Clínica	Humana	Desconocido	Femenino	05/1/1994	Anormal	Abierto	Seleccionar comando
0006	Clínica	Humana	Desconocido	Femenino	09/1/1979	Anormal	Abierto	Seleccionar comando
0007	Clínica	Humana	Desconocido	Femenino	12/1/1968	Anormal	Abierto	Seleccionar comando
0008	Clínica	Humana	Desconocido	Femenino	09/1/1978	Anormal	Abierto	Seleccionar comando
0009	Clínica	Humana	Desconocido	Masculino	12/1/1966	Anormal	Abierto	Seleccionar comando
0010	Clínica	Humana	Desconocido	Masculino	13/1/1963	Anormal	Inconcluso	Seleccionar comando

Figura 14

ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΠΕΡΙΣΤΑΤΙΚΟΥ			
ID del caso	0007	Fuente de datos	Clínica
Especies	Humana	Género	Femenino
Fecha nacimiento	12/01/1968	Estado	Anormal

ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΣ DEL CANAL			
ID del canal	0013	Nombre del archivo	sample_data.txt
Tipo de archivo	ASCII 16	Tipo de datos	Cerebro profundoou
Ponderación de patrones	255	Rango de ponderación	Fijo
Longitud del Patrón A	10	Longitud del Patrón B	10
Longitud del Patrón C	0	Longitud del Patrón D	10

Datos primarios					Datos procesados				
-3.510000e+002	-2.380000e+002	-1.050000e+002	-3.200000e+001	-1.200000e+001	FFFF	FFFF	0000	0000	0000
1.500000e+001	7.100000e+001	1.610000e+002	3.220000e+002	5.140000e+002	0000	0000	0001	0001	0002
6.530000e+002	7.160000e+002	7.100000e+002	6.640000e+002	5.970000e+002	0003	0003	0003	0003	0002
5.160000e+002	4.700000e+002	4.470000e+002	4.470000e+002	4.470000e+002	0002	0002	0002	0002	0002
5.080000e+002	6.150000e+002	5.880000e+002	7.420000e+002	7.220000e+002	0002	0002	0003	0003	0003
5.250000e+002	5.070000e+002	6.330000e+002	6.830000e+002	7.680000e+002	0002	0002	0002	0003	0003
7.970000e+002	6.580000e+002	9.210000e+002	1.080000e+003	1.300000e+003	0003	0003	0004	0004	0005
1.554000e+003	1.800000e+003	1.930000e+003	1.973000e+003	1.954000e+003	0008	0007	0008	0008	0008
1.936000e+003	1.865000e+003	1.851000e+003	1.792000e+003	1.576000e+003	0008	0007	0007	0007	0006
-2.487000e+003	-2.113000e+003	-1.709000e+003	-1.401000e+003	-1.216000e+003	FFF6	FFF8	FFF9	FFFB	FFFB
-1.089000e+003	-9.690000e+002	-9.080000e+002	-8.280000e+002	-7.680000e+002	FFFC	FFFC	FFFC	FFFD	FFFD
-5.780000e+002	-4.130000e+002	-2.960000e+002	-1.850000e+002	-1.250000e+002	FFFE	FFFE	FFFF	FFFF	0000
-7.600000e+001	-6.700000e+001	-5.600000e+001	-2.800000e+001	3.100000e+001	0000	0000	0000	0000	0000
1.420000e+002	1.870000e+002	2.330000e+002	2.330000e+002	2.330000e+002	0001	0001	0001	0001	0001
2.450000e+002	2.270000e+002	1.280000e+002	-1.600000e+001	-1.080000e+002	0001	0001	0000	0000	0000
-1.410000e+002	-1.870000e+002	-1.070000e+002	-1.750000e+002	-1.210000e+002	FFFF	FFFF	FFFF	FFFF	0000
3.000000e+000	1.450000e+002	3.360000e+002	5.130000e+002	6.860000e+002	0000	0001	0001	0002	0003
8.610000e+002	1.020000e+003	1.108000e+003	1.096000e+003	8.630000e+002	0003	0004	0004	0004	0004

