(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 317 423**

(51) Int. Cl.:
A61B 5/00 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Número de solicitud europea: **06111963 .2**
(96) Fecha de presentación : **30.03.2006**
(97) Número de publicación de la solicitud: **1707110**
(97) Fecha de publicación de la solicitud: **04.10.2006**

(54) Título: **Aparato para detectar señales cardiacas.**

(30) Prioridad: **31.03.2005 IT MI05A0523**

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.04.2009

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.04.2009

(73) Titular/es: **Q & S S.p.A**
Via Livatino 9
42100 Reggio Emilia, IT

(72) Inventor/es: **Quaini, Giuseppe**

(74) Agente: **Carpintero López, Mario**

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).

Venta de fascículos: Oficina Española de Patentes y Marcas. Pº de la Castellana, 75 – 28071 Madrid

DESCRIPCIÓN

Aparato para detectar señales cardiacas.

La presente invención se refiere a un aparato para detectar señales cardiacas.

Se sabe que es posible evaluar las condiciones de funcionamiento correcto en el sistema cardiaco de un individuo a través de diferentes tipos de pruebas; dichas pruebas pueden efectuarse también con referencia a señales del tipo eléctrico generadas por el corazón durante los movimientos de contracción y relajación de los ventrículos.

Un primer control que puede efectuarse es el denominado electrocardiograma (ECG) estático; a través de él se graban los potenciales de acción de las fibras miocárdicas detectados a través de electrodos adecuados puestos en contacto con la piel del paciente, estando el paciente en posición de reposo.

Normalmente se emplean diez electrodos, de manera que sean capaces de detectar las proyecciones sobre el eje eléctrico del corazón en diferentes planos; el registro puede durar unos diez segundos y, después de que se haya completado la etapa de detección, se envían las trazas de ECG a la atención del médico, cuya tarea es realizar un diagnóstico.

Una segunda prueba que se efectúa normalmente es el denominado electrocardiograma dinámico según Holter (o más sencillamente "Holter") que consiste en grabar las señales electrocardiográficas durante un periodo de tiempo de hasta 24 horas; debido a la alta cantidad de datos que se tendrán en cuenta, en este caso sólo pueden usarse cuatro electrodos, que se dirigen a detectar algunas proyecciones del eje eléctrico que son representativas del comportamiento del corazón.

El registro puede efectuarse en un medio magnético (como una casete corriente de música) o en un medio electrónico (como una tarjeta de memoria).

Cuando se ha completado la etapa de detección, en este caso también deben ser examinadas en conjunto las trazas de ECG por el médico competente de manera que pueda reconocerse la aparición de posibles patologías.

A la luz de lo anterior es evidente que, sobre todo en el caso de pruebas del tipo Holter, la cantidad de datos que se analizará es muy elevada y la tarea del médico es especialmente larga y difícil.

Para remediar en parte este inconveniente, en la técnica conocida se ponen a disposición aparatos conocidos "Grabadoras de sucesos de ECG"; consisten en dispositivos ajustados para grabar la señal electromagnética después de que se ha introducido una orden de activación por parte del usuario.

En otras palabras, una Grabadora de sucesos de ECG está normalmente en una situación de espera; cuando el paciente siente síntomas de mal funcionamiento de su sistema cardiaco, pulsa un botón adecuado (o un instrumento similar de activación) de manera que se inicie la grabación de la señal cardiaca.

En consecuencia, se suministra un registro relativo a los periodos de tiempo durante los cuales el paciente ha sentido síntomas de malestar corporal al médico para permitirle interpretar correctamente las trazas de ECG relacionadas.

Es evidente que la última solución mencionada tiene también claros inconvenientes operativos; en primer lugar, pueden no tenerse en cuenta posibles patologías que no causan síntomas visibles y claramente identificables en el paciente.

Además, incluso si el paciente es capaz de activar el dispositivo cuando aparezca el síntoma, no es posible verificar el sistema cardiaco en el intervalo de tiempo inmediatamente anterior al inicio del registro; sin embargo, este control puede ser muy útil para permitir una mejor comprensión del problema o enfermedad que suceden.

El documento US-5.749.367 desvela un aparato y procedimiento de monitorización cardiaca, en el que se obtiene una señal electrocardiográfica de un paciente y se procesa para potenciar las características sobresalientes y suprimir el ruido. Se genera una pluralidad n de valores representativos de las características de la señal electrocardiográfica y se usan en una red neuronal de Kohonen para generar un vector n-dimensional. Este vector se compara con una pluralidad almacenada m de vectores de referencia n-dimensionales que definen un mapa n-dimensional de características de Kohonen para determinar la proximidad del vector a los vectores de referencia. Si mediante la red neuronal de Kohonen se determina que el vector está dentro o fuera de un rango umbral de los vectores de referencia se produce una señal que puede usarse para iniciar un suceso como la generación de una alarma o el almacenamiento de datos de ECG.

El documento US-2004/70.167.416 desvela un monitor implantable mínimamente invasivo y un procedimiento asociado para monitorizar de forma crónica una función hemodinámica de un paciente basándose en señales detectadas por uno o más sensores acústicos. El monitor puede implantarse de forma subcutánea o submuscular en relación con el corazón para permitir que las señales acústicas generadas por el corazón o el movimiento de la sangre sean recibidas

por un sensor acústico pasivo o activo. Los circuitos para filtrar y amplificar y digitalizar los datos acústicos están incluidos, y los datos muestreados pueden escribirse de forma continua o intermitente en una memoria tampón de bucle. Pueden incluirse electrodos ECG y circuitos asociados para grabar simultáneamente datos de ECG. Después de un suceso de activación manual o automática pueden almacenarse los datos acústicos y de ECG en una memoria a largo plazo para una carga futura en un dispositivo externo. El dispositivo externo puede presentar datos acústicos de forma visual y acústica con datos de ECG asociados para permitir la interpretación de la función cardiaca eléctrica y mecánica.

Un objeto de la presente invención es poner a disposición un aparato para detectar señales cardiacas que sea capaz de detectar partes importantes de señales cardiacas, es decir, partes asociadas con la aparición de patologías reales en el paciente de una manera fiable.

