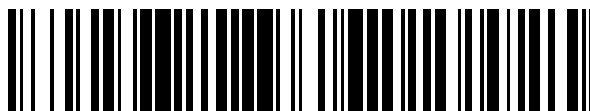


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 398 749**

51 Int. Cl.:

A61B 5/044 (2006.01)

A61B 5/0452 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.07.2004 E 04777972 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.01.2013 EP 1680017**

54 Título: **Sistema de superposición multicolor para procesar y visualizar señales electrocardíacas**

30 Prioridad:

11.07.2003 US 487897 P

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

21.03.2013

73 Titular/es:

**C.R. BARD, INC. (100.0%)
730 CENTRAL AVENUE
MURRAY HILL, NEW JERSEY 07974, US**

72 Inventor/es:

MACADAM, DAVID, P.

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 398 749 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

Sistema de superposición multicolor para procesar y visualizar señales electrocardíacas

Campo técnico

5 La presente invención se refiere a un sistema para procesar y visualizar señales eléctricas obtenidas del corazón y, más particularmente, a un sistema que procesa señales electrocardíacas y muestra las señales eléctricas usando un esquema multicolor para ayudar al usuario a distinguir entre varias señales y para indicar cualesquiera partes solapantes de las mismas.

Antecedentes

10 Ciertas arritmias cardíacas se desencadenan o inician desde un punto en el tejido cardíaco diferente del nódulo sinusal. Estas arritmias se clasifican como de naturaleza "focal". El tratamiento de arritmias focales generalmente implica localizar el punto arritmogénico y extirparlo. Un procedimiento para localizar a nivel regional el punto focal es el uso de un ECG de 12 derivaciones de diagnóstico. Las 12 derivaciones pueden usarse junto con electroestimulación cardíaca mediante un catéter intracardiaco itinerante para mapear con estimulación el corazón. La base teórica de este procedimiento supone que el ECG de 12 derivaciones electroestimulado parecerá idéntico al ECG no electroestimulado si la longitud del ciclo (es decir, frecuencia cardíaca electroestimulada) y el punto de electroestimulación cardíaca se corresponde con la frecuencia cardíaca no electroestimulada y el punto de origen focal.

15 Un problema con este procedimiento (en la práctica actual) es la subjetividad implicada en la comparación visual de un ECG de 12 derivaciones no electroestimulado con un ECG de 12 derivaciones electroestimulado. El mismo problema existe cuando se ven señales cardíacas adquiridas de una derivación intracardiaca o de un dispositivo de almacenamiento de datos.

20 Un segundo problema es la naturaleza laboriosa del procedimiento en el que, normalmente, un latido ectópico espontáneo se registra y se imprime en papel. Un catéter de mapeo itinerante está situado en un punto probable de ectopia, se inicia la electroestimulación cardíaca, se realiza un registro, se genera una impresión y se realiza una comparación visual alineando las impresiones de los latidos espontáneos y electroestimulados una sobre la otra. Este procedimiento se repite de manera reiterativa hasta que el médico determina que se ha descubierto una buena correspondencia entre el latido ectópico espontáneo y el latido electroestimulado.

25 Por lo tanto, se apreciará que es una herramienta valiosa para el médico ser capaz de comparar fácilmente componentes del ECG (por ejemplo, un latido de interés) con una referencia de modelo, tal como una señal cardíaca estrechamente próxima. La comparación entre una señal de datos (por ejemplo, una señal cardíaca) y una señal modelo (por ejemplo, una señal cardíaca estrechamente próxima) puede realizarse en una serie de diferentes maneras, incluyendo el procedimiento anterior de alinear y superponer impresiones; sin embargo, estas técnicas padecen todas desventajas que hacen difícil para el médico realizar fácilmente una comparación visual entre las impresiones.

30 Además, cuando las señales cardíacas se visualizan en una pantalla electrónica (monitor) en comparación con impresiones que se superponen físicamente, se visualizan normalmente colocando una de las señales en una primera coordenada de visualización mientras que la otra señal se visualiza en una segunda coordenada de visualización que está por encima o por debajo de la primera coordenada de visualización. En otras palabras, las señales se visualizan independientes entre sí; sin embargo, esto hace difícil para el usuario comparar fácilmente las dos señales, dado que las señales no se superponen una sobre otra y, por lo tanto, una comparación visual de diferentes componentes del ECG es compleja y está sujeta al error humano.

35 Como resultado, se han desarrollado sistemas que superponen una señal cardíaca encima de la otra señal cardíaca en la pantalla electrónica de modo que el médico pueda comparar la señal de datos (una señal cardíaca) con la señal modelo (una señal cardíaca modelo). Sin embargo, la superposición de las dos señales en la señal de visualización crea otras desventajas en que las dos señales se representan en la pantalla en el mismo color y, por lo tanto, puede ser difícil para el médico distinguir una señal de la otra señal. El médico también está interesado en determinar donde existe la mejor correspondencia entre las dos señales (es decir, el mejor solapamiento) y, por lo tanto, es de interés para el médico ver claramente donde existe un perfecto solapamiento entre las señales o donde las dos señales se aproximan estrechamente entre sí. Desafortunadamente, la técnica convencional de superponer las señales no siempre permite al médico distinguir entre las dos señales, especialmente en el contexto de considerar componentes de onda de una señal cardíaca.

