

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 689 284**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/0452** (2006.01)  
**A61B 5/11** (2006.01)  
**G16H 40/63** (2008.01)  
**G16H 50/50** (2008.01)  
**G16H 15/00** (2008.01)  
**G16H 10/60** (2008.01)  
**A61B 5/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.09.2003 PCT/CA2003/001502**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **15.04.2004 WO04030534**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.09.2003 E 03753184 (5)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.07.2018 EP 1551287**

54 Título: **Método y aparato para detección de tendencia en una señal de monitorización de electrocardiograma**

30 Prioridad:

**02.10.2002 US 262667**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**13.11.2018**

73 Titular/es:

**RECHERCHE ET DEVELOPPEMENT EVERON CA INC. (100.0%)  
Bureau 201 505 Boul. du Parc-Technologique  
Québec G1P 4S9, CA**

72 Inventor/es:

**MASSICOTTE, LOUIS y  
MONTPLAISIR, JEAN-FRANÇOIS**

74 Agente/Representante:

**RUO , Alessandro**

ES 2 689 284 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

Método y aparato para detección de tendencia en una señal de monitorización de electrocardiograma

5 **Campo de la invención**

[0001] La invención se refiere a la monitorización y el análisis de la actividad cardiaca y en particular a la detección de tendencia en una señal de monitorización de electrocardiograma.

10 **Antecedentes de la invención**

[0002] Las enfermedades cardiacas cada vez son más habituales en adultos de todas las edades. Las últimas estadísticas han determinado que sesenta millones de norteamericanos padecen una enfermedad cardiaca. Puesto que la población norteamericana está envejeciendo, el riesgo de padecer enfermedades cardiacas aumenta cada año. Actualmente, la gente es más consciente de su salud y necesita formas de aplicar la medicina preventiva.

[0003] Un electrocardiograma (ECG / EKG) es una grabación eléctrica del corazón que se utiliza en la investigación de la enfermedad cardiaca. Los cardiólogos han confirmado la urgente necesidad de dispositivos que puedan llevarse durante un largo periodo para proporcionar un ECG que cubra más de veinticuatro horas. La idea es permitir la observación de eventos cardiacos que habitualmente no están presentes en la actividad cardiaca.

[0004] Las contracciones cardiacas son el resultado de un fenómeno eléctrico bien coordinado denominado despolarización. Las membranas celulares avanzan desde su potencial de reposo negativo a un límite más positivo que finalmente las estimula para contraerse. En el miocardio hay fibras especializadas que son muy conductoras y permiten la rápida transmisión de impulsos eléctricos a través del músculo, diciéndole que se contraiga. Con el fin de maximizar la fuerza de la contracción, hay uniformidad en la secuencia. Es decir, las aurículas se contraen, después se contraen los ventrículos. Esto permite que ambos conjuntos se llenen correctamente antes de expulsar la sangre a su próximo destino. Estas dos secciones son independientes, aunque están vinculadas a un único impulso, (en un corazón sano,) se inician mediante el nodo sinoauricular, (o sinusal). El tejido que rodea a las válvulas ayuda a canalizar el impulso desde el nodo sinusal a través de otro conjunto de tejido especializado, el nodo atrioventricular, que está situado entre los dos conjuntos de cámaras. Esta área permite una transmisión algo más lenta del impulso a los ventrículos, permitiendo que las aurículas se vacíen en el interior de los ventrículos antes de que se contraigan y empujen la sangre a los pulmones o el cuerpo. Esta área, el Nodo A/V, ralentiza el impulso a aproximadamente una vigesimoquinta parte de la señal original, después la hace pasar a través del fascículo atrioventricular, o el haz de His. Este haz se divide en dos tractos distintos a través de los ventrículos, las ramas del haz, y sobre las fibras de Purkinje, donde el músculo del ventrículo se estimula para contraerse desde abajo hacia arriba, maximizando la fuerza de expulsión.

[0005] Una corriente eléctrica en la dirección hacia el extremo positivo de un electrodo bipolar ocasiona una desviación positiva de la aguja del ECG. Si la cantidad de células miocárdicas (dipolos) en esta dirección aumenta, la corriente también aumentará. Cuanto mayor sea la corriente, más positiva será la tensión. Una corriente eléctrica en la dirección lejos del extremo positivo de un electrodo bipolar ocasiona una desviación negativa de la aguja del ECG. Si la cantidad de células miocárdicas (dipolos) en esta dirección aumenta, la corriente también aumentará. Cuanto mayor sea la corriente, más negativa será la tensión.

[0006] La página ECG Library escrita por Dean Jenkins y Stephen Gerred y encontrada en Internet en <http://www.ecglibrary.com/> en septiembre de 2002 es una fuente de información muy buena acerca de ECG.

[0007] Un artículo de interés particular con respecto a inteligencia artificial en dispositivos médicos fue publicado por Ralph Begley et al. en marzo de 2000 en la revista Medical Device & Diagnostic Industry en la página 150 y se titula "Adding Inteligencia to Medical Devices". Este artículo pudo encontrarse en Internet en septiembre de 2002 en el sitio Medical DeviceLink Site en <http://www.devicelink.com/mddi/archive/00/03/014.html>.

[0008] Gran parte de los ECG actualmente disponibles en relojes o aparatos similares solo pueden registrar el latido del corazón. Aunque esto es suficiente para determinar si un paciente está sufriendo un ataque al corazón, no es suficiente para detectar otras anomalías, defectos y enfermedades del corazón.

[0009] Algunas empresas fabrican sistemas de monitorización portátiles de la técnica anterior, tales como el ECG portátil Biolog™ de Lyppard, el sistema de ECG en reposo CCW-CAS Cardio Perfect Get™ de Cardio Control, el sistema de ECG portátil PocketView™ 12 Lead de Numed, el monitor de ECG/Respiración portátil de Harvard Apparatus y el monitor de seguridad y ubicación Digital Angel™, el reloj y las alertas ThermAlert™ de Digital Angel Corporation. Estos dispositivos de monitorización permiten la recogida parcial de los datos del ECG del paciente, pero no ofrecen una recogida y un análisis total de los datos, detección de anomalías y transmisión de alarmas e integración con equipos médicos tradicionales y puestos centrales de emergencias. Debido a estos inconvenientes, no pueden utilizarse para sustituir las tradicionales lecturas Holter y no pueden asegurar la salud del paciente.

[0010] Una publicación de patente WO 01/85018A muestra en un campo de redes neuronales un método y dispositivo para la clasificación de valores de serie, un medio de almacenamiento legible por ordenador y un elemento de programa informático, en los que se detectan las tendencias en las señales de electrocardiograma.

5 [0011] Los documentos DE 44 41 907 A1, US 5 416 695 y US 2002/042579 muestran métodos y sistemas para detectar tendencias en señales de electrocardiograma.

### Sumario de la invención

10 [0012] Un objeto de la presente invención es analizar datos de ECG completos recogidos para detectar anomalías y comunicar alarmas.

15 [0013] Otro objeto de la presente invención es monitorizar los datos del ECG para el paciente en todo momento y solicitar ayuda de emergencia si es preciso.

[0014] Otro objeto de la presente invención es ubicar a un paciente, si no puede facilitar su ubicación, utilizando un módulo de posicionamiento, especialmente durante peticiones de ayuda de emergencia.

20 [0015] La presente invención puede utilizarse junto con un sistema de monitorización de ECG inalámbrico digital portátil. Un módulo central recibe una curva de ECG completa. El módulo central se lleva en el cinturón como un celular o un busca. Se compone de cuatro dispositivos diferentes que funcionan juntos: un ordenador portátil, un GPS, un tablero celular y un dispositivo multiplexor. El sistema recibe de forma inalámbrica la curva cardíaca completa del ECG y es capaz de distinguir no solo la frecuencia del latido, sino también de analizar contracciones cardíacas anormales. De hecho, la mayoría de las enfermedades cardíacas más habituales no están relacionadas con la aceleración o deceleración del ritmo cardíaco. En caso de que la unidad central detecte un problema, el sistema llama automáticamente a un puesto central y puede enviar el posicionamiento GPS y la monitorización de ECG del paciente con los datos de la anomalía detectada. También es posible la comunicación por voz con el paciente o los pasadores.

30 [0016] De acuerdo con un aspecto de la presente invención, se proporciona un método de detección de tendencia para detectar tendencias en una señal de monitorización de electrocardiograma de un paciente según se define en la reivindicación 1. De acuerdo con otro aspecto de la presente invención, se proporciona un sistema de detección de tendencia para detectar tendencias en una señal de monitorización de electrocardiograma de un paciente según se define en la reivindicación 15.

35 [0017] Las realizaciones preferidas se definen en las reivindicaciones dependientes.

40 [0018] Los aspectos, las realizaciones o los ejemplos de la presente divulgación que no entran dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas no forman parte de la presente invención.

### Breve descripción de los dibujos

45 [0019] Estas y otras características, aspectos y ventajas de la presente invención se entenderán mejor con respecto a la siguiente descripción y los dibujos adjuntos, en los que:

la Figura 1 es un diagrama de bloques de los componentes principales del sistema;

50 la Figura 2 es una representación gráfica del dispositivo portátil;

la Figura 3 es una representación gráfica de la interfaz de usuario del ordenador;

la Figura 4 es una representación gráfica de una onda de ECG;

55 la Figura 5A y la Figura 5B son diagramas de bloques de los electrodos;

la Figura 6 es un diagrama de bloques de la transformación de la señal del electrodo dentro de una salida inalámbrica;

60 la Figura 7 es un diagrama de bloques de los componentes del módulo transmisor de emergencia;

las Figura 8A y 8B son, respectivamente, una vista superior e inferior de una realización de la unidad central;

la Figura 9 es un diagrama de bloques detallado de los componentes principales de la realización preferida;

65 la Figura 10 es un diagrama de bloques de los componentes de la unidad central;

la Figura 11 es un diagrama de bloques de los componentes del módulo de adquisición de datos;

la Figura 12 es un diagrama de bloques de los componentes de la base de la red neuronal;

la Figura 13 es un diagrama de bloques de los componentes del módulo de neuronas y analizadores;

la Figura 14 es un diagrama de bloques de los componentes del simulador de modelo; y

la Figura 15 es un diagrama de bloques de los componentes del módulo de detección multimatriz.

### Descripción detallada de la realización preferida

[0020] Aunque en los diagramas de bloques se ilustren como grupos de distintos componentes que se comunican entre sí por medio de diferentes conexiones de señales de datos, los expertos en la materia entenderán que las realizaciones preferidas se proporcionan mediante una combinación de componentes de hardware y software, implementándose algunos componentes mediante una función u operación determinada de un sistema de hardware o software, e implementándose muchas de las rutas de datos ilustradas mediante comunicación de datos dentro de una aplicación informática o sistema operativo. La estructura ilustrada se proporciona así para la eficiencia de la enseñanza de la presente realización preferida.

[0021] La presente invención es para un sistema de alarma de emergencia personal. Con referencia a la Figura 1, comprende cinco componentes principales: un dispositivo de monitorización de ECG 114 completo que recoge los datos del ECG del paciente y los transmite a un detector de anomalía cardiaca 110 que detecta anomalías en los datos del ECG, un módulo de ubicación 112 que puede utilizar un módulo GPS para ubicar la posición del paciente que lleva el sistema de alarma de emergencia personal, un transmisor 111 para transmitir una alarma de emergencia cuando se detecta una anomalía y que puede incluir la posición del paciente, y un puesto central de monitorización sanitaria 113 que recibe la alarma de emergencia y envía la ayuda adecuada a la ubicación del paciente.

[0022] Los datos del módulo de adquisición de ECG 114 es preferentemente un sistema de ECG inalámbrico completo que garantiza que el paciente puede ocuparse de sus actividades diarias sin que se lo impidan los alambres de los electrodos.