Otro objeto de la invención es proporcionar un aparato que permita un análisis comparativo inmediato entre el momento en que se sienten los síntomas por parte del paciente y las enfermedades reales del sistema cardiaco.

Un objeto adicional de la invención es poner a disposición un aparato capaz de funcionar de una manera completa y fiable mientras usa una memoria de capacidad restringida.

Los objetos precedentes y adicionales se consiguen sustancialmente mediante un aparato para detectar señales cardiacas de acuerdo con las características recogidas en las reivindicaciones adjuntas.

Las características y ventajas adicionales se harán más evidentes a partir de la descripción detallada de una forma de realización preferida pero no exclusiva del aparato de acuerdo con la invención.

Esta descripción se proporcionará con referencia a los dibujos adjuntos, dados a modo de ejemplo no limitativo, en los que:

la fig. 1 muestra esquemáticamente el aparato de la invención aplicado a un paciente;

la fig. 2 muestra un diagrama de bloques del aparato visto en la fig. 1;

la fig. 3 muestra esquemáticamente una señal detectada por el aparato en la fig. 1;

la fig. 4 muestra un diagrama que representa diferentes partes de la señal vista en la fig. 3.

Con referencia a los dibujos, se ha identificado en general un aparato para detectar señales cardiacas de acuerdo con la presente invención con número de referencia 1.

El aparato 1 (fig. 1 y 2) comprende en primer lugar un medio de sensor 10 para detectar al menos una señal cardiaca 100 que representa el funcionamiento del corazón en un paciente 2.

El medio de sensor 10 comprende preferentemente una pluralidad de electrodos 11 que se ponen en contacto con la piel del paciente cuando el aparato 1 está en condiciones de uso.

Los electrodos 11 pueden asociarse convenientemente con medios adhesivos o medios consistentes en copas de succión (no mostradas en la figura), para asegurar una colocación correcta y fija de los electrodos 11 en el cuerpo del paciente.

El medio de sensor 10 se coloca de una manera adaptada para detectar la señal 100 representativa de los potenciales eléctricos generados en el corazón. Para efectuar una detección del tipo electrocardiográfico “estático”, los electrodos 11 se colocan en el tórax (6 electrodos) y las extremidades del paciente 2 (un electrodo para cada extremidad). Para efectuar una detección del tipo Holter (o electrocardiograma dinámico) los electrodos 11 se sitúan en el tórax del paciente (4 electrodos).

Ventajosamente, los electrodos 11 del aparato 1 se colocan en cada una de las posiciones declaradas anteriormente de manera que sea posible efectuar una detección tanto en el caso de un electrocardiograma estático como en el caso de un electrocardiograma dinámico.

Para el almacenamiento de la información así detectada, el aparato 1 comprende además una unidad de almacenamiento 20; esta última se ajusta para almacenar la señal cardiaca 100 al menos parcialmente. En más detalle, a la unidad de almacenamiento 20 se le proporciona una memoria permanente 21 en la que se almacena un número predeterminado de partes de la señal cardiaca 100.

En el contexto presente, el término “permanente” significa que los datos almacenados en la memoria 21 se mantienen hasta que se recibe una orden expresa de borrado introducida por un operador; en particular, el término “permanente” se usa en la presente memoria descriptiva en oposición al término “temporal” que, como se aclara mejor en la

siguiente descripción, se refiere a una memoria tampón en la que los datos se sobrescriben continuamente, de manera que se pierde de este modo la información menos reciente.

El almacenamiento de la señal cardiaca 11 en la memoria permanente 21 puede activarse dependiendo de las características de la señal cardiaca 100 en sí y de los parámetros de referencia principales 31 relacionados con dicha señal cardiaca.

De hecho, el aparato 1 comprende una memoria auxiliar 30, en la que se almacenan los parámetros de referencia principales 31; los parámetros de referencia principales 31 son representativos de patologías cardiacas predeterminadas que pueden aparecer en el paciente 2.

Estos parámetros se definen preferentemente por parte de Organismos reconocidos en una escala internacional de manera que el aparato 1 pueda cumplir los estándares requeridos de calidad y fiabilidad.

El aparato 1 comprende además un bloque comparador 40 conectado al medio de sensor 10 y la memoria auxiliar 30; el bloque comparador 40 compara la señal cardiaca 100 y los parámetros de referencia principales 31 entre sí y dependiendo de esta comparación, si es necesario, genera una señal adecuada de mando principal 110 para activar el almacenamiento de la señal cardiaca 100 en la memoria permanente 21.

De este modo, cuando se detecta una anomalía (es decir, una de las patologías almacenadas previamente por medio de los parámetros de referencia principales 31), en la señal cardiaca 100, se inicia el almacenamiento de una parte de la señal cardiaca 100 en sí, de manera que pueda efectuarse posteriormente un análisis de dicha señal por parte de un médico competente.

A modo de ejemplo, la anomalía representada en la fig. 3 consiste en una distribución de tiempo no uniforme de los diferentes picos presentes en las trazas de ECG (arritmia).

Por el contrario, en la fig. 4 se muestran esquemáticamente las diferentes partes de la señal cardiaca 100 que son detectadas y almacenadas; estas partes se siguen una a continuación de otra, a modo de ejemplo de izquierda a derecha.

Según se menciona anteriormente, los parámetros de referencia principales 31 son representativos de patologías que pueden aparecer en el sistema cardiaco del paciente.

Para hacer fiable la decisión tomada por el bloque comparador 40, es necesario que los parámetros de referencia principales 31 se ajusten de manera adecuada dependiendo de las características físicas generales del paciente 2. De hecho, los individuos de diferente sexo, altura, peso, edad, etc., tienen diferentes umbrales de discriminación para identificación de las patologías cardiacas.

Por tanto, el aparato 1 comprende además una unidad de aprendizaje 60 a la que se proporciona un registro de aprendizaje 61 en el que se almacena al menos una parte inicial 101 de la señal cardiaca 100; en la práctica, cuando el aparato 1 empieza a funcionar, la primera parte de la señal cardiaca que ha sido detectada (los 8 primeros segundos, por ejemplo) se almacena en el registro de aprendizaje. A continuación, un medio de procesamiento 62 adecuado efectúa el cálculo de los parámetros de entrada 130 dependiendo de las características de esta parte inicial 101; los parámetros de entrada 130 son representativos de las características principales de la señal cardiaca 100 en condiciones de correcto funcionamiento del organismo del paciente.