40 El electrocardiograma normalmente incluye un impulso inicial, denominado la onda P, que procede de las aurículas, seguido por lo que se denomina el complejo QRS, que procede de los ventrículos, que es seguido por una onda T que resulta de la repolarización de los ventrículos (figura 1). Por lo tanto, un latido del corazón comienza con la onda P y termina con la onda T, y el siguiente latido del corazón comienza con otra onda P. La onda P puede ser una valiosa herramienta usada por facultativos para diagnosticar el estado del corazón. Por lo tanto, los facultativos a menudo monitorizarán un electrocardiograma (ECG) del corazón para ayudar al diagnóstico de arritmias auriculares

y ventriculares. Esto puede realizarse de diversas maneras, siendo la técnica más habitual monitorizando el ECG de 12 derivaciones (superficie) junto con observando la actividad bioeléctrica registrada en electrodos intracardiacos portados por un catéter transtorácico.

5 Por consiguiente, será evidente que sigue habiendo una necesidad de un procedimiento que permita a un facultativo mapear con electroestimulación de forma más efectiva y de forma más específica, se desea una técnica más eficiente y efectiva para visualizar una señal de datos (una señal cardiaca de interés) sobre una señal modelo (por ejemplo, otra señal cardiaca) e indicar claramente cualquier solapamiento o proximidad estrecha entre las dos señales.

10 La Patente de Estados Unidos Nº 5.224.486 se refiere a un sistema para visualizar formas de onda de ECG, en el que cada forma de onda de ECG puede visualizarse superpuesta con otra forma de onda de ECG, estando cada forma de onda visualizada en su propio color.

El documento WO 02/058550 A2 desvela otro sistema para visualizar formas de onda de ECG que es capaz de procesar las formas de onda de ECG para medir la calidad de correspondencia entre dos de dichas formas de onda de ECG.

Resumen

15 La presente invención, en algunas realizaciones proporciona a un facultativo médico un procedimiento informatizado para realizar de forma objetiva y eficiente mapeo con electroestimulación en tiempo real y otros análisis cardiacos, mediante el procesamiento de señales eléctricas entrantes que representan la actividad cardiaca para visualizar las señales eléctricas de acuerdo con un esquema de colores múltiples para permitir al facultativo médico distinguir fácilmente una señal cardiaca de la otra y, lo que es más importante, ser capaz de discernir dónde corresponden las
20 dos señales entre sí o se aproximan estrechamente entre sí.

De acuerdo con un primer aspecto de la presente invención, se proporciona un procedimiento para visualizar señales cardiacas estrechamente próximas de acuerdo con las reivindicaciones 1 más adelante. De acuerdo con un segundo aspecto de la presente invención, se proporciona un sistema informático de electrofisiología de acuerdo con la reivindicación 17 más adelante.

25 La realización del presente sistema y procedimiento ayuda al usuario a identificar rápidamente partes solapantes de las dos señales durante procedimientos de electrofisiología y evita la mezcla de las diferentes señales en ubicaciones en las que están estrechamente próximas entre sí o se corresponden perfectamente entre sí durante una operación de correspondencia de modelos. Ésta es una mejora notable respecto a sistemas y procedimientos convencionales en los que las dos señales se visualizaban de manera superpuesta y era muy difícil para el médico
30 determinar rápida y fácilmente áreas en las que las dos señales se solapaban o se aproximaban estrechamente entre sí.

Habitualmente, puede esperarse que los colores mapeados en la misma coordenada en un monitor se mezclen de acuerdo con una superposición de color convencional (en base a los principios de la rueda de colores). Sin embargo, dicha mezcla normalmente no posee el contraste en la representación de colores para permitir una diferenciación
35 clara de los dos colores originales. Esto es especialmente cierto cuando píxeles adyacentes muestran los colores individuales. De este modo, por ejemplo, el amarillo y el rojo podrían mezclarse para dar un naranja, pero la proximidad del amarillo y el rojo al naranja (en la rueda de colores) hace al naranja difícil de discernir y frustra la capacidad del operador para estimar la calidad del solapamiento de la señal.

40 De acuerdo con una realización destacada de la invención, la asignación de un color a las partes de señal solapantes o estrechamente próximas es una selección arbitraria que no viene dictada por una mezcla al 50 %/50 % de los colores usados para la señal de datos y la señal modelo. Preferentemente, la señal de datos y las señales modelo son dos colores primarios (rojo, amarillo y azul) y las partes de señal solapantes o estrechamente próximas son el tercer color primario. Cuando se usa un color secundario (naranja, violeta y verde) en combinación con dos
45 colores primarios en la pantalla, preferentemente no es el color secundario el que está limitado por los dos colores primarios.