[0023] Con referencia a la Figura 2, los datos del módulo de adquisición de ECG 114 comprenden preferentemente dos electrodos 121 y 122 que se aplican al cuerpo del paciente y que realizan la adquisición de datos para producir una señal diferencial. Los datos adquiridos se procesan entonces en una señal del procesador del electrodo 123 que efectúa muestreo digital y modulación digital y envía los datos adquiridos por Radiofrecuencia (RF). El muestreo digital se hace para reducir el ruido procedente de interferencias y campos magnéticos. La distancia recorrida por la baja tensión del corazón a los electrodos se reduce creando así una curva más precisa de la actividad cardiaca.

[0024] El sistema de ECG comprende además un receptor de datos 125 que es un dispositivo inalámbrico portátil que puede llevarse en el cinturón del paciente, en su bolsillo o, incluso, en un bolso que esté llevando. El receptor de datos 125 puede conectarse a un ordenador 124, un ordenador portátil, un PALM™ Pilot, un celular o cualquier otro dispositivo que sea compatible con el protocolo RS-232. Los datos adquiridos pueden representarse entonces (véase la Figura 3) en una pequeña pantalla matriz del receptor de datos 125 y/o en la pantalla 130 del ordenador 124. Una pluralidad de filtros se utilizan en los datos adquiridos para mejorar la claridad de la curva del ECG obtenida y para extraer información precisa sobre el corazón del paciente.

[0025] Como se entenderá, si el paciente va a ser ubicado en un entorno específico equipado con Bluetooth®, una tecnología inalámbrica que permite conectividad personal proporcionando libertad de conexiones con cables, habilitando enlaces entre ordenadores portátiles, teléfonos móviles, dispositivos portátiles, y conectividad a Internet, el sistema de ECG puede conectarse al receptor de datos utilizando la tecnología Bluetooth®. De hecho, todas las comunicaciones que se producen mientras se utiliza la presente invención pueden llevarse a cabo utilizando Bluetooth®.

[0026] En general, el corazón late a intervalos regularmente irregulares. Esto significa que las variaciones de frecuencias de latidos pueden registrarse, pero siempre en un contexto regular de aumento o disminución. De este modo, una persona que haga un ejercicio físico verá que su pulso aumenta a medida que el ejercicio muscular y pulmonar se intensifica. Por otro lado, este aumento no provocará una irregularidad del latido cardiaco.

[0027] La recogida de las señales normales del corazón y el análisis de las mismas se realizan mediante esquemas y algoritmos diagramáticos que permiten el aislamiento de determinadas partes del latido cardiaco. Con filtros numéricos, las diversas curvas se distinguen del movimiento cardiaco total. Con este tipo de datos, es posible verificar la amplitud y la constancia de las diversas partes del latido. Este tipo de análisis hace que sea posible determinar, a partir de los datos, el número de latidos por minuto, por ejemplo.

- 5 **[0028]** Una representación gráfica típica de una onda de ECG se muestra en la Figura 4. Aunque la onda de ECG puede representarse mediante la curva QRS y podemos deducir los algoritmos matemáticos que controlan esta curva QRS, la curva variará de un paciente a otro y de una lectura de un paciente a otra lectura del mismo paciente. El ECG mide la actividad cardiaca de la siguiente manera: la Onda P representa el impulso eléctrico a través de las aurículas al Nodo A/V; la QRS representa el impulso eléctrico a medida que avanza a través de los ventrículos; y la Onda T representa la repolarización eléctrica de los ventrículos.
- 10 **[0029]** El intervalo QRS representa el tiempo que tarda la despolarización de los ventrículos. Una despolarización normal requiere la función normal de las ramas del haz derecha e izquierda. La duración QRS puede variar con el tamaño del corazón y es más larga en la punta del ápex. Un bloque en la rama del haz derecha o izquierda retrasa la despolarización del ventrículo suministrada por el haz bloqueado, dando como resultado una duración QRS prolongada.
- 15 **[0030]** El intervalo PR es el tiempo en segundos desde el inicio de la onda P al inicio del complejo QRS. Corresponde al lapso de tiempo desde el comienzo de la despolarización auricular hasta el comienzo de la despolarización ventricular. Este lapso de tiempo permite que se produzca la sístole auricular, llenando los ventrículos antes de la sístole ventricular. La mayor parte del retraso se produce en el nodo AV. El intervalo PR es más largo con tono vagal alto. Un intervalo PR prolongado corresponde a una conducción AV alterada.
- 20 **[0031]** El intervalo QT empieza al comienzo del complejo QRS y termina al final de la onda T. Representa el tiempo de despolarización y repolarización ventricular. Es útil como medida de repolarización y está influida por el equilibrio electrolítico, los fármacos y la isquemia. El intervalo QT está inversamente relacionado con el ritmo cardiaco. Puede calcularse un intervalo QT corregido para el ritmo cardiaco.
- 25 **[0032]** El detector de anomalía cardiaca 110 utiliza los puntos base de la curva del ECG para calcular distancias, posiciones relativas, etc. Por ejemplo, el detector de anomalía cardiaca 110 puede identificar los puntos base P, Q, R, S y T para detectar más a fondo las anomalías o tendencias en los datos.
- 30 **[0033]** Una vez realizado este análisis, los datos pueden compararse con curvas normales y pueden ponderarse para el paciente individual de manera automática. Los datos recogidos permitirán entonces la realización de una serie de pruebas que pueden llevar a la detección de problemas cardiacos.
- 35 **[0034]** Haciendo referencia ahora a las Figuras 5A y 5B, las tomas 152 y 154 de los electrodos 121 y 122 se conectan preferentemente a un electrodo de monitorización diaforético RedDot™ fabricado por 3M. Este electrodo se utiliza habitualmente en hospitales. Cada electrodo tiene dos funciones: primero, interceptar la señal eléctrica producida por el corazón y segundo, fijar el electrodo al cuerpo del paciente. Para garantizar una señal adecuada, el electrodo derecho 121 se coloca preferentemente debajo del pecho derecho y el electrodo izquierdo 122 se coloca preferentemente encima del pecho izquierdo como se muestra en la Figura 2. Los cables 151 y 153 se utilizan para conectar los electrodos 121, 122 a la señal del procesador del electrodo 123.
- 40 **[0035]** La Figura 6 muestra los pasos necesarios para producir una salida inalámbrica de la señal de los electrodos. La salida de los electrodos se conecta por medio de cables 151 y 153 a las entradas de la señal del procesador del electrodo 123. El electrodo derecho se conecta a tierra y a la clavija de referencia del amplificador y el electrodo izquierdo se conecta a la entrada negativa del amplificador. La señal diferencial atraviesa entonces un amplificador de instrumentación 155 de baja potencia. Este amplificador de instrumentación proporciona una buena amplificación de alta ganancia y bajo ruido de la señal diferencial del electrodo. Este amplificador elimina la señal del ruido producida por el sector de línea. El ruido generalmente producido por el sector de línea (60Hz) que interfiere con la señal del ECG (0,5Flz a 150Flz) se reduce por el hecho de que este ruido aparece en las entradas positivas y negativas del amplificador de instrumentación. Por tanto, la diferencia entre las dos entradas sustrae el ruido de la señal del ECG. La diferencia de tensión entre los dos electrodos se filtra a un filtro de paso alto 156 con una frecuencia de corte de 0,5 Hz. Este filtro también elimina la señal DC presente en la lectura del ECG.
- 45 **[0036]** Una segunda amplificación 157 de la señal proporciona una relación de amplificación total de 1000 (1v/1mv), mejorando la relación entre la señal del corazón y la señal del ruido. Después, la señal del corazón se transmite a un filtro de paso bajo 159 para eliminar frecuencias superiores a 150Hz. La señal de salida producida por los dos amplificadores y filtrada entre 0,5 Hz y 150 Hz se transmite a un convertor 160 de señal analógica a digital que da salida a una señal de serie de 8 bits. El formato de la señal es compatible con RS-232. La señal se modula entonces a un transmisor FM digital 161. La señal de salida del transmisor se transmite a una antena 162 para radiación RF. Todo el circuito se alimenta por medio de baterías 158 que producen una alimentación entre - 5 voltios y 5 voltios.
- 50 **[0037]** Una segunda amplificación 157 de la señal proporciona una relación de amplificación total de 1000 (1v/1mv), mejorando la relación entre la señal del corazón y la señal del ruido. Después, la señal del corazón se transmite a un filtro de paso bajo 159 para eliminar frecuencias superiores a 150Hz. La señal de salida producida por los dos amplificadores y filtrada entre 0,5 Hz y 150 Hz se transmite a un convertor 160 de señal analógica a digital que da salida a una señal de serie de 8 bits. El formato de la señal es compatible con RS-232. La señal se modula entonces a un transmisor FM digital 161. La señal de salida del transmisor se transmite a una antena 162 para radiación RF. Todo el circuito se alimenta por medio de baterías 158 que producen una alimentación entre - 5 voltios y 5 voltios.
- 55 **[0037]** La señal procedente de la antena del transmisor 162 es interceptada por la antena del receptor 216 de la unidad central 215 como se muestra en la Figura 7, y se transmite a un receptor FM digital 217. Este receptor 217 reproduce exactamente la señal procedente del convertor 160. La señal compatible con RS-232 atraviesa un dispositivo multiplexor 4:1 218. El objeto de esta etapa es multiplexar otros dispositivos seriales tales como el módulo GPS 221, el módulo GST-1 220 y el módulo de teléfono celular 224 en el mismo puerto. La selección del
- 60

dispositivo se efectúa por medio de la clavija RS-232 RTS. Cada cambio de estado la línea RTS actúa como un reloj para los contadores 219 y el valor de estos contadores da como resultado un selector de línea RS-232. Cuando se determina el selector de línea adecuado, el receptor da salida a la señal digital por medio del puerto serie 225. Esta señal puede ser procesada por software por medio de un PC o un ordenador portátil 124, por ejemplo, un IPAQ™ de Compaq. El ordenador 124 tiene preferentemente un puerto USB 226 y una fuente de alimentación AC 227. En la unidad central se proporcionan fuentes de alimentación 222 y 223. Las tensiones de estas alimentaciones dependen del tipo de dispositivo utilizado junto con la invención. Habitualmente, son de 3 o 5 V. Para el IPAQ, se utiliza una alimentación de 5V. El puerto USB 226 se utiliza para la sincronización del ordenador portátil 124. La fuente de alimentación AC 227 se utiliza para cargar el módulo y el ordenador portátil 124.

**[0038]** El módulo multiplexor 218 es una agrupación de microcontroladores y multiplexores que permiten la retransmisión entre los diversos módulos del sistema. Actúa de forma dependiente respecto a un control principal que es, preferentemente, el módulo ordenador portátil 124. Permite la comunicación de puertos sencilla de varias fuentes que normalmente requeriría varios puertos de comunicación. La petición por medio de líneas de pedidos permite acceder a los diversos módulos necesarios para la integración del sistema. Es independiente del ancho de banda de los diversos componentes.

**[0039]** El módulo de ubicación 112 preferido es un módulo GPS 221 fabricado por DeLorme de acuerdo con las normas de Rockwell. Para simplificar la traducción de las señales Rockwell, se añade un módulo GST-1 220 de Byosistemas que permite atrapar una señal encriptada utilizando Rockwell 9600 bps y obtener un formato de estándar NMEA a 4800 bps.

**[0040]** El módulo celular 224 comprende un módulo de módem celular GPRS/CDMA/GSM de Motorola. La conexión preferida es 14.4 kbps. La adición del módulo multiplexor 218 permite la conexión y la conservación de esta conexión aunque el celular no sea el objeto elegido por el multiplexor. Por lo tanto, hay una apertura fantasma del puerto del celular 224 aunque alguien no quiera escuchar el celular.

**[0041]** El módulo ordenador portátil 124 es opcional. Permite acceder y consultar los datos recogidos. Los módulos preferidos son Ipaq™ de Compaq y Palm™ VII de 3Com.