La unidad de aprendizaje 60 comprende además un registro auxiliar 65 en el que se almacenan los parámetros generales 140 representativos de patologías cardiacas; estos parámetros 140 son exactamente de tipo general y no tienen en cuenta las características específicas del paciente.

La unidad de aprendizaje 60 comprende además un bloque de cálculo 63 para calcular los parámetros de referencia principales 31 dependiendo de dichos parámetros de entrada 130; en particular, el bloque de cálculo 63 se conecta al medio de procesamiento 62 y al registro auxiliar 65 para definir los parámetros de referencia principales 31 dependiendo tanto de los parámetros de entrada 130 (es decir, los relativos a las características del paciente), como de los parámetros generales 140 (representativos de las patologías que pueden detectarse). Los parámetros de referencia principales 31 así calculados se almacenan a continuación en la memoria auxiliar 30.

Para el objetivo de hacer más precisa la determinación de los parámetros de referencia principales 31, la unidad de aprendizaje 60 comprende además un medio de actualización 64; este medio se conecta al registro de aprendizaje 61 para activar asimismo el almacenamiento de partes auxiliares 102 de la señal cardiaca 100.

Dichas partes auxiliares 102 se detectan y almacenan preferentemente en intervalos de tiempo predeterminados, según una frecuencia preestablecida; a modo de ejemplo, las partes auxiliares 102 pueden durar unos 30 segundos y detectarse cada tres horas.

El medio de actualización 64 se conecta también al medio de procesamiento 62 para activar dicho medio de procesamiento y actualizar los parámetros de entrada 130 dependiendo de las características de las partes auxiliares 102 de la señal cardiaca 100.

A continuación también se activa el bloque de cálculo 63 de manera que se permita la determinación de los parámetros de referencia principales 31 teniendo también en cuenta los parámetros de entrada 130 actualizados sobre la base de las características de las partes auxiliares 102.

A la luz de lo anterior, es evidente que los parámetros de referencia 31 pueden definirse de una manera óptima de forma que se haga preciso y fiable el funcionamiento del bloque comparador 40 y el aparato 1 en conjunto en general.

En lo que sigue de la presente memoria descriptiva se describirán las modalidades para almacenamiento de la señal cardiaca 100.

El aparato 1 comprende un registro de almacenamiento temporal 50, conectado al medio de sensor 10 para almacenar temporalmente partes de la señal cardiaca 100 de una duración temporal predeterminada.

Como se aclara mejor en la descripción que sigue, dependiendo de dicha señal de mando principal 110, el contenido del registro temporal 50 se transfiere a la memoria 21 para almacenamiento permanente.

En la práctica, el registro temporal 50 puede ser un tampón "circular", es decir, un tampón en el que los datos se almacenen secuencialmente y se sobrescriban según una frecuencia predeterminada. En más detalle, una dirección de memoria inicial 51 y una dirección de memoria final 52 definen los límites del registro temporal 50; en otras palabras, las celdas de memoria del registro 50 se disponen según una secuencia predeterminada y la dirección inicial 51 y la dirección final 52 identifican la primera y la última, respectivamente, de dichas celdas.

El almacenamiento de datos en el registro temporal 50 sigue, por tanto, la configuración predeterminada de dichas celdas.

En particular, el almacenamiento de la señal cardiaca 100 tiene lugar secuencialmente en el registro temporal 50, desde la dirección inicial 51 a la dirección final 52.

Debe indicarse que el registro temporal 50 tiene una capacidad de almacenamiento que no es suficiente para conservar toda la señal cardiaca 100; por ejemplo, la señal cardiaca 100 puede tener una duración temporal de 24 horas (en el caso de un análisis de tipo Holter), mientras el registro temporal 50 tiene una capacidad suficiente para conservar aproximadamente un registro de 40 segundos.

Al alcanzar la dirección final 52, es decir, cuando el registro temporal 50 está completamente lleno, el almacenamiento procede a través de la sobrescritura del contenido del registro 50 en sí, empezando desde la dirección inicial 51. De este modo, los datos menos recientes se sustituyen por el recién detectado; por tanto, los últimos 40 segundos de la detección de la señal cardiaca siempre estarán disponibles.

El almacenamiento temporal de la señal cardiaca 100 en el registro temporal 50 tiene lugar según se describe anteriormente, con independencia de la generación de la señal de mando 110; la señal recién mencionada se usa para transferir al menos parcialmente el contenido del registro temporal 50 a la memoria permanente 21.

De hecho, cuando después de la comparación entre la señal cardiaca 100 y los parámetros de referencia principales 21 el bloque comparador 40 activa la unidad de almacenamiento 20, dicha unidad de almacenamiento almacena una primera y una segunda parte 100a, 100b de la señal cardiaca 100 en su memoria permanente 21.

En particular, la segunda parte 100b es la parte de la señal cardiaca inmediatamente anterior al instante en que se activa la unidad de almacenamiento 20; esta segunda parte 100b se extrae del registro temporal 50 que, como se dice anteriormente, guarda todos los datos presentes en el mismo hasta que se sobrescriben los mismos. Por ejemplo, la segunda parte 100b puede tener una duración de unos 20 segundos.

Por el contrario, la primera parte 100a es la parte de la señal cardiaca que sigue inmediatamente a la activación de la unidad de almacenamiento 20; por tanto, la primera parte 100a puede almacenarse en la memoria permanente 21 en tiempo real, procedente directamente del medio de sensor 10 o pasando a través del registro temporal 50.

La primera parte 100a puede también, a modo de ejemplo, tener una duración de unos 20 segundos; el resultado del procedimiento descrito anteriormente es que, después de la generación de la señal de mando principal 110, puede almacenarse en la memoria permanente 21 una estructura de datos que representa a la señal cardiaca 100 durante los 20 segundos anteriores y los 20 segundos posteriores a la detección de la anomalía.