Figura 15

PARÁMETROS DEL CASO			
ID del caso	0007	Fuente de datos	Clínica
Especies	Humana	Género	Femenino
Fecha nacimiento	13/01/1988	Estado	Anormal

Lista de canales							
sec.	ID del canal	Nombre del archivo	Comentario	Dimensionar archivo	Dimensionar patrón	Dimensionar anomalías	% de anomalías
0001	0013	sample_data.txt	Ataque	40,732	4,156	36,576	89.80%
0002	0014	sample_data.txt	Normal	40,732	39,090	1,642	4.03%

PARÁMETROS DEL CANAL			
ID del canal	0013	Nombre del archivo	sample_data.txt
Tipo de archivo	ASCII 16	Tipo de datos	Cerebro profundo
Ponderación de patrones	256	Rango de ponderación	Fijo
Longitud del Patrón A	10	Longitud del Patrón B	0
Longitud del Patrón C	0	Longitud del Patrón D	0

secuencia	Patrón	Recuento
0000	0005 0005 0005 0005 0005 0005 0005 0005 0004 0004 0004	7
0001	0005 0005 0005 0005 0005 0005 0005 0004 0004 0004 0004	6
0002	0006 0006 0006 0005 0005 0005 0005 0005 0005 0005 0005	5
0003	0005 0005 0005 0005 0006 0006 0006 0006 0006 0006 0006	5
0004	0006 0006 0006 0006 0006 0006 0006 0006 0006 0006 0006	5
0005	0002 0002 0002 0002 0002 0002 0002 0002 0003 0003 0003	5
0006	0003 0003 0003 0003 0003 0003 0003 0003 0003 0003 0003	5
0036	0006 0006 0006 0006 0006 0007 0007 0007 0007 0007	3
0037	000D 000D 000D 000D 000D 000D 000D 000C 000C 000C 000B	3
0038	0003 0003 0003 0003 0002 0002 0002 0002 0002 0002 0002	3
0039	0007 0007 0007 0007 0007 0007 0007 0007 0006 0006 0006	3
0040	0001 0000 0000 000C 000C 000C 000C 0000 0000 0000 0000	3
0041	000E 000E 000E 000E 000E 000F 000F 000F 000F 000F 000F	3

Figura 16

PARÁMETROS DEL CANAL			
ID del canal	0014	Nombre del archivo	sample_data.txt
Tipo de archivo	ASCII 16	Tipo de datos	Cerebro profundo
Ponderación de patrones	256	Rango de ponderación	Fijo
Longitud del Patrón A	10	Longitud del Patrón B	0
Longitud del Patrón C	0	Longitud del Patrón D	0

secuencia	Patrón	Recuento
0000	0009 0009 0009 0009 0009 0009 0009 0009 0009 0009	63
0001	0008 0008 0008 0008 0008 0008 0008 0008 0008 0008	49
0002	0005 0005 0005 0005 0005 0005 0005 0005 0005 0005	47
0003	0007 0007 0007 0007 0007 0007 0007 0007 0007 0007	47
0004	0005 0005 0005 0005 0005 0006 0006 0006 0006 0006	42
0005	0008 0008 0008 0009 0009 0009 0009 0009 0009 0009	41
0006	000C 000C 000C 000C 000C 000C 000C 000C 000C 000C	41
0047	0007 0007 0007 0008 0008 0008 0008 0008 0008 0008	33
0048	000C 000C 000C 000C 000C 000C 000C 000C 000B 000B	33
0049	000C 000C 000C 000C 000C 000C 000C 000B 000B 000B	33
0050	0008 0008 0008 0008 0007 0007 0007 0007 0007 0007	33
0051	0007 0007 0007 0007 0007 0007 0008 0008 0008 0008	32
0052	0009 0009 0009 0009 0009 0009 0009 0009 000A 000A	32