**[0042]** El diseño de la unidad central 215 de la Figura 7 comprende preferentemente las siguientes partes como se muestra en la Figura 8A y 8B: un receptor FM SILRX-433-F 235, un multiplexor 74LS153 234, un contador 74LS161 síncrono de cuatro bits 233, una resistencia 47K 239 y conexiones a un ordenador portátil IPAQ™ 237, a un tablero celular Motorola GPRS 232, a un DeLorme Earthmate GPS 231 231 y a un traductor Bionics Rockwell GST-1. El traductor Bionics Rockwell GST-1 se conecta directamente al DeLorme Earthmate. También se proporcionan conexiones al USB 236 y a la alimentación 238 y 230.

**[0043]** En cualquier momento, el módulo ordenador portátil 124 puede preguntar al módulo multiplexor 218 para obtener los datos cardíacos del receptor 217 y los datos del GPS desde el módulo GPS 221. El análisis del software y el almacenamiento de los datos se realizan en tiempo real. El software hace compresión de datos basándose en diagramas de repeticiones. En el momento en que se detecta un evento cardíaco, el software en el ordenador 124 origina la llamada 111 al centro de emergencia digital 113 por medio de los diversos módulos.

**[0044]** La Figura 9 es un diagrama de bloques detallado de los principales componentes de hardware y software del detector de anomalía cardíaca 110. El primer módulo a detallar es la unidad central 215. Los módulos de la unidad central 215 preferidos se muestran en la Figura 10. La principal unidad temporalizadora 260 recoge los datos del puerto RS-232 251 a través del control del puerto de comunicaciones 261. Puede utilizarse una unidad de recuperación 254 para recuperar los datos a representar en la pantalla de datos 262. La unidad de recuperación es un decodificador binario para la recuperación de datos almacenados. Un módulo de descompresión 255 se utiliza para descomprimir los datos de la unidad de recuperación 254 antes del almacenamiento 242. La interfaz de configuración 263 se utiliza para acceder al modelo y la configuración de red neuronal.

**[0045]** La unidad central 215 proporciona los datos del puerto RS-232 251 a una parte del módulo de adquisición de datos 241 denominada el analizador de datos por segundo 268. El módulo de adquisición de datos 241 se detalla en la Figura 11. Los datos procedentes de la unidad central 215 se proporcionan primero a la adición y conversor de datos 265 que controla el módulo de adquisición de datos 241 y después se envía al analizador de datos por segundo 268. Entonces, el módulo búfer 266 añade los datos a la memoria búfer 269. Todas estas acciones siguen la configuración general 248 utilizada para determinar similitudes de datos. La memoria búfer 269 almacena los datos in bytes y mantiene el tamaño de la memoria búfer hasta que el debúfer 267 pida datos de la memoria búfer 269. En este punto, si el búfer 266 permite la creación de una matriz, lo que significa que el búfer 266 tiene suficientes datos almacenados para poder añadir al menos la cantidad de datos para un conjunto de matriz en la configuración general 248, los datos se envían para ser analizados por la base de redes neuronales 244 por el módulo de adquisición de datos 241. El analizador de datos por segundo 268 evalúa cuántos datos se enviaron en el último segundo (para ser lo más preciso posible) y los almacena en la memoria de configuración variable 249. El registrador 247 permite registrar una parte de los datos de la sesión para futuras consultas. El módulo de manipulaciones gráficas y de imagen 243 gestiona la interfaz de la pantalla para permitir el uso para ver los datos

recogidos.

**[0046]** La base de redes neuronales 244 toma los datos, matriz por matriz, y los envía a diferentes neuronas y analizadores 246 (véase la Figura 12 y la Figura 15) que pueden detectar muchas similitudes diferentes entre la matriz y una matriz modelo almacenada en la base de datos y los modelos 242. Utilizando un simulador de modelo 271, esta base de datos 242 puede adaptarse o mejorarse utilizando un sencillo método de simulación. Después de una detección 270 básica de modelos sencillos que pueden detectar puntos base de la curva tales como QRS, la presencia de EMG u otros patrones sencillos, los resultados se envían a la detección multimatriz 245 que es realmente un analizador mayor que puede utilizar datos enviados por neuronas 246 y enviarlos a un búfer 285 independiente (véase la Figura 19) que puede utilizarse para dar una perspectiva en más de una matriz. Utilizando esta técnica, es posible detectar muchos más patrones que tardan segundos o minutos en la actividad cardiaca. Con filtros de tolerancia 288 que pueden simularse realmente para entender diversas enfermedades cardiacas, es posible detectar una serie de problemas tales como arritmia o bradicardia sinusal. El analizador multilineal 286 pone en perspectiva todas las matrices que necesita para entender una visión general de la curva. Esto también es la mejor forma de tomar un ritmo cardiaco. Pero, para garantizar que la inteligencia artificial puede detectar todos los latidos del corazón, también se proporciona un filtro numérico que puede extraer latidos del corazón incluso en un contexto de EMG total utilizando un módulo de comparación de latidos y ajuste de nivel 275 (véase la Figura 13). Este filtro, basado en un algoritmo de transformada de coseno discreta (DCT), extrae partes del resultado y evalúa patrones de frecuencia 287 para evaluar la posibilidad de latido del corazón. Un filtro digital se utiliza para aislar con mucha precisión la gama de frecuencia de 70 a 90 hercios, que es la ubicación del pico QRS principal. Este tipo de aislamiento permite la detección del latido del corazón incluso cuando la actividad muscular es muy intensa.

**[0047]** El uso principal de las neuronas es la evaluación de tolerancia 276. Partiendo del hecho de que el ordenador necesita un porcentaje mínimo de comparaciones para aceptar un patrón, las diferentes neuronas reciben la petición de actualizar la evaluación de tolerancia 276 para poder detectar modelos simulados. La adaptación automática es parte del análisis resultante. El ordenador puede determinar, después de un periodo de simulación muy breve (2 minutos), qué debería modificarse para mejorar la eficiencia del modelo. El método de aprendizaje y comprensión 277 permite simular muchos modelos en muy poco tiempo. Para empezar, todo sistema de detección de tendencias está basado en un concepto de lógica difusa. El método de la presente invención permite determinar un valor como una función de un intervalo. Este método, en lugar de permitir solamente el aumento de las barreras del modelo de lógica difusa, tiene en cuenta cuatro factores más que pueden modificarse durante la simulación. El factor del tamaño de la matriz puede ajustarse cuando la red neuronal detecta que el tamaño de la matriz es demasiado grande o demasiado pequeño. El factor de posibilidad permite eliminar la redundancia improbable de los datos. Por ejemplo, si sabemos que un QRS no puede repetirse más de 400 veces por segundo, la red neuronal puede hacer automáticamente aprendizaje negativo si detecta que hay más de un QRS por un octavo de segundo. El factor de eficiencia es una relación de probabilidad de éxito basada en una simulación hecha en un laboratorio y que permite a la red neuronal conocer su confianza en una tendencia detectada. Por lo tanto, los patrones que se detectan con más frecuencia consiguen un valor de mejor confianza y entonces se favorecen para el proceso de detección global. La tolerancia global se utiliza para asegurarse de que el modelo no es demasiado evasivo. Por lo tanto, si una matriz es un 90 % similar a un modelo real o si hay una diferencia entre el modelo real y la matriz superior al 3 %, la red neuronal optará por reducir la tolerancia global en lugar de destruir el modelo. Este método también permite simular negativamente la red neuronal. Por lo tanto, si se detectan algunos modelos y no debiera ser así, el nivel de tolerancia global se aumenta para eliminarlos de las posibles elecciones.

**[0048]** El valor de la corriente, el valor nivelado adaptado y la evaluación de frecuencia se utilizan para comparar diferentes tipos de modelos y determinar cuál está bien. Utilizando más de una neurona, puede detectarse la diferencia entre dos patrones muy cercanos.

**[0049]** El módulo de proximidad de detección en la matriz 278 toma los datos tanto de la matriz como del modelo e intenta ajustarlos de la mejor forma que puede para aumentar no solo cada dato, sino uno de cada diez o de cada veinte sin ninguna pérdida de información. Esta técnica utiliza un algoritmo denominado comparación de matrices en la que las dos matrices se comparan punto por punto y se ajustan entre sí para encontrar la posición más cercana posible donde las dos curvas son similares.

**[0050]** La detección de red neuronal 280 se utiliza para determinar el modelo de base de datos 242. Determinar y simular esta base debería ser muy preciso. La base de datos 242 se construye para que pueda simularse positiva o negativamente. El simulador de modelo se detalla en la Figura 14. Utilizando diferentes pesos y determinándolos automáticamente en la sesión de simulación mediante simulación de múltiples pesos 281, pueden detectarse muchos más patrones. El evaluador de tolerancia 282 y la adaptación de tolerancia 283 son funciones que permiten el movimiento menos posible en los datos para garantizar el modelo más cercano posible. La configuración de modelo base 284 permite interconectar con la configuración para los modelos de base como los datos QRS estándar o no estándar.

**[0051]** Con el fin de construir el modelo de base de datos 242, se utilizan preferentemente siete neuronas. Estas neuronas dependen unas de otras y están estructuradas de forma jerárquica. Cuanto más está una neurona en el proceso de decisión, más depende de las neuronas inferiores. Estas neuronas se conectan a módulos sencillos que

gestionan la representación, las comunicaciones y los medios de entrada de datos.

5 **[0052]** A continuación se describirán en detalle las neuronas y analizadores 246. La función de detección NN es la siguiente. Se asigna un valor falso a una variable booleana y se utilizará como clave a través de las funciones neuronales. Después se crea un búfer de 100 bytes en memoria que utiliza una función de desapilar. Entonces, para cada modelo activo, se realiza un ajuste horizontal y vertical utilizando la neurona de posicionamiento central. Para cada punto en la matriz, la ubicación del punto se compara con un valor umbral superior e inferior tanto para sus valores ajustados horizontales y verticales. Si todos los puntos están dentro del rango de umbral predeterminado, se realiza un análisis de proximidad utilizando una neurona de verificación de repetición. En este punto, se verifica la proximidad del último modelo utilizando modelos adaptables de las distancias probables e improbables y el valor se ajusta automáticamente. En caso de que todos los valores sean válidos, se activa la clave booleana y puede hacerse la detección de un valor de modelo. Utilizando esta técnica, es posible ordenar los modelos en un orden de detección posible. De hecho, la red neuronal puede solicitar a la detección NN que valide una posible detección en las próximas matrices de 100 datos. Utilizando esta técnica, si alguien sabe que se acaba de detectar un QRS, puede solicitar a la detección NN que ponga mayor énfasis en una T en lugar de intentar encontrar otro QRS en seguida. Esta técnica también puede utilizarse para ser más exacto y más alarmista en la detección de un ataque al corazón dando prioridad a esta tendencia.

20 **[0053]** En este punto, se crean dos series. Son vectores similares. Los datos se estandarizan en modelos. Por lo tanto, en cuanto se detecta una tendencia, en lugar de transferir los datos a cada neurona, se envía una serie que contiene el tipo de modelo y el tiempo de aparición. Un ejemplo de dicha serie es: Q,23,R,20,S,18,T,32,B,800. Esta serie particular significaría que se ha detectado una curva Q primero, seguida de una curva S a 23 ms, etc. Estas partes de curva y sus puntos base son estándar independientemente del tipo de anomalía detectada. Por ejemplo, si se detecta una sístole ventricular extra, el sistema la verá primero como un QRS seguido de una T. Utilizar dichas series permite preservar el muestreo perfecto y continuar la detección de los espacios y los latidos por segundo. La segunda serie es una serie que contiene las anomalías detectadas. Las anomalías detectadas o modelos improbables se almacenan y sitúan en una serie en caso de que una neurona las solicite. Esta serie es similar a la primera serie, pero también contiene las definiciones de los modelos problemáticos. También se proporciona un detector de ruido y se explicará brevemente.