Obviamente, las duraciones de tiempo indicadas anteriormente se dan a modo de ejemplo y pueden variarse dependiendo de requisitos específicos sin ser prejudiciales para el carácter general del asunto tratado.

Ventajosamente, a la unidad de almacenamiento 20 se le proporciona un bloque de almacenamiento de tiempo 22 para almacenar datos que representan los instantes de tiempo durante los cuales la señal cardiaca 100 es detectada y/o almacenada en dicha memoria permanente 21.

De este modo, el médico al que se confiará la tarea de analizar la información registrada es capaz de comprender cuándo se ha producido durante el día la anomalía que causó el almacenamiento parcial de la señal cardiaca 100.

En la forma de realización preferida, el aparato 1 comprende además un bloque de activación 70 que puede ser activado por el paciente 2 cuando este último siente problemas que pueden estar causados por un mal funcionamiento del sistema cardiaco.

El bloque de activación 70 genera en este caso una señal de mando auxiliar 120 para activar la unidad de almacenamiento 20 y obtener el almacenamiento parcial de la señal cardiaca 100 siguiendo las mismas modalidades que las descritas con referencia a la señal de mando principal 100.

En más detalle, incluso en caso de activación por el paciente 2, una primera y una segunda parte 100a, 100b de la señal cardiaca 100 se almacenarán en la memoria permanente 21, partes que se relacionan respectivamente con los intervalos de tiempo inmediatamente posteriores e inmediatamente anteriores a la recepción de la señal de mando auxiliar 120 por la unidad de almacenamiento 20.

Además, el bloque de almacenamiento de tiempo 22 efectúa almacenamiento de datos para identificar el instante en el que se generó la señal de mando auxiliar 120, es decir, el momento en que el paciente 2 siente problemas.

En la práctica, el bloque de activación 70 puede consistir en un botón o dispositivo equivalente capaz de generar la señal de mando auxiliar 120.

Es posible que la señal de mando principal 110 o la señal de mando auxiliar 120 sean recibidas por la unidad de almacenamiento 20 cuando el almacenamiento de la señal cardiaca 100 en la memoria permanente 21 ya está teniendo lugar; normalmente, esto puede ocurrir cuando una patología dada es detectada primero por el aparato 1 e, inmediatamente después, debido al problema generado, es sentida también por el paciente. En este caso, el solapamiento de las dos órdenes debe controlarse adecuadamente.

Para este propósito, la unidad de almacenamiento 20 comprende un bloque de verificación 23 conectado al bloque comparador 40 y el bloque de activación 70 para recibir la señal de mando principal 110 y la señal de mando auxiliar 120. Al bloque de verificación 23 se le proporciona un medio de control 23a para verificar si, a la recepción de la señal de mando principal 110 o la señal de mando auxiliar 120, el almacenamiento de la señal cardiaca 100 en la memoria permanente 21 ya está activo o no. Si no lo está, el medio de activación 23c activa dicho almacenamiento de manera que la señal cardiaca 100 se graba después de las modalidades descritas anteriormente.

Si, por el contrario, el almacenamiento ya está activo, como no necesita activarse, el medio de sincronización 23b almacena datos que representan el instante en el que se recibió la señal de mando 110, 120; además, un bloque de corrección de tiempo 23d tiene la tarea de extender la duración temporal de la primera parte 100a de la señal cardiaca.

En más detalle, supongamos, a modo de ejemplo, que se recibe primero una señal de mando principal 110 y después una señal de mando auxiliar 120 en sucesión. Después de la recepción de la señal de mando principal 110, la unidad de almacenamiento 20 se activa para almacenar dicha primera parte 100a de la señal cardiaca 100, primera parte que tiene una duración predeterminada (según se indicó anteriormente, por ejemplo de 20 segundos).

Si, entre tanto, se recibe una señal de mando auxiliar 120, el bloque de corrección de tiempo 23d provoca que la primera parte 100a de la señal cardiaca 100 no termine después de 20 segundos desde la recepción de la señal de mando principal, sino que continúe hasta que transcurran 20 segundos desde la recepción de la señal de mando auxiliar 120.

Obviamente, el intervalo de 20 segundos indicado anteriormente se da sólo como una indicación y puede variarse dependiendo de los requisitos específicos.

Además, se proporciona que, después de la recepción de la señal de mando principal 110 y la señal de mando auxiliar 120, pueden usarse diferentes duraciones temporales, y respectivamente una primera duración temporal y una segunda duración temporal que sean diferentes una de otra.

Además de dicha señal de mando auxiliar 120, se permite al paciente 2 introducir datos auxiliares 150 a través de un medio adecuado de introducción de datos auxiliares 71; estos datos auxiliares pueden referirse al tipo de síntomas que siente el paciente 2 cuando activa el bloque de activación 70 para generar la señal de mando auxiliar 120.

Por ejemplo, el medio de introducción de datos auxiliares 71 puede obtenerse visualizando un menú en la pantalla del aparato 1 en el que se muestren diferentes opciones (sensación de cansancio, aumento repentino de la frecuencia cardiaca, etc.) entre las que el paciente 2 puede seleccionar la correcta; de esta manera, se facilitan el análisis y el posterior diagnóstico por parte del médico que examinará los datos detectados.

Ventajosamente, los datos auxiliares 150 se almacenan en un registro secundario 24 de la unidad de almacenamiento 20 de manera que el médico tenga disponibilidad de ellos cuando sea necesario.

Además de lo anterior, también puede proporcionarse al aparato 1 un medio de activación auxiliar 81 para activar un almacenamiento permanente de partes secundarias 104 de la señal cardiaca 100 en intervalos de tiempo predeterminados, con independencia de las señales de mando principal 110 o auxiliar 120. En otras palabras, el medio de activación auxiliar 81 se conecta a la unidad de almacenamiento 20 para almacenar partes secundarias 104 de la señal cardiaca 100 en la memoria permanente 21, partes secundarias que se seleccionan aleatoriamente durante la aplicación del aparato 1.

Por ejemplo, cada parte secundaria 104 puede tener una duración de unos 30 segundos y puede detectarse después de un intervalo de 3 horas desde la parte secundaria precedente.