El médico puede ser guiado mediante ayudas visuales tales como gráficos de barras y señales cardiacas superpuestas de la calidad de correspondencias de la señal. Estas correspondencias de la señal pueden ayudar a diagnosticar a un paciente y en la efectividad de un tratamiento en curso, por ejemplo, un procedimiento de extirpación.

50 Otros aspectos, características y ventajas de la invención pueden entenderse más claramente a partir de la siguiente descripción detallada de realizaciones ejemplares y las figuras de los dibujos adjuntos.

Descripción de las figuras de los dibujos

La figura 1 es un diagrama esquemático de un latido de corazón normal;
La figura 2 es un diagrama esquemático de una contracción auricular prematura (PAC);
55 La figura 3 es un diagrama esquemático de la sustracción de la onda T;

La figura 4 es un diagrama de bloques de un sistema programado para poner en práctica un procedimiento de acuerdo con una realización preferida;

La figura 5 es un diagrama de flujo que muestra el procedimiento para correspondencia de modelos de acuerdo con la realización preferida;

5 La figura 6 es un diagrama de flujo que muestra el procedimiento para la sustracción de la onda T de acuerdo con la realización preferida;

La figura 7 es una interfaz de pantalla de ordenador representativa para la sustracción de la onda T que puede ser mostrada a un operador;

10 La figura 8 es una interfaz de pantalla de ordenador representativa para correspondencia de modelos que puede ser mostrada a un operador;

La figura 9 ilustra una metodología para determinar las integrales de una sección del segmento QRS_T después del procedimiento de sustracción;

La figura 10 es un diagrama de bloques de un sistema programado para poner en práctica un procedimiento de visualizar las señales eléctricas de acuerdo con un esquema multicolor;

15 La figura 11 es un diagrama de flujo que muestra el procedimiento para correspondencia de modelos de acuerdo con una realización preferida;

La figura 12 es una pantalla representativa para una correspondencia de modelos multicolor que puede mostrarse a un operador; y

20 La figura 13 es una sección ampliada de la pantalla de la figura 12 que ilustra una naturaleza de superposición tricolor de un sistema a modo de ejemplo.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

Para promover la comprensión de los procedimientos que pueden ponerse en práctica de acuerdo con realizaciones preferidas de la presente invención, a continuación se describen varios aspectos pertinentes bajo títulos respectivos.

Correspondencia de modelos/Mapeo con electroestimulación

25 Puede usarse cualquier forma de onda de ECG registrada como referencia para comparar con otra forma de onda de ECG registrada o con una forma de onda de ECG en tiempo real. La comparación se realiza en un procedimiento de dos etapas en el que en primer lugar un modelo de referencia es seleccionado por el usuario para describir el comienzo y el final de un segmento de forma de onda de ECG que se usará como modelo de comparación. A continuación el usuario selecciona la región de datos a usar para comparación--a partir de datos registrados

30 previamente o a partir del flujo de datos en tiempo real. Un procesador informático configurado adecuadamente puede descubrir la mejor correspondencia contra el modelo de referencia en la región especificada, o en el caso de análisis en tiempo real, descubrir la mejor correspondencia actualizada durante un periodo de tiempo definido, por ejemplo cada segundo. Los criterios para "la mejor correspondencia" utilizan un cálculo del coeficiente de correlación a lo largo de las doce derivaciones del ECG y encuentran el mejor alineamiento. Este cálculo puede estar precedido

35 por una evaluación de la correlación que es tomada a lo largo de menos derivaciones tales como solamente una derivación para alinear de forma general el modelo de referencia con la región seleccionada de datos que es de interés. Una pantalla visual que muestra el latido de referencia alineado (modelo) superpuesto sobre el latido que está siendo analizado proporciona al usuario retroalimentación en cuanto a la cercanía de la correspondencia. Un coeficiente de correlación calculado para cada derivación del ECG proporciona un indicador cuantitativo de la

40 correspondencia. También se calcula un promedio compuesto y se visualiza en un indicador de gráfico de barras mejorado de color único que es especialmente útil cuando se está realizando correspondencia de modelos en tiempo real. El promedio compuesto puede actualizarse como un promedio móvil durante un número de latidos preseleccionado.

45 La correspondencia de modelos puede usarse para comparar dos latidos espontáneos o puede usarse para mapear con estimulación, es decir, para comparar un latido electroestimulado con un latido espontáneo. Un indicador de región de interés (ROI) puede ser manipulado por el usuario para excluir algunas partes de la forma de onda del análisis. Esto es útil durante el mapeo por electroestimulación donde artefactos de electroestimulación en las derivaciones de superficie pueden ser excluidos de la región de análisis. El indicador de ROI también puede usarse para especificar una preferencia por correspondencias de onda T u onda P ya que, a veces, son morfológicamente

50 muy similares.

Sustracción de la onda T

Se proporciona un procedimiento mediante el cual un ECG que tiene una onda P y T solapante es procesado para eliminar la onda T y, de este modo, visualizar la onda P sin ningún solapamiento, de modo que un médico pueda observar la onda P cuando realiza un diagnóstico del corazón.