30 **[0054]** La función de comparación de latido se utiliza para centrar los datos. Dado que la resolución de los datos es 8 bits, y los valores nominales de las actividades eléctricas del corazón suelen ser diferentes, se utiliza una función diferencial y comparativa para encontrar el punto en la matriz para comparar cuál es el más cercano al modelo. Por lo tanto, es posible incrementar la verificación en diez puntos en lugar de verificar cada punto de datos. Después de haber verificado la cadena de cien puntos de datos desde el punto de datos uno, el siguiente punto de datos analizado puede ser el punto de datos once para la siguiente cadena de cien puntos de datos. Se hace un primer cálculo del espacio vertical entre cada punto siguiente de la cadena. Entonces, se hace un escaneado a intervalos de cuatro puntos de datos para determinar la posición vertical. Se hace otro escaneado de todos los puntos de datos para determinar los puntos y centrar los puntos de datos horizontalmente. Esta función devuelve una estructura de memoria que comprende el ajuste vertical, el ajuste horizontal y los pesos de la nueva estructura de modelo. Preferentemente, esta no es una función neuronal.

45 **[0055]** La función de reducción y eliminación de ruido DCT funciona de la siguiente manera. Dado que la transmisión de los datos del electrodo es inalámbrica, el receptor a veces puede recoger ruido. Debido a que este ruido es principalmente aleatorio, es posible que algunos patrones de ruido puedan ser similar a modelos almacenados. Esta función se utiliza para determinar si el ruido está presente o no. Se utiliza para aislar frecuencias digitalmente. Utilizando un algoritmo de transformada de coseno discreto para separar los datos de acuerdo con sus frecuencias, es posible determinar la presencia de una frecuencia generalmente ausente en las curvas cardiacas. Sabiendo que las frecuencias útiles en una curva cardiaca varían en el orden de 0,0001 Hertz a 150 Hertz, este algoritmo se utiliza para eliminar todas las frecuencias superiores al 15 % más del rango típico. Este algoritmo se implementaría del siguiente modo:

$$\text{dctmat}(u) = \text{sum}(x=0.. \text{tamañomatriz}, \text{datosmatriz}(x) * \cos(u * \pi * (2 * x + 1) / (2 * \text{tamañomatriz})).$$

55 **[0056]** En donde u es la frecuencia que se busca de acuerdo con la siguiente ecuación

$$\text{hertzage} = \text{int}(\text{tamañomatriz} * \text{frecuencia} / 1000).$$

60 **[0057]** Dado que el elemento DC de la curva se elimina con anterioridad, el algoritmo DCT mostrado anteriormente no tiene en cuenta la variable cu que varía entre 1 y 1/sqrt(2). La variable CU es un valor adaptado para la señal de entrada continua del dctmat(O). Debido a que esta señal continua se filtra en el ECG y se elimina digitalmente en la DCT, no hace falta utilizar la variable CU normalmente utilizada en algoritmos DCT habituales. El único caso en que la CU es diferente de uno es cuando u equivale a 0 y esta frecuencia se elimina.

65 **[0058]** La salida de esta función es un valor de frecuencia en lugar de un valor escalar como la entrada. Entonces es posible detectar si también hay altas frecuencias. Para hacerlo, se utiliza una tendencia de aprendizaje basada en

el posicionamiento de una línea mediana y permite al ordenador ubicar una posición donde hay ruido o no. Por lo tanto, proporcionándole un valor inicial de ruido, una curva con ruido razonable y una curva sin ruido, el sistema puede determinar prácticamente qué constituye ruido.

5 **[0059]** Esta función se utiliza a menudo en la detección de patrones de arritmia o la detección de patrones de ataque al corazón. Cuando el ruido puede crear una falta temporal de detección de un valor nominal o diferencial, o cuando el ruido previene la coincidencia con un modelo conocido, el ordenador utilizará esta función para, en primer lugar, validar la presencia de ruido y, segundo, aislar las primeras frecuencias de los QRS estándar, a saber, de 70 a 10 90 Hz. Por lo tanto, aun en situaciones ruidosas, o en casos de actividad muscular extrema, es posible aislar el latido cardiaco y eliminar las falsas alarmas de arritmia y ataque al corazón.

**[0060]** La detección multimatriz 245 comprende muchas funciones que se describirán más a fondo. La función de ritmo cardiaco detecta la frecuencia cardiaca en función de la serie de detección del tipo de modelo típico. Analizando las distancias entre las curvas, es posible calcular el intervalo entre dos latidos. Para la mayoría de las enfermedades cardiacas, es importante determinar la distancia entre las curvas p, q, r, s y t y la distancia entre la corriente y las siguientes incidencias de cualquiera de estas curvas. Por lo tanto, una actualización de estas distancias siempre se almacena en las series para garantizar que el latido se sincroniza. Por ejemplo, no debe haber una incidencia de la curva P después del QRS. Utilizando estas series, es claramente posible determinar el latido cardiaco. Por ejemplo, si la distancia de Q a Q es 800 muestras, o 996 ms, la frecuencia cardiaca debe ser cercana a 60 latidos por segundo.

**[0061]** Sin embargo, cuando hay ruido presente, la serie de detección del tipo de modelo resulta inútil. Entonces es necesario utilizar la función de ruido DCT. Aunque sea menos precisa, permite determinar una idea general para la actividad cardiaca.

25 **[0062]** La función de ataque al corazón determina si hay una falta total de detección del QRS, estándar o no, en la serie de detección del tipo de modelo. Después de quince segundos sin una lectura del QRS, el sistema determina que el paciente está sufriendo un ataque al corazón. Cuando hay ruido, la función de ruido DCT se utiliza para prevenir falsas alarmas.

30 **[0063]** La neurona arritmica se utiliza para detectar arritmia. La arritmia es una desincronización del corazón, debida normalmente a una falta de latidos. Dicho de otro modo, es una irregularidad en el evento de los latidos si la configuración de los latidos es regular. El algoritmo de detección de arritmia detecta dos aspectos, en primer lugar, la falta de latido durante un periodo de dos segundos o más y, segundo, una anomalía en las distancias entre las series de QRS. Por lo tanto, si las distancias entre el QRS no son regulares, se detecta la arritmia. Las distancias normales entre las curvas QRS se aprenden para cada paciente utilizando modelos y una simulación para el paciente. En otras palabras, si, después de la detección de cinco o seis episodios, se determina que las distancias normales entre las curvas para este paciente debieran ser largas con el fin de prevenir falsas alarmas, el sistema ajustará los parámetros y se adaptará a los nuevos parámetros.

40 **[0064]** La neurona del tipo modelo aprende de tipos de modelo. Analiza los datos y crea o adapta modelos asociados con un modelo base. Por lo tanto, se puede simular esta neurona para que detecte una desincronización de la secuencia del latido. Haciéndole saber que la secuencia normal es P, q, r, s, t, podrá detectar una anomalía y comunicarla. También se utiliza para detectar los problemas con las distancias inadecuadas entre los componentes de la curva. Esta función solo se suele anunciar cuando no se detecta otra anomalía. Por lo tanto, si se detecta una sístole ventricular extra, la neurona del tipo modelo no se anunciará para prevenir múltiples detecciones del mismo problema. Se utilizan las funciones de tolerancia de distancia y análisis de orden.

50 **[0065]** La neurona modelo problemática se crea para detectar una continuidad en las anomalías. Por ejemplo, aunque sea anormal que un paciente padezca arritmia, para este paciente no es suficiente que le hayan detectado arritmia una vez en los treinta días de prueba para concluir que el paciente tiene arritmia. Por lo tanto, esta función almacena las incidencias de anomalías a través del periodo de prueba para echar un vistazo global a las anomalías detectadas. Por ejemplo, una agitación en la curva S suele anunciar un futuro infarto. Esto se detectaría en un punto particular del tiempo. Sin embargo, si no va seguido de más anomalías, simplemente podría pasarse por alto. Se puede simular esta neurona para enseñarle asociaciones normales entre anomalías o consecuencias esperadas para una anomalía particular de acuerdo con las enfermedades conocidas.

60 **[0066]** La neurona escalar para amplitudes problemáticas se utiliza para determinar umbrales personales para cada paciente. Dado que hay que simular el sistema para cada paciente, es preciso identificar algunos problemas con la curva QRS estándar. El QRS estándar para un paciente particular se simula primero. Las curvas P y T también se simulan. La neurona escalar utiliza entonces estos datos y los compara con una curva P y T generalmente QRS, que fue determinada en un laboratorio. Después crea modelos que podrían corresponder con curvas problemáticas como una función de las curvas normales. Por ejemplo, si se determina que se detecta una sístole ventricular extra por el aumento sustancial de la amplitud y el ancho de la curva QRS, el modelo se extrapolará desde la curva QRS estándar para el paciente y la curva estándar y perjudicada del laboratorio. Un algoritmo de dicción punto por punto se utiliza para reevaluar las distancias y puntos de vectores que utilizan valores

iniciales tales como x-1 o x/2. Los modelos se traducen entonces a modelos de tolerancia que pueden ser utilizados por la red neuronal.

5 **[0067]** Volviendo a hacer referencia a la Figura 9, cuando la base de redes neuronales 244 detecta cualquier tipo de problema del corazón, la señal se envía al módulo de compresión 250 y a una unidad de almacenamiento 253 para su almacenamiento. El módulo de compresión 250 se utiliza para una mejor capacidad de almacenamiento. La unidad de almacenamiento 253 se utiliza para definir la estructura de almacenamiento. Preferentemente, solo se almacenan los datos que rodean a la incidencia de la tendencia para reducir la memoria necesaria. Volviendo a hacer referencia a la Figura 7, los datos almacenados se envían después a un módulo de ubicación 112 utilizando el transmisor de alarma 111 de emergencia. La base de redes neuronales 244 activa preferentemente el detector de anomalía cardíaca 110 para gestionar las siguientes acciones. El módulo de ubicación 112, que toma automáticamente el posicionamiento GPS 221 del paciente cada minuto, intenta obtener la posición nuevamente. Si la última posición es exacta, el sistema utiliza esa ubicación. Si no, se recuperan las posiciones del paciente en los 10 últimos minutos para determinar el movimiento o la velocidad de la persona. Con estos datos, el transmisor de alarma 111 de emergencia hace una llamada a un número central utilizando el módulo celular 224. Los datos sobre la anomalía se envían entonces con la identidad personal de la persona y una lectura del monitor de ECG de su actividad cardíaca procedente de los datos del módulo de adquisición de ECG 114. El puesto central de monitorización sanitaria 113 recibe este mensaje de alarma y la persona u ordenador en el puesto central puede solicitar más datos del ECG, por ejemplo, del ECG de la última hora. La llamada de emergencia en su totalidad tarda menos de 6 segundos y preferentemente está completamente automatizada, desde la activación de la llamada al envío de cualesquiera datos adicionales necesarios del ECG o de la anomalía. Una persona que tiene un ataque al corazón solo tiene entre cuatro y ocho minutos para obtener asistencia médica. La mayoría de las veces, una persona que tiene un ataque al corazón no es capaz de marcar el 911 o pedir asistencia por sí misma. Este es el motivo por el que una llamada automatizada pidiendo ayuda es muy ventajosa.

25 **[0068]** La información personal facilitada por el dispositivo al puesto central es preferentemente el nombre del paciente, su estado e historial clínico, y la señal del ECG y/o los datos de tendencia. En cuanto se encuentra la ubicación, esta información también se transmite al puesto de alarma de emergencia.

30 **[0069]** A continuación, una vez que se envían estos datos, se establece la conexión entre el módulo de ECG y el módulo celular para crear un minicentro de telemedicina con el fin de poder obtener la curva del ECG del paciente a distancia. Todo el proceso se lleva a cabo automáticamente.