El almacenamiento de las partes secundarias 104 pretende ofrecer al médico un cuadro general del funcionamiento del sistema cardiaco del paciente en el espacio de las 24 horas durante las que se usa el aparato 1, con independencia de las anomalías detectadas por el bloque comparador 40 y/o las sensaciones de malestar corporal que sienta el paciente.

Preferentemente, los medios de activación auxiliares 81, cuando debe detectarse y almacenarse una parte secundaria 104, transmiten una señal de mando adicional 121 al bloque de verificación 23.

Si al producirse esta situación la unidad de almacenamiento 20 no está activa, la misma se activa para el almacenamiento de la parte secundaria 104. A la inversa, si la unidad de almacenamiento 20 ya se ha activado previamente (después de una señal de mando principal 110 o auxiliar 120), el bloque de corrección de tiempo 23d, si es necesario, efectúa una extensión de la duración del intervalo de tiempo durante el cual la unidad de almacenamiento se mantiene activa, de manera que la unidad de almacenamiento 20 en sí se desactiva al final de la parte secundaria 104.

El aparato 1 puede comprender además una interfaz de comunicación 80 para una conexión con una unidad de procesamiento remota 90, por ejemplo, del tipo telefónico; dicha unidad de procesamiento puede en la práctica ser un ordenador capaz de recibir las diferentes operaciones de detección efectuadas por el aparato 1 en sí. En particular, la interfaz 80 puede permitir una conexión con una red telefónica o de telecomunicación, a través de la cual el aparato 1 puede transmitir las partes detectadas de la señal cardiaca 100 al médico al cargo de la atención del paciente, tomando las precauciones debidas en términos de seguridad y confidencialidad; estas partes transmitidas pueden comprender las partes primera y segunda 100a, 100b y/o las partes secundarias 104.

Preferentemente, el ordenador remoto 90 está programado de tal forma que puede decodificar la señal transmitida por el aparato 1, almacenarla en una base de datos adecuada y disponer la misma en una hoja de papel gráfico electrónica para informe médico.

A través de sistemas de alerta adecuados (mensaje de correo electrónico, SMP, etc.), el médico que realiza el informe es informado de que se ha producido dicha transmisión y de que la señal está disponible para informe médico.

A través de algoritmos adecuados de tipo digital (por ejemplo, usando una tarjeta inteligente) es posible dar al contenido de dichas comunicaciones un valor médico-legal, de manera que puedan sustituir plenamente a los documentos habituales en papel.

A la luz de lo anterior, se proporciona al aparato 1 un sistema de procesamiento electrónico (por ejemplo, un microprocesador) capaz de realizar las funciones descritas; en otras palabras, dicho bloque comparador 40, unidad de almacenamiento 20, unidad de aprendizaje 60 pueden formarse con una UCP programada adecuadamente.

La división en los diferentes bloques tiene el único propósito de aclarar cuáles son las funciones ejecutadas por el aparato 1 de acuerdo con la invención.

Análogamente, la memoria permanente 21, la memoria auxiliar 30, el registro temporal 50, el registro secundario 24, el registro auxiliar 65 y el bloque de almacenamiento de tiempo 22 pueden formarse con una o más memorias de tipo electrónico asociadas con la UCP mencionada anteriormente.

También debe observarse que al aparato 1 se le proporciona un reloj digital de referencia (no mostrado en las figuras) conectado al menos con el bloque de almacenamiento de tiempo 22 y el medio de sincronización 23b con el fin de permitir la disponibilidad de la referencia de tiempo para almacenamiento de todos los datos de tiempo relacionados con las operaciones de detección efectuadas.

Al aparato 1 se le proporciona convenientemente una unidad de alimentación 3, preferentemente de tipo recargable, conectada a los diferentes bloques descritos anteriormente; de esta manera, el aparato 1 es muy práctico y de uso fácil.

Según se muestra esquemáticamente en la fig. 1, se proporciona al aparato 1 un alojamiento 4 dentro del cual se alojan todos los circuitos necesarios para realizar las funciones descritas anteriormente.

En particular, en dicho alojamiento se forma la pantalla 5 a través de la cual el usuario puede visualizar los datos detectados y almacenados y un teclado 6 que le permite interaccionar con el aparato 1 en sí.

La invención alcanza importantes ventajas.

En primer lugar, el aparato de acuerdo con la invención es capaz de detectar partes importantes de la señal cardiaca, es decir, partes asociadas con la aparición de patologías reales en el paciente, de una manera fiable.

Además, se permite que el médico competente realice un análisis comparativo inmediato entre los síntomas que siente el paciente y los problemas verdaderos presentes en el sistema cardiaco.

Se encuentra otra ventaja en el hecho de que el aparato, para funcionar de una manera correcta y completa, sólo requiere una memoria de una capacidad muy limitada, ya que sólo se detecta la información importante y significativa.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para detectar señales cardiacas, que comprende:

- medio de sensor (10) para detectar al menos una señal cardiaca (100) de un paciente (2);

- una unidad de almacenamiento (20) conectada a dicho medio de sensor (10) para almacenar dicha señal cardiaca (100) al menos parcialmente,

- una memoria auxiliar (30) que contiene uno o más parámetros de referencia principales (31) para dicha señal cardiaca (100);

- un bloque comparador (40) para comparar dicha señal cardiaca (100) y dichos uno o más parámetros de referencia principales (31) entre sí y activar dicha unidad de almacenamiento (20) dependiendo de dicha comparación a través de una señal de mando principal relacionada (110),

- un bloque de activación (70) para ser accionado por el paciente (2) para activar dicha unidad de almacenamiento (20) a través de una señal de mando auxiliar (120);

en el que dicha unidad de almacenamiento (20) comprende un bloque de verificación (23) conectado a dicho bloque de activación (70) y dicho bloque comparador (40) para recibir dicha señal de mando principal (110) y dicha señal de mando auxiliar (120) y activar el almacenamiento de dicha señal cardiaca (100) dependiendo de dichas señales de mando principal (110) y/o auxiliar (120); y **caracterizado** porque dicho bloque de verificación (23) comprende un bloque de corrección de tiempo (23d) para extender la duración temporal de la primera parte (100a) de dicha señal cardiaca (100) si el almacenamiento de dicha señal cardiaca (100) en dicha unidad de almacenamiento (20) está activo cuando se recibe dicha señal de mando principal (110) o auxiliar (120).