55 Véase la figura 1 que describe un ECG normal durante tres latidos en el que pueden identificarse ondas P y T distintivas. La figura 2 muestra un ritmo en el que la onda P del tercer latido (P') llega temprano y es oscurecida por la onda T del segundo latido. Esto da como resultado lo que se denomina un complejo de P sobre T, y se indica como un QRS-T-P' en la figura.

En general, de acuerdo con el procedimiento, el segmento QRS-T de un latido que carece de un PAC se selecciona como modelo. Este modelo es sustraído de la señal QRS-T-P' en la PAC a estudiar que produce la onda P. La señal QRS-T usada como modelo puede ser de un único latido o puede derivarse de un promedio de múltiples latidos. La señal QRS-T (o el promedio) usada como modelo se selecciona de modo que el intervalo QRS-QRS precedente sea igual (o casi igual) al intervalo QRS-QRS que precede inmediatamente a la señal QRS-T-P' a estudiar. Preferentemente, el latido que precede inmediatamente a la PAC puede usarse para el modelo QRS-T seleccionado como la longitud del ciclo y las condiciones hemodinámicas de este latido son las más cercanas a las del latido sucesivo que contiene la PAC y el complejo P sobre T. (véase las figuras 2 y 3.)

El complejo QRS se usa como un medio para sincronizar y alinear el modelo QRS-T y el latido con PAC para la sustracción. El alineamiento es automatizado mediante el algoritmo para la mejor correspondencia en base al coeficiente de correlación compuesto a lo largo del ECG de 12 derivaciones. El médico tiene la opción de desplazar la correspondencia de modelos a la izquierda o a la derecha a intervalos de muestra a muestra con el coeficiente de correlación compuesto resultante actualizado en cada nueva posición. El médico también tiene la opción de seleccionar el segmento QRS-T previo o posterior como modelo de referencia. El software ubicará automáticamente el latido anterior o siguiente en base al actual modelo de referencia y usará el segmento QRS-T correspondiente de ese latido como el nuevo modelo de referencia en el cálculo de ondas P derivadas.

Diferentes vistas de pantalla que muestran la onda P derivada, en solitario, o superpuesta con el latido con PAC original o modelo de referencia están disponibles como ayuda para el médico.

Las ondas P que se han derivado usando el procedimiento de la sustracción de la onda T pueden procesarse mediante señales adicionalmente para eliminar artefactos no deseados causados por la respiración o ruido.

3. Correspondencia de modelos de ondas P derivadas

Una vez que se ha identificado una onda P derivada a partir de la taquicardia o latido auricular prematuro (PAC), puede compararse esta onda P derivada con un modelo de referencia capturado previamente.

3a. Más específicamente, una o más ondas P espontáneas pueden identificarse usando el procedimiento de sustracción descrito anteriormente y compararse entre sí usando un análisis de forma de onda de correlación. Esto puede usarse para determinar si las ondas P espontáneas tienen el mismo origen focal. Esto puede realizarse en tiempo real o revisando a partir de datos registrados.

3b. Además, una o más ondas P espontáneas derivadas pueden identificarse y compararse con una biblioteca de ondas P de origen focal conocido para predecir el punto de origen más probable.

3c. Además, una vez que una onda P espontánea derivada es identificada mediante el procedimiento de la sustracción de la onda T tal como se ha descrito anteriormente, a continuación el médico puede comenzar el mapeo con electroestimulación auricular siguiendo el procedimiento de Correspondencia de modelos/Mapeo con electroestimulación también descrito anteriormente. El catéter de mapeo con electroestimulación itinerante es manipulado dentro de las aurículas (o vasos adyacentes tales como las venas pulmonares) hasta que la onda P electroestimulada derivada sea casi idéntica a la onda P espontánea derivada. Esta comparación de ondas P derivadas puede realizarse sobre datos registrados previamente o en tiempo real.

De forma más general, dos o más formas de onda X, Y,..., pueden formar una forma de onda compuesta que, debido a la temporización y las relaciones de amplitud, hace que las formas de onda individuales estén oscurecidas u ocultas. La forma de onda compuesta incluye un subcomponente sincrónico que se solapa con un subcomponente no sincrónico. Si una forma de onda de subcomponente no adulterada singular (por ejemplo X o Y) puede identificarse, y si ésta tiene características de temporización similares que le permiten sincronizarse con la forma de onda compuesta (es decir, este subcomponente identificado es el subcomponente sincrónico), entonces puede sustraerse de la forma de onda compuesta para derivar la forma de onda o formas de onda del otro subcomponente (es decir, el subcomponente o subcomponentes no sincrónicos). Las formas de onda de subcomponente, derivadas, en estado natural, o inducidas por electroestimulación, pueden compararse cuantitativamente entre sí usando análisis de correlación. Este análisis puede realizarse de forma retrospectiva o en tiempo real. Un experto en la técnica apreciará que puede usarse una serie de algoritmos para comparar la geometría de la forma de onda, incluyendo, aunque sin limitarse a procedimientos "bin area" e integrales; cualquiera de estos procedimientos puede ayudar a los objetivos de alinear componentes sincrónicos de formas de onda compuestas y/o comparar los resultados derivados.