35 **[0070]** El puesto central de monitorización sanitaria 113 es un puesto de emergencia que, contrariamente a un puesto de emergencia del 911 típico, no requiere una llamada de voz para obtener el estado y la ubicación de la persona. Es un puesto completamente habilitado de forma digital que permite a un trabajador de emergencia hablar con el paciente a través de los altavoces del dispositivo portátil que está llevando, pero que no requiere una respuesta del paciente para enviar asistencia médica adecuada a la posición exacta del paciente. El puesto es capaz de recibir la señal del ECG y seguir el estado del paciente. Entonces puede retransmitir dicha información al equipo médico que está asignado al paciente.

40 **[0071]** El puesto de emergencia digital 113 permite la recepción y el análisis a distancia de los datos recibidos por el módulo de adquisición de datos cardíacos. Ya sea directamente por módem o por internet, el sistema es capaz de ubicar físicamente a la persona en un mapa y proporcionar así a los diversos técnicos en el puesto, los datos necesarios para encontrar a la persona así como un informe de estado constante. Entonces, es posible seguir el estado de la persona por telemetría mediante la búsqueda de la persona o comunicarse con ella o con la gente que está a su alrededor por medio del módulo celular provisto de un altavoz y un micrófono manos libres. Todo el proceso se realiza automáticamente y solo requiere unos pocos segundos en total. Un puesto puede gestionar más de una petición a la vez.

50 **[0072]** Cabe señalar que aparecerán numerosas modificaciones del presente documento para los expertos en la materia. En consecuencia, la descripción anterior y los dibujos adjuntos deberían interpretarse como ilustrativos de la invención y no en un sentido limitativo. También cabe destacar que el objetivo es cubrir cualesquiera variaciones, usos o adaptaciones de la invención del siguiente modo en el alcance de las reivindicaciones adjuntas.

55

**REIVINDICACIONES**

1. Un método de detección de tendencia para detectar tendencias en una señal de monitorización de electrocardiograma de un paciente, que comprende:

- enviar datos a analizar desde un módulo de adquisición de datos (241) a una base de redes neuronales (244);  
 - enviar los datos, matriz por matriz, desde la base de redes neuronales (244) a diferentes neuronas y analizadores (246) que son capaces de detectar similitudes entre la matriz y una matriz modelo almacenada en una base de datos y almacenamiento de modelos (242):

- efectuar una detección (270) básica de modelos sencillos que pueden detectar puntos base de la curva:

- enviar los resultados de dicha detección (270) básica a un módulo de detección multimatriz (245);  
 - para cada punto en una matriz, dichas neuronas y analizadores (246) comparan la ubicación del punto base con un rango de umbral predeterminado, teniendo dicho rango de umbral predeterminado un valor umbral superior e inferior para un valor ajustado tanto horizontal como vertical para cada uno de dichos puntos base, realizándose dicho ajuste horizontal y vertical utilizando una neurona de posicionamiento central;

- extraer ubicaciones de puntos base de dicha señal de monitorización de electrocardiograma utilizando un extractor de ubicación de puntos base;

- comparar mediante una neurona de posicionamiento central cada una de dichas ubicaciones de puntos base de corriente con un rango de umbral predeterminado que tiene un valor umbral superior e inferior para un valor ajustado tanto horizontal como vertical para puntos base modelizados, ajustándose dichos valores horizontal y vertical utilizando dicha neurona de posicionamiento central;

- si todas las ubicaciones están dentro del rango de umbral predeterminado, realizar por parte de una neurona de verificación de repetición un análisis de proximidad si todos los puntos están dentro del rango de umbral predeterminado para verificar distancias improbables;

- determinar por parte de un determinador de incidencia de tendencia una incidencia de una tendencia en dicha señal de monitorización de electrocardiograma desde dichas ubicaciones, si todos los valores son válidos, se activa una clave y se efectúa la detección de un valor de modelo, para que los modelos sean ordenados en un orden de detección posible.

2. El método de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 1, **que comprende** además utilizar un simulador de modelo (271) configurado para adaptar y mejorar dicha base de datos y almacenamiento de modelos (242) utilizando un método de simulación sencillo.

3. El método de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 1, **que comprende** además verificar la proximidad del último modelo utilizando modelos adaptables de las distancias probables e improbables y ajustar el valor automáticamente.

4. El método de detección de tendencia de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 2 o 3, **que comprende** además crear una primera serie que contenga el tipo de modelo y el tiempo de aparición y una segunda serie que contenga las anomalías detectadas.

5. El método de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 1, **que comprende** además proporcionar un monitor de electrocardiograma portátil configurado para generar dicha señal de monitorización de electrocardiograma.

6. El método de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 1, **que comprende** además extraer y almacenar datos de tendencia correspondientes a dicha incidencia.

7. El método de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 1, **que comprende** además proporcionar un respectivo valor de referencia de posición; y en donde dicha determinación comprende determinar si una posición de uno de dichos puntos base con respecto a otro de dichos puntos base coincide con dicho respectivo valor de referencia de posición utilizando dichas ubicaciones; en donde dicha tendencia se detecta si dicha posición no coincide con dicho respectivo valor de referencia de posición durante un periodo de tiempo predeterminado.

8. El método de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 1, **que comprende** además proporcionar un valor de distancia esperado; y en donde dicha determinación comprende determinar si una distancia entre uno de dichos puntos base y otro de dichos puntos base es aceptable utilizando dichas ubicaciones y dicho valor de distancia esperado; en donde dicha tendencia se detecta si dicha distancia no es aceptable durante un periodo de tiempo predeterminado.

9. El método de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 1, **que comprende** además proporcionar valores de ubicación de modelo base; y en donde dicha determinación comprende determinar si dichas ubicaciones corresponden a dichos valores de ubicación de modelo base; en donde dicha tendencia se detecta si dichas

ubicaciones no corresponden a dichos valores de ubicación de modelo base durante un periodo de tiempo predeterminado.

5 **10.** El método de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 1, **en donde** dicha señal de monitorización de electrocardiograma es una señal digital.

**11.** El método de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 1, **que comprende** además enviar un mensaje de alarma cuando se determina que se ha producido dicha tendencia.

10 **12.** El método de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 11, **que comprende** además extraer y almacenar datos de tendencia correspondientes a dicha incidencia y en donde dicho mensaje de alarma comprende dichos datos de tendencia.

15 **13.** El método de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 11, **en donde** dicho mensaje de alarma comprende datos identificativos para dicho paciente.

**14.** El método de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 11, **que comprende** además determinar una ubicación geográfica para dicho paciente y en donde dicho mensaje de alarma comprende datos de la ubicación geográfica para dicho paciente.

20 **15.** Un sistema de detección de tendencia para detectar tendencias en una señal de monitorización de electrocardiograma de un paciente, que comprende:

25 - un extractor de ubicación de punto base configurado para extraer ubicaciones de puntos base desde dicha señal de monitorización de electrocardiograma;

- una neurona de posicionamiento central configurada para comparar cada una de dichas ubicaciones de puntos base de corriente con un rango de umbral predeterminado que tenga un valor umbral superior e inferior para un valor ajustado tanto horizontal como vertical para puntos base modelizados, ajustándose dichos valores horizontal y vertical utilizando dicha neurona de posicionamiento central;

30 - una neurona de verificación de repetición configurada para realizar un análisis de proximidad si todos los puntos están dentro del rango de umbral predeterminado para verificar distancias improbables;

- un determinador de incidencia de tendencia configurado para determinar una incidencia de una tendencia en dicha señal de monitorización de electrocardiograma desde dichas ubicaciones, en donde el sistema también se configura para, si todos los valores son válidos, activar una clave booleana y efectuar la detección de un valor de modelo para que los modelos sean ordenados en un orden de detección posible,

35 - un módulo de adquisición de datos (241) configurado para enviar datos a analizar a una base de redes neuronales (244);

- en donde la base de redes neuronales (244) se configura para enviar datos matriz por matriz a diferentes neuronas y analizadores (246) del sistema que son capaces de detectar similitudes entre la matriz y una matriz modelo almacenada en una base de datos y almacenamiento de modelos (242), de manera que, para cada punto en una matriz, dichas neuronas y analizadores (246) se dispongan para comparar la ubicación del punto base con un rango de umbral predeterminado, teniendo dicho rango de umbral predeterminado un valor umbral superior e inferior para un valor ajustado tanto horizontal como vertical para cada uno de dichos puntos base, haciéndose dicho ajuste horizontal y vertical utilizando la neurona de posicionamiento central;

45 - medios para realizar una detección (270) básica de modelos sencillos configurados para detectar puntos base de la curva,

- medios para almacenar los resultados de dicha detección (270) a una detección multimatriz (245).

50 **16.** El sistema de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 15 **que comprende** además un monitor de electrocardiograma (114) portátil configurado para generar dicha señal de monitorización de electrocardiograma.

**17.** El sistema de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 15, **que comprende** además un extractor de datos de tendencia configurado para extraer y almacenar datos de tendencia correspondientes a dicha incidencia.

55 **18.** El sistema de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 15, **en donde** dicho determinador de incidencia de tendencia se configura para determinar si una posición de uno de dichos puntos base con respecto a otro de dichos puntos base coincide con un respectivo valor de referencia de posición utilizando dichas ubicaciones; en donde dicha tendencia se detecta si dicha posición no coincide con dicho respectivo valor de referencia de posición durante un periodo de tiempo predeterminado.

60 **19.** El sistema de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 15, **en donde** dicho determinador de incidencia de tendencia se configura para determinar si una distancia entre uno de dichos puntos base y otro de dichos puntos base es aceptable utilizando dichas ubicaciones y un valor de distancia esperado; en donde dicha tendencia se detecta si dicha distancia no es aceptable durante un periodo de tiempo predeterminado.

65

20. El sistema de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 15, **en donde** dicho determinador de incidencia de tendencia se configura para determinar si dichas ubicaciones corresponden a dichos valores de ubicación de modelo base; en donde dicha tendencia se detecta si dichas ubicaciones no corresponden a dichos valores de ubicación de modelo base durante un periodo de tiempo predeterminado.
- 5 21. El sistema de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 15, **en donde** dicha señal de monitorización de electrocardiograma es una señal digital.
- 10 22. El sistema de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 15, **que comprende** además un transmisor de alarma (111) configurado para enviar un mensaje de alarma cuando se determina que se ha producido dicha tendencia.
- 15 23. El sistema de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 22, **que comprende** además un extractor de datos de tendencia configurado para extraer y almacenar datos de tendencia correspondientes a dicha incidencia y en donde dicho mensaje de alarma comprende dichos datos de tendencia.
- 20 24. El sistema de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 22, **en donde** dicho mensaje de alarma comprende datos identificativos para dicho paciente.
25. El sistema de detección de tendencia de acuerdo con la reivindicación 22, **que comprende** además un sistema de ubicación geográfica (112, 221) configurado para determinar una ubicación geográfica para dicho paciente y en donde dicho mensaje de alarma comprende datos de la ubicación geográfica para dicho paciente.