2. Un aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** porque dichos parámetros de referencia principales (31) son representativos de patologías cardiacas.

3. Un aparato según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado** porque dicha señal cardiaca (100) es representativa de una actividad eléctrica del corazón del paciente durante el funcionamiento del mismo.

4. Un aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** porque dicho medio de sensor (10) comprende un número predeterminado de electrodos (11) conectables al paciente (2) para detectar dicha señal cardiaca (100), estando dichos electrodos (11) preferentemente en contacto con la piel del paciente cuando el aparato (1) está en sus condiciones de uso.

5. Un aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** porque dicha unidad de almacenamiento (20) comprende:

- una memoria permanente (21) para almacenar dicha señal cardiaca (100);

- un bloque de almacenamiento de tiempo (22) para almacenar datos representativos de los instantes de tiempo en los que se detecta y/o almacena dicha señal cardiaca (100).

6. Un aparato según una o más de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** porque comprende además un registro de almacenamiento temporal (50) conectado a dicho medio de sensor (10) para almacenar temporalmente partes de dicha señal cardiaca (100), teniendo esas partes una duración temporal predeterminada.

7. Un aparato según la reivindicación 6, **caracterizado** porque dicha unidad de almacenamiento (20) está conectada a dicho registro temporal (50) para almacenar al menos parcialmente el contenido del mismo en dicha memoria permanente (21) cuando dicha unidad de almacenamiento (20) recibe la señal de mando principal (110) de dicho bloque comparador (40).

8. Un aparato según la reivindicación 6 ó 7, **caracterizado** porque dicho registro temporal (50) tiene una dirección inicial (51) y una dirección final (52) representativas de los límites de dicho registro (50), almacenándose dicha señal cardiaca (100) secuencialmente en dicho registro (50) desde la dirección inicial (51) a la dirección final (52), sobrescribiéndose dicha señal cardiaca (100) en dicho registro (50) empezando desde dicha dirección inicial (51), cuando se alcanza dicha dirección final (52) en dicho almacenamiento secuencial.

9. Un aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** porque comprende además una unidad de aprendizaje (60) a la que se proporciona:

- un registro de aprendizaje (61) para almacenar al menos una parte inicial (101) de dicha señal cardiaca (100);

- medio de procesamiento (62) para calcular los parámetros de entrada (130) dependiendo de las características de dicha parte inicial (101) de la señal cardiaca (100).

10. Un aparato según la reivindicación 9, **caracterizado** porque dicha unidad de aprendizaje (60) comprende además un bloque de cálculo (63) para calcular dichos parámetros de referencia principales (31) dependiendo de dichos parámetros de entrada (130).

11. Un aparato según la reivindicación 10, **caracterizado** porque dicha unidad de aprendizaje (60) comprende además un medio de actualización (64) conectado a dicho registro de aprendizaje (61) para almacenar partes auxiliares (102) de dicha señal cardiaca (100) en intervalos de tiempo predeterminados, conectándose además dicho medio de actualización (64) a dicho medio de procesamiento (62) para activar el último y actualizar dichos parámetros de entrada (130) dependiendo de las características de dichas partes auxiliares (102) de la señal cardiaca (100).

12. Un aparato según la reivindicación 10 u 11, **caracterizado** porque dicha unidad de aprendizaje (60) comprende además un registro auxiliar (65) que conserva parámetros generales (140) representativos de patologías cardiacas, estando dicho bloque de cálculo (63) conectado a dicho registro auxiliar (65) y medio de procesamiento (62) para definir dichos parámetros de referencia principales (31) dependiendo de dichos parámetros generales (140) y parámetros de entrada (130).

13. Un aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** porque dicho bloque de verificación (23) comprende:

- medio de control (23a) para verificar si el almacenamiento de dicha señal cardiaca (100) está activo cuando se recibe una de dichas señales de mando principal (110) o auxiliar (120);

- medio de sincronización (23b) para almacenar datos representativos del instante de tiempo en el que se recibe dicha señal de mando principal (110) o auxiliar (120);

- medio de activación (23c) para activar el almacenamiento de dicha señal cardiaca (100) si dicho almacenamiento no estuviera activo cuando se recibe dicha señal de mando principal (110) o auxiliar (120).

14. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** porque dicha unidad de almacenamiento (20) en la recepción de dicha señal de mando principal (110) o auxiliar (120), almacena al menos una primera parte (100a) de dicha señal cardiaca (100) que tiene una duración temporal predeterminada y se detecta después de la recepción de dicha señal de mando principal (110) o auxiliar (120).

15. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** porque dicha unidad de almacenamiento (20) en la recepción de dicha señal de mando principal (110) o auxiliar (120), almacena una segunda parte (100b) de dicha señal cardiaca (100) detectada antes de la recepción de dicha señal de mando principal (110) o auxiliar (120).

16. Un aparato según la reivindicación 15, **caracterizado** porque dicha segunda parte (100b) de la señal cardiaca (100) se extrae desde dicho registro temporal (50) y se almacena en la memoria permanente (21) de dicha unidad de almacenamiento (20).

17. Un aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** porque comprende además un medio de introducción de datos auxiliares (71) para permitir al paciente (2) que introduzca datos auxiliares (150) relacionados con síntomas sentidos en la activación de dicho bloque de activación (70), estando dichos datos auxiliares (150) almacenados en un registro secundario (24) de dicha unidad de almacenamiento (20).

18. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** porque comprende además un medio de activación auxiliar (81) para activar el almacenamiento permanente de partes secundarias (104) de dicha señal cardiaca (100) en intervalos de tiempo predeterminados, con independencia de dichas señales de mando principal (110) o auxiliar (120).

19. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** porque comprende además una interfaz de comunicación (80) para una conexión, preferentemente de tipo telefónico o de telecomunicación, con un ordenador remoto (90) que se ajusta para al menos la recepción de las partes almacenadas de dicha señal cardiaca (100).