Un procedimiento de acuerdo con esta enseñanza más general avanza generalmente tal como se ha resumido anteriormente. Específicamente, este procedimiento avanza sustancialmente de la misma manera que cuando se deriva una onda p a partir de un latido de PAC, pero de forma más general incluye seleccionar el subcomponente sincrónico de la señal del latido del corazón, permitiendo a un usuario marcar un punto de inicio y un punto final del subcomponente sincrónico seleccionado, definiendo un modelo de referencia como un segmento de la forma de onda entre los puntos de inicio y final marcados del subcomponente sincrónico seleccionado, adquirir la forma de onda compuesta en la unidad de procesamiento de la señal a partir de múltiples derivaciones, y procesar el latido de forma de onda compuesta para derivar el subcomponente no sincrónico.

Con referencia ahora a los dibujos, y particularmente a la figura 4, se muestra un sistema 10 para recibir y procesar señales eléctricas de acuerdo con una realización ilustrativa de la presente invención. En una realización ilustrativa, el sistema 10 incluye una unidad de detección de señales 12, que puede asumir diferentes formas, tales como un ECG de 12 derivaciones convencional, derivación intracardiaca, o combinación de los mismos. La unidad de detección de señales está conectada eléctricamente a un dispositivo de procesamiento de señales 14, que recibe las señales detectadas desde la unidad 12 y procesa las señales, tal como se describe con más detalle a continuación. El dispositivo de procesamiento de señales ("procesador de señales" o "procesador") 14 está conectado preferentemente a una pantalla adecuada 16, que presentará las señales procesadas a un facultativo u otra persona interesada. La información puede almacenarse y recordarse desde un dispositivo de almacenamiento 18. Preferentemente, el dispositivo de procesamiento de señales 14 y la pantalla 16 comprenden el sistema EP LabSystem (marca registrada) de C.R. Bard, Inc., Murray Hill, Nueva Jersey, o similares. El sistema EP LabSystem (marca registrada) soporta diversas funciones de reunión y procesamiento de datos que son convencionales en procedimientos de electrofisiología, y puede tener su hardware (concretamente, el procesador 14) configurado para implementar los procedimientos de sustracción y derivación descritos anteriormente, por ejemplo, mediante el software (por ejemplo, módulos, procedimientos, funciones u objetos) o firmware. El procesador 14 comunica con una memoria de almacenamiento 18 que configura el procesador para implementar los procedimientos de sustracción y derivación anteriores (así como las técnicas de integral descritas a continuación).

En una realización ilustrativa, las características especiales del sistema de la presente invención son implementadas, en parte, por un procesador que usa información del programa almacenada en una memoria del dispositivo de procesamiento de señales 14. El procesador 14 puede acceder a uno o más archivos, según sea necesario, para implementar las funciones requeridas, tal como se describe con más detalle en relación con la figura 5 y la figura 6.

Con referencia ahora a la figura 5, el funcionamiento del dispositivo de procesamiento de señales 14 de la presente invención se describe junto con la descripción estructural anterior del sistema 10. Tal como se ilustra en la figura 5, el procedimiento comienza cuando un facultativo desea crear un modelo de referencia, y esto se produce capturando una señal de ECG de referencia, tal como se indica en la etapa 502. Preferentemente, la señal de ECG de referencia es capturada usando un dispositivo de 12 derivaciones convencional y/o una o más derivaciones intracardiacas. Tal como se ha explicado anteriormente en relación con la figura 2, los componentes de la señal QRS-T de un latido que no muestra onda P sobre T se seleccionan como modelo y es éste conjunto de componentes de señal electrocardiaca el que es capturado en la etapa 502. Dicho latido puede ser capturado en ritmo sinusal o durante una arritmia focal tal como una taquicardia. Además, se contempla que el modelo de referencia resulte de señales capturadas en la superficie, a partir de derivaciones intracardiacas que pueden estar colocadas en diversas ubicaciones en el corazón, o una combinación de señales desde derivaciones superficiales e intracardiacas. La señal QRS-T que se usa como modelo puede ser capturada a partir de un único latido del corazón o puede ser una señal derivada de un promedio de múltiples latidos del corazón.

En la etapa 504, los puntos de inicio y final del modelo de referencia son marcados por el facultativo usando una interfaz con la unidad de procesamiento de la señal 14. Los puntos marcados definen el segmento de la forma de onda de ECG a usar como una modelo de comparación.