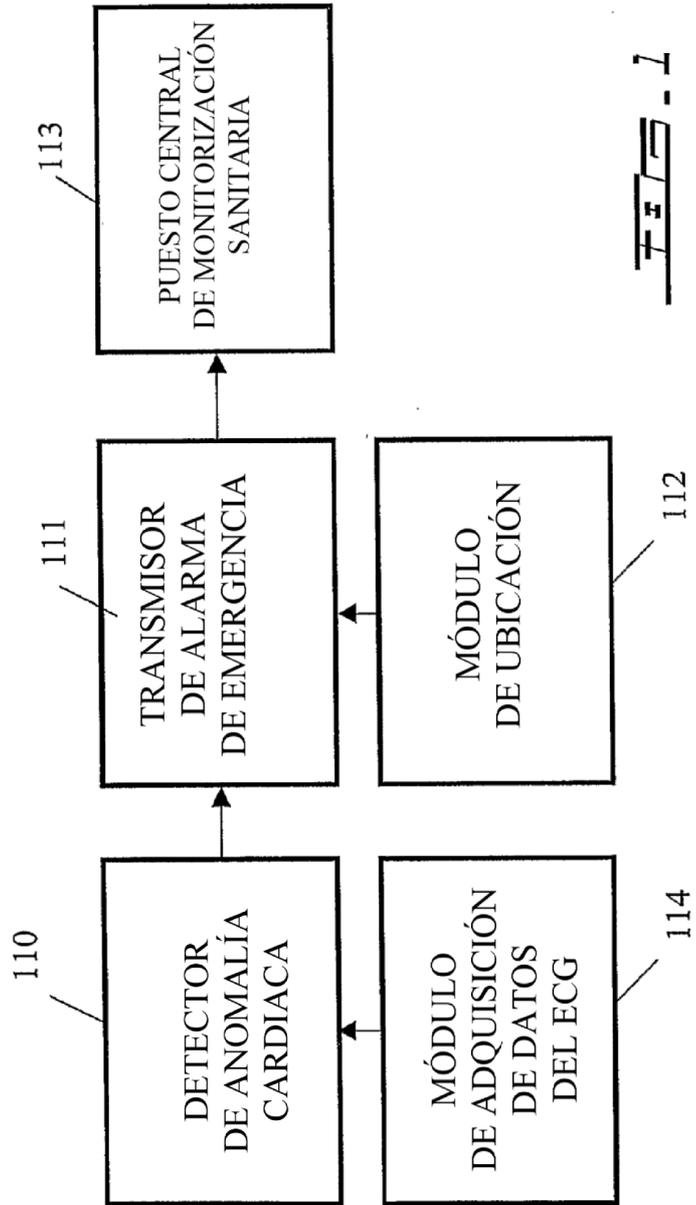


Fig. 1

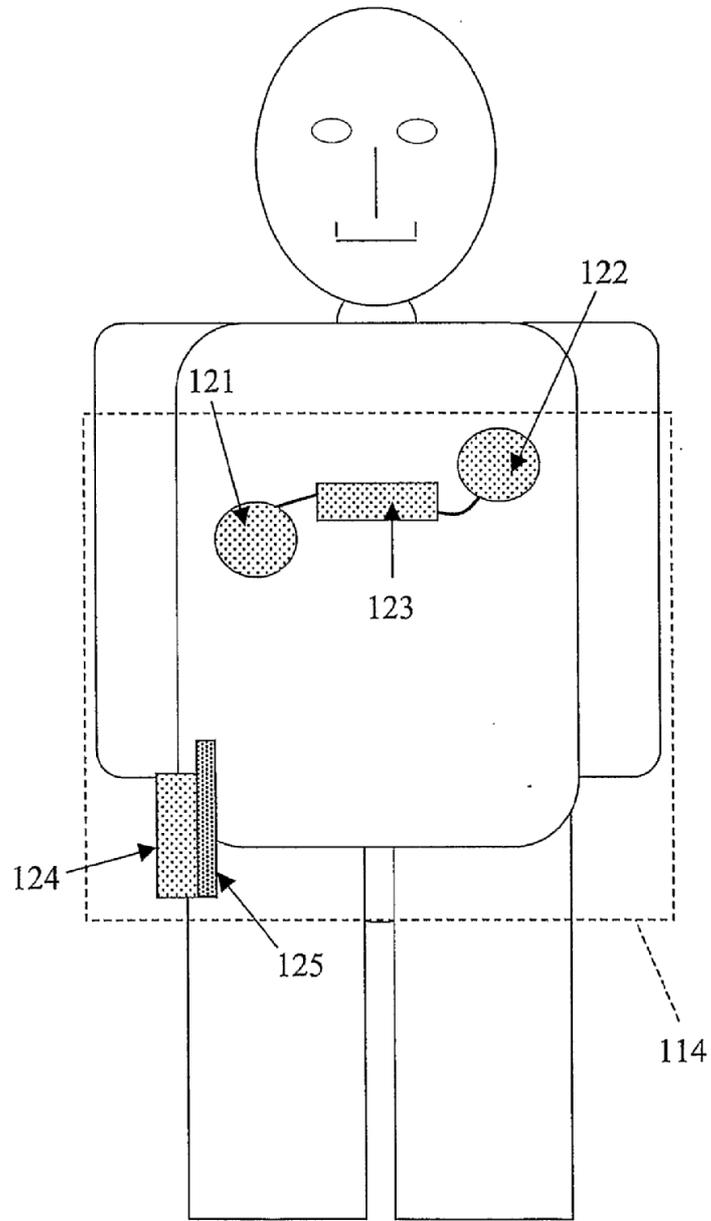


FIG. 2

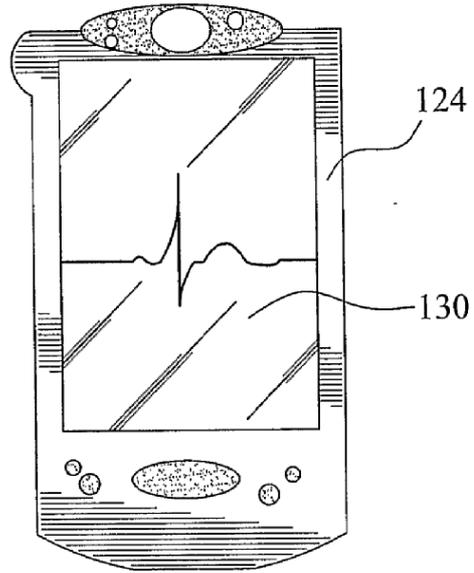


FIG. 3

Duración QRS

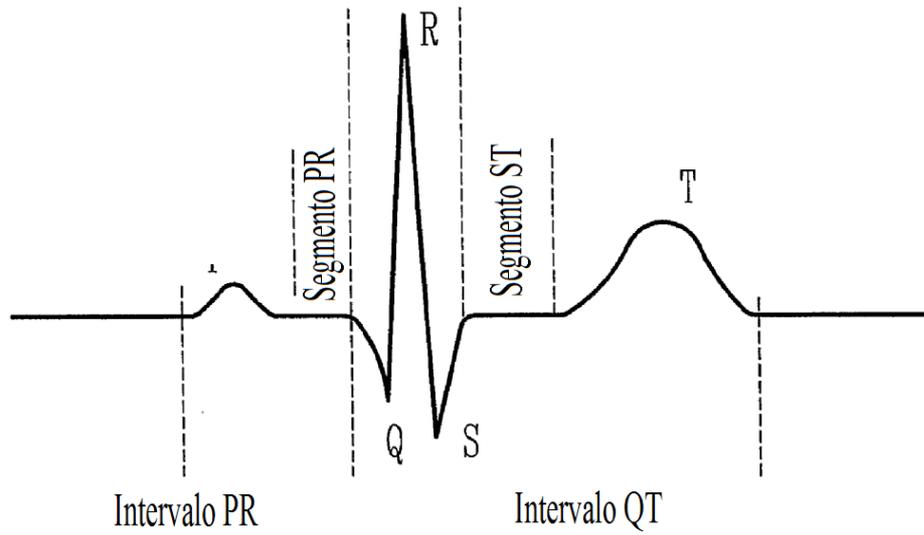


FIG. 4

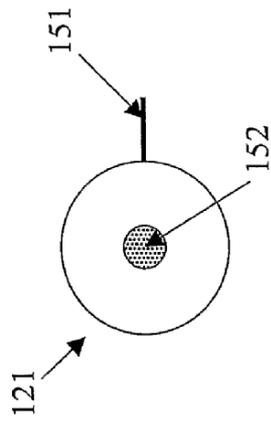


FIG. 5A