Figura 17

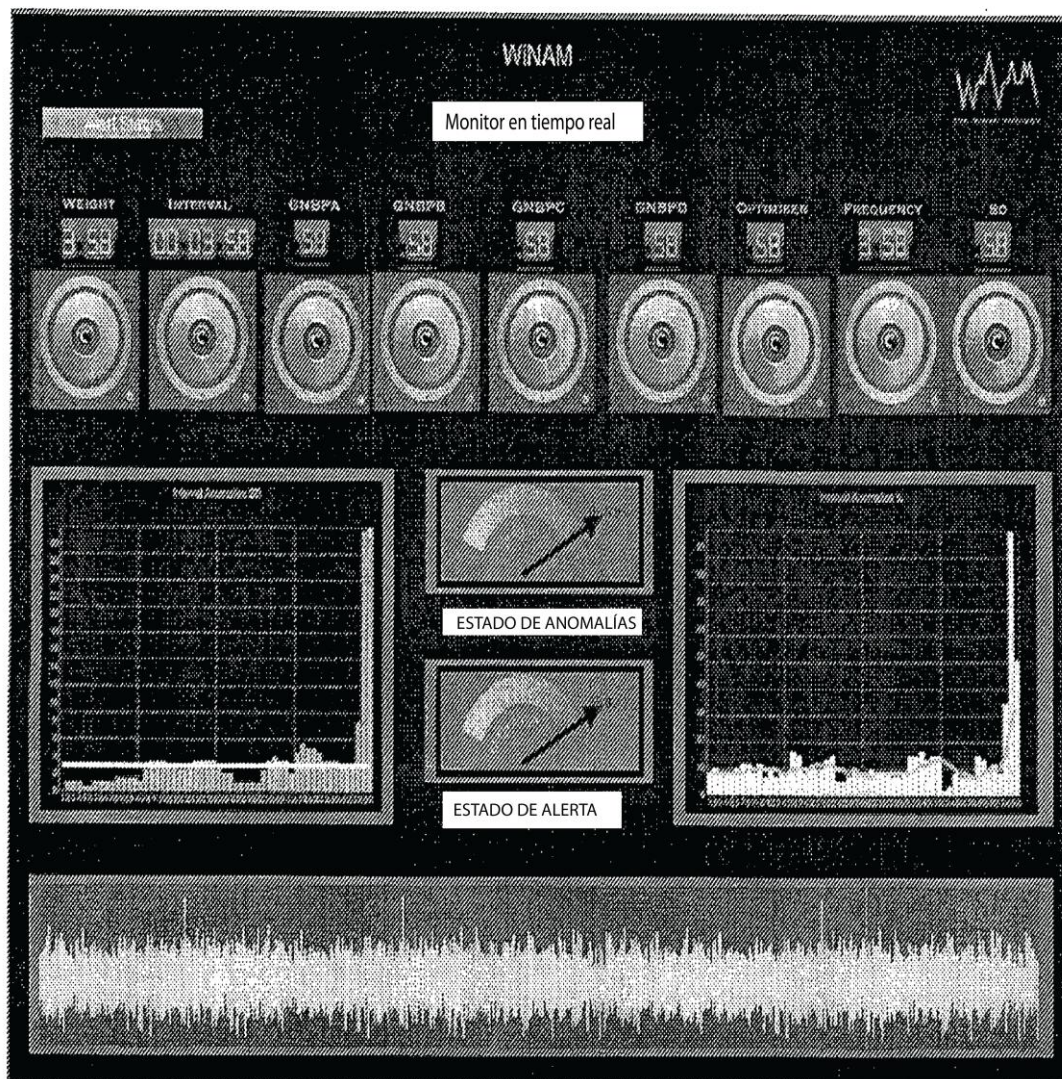


Figura 18