En la etapa 506, el facultativo selecciona si se van a usar datos registrados o en tiempo real en el análisis de correspondencia de modelos. (Esta etapa puede realizarse en cualquier momento antes del análisis de correspondencia de formas de onda en la etapa 508, por ejemplo, antes de realizar las etapas 502 y 504.) Si se van a usar datos registrados en el análisis de correspondencia de modelos, a continuación una región especificada de datos registrados previamente se proporciona a la unidad de procesamiento de la señal para comparación con el modelo de referencia. Por otro lado, si se van a usar datos en tiempo real en el análisis de correspondencia de modelos, un flujo de datos procedente de derivaciones de ECG se proporciona a la unidad de procesamiento de la señal 14 durante un periodo de tiempo definido para comparación con el modelo de referencia.

En la etapa 508, el procesador de la señal 14 encuentra una "mejor correspondencia", en otras palabras, un mejor alineamiento entre la región o periodo de tiempo seleccionado y el modelo de referencia.

En la etapa 510, la pantalla 16 es actualizada para indicar al facultativo (u otras personas) el resultado de la correspondencia de modelos. Los resultados pueden mostrarse cualitativamente como señales de forma de onda de ECG superpuestas, concretamente, el latido de referencia (modelo) superpuesto sobre el latido bajo análisis para mostrar el grado de alineamiento entre ellos, o cuantitativamente como un coeficiente de correlación calculado para cada derivación de ECG. Preferentemente, un promedio compuesto también se calcula y se visualiza. Esto se ilustra en la pantalla de ordenador mostrada en la figura 8.

En la etapa 512, se realiza una prueba para determinar si el usuario ha seleccionado procesamiento en tiempo real en la etapa 506. En caso afirmativo, entonces el flujo vuelve a la etapa 508 para realizar de nuevo el análisis de correspondencia de modelos y para actualizar la pantalla consecuentemente. En caso contrario, si se están analizando segmentos registrados previamente, al usuario se le da la opción de guardar el análisis (tal como se probó en la etapa 514), y el análisis de correlación es guardado, tal como se indica en la etapa 516. Si se desea, también pueden guardarse análisis en tiempo real.

Con referencia ahora a la figura 6, el funcionamiento del dispositivo de procesamiento de señales 14 de la presente invención se describe junto con la descripción estructural anterior del sistema 10. Tal como se ilustra en la figura 6, el procedimiento comienza en la etapa 602 cuando un facultativo captura una PAC y desea sustraer un modelo de referencia QRS-T de la PAC. El modelo de referencia QRS-T es marcado por el facultativo en la etapa 604 (tal como se ha descrito anteriormente) y una región que abarca la PAC es seleccionada por el facultativo en la etapa 606 para el análisis. La parte QRS del modelo de referencia es alineada para el mejor ajuste con el complejo QRS que precede inmediatamente a la PAC en la etapa 608. Cuando se encuentra el mejor ajuste, el procesador 14 sustrae el modelo de referencia QRS-T del segmento QRS-T-P' de la PAC en la etapa 610.

La diferencia es la onda P derivada que es enviada a la pantalla 16 en la etapa 612. Esto se ilustra en la pantalla de ordenador mostrada en la figura 7, en la que la ventana más a la izquierda muestra el modelo de referencia QRS-T seleccionado entre dos líneas verticales (una línea discontinua antes de la segunda marca 14 en la parte superior (resaltada mediante una flecha), y una segunda línea continua justo después de la segunda marca 14). La ventana más a la derecha muestra la forma de onda de PAC original con la onda P derivada superpuesta encima de la parte del ECG que se produce en los primeros 15 segundos. La onda P superpuesta y derivada aparece como un segundo gráfico superpuesto sobre las señales ECG. Pueden proporcionarse ayudas visuales para alinear y superponer automáticamente formas de onda para comparación visual en una pantalla de ordenador o una impresión.

La figura 8 ilustra una pantalla a modo de ejemplo para correspondencia de modelos (sin sustracción) que puede ser mostrada a un operador. La ventana más a la izquierda muestra marcadores que indican la presencia y el uso del modelo de referencia; comenzando el modelo de referencia en la línea vertical más a la izquierda (resaltada mediante la flecha) y termina en la segunda línea vertical. En este ejemplo, el modelo de referencia marca el inicio y el final de una onda P; sin embargo, puede usarse cualquier segmento de forma de onda si la región de interés ha sido marcada para su uso como modelo. La ventana de visualización más grande a la derecha muestra el valor de correlación para cada canal del ECG de 12 derivaciones en comparación con el modelo de referencia. El gráfico de barras más a la derecha es inactivo en este ejemplo debido a que la región de análisis se toma a partir de datos registrados en lugar de datos en tiempo real reunidos durante un procedimiento médico.

Los datos pueden guardarse, imprimirse o ambas cosas, si se desea, en respuesta a una entrada de un usuario para hacerlo, tal como se probó en la etapa 614 y se implementó en la etapa 616.

A partir de lo anterior, será evidente para los expertos en la técnica que la presente invención proporciona un procedimiento para recuperar de forma fiable y eficiente una onda P a partir de una forma de onda que tiene ondas P y T solapantes. Además, las capacidades de correspondencia de modelos de la invención proporcionan el beneficio adicional de comparar rápida y objetivamente componentes de forma de onda de ECG, en su estado natural o derivado. Debe entenderse también que los procedimientos de correlación, sustracción y derivación descritos en este documento se aplican a datos que pueden adquirirse de señales de ECG superficiales de 12 derivaciones convencionales, así como señales intracardiacas o combinaciones de señales tanto superficiales como intracardiacas.

Dos formas de onda pueden tener una alta correlación entre sí pero seguir teniendo una mal correspondencia en términos absolutos debido a la variación de amplitud y la deriva causadas por los efectos de la respiración. Esto puede ser un problema cuando se alinean dos formas de onda y a continuación se sustraen, una de la otra. Es por esta razón que latidos inmediatamente adyacentes son habitualmente deseables como referencia (QRS-T) y PAC (QRS-T-P'). Esto no siempre es posible y no es práctico cuando se realiza mapeo con electroestimulación en tiempo real.

Una metodología para monitorizar la calidad de la sustracción de la onda T se describe a continuación con referencia a la figura 9. En la etapa 902, un procedimiento de sustracción (tal como se ilustra en las figuras 3 y 6 y se ha descrito anteriormente) se realiza para sustraer un modelo QRS-T de una PAC (QRS-T-P') y de este modo derivar una forma de onda. El procedimiento de la figura 9 avanza proporcionando a continuación cálculos integrales que permiten una serie de mediciones de interés a médicos, incluyendo, aunque sin limitarse a: mediciones de residuo de QRS y la calidad del procedimiento de sustracción de la onda T; mediciones de la deriva del valor inicial, si existe; y optimización de la selección de modelos a usar en el procedimiento de sustracción.

En la etapa 904, se mide el área de una forma de onda derivada. En la etapa 906, el valor integral se divide por la longitud de la forma de onda derivada para normalizar su valor. Además, en la etapa 908, la amplitud del valor integral normalizado se mide y se visualiza como un voltaje en la entrada del canal de ECG. Este valor de voltaje se denomina el residuo QRS.

Tal como se ha descrito anteriormente, se usa análisis de correlación para alinear el segmento QRS de un modelo de ECG de referencia con el segmento QRS de un latido de PAC. Por lo tanto, una mejora adicional puede usar el coeficiente de correlación junto con el llamado residuo QRS de la forma de onda derivada para dar una indicación de la calidad de la correspondencia entre dos latidos seleccionados para la sustracción. Juntos, proporcionan un indicador de la calidad de alineamiento o sincronización entre el QRS modelo y la QRS de PAC. Para un perfecto alineamiento y buenos resultados de sustracción, el segmento QRS derivado debe ser plano, indicando una alta

correlación con el modelo y el residuo QRS debe ser muy pequeño, indicando una pequeña diferencia en amplitudes absolutas (incluyendo deriva).

Con referencia ahora a las figuras 10-13 en las que se ilustra un procedimiento de correspondencia y visualización de modelos de acuerdo con otra realización. Se proporciona un sistema 200 e incluye una unidad de detección de señales 210, que puede asumir diferentes formas, tales como un ECG de 12 derivaciones convencional, derivación intracardiaca, o combinación de las mismas. La unidad de detección de señales 210 está conectada eléctricamente a un dispositivo de procesamiento de señales 212, que recibe las señales detectadas desde la unidad 210 y procesa las señales tal como se describe con más detalle a continuación. El dispositivo de procesamiento de señales ("procesador de señales" o "procesador") 212 está conectado preferentemente a una pantalla adecuada 220 que presenta las señales procesadas en formato multicolor a un facultativo u otra persona interesada para ayudar a distinguir las señales entre sí e indicar partes de las señales que se corresponden entre sí (se solapan) o se aproximan estrechamente entre sí tal como se describirá a continuación. La información puede almacenarse y recordarse desde un dispositivo de almacenamiento 230.

El dispositivo de procesamiento de señales 212 y la pantalla 220 son unidades que realizan las funciones pretendidas y están diseñadas para las aplicaciones pretendidas descritas en este documento. Por ejemplo, el dispositivo de procesamiento 212 y la pantalla 220 pueden ser el sistema EP LabSystem (marca registrada) o una versión modificada del mismo disponible en el mercado de C.R. Bard, Inc., Murray Hill, Nueva Jersey o pueden ser otro dispositivo de otro fabricante. El dispositivo de procesamiento de señales 212 soporta diversas funciones de reunión y procesamiento de datos que son convencionales en procedimientos electrofisiológicos y pueden tener su hardware (concretamente, procesador 212) configurado para implementar las operaciones de procesamiento descritas en este documento mediante el software (por ejemplo, módulos, procedimientos, funciones u objetos) o firmware. El procesador 212 comunica con la memoria de almacenamiento 230 que configuró al procesador 212 para implementar las técnicas integrales descritas en este documento, así como los otros procedimientos de procesamiento.

En una realización, la característica del sistema 200 es implementada, en parte, por un procesador que usa información del programa almacenada en una memoria del dispositivo de procesamiento de señales 212. El procesador 212 puede acceder a uno o más archivos, según sea necesario, para implementar las funciones requeridas tal como se describe en este documento.