FIG 1

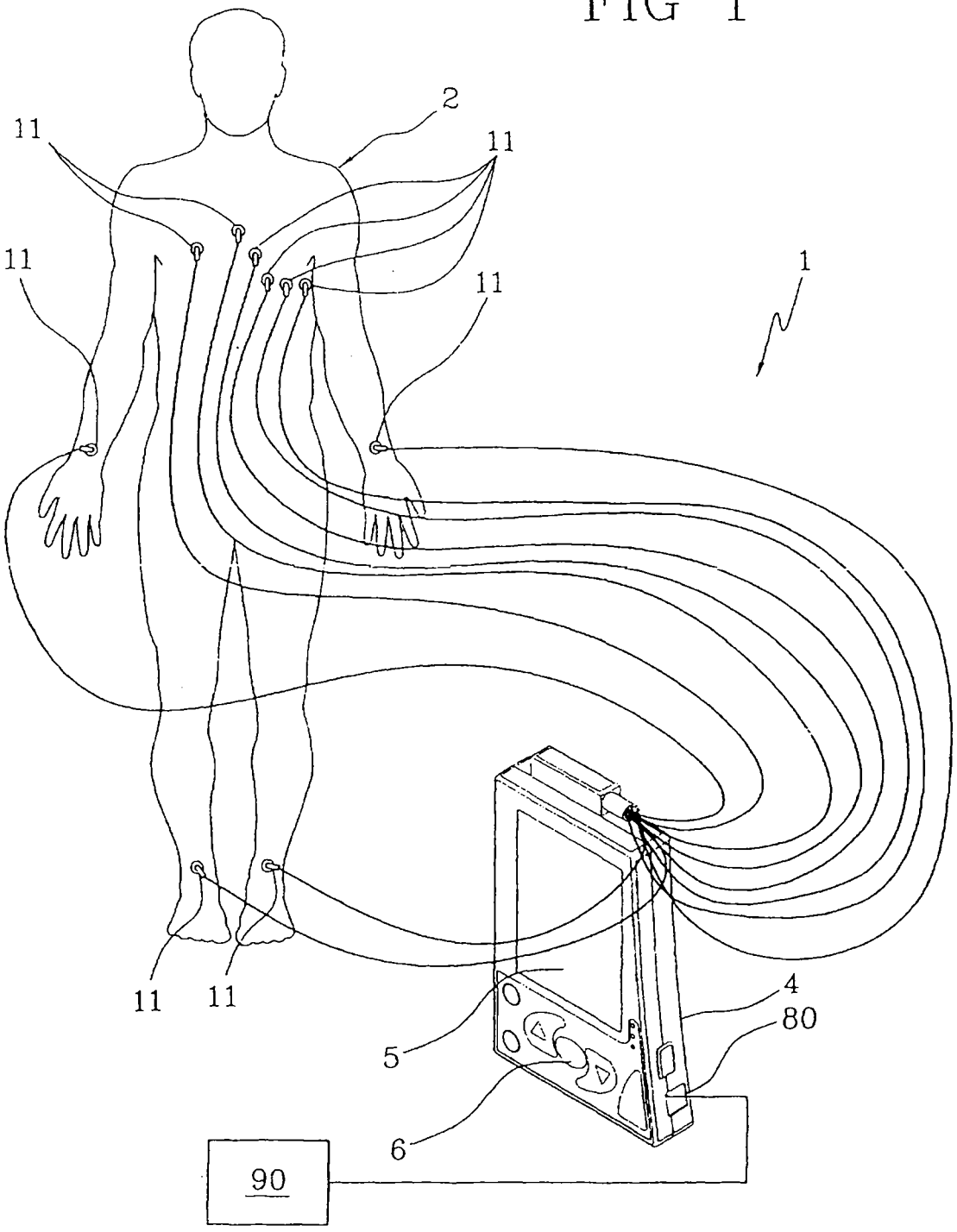


FIG 2

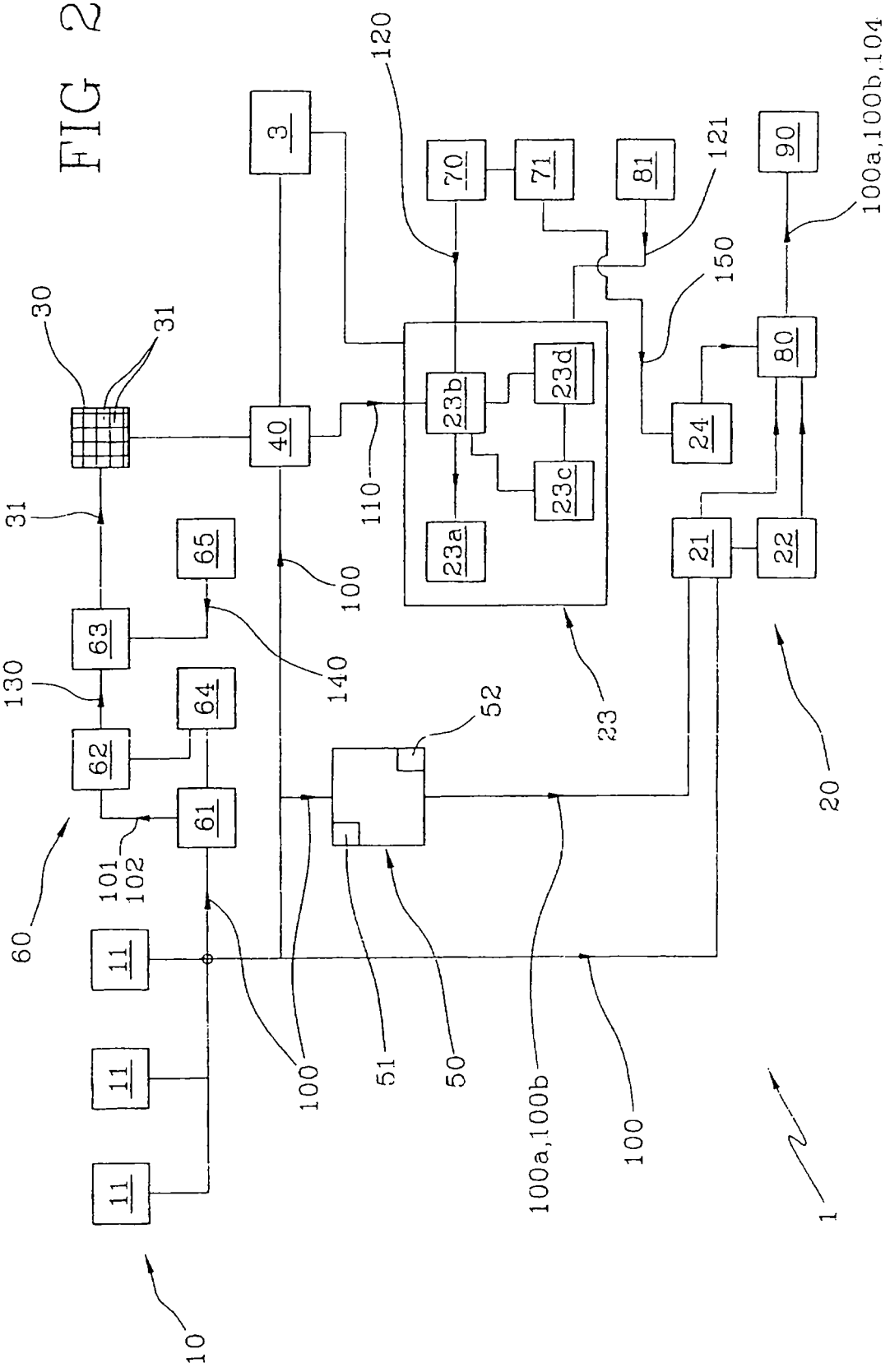

3
120
70
71
81
121
90
100a,100b,104
30
31
150
40
110
23b
23d
23c
23a
24
80
31
65
100
21
22
63
140
23
130
64
52
62
61
20
101
102
60
11
100
51
50
100a,100b