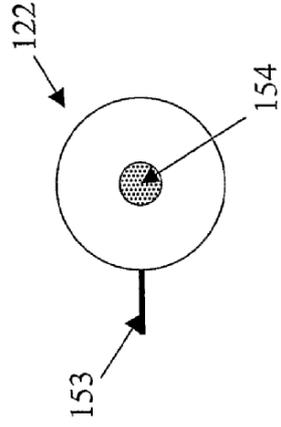


FIG. 5B

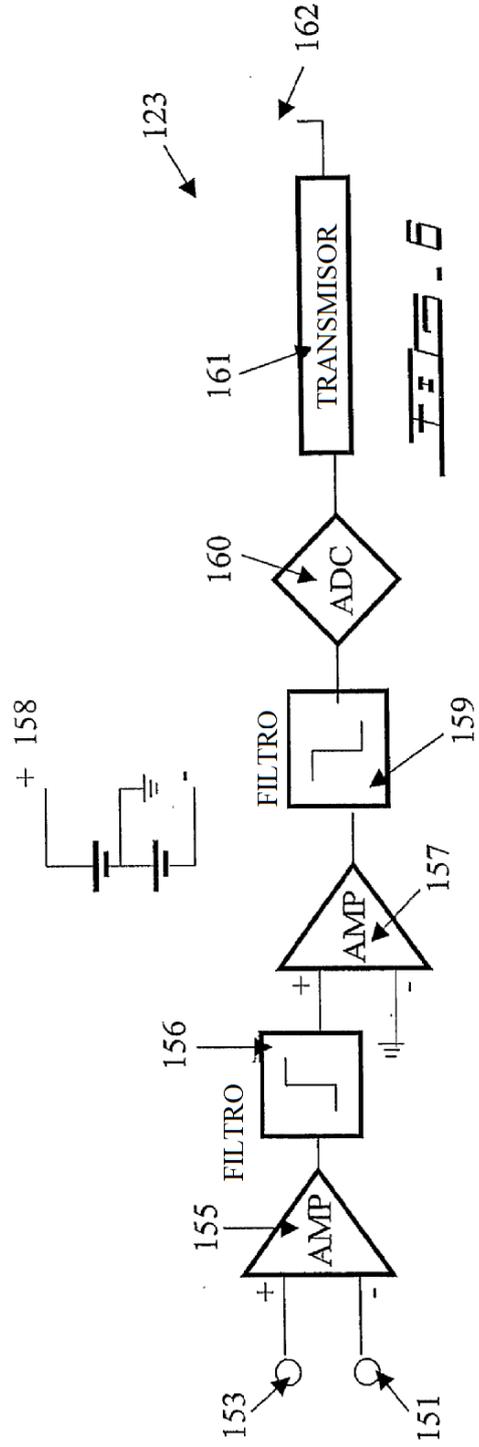


FIG. 6

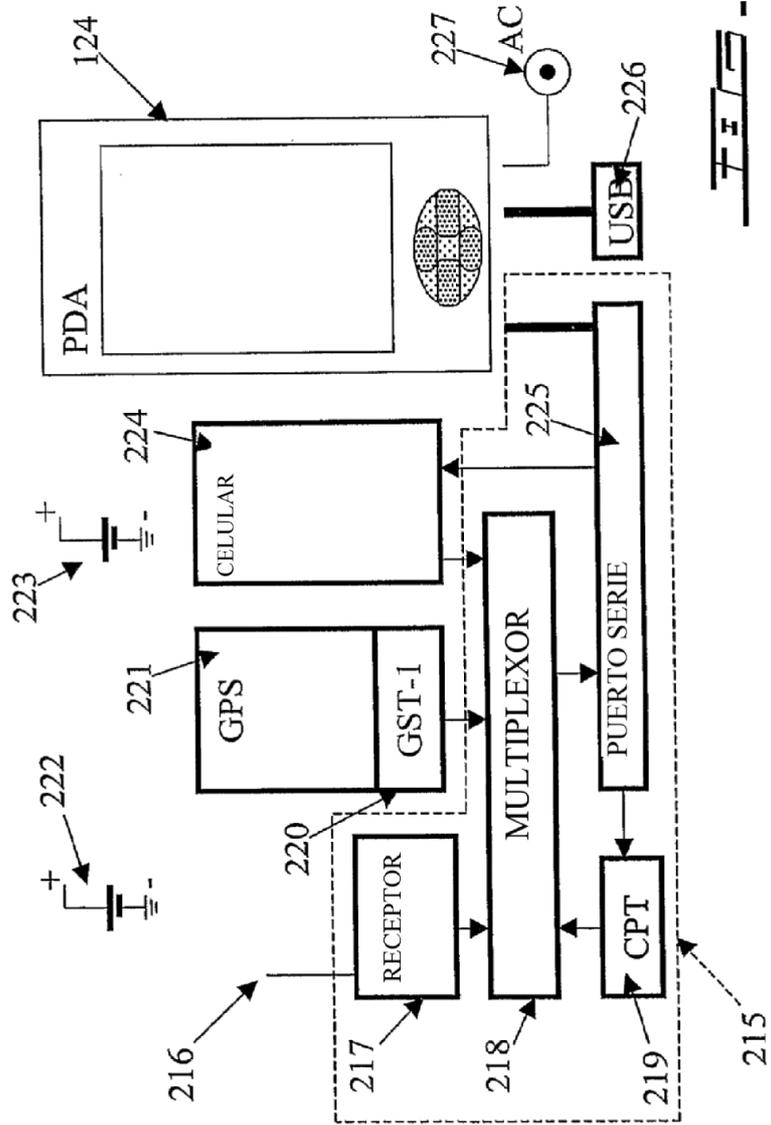


FIG. 7

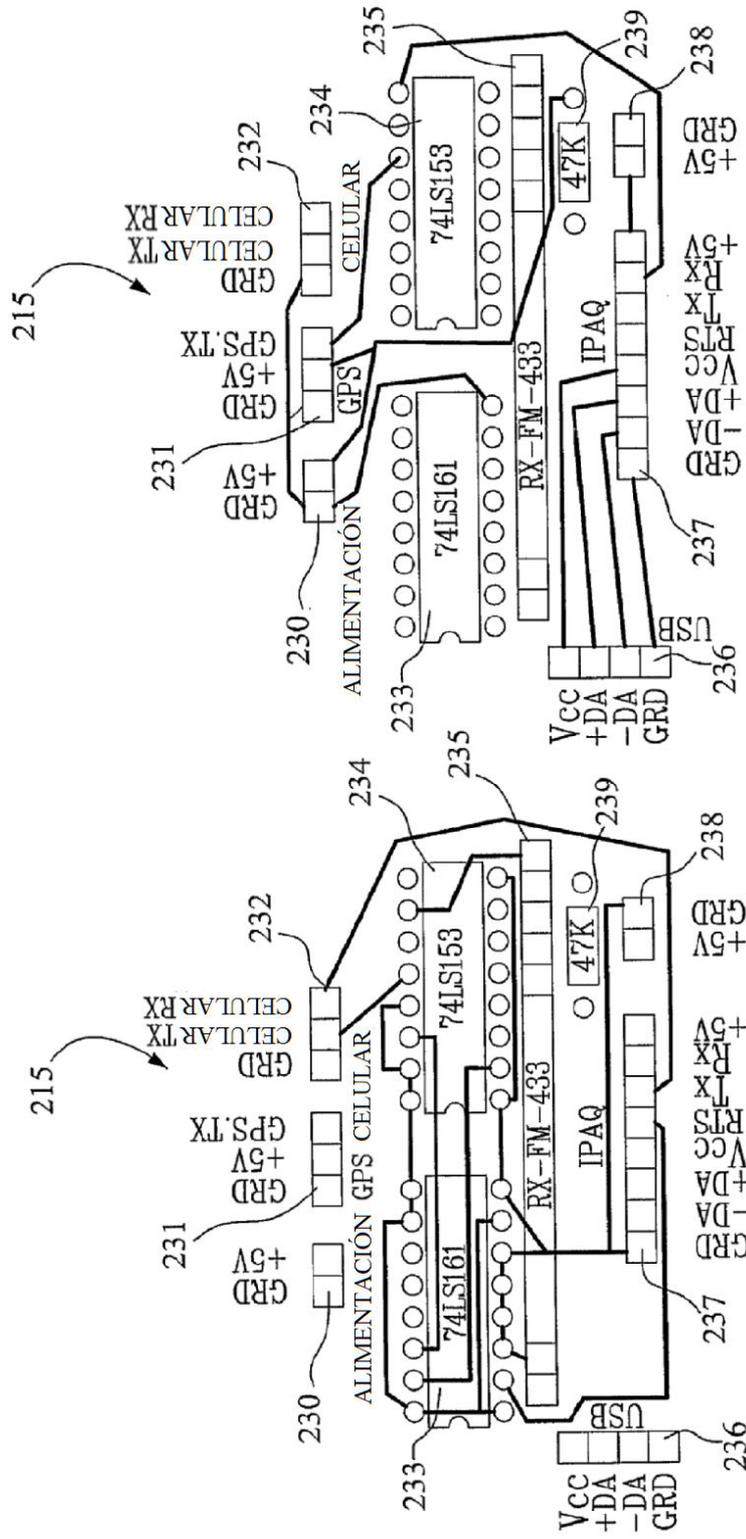


FIG. 8B

FIG. 8A

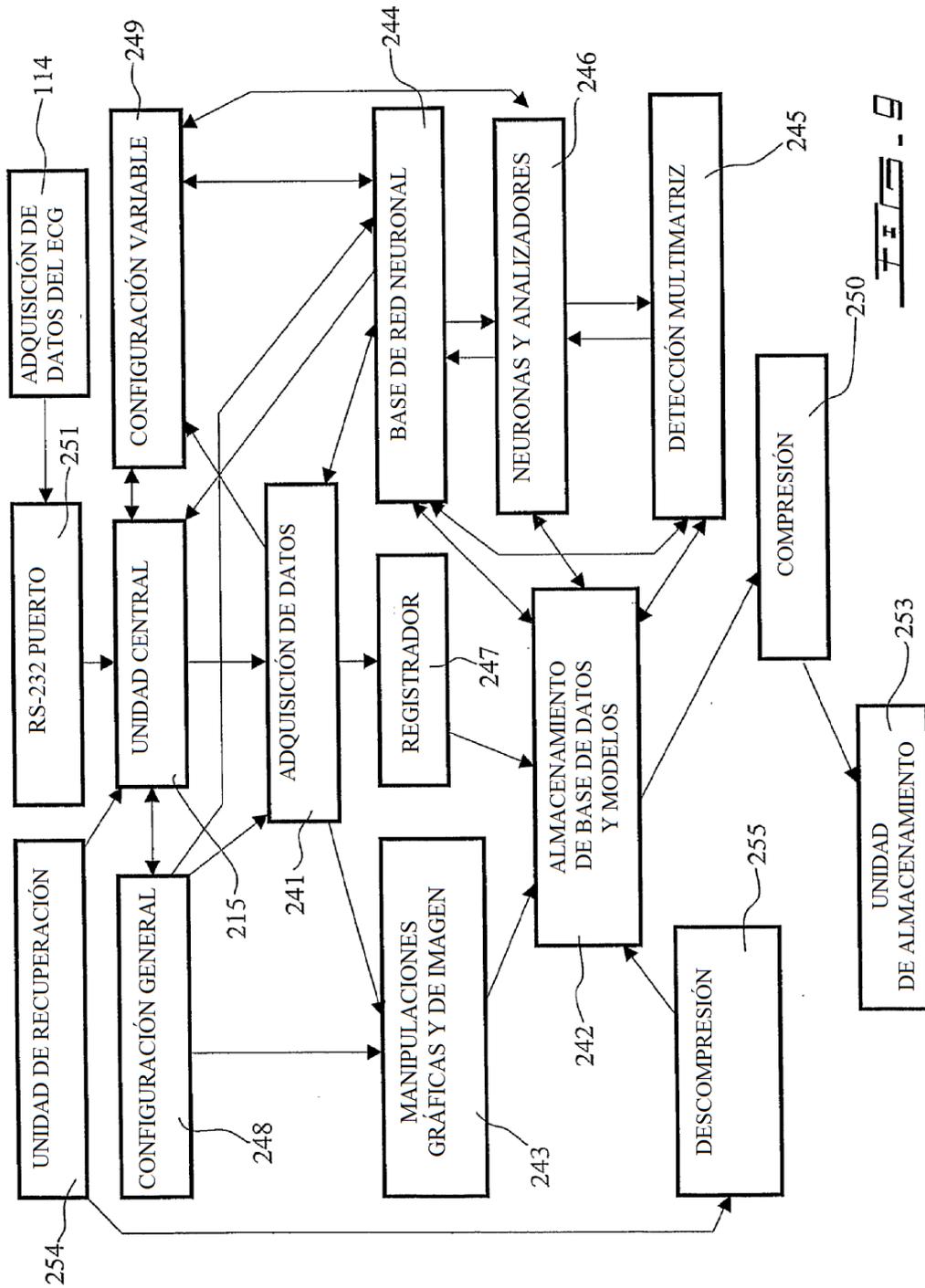


FIG. 9

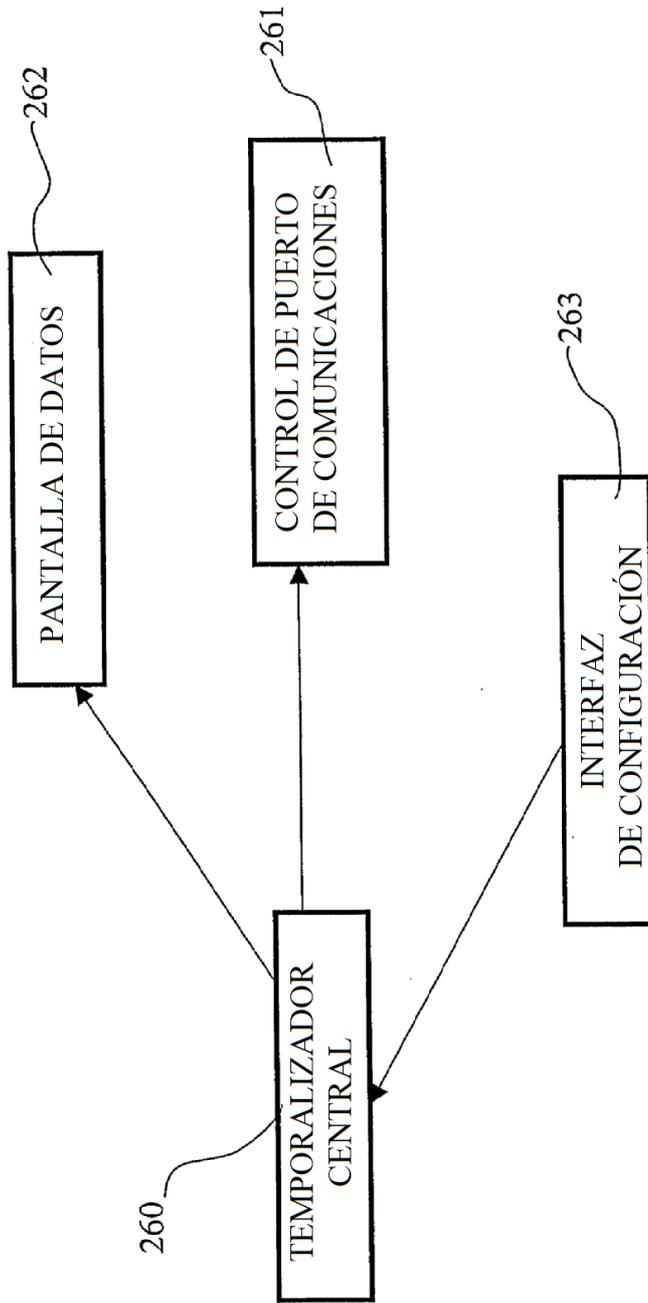


FIG. 10

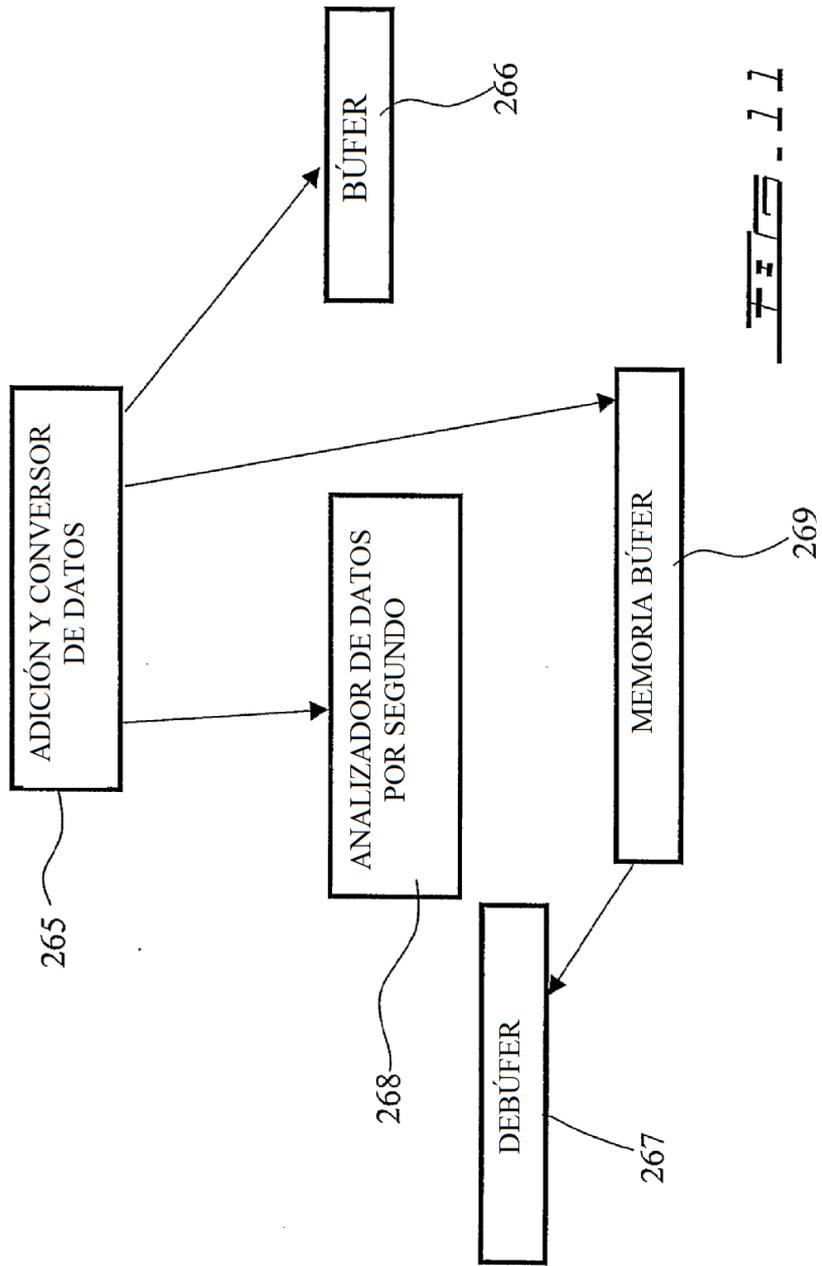


FIG. 11

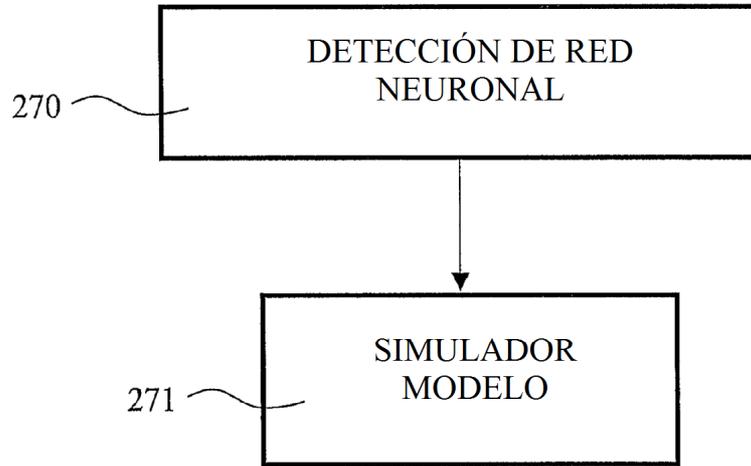


FIG. 12

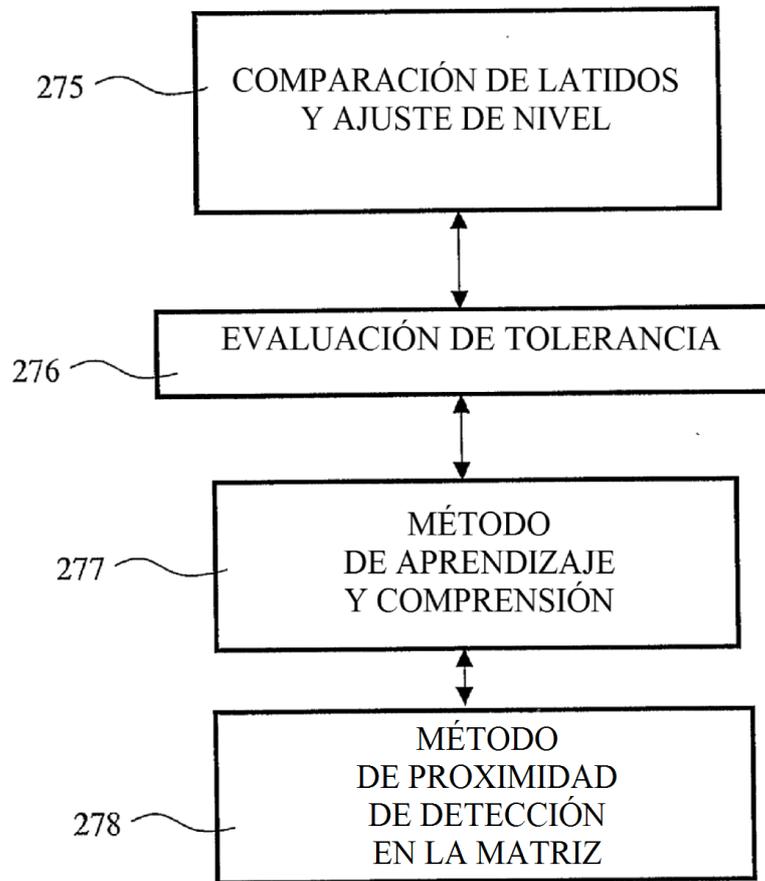


FIG. 13

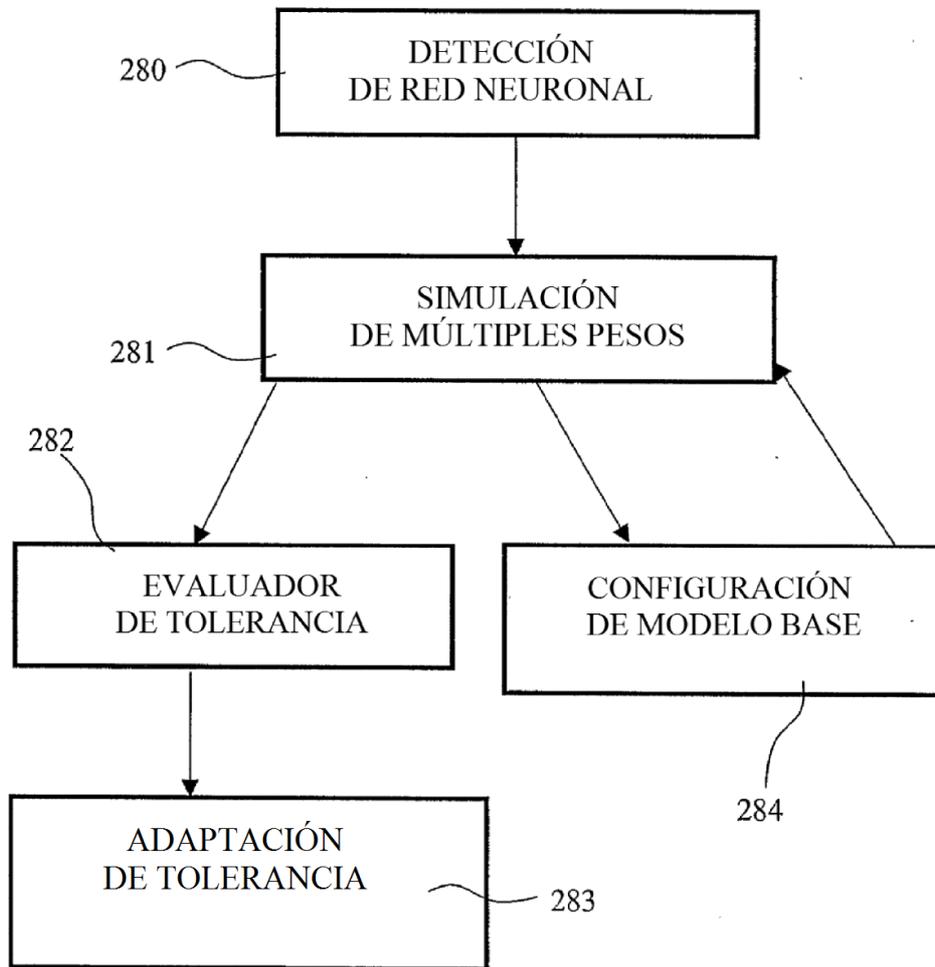


FIG. 14

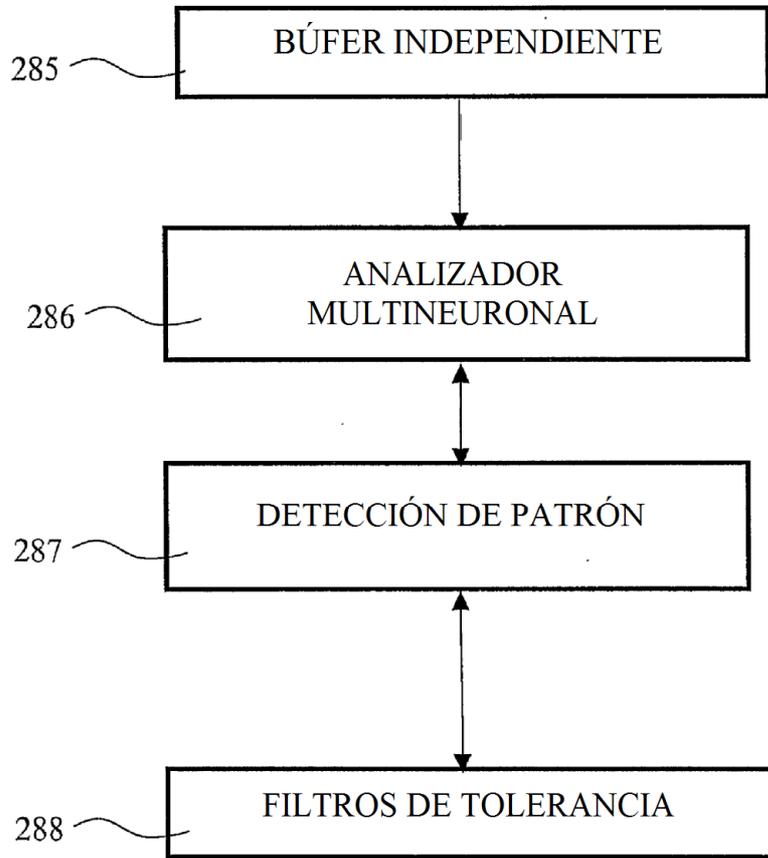


FIG. 15