Con referencia a las figuras 11-13, el funcionamiento del dispositivo de procesamiento de señales 212 se describe junto con la descripción estructural anterior del sistema 200. Tal como se ilustra en la figura 11, el procedimiento comienza cuando un facultativo desea crear un modelo de referencia y esto se produce capturando una señal de ECG de referencia tal como se indica en la etapa 1000. Preferentemente, la señal de ECG de referencia es capturada usando un dispositivo de 12 derivaciones convencional y/o una o más derivaciones intracardiacas. El modelo de referencia (señal de ECG de referencia) debe ser una señal cardiaca en la que los componentes de la señal QRS-T de un latido no muestran una onda P sobre T y, por lo tanto, es este conjunto de componentes de señal electrocardiaca el que es capturado en la etapa 1000. Dicho latido puede ser capturado en el ritmo sinusal o durante una arritmia focal tal como una taquicardia. Además, está contemplado que el modelo de referencia resulte de señales capturadas en la superficie, a partir de derivaciones intracardiacas que pueden colocarse en diversas ubicaciones en el corazón, o una combinación de señales de derivaciones superficiales e intracardiacas. La señal QRS-T que se usa como modelo puede estar capturada a partir de un único latido del corazón o puede ser una señal derivada de un promedio de múltiples latidos del corazón. También se apreciará que, aunque la señal modelo de referencia se ha descrito anteriormente en términos de una señal QRS-T, el operador puede definirla de otra manera introduciendo simplemente dicha instrucción en el procesador 212 (por ejemplo, marcando un conjunto de componentes de señal electrocardiaca como la señal modelo). Al modelo le es asignado un primer color por el procesador de señales 212.

En la etapa 1002, comenzando en los puntos finales del modelo de referencia pueden ser marcados por el facultativo usando una interfaz con la unidad de procesamiento de la señal 212. Los puntos marcados definen el segmento de la forma de onda de ECG a usar como modelo de comparación.

En la etapa 1004, el facultativo selecciona si se van a usar datos registrados o en tiempo real en el análisis de correspondencia de modelos. (Esta etapa puede realizarse en cualquier momento antes del análisis de correspondencia de formas de onda en la etapa 1006, por ejemplo, antes de realizar las etapas 1000 y 1002). Si se van a usar datos registrados en el análisis de correspondencia de modelos, entonces se proporciona una región especificada de datos registrados previamente a la unidad de procesamiento de la señal 212 para comparación con el modelo de referencia. Por otro lado, si se van a usar datos en tiempo real en el análisis de correspondencia de modelos, se proporciona un flujo de datos de derivaciones de ECG a la unidad de procesamiento de la señal 212 durante un periodo de tiempo definido para comparación con el modelo de referencia.

De acuerdo con esta realización, el procesador de señales 212 asigna un segundo color a la señal de datos que es diferente del primer color de la señal modelo. En otras palabras, el procesador de señales 212 asigna un color a la señal de datos que es fácilmente distinguible del color que es asignado a la señal modelo de modo que, cuando la señal modelo es superpuesta sobre (dispuesta sobre) la señal de datos, las dos señales pueden ser distinguidas

fácilmente por el facultativo (y otros) dado que las dos señales son mostradas visualmente en dos colores distinguibles diferentes.

5 En la etapa 1006, el procesador de señales 212 encuentra una “mejor correspondencia”, en otras palabras, un mejor alineamiento entre la región o el periodo de tiempo seleccionado y el modelo de referencia. En aras de la sencillez, la etapa 1006 también se muestra siendo la etapa en la que el procesador 212 asigna diferentes colores a cada una de las dos señales y un color adicional a las partes solapantes de las mismas. Debe entenderse que es necesario que la asignación de color preceda a la visualización de las señales individual y la solapante o estrechamente próxima.

10 En la etapa 1008, la pantalla 230 se actualiza para indicar al facultativo (u otras personas) el resultado de la correspondencia de modelos usando el esquema multicolor descrito anteriormente. Los resultados pueden mostrarse cualitativamente como señales de forma de onda de ECG superpuestas, concretamente, el latido de referencia (señal modelo) superpuesto sobre el latido bajo análisis (señal de datos) para mostrar el grado de alineamiento entre ambos, o cuantitativamente como un coeficiente de correlación calculado para cada señal de ECG. Preferentemente, un promedio compuesto también se calcula y se visualiza.

15 Una prueba en la etapa 1010 determina si la señal de datos se proporciona en tiempo real y, en caso afirmativo, el procedimiento en las etapas 1006 y 1008 se repite. En caso contrario, el procedimiento preferido continúa para llevar al usuario a guardar los datos en la etapa 1012, que se guardan o no en la etapa 1014.

20 De acuerdo con esta realización, el sistema 200 puede denominarse como un sistema de superposición multicolor en base a que las dos señales comparadas (modelo y datos) se asignan y visualizan en diferentes colores distinguibles en la pantalla 230 cuando se superponen