100
2
1
11
11
10

FIG 3

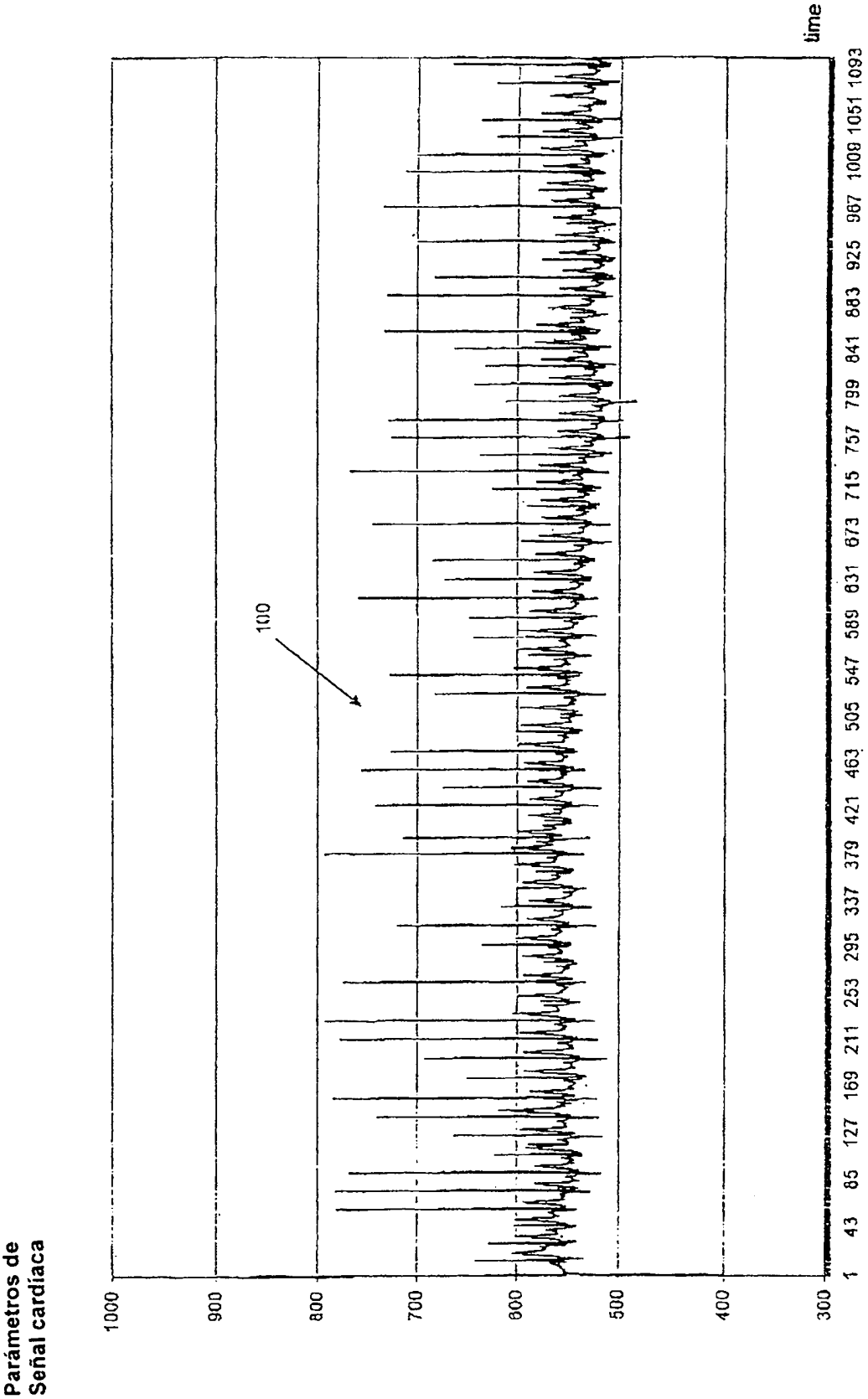

Parámetros de
Señal cardiaca
1000
900
800
700
600
500
400
300
100
time
1
43
85
127
169
211
253
295
337
379
421
463
505
547
589
631
673
715
757
799
841
883
925
967
1009
1051
1093

FIG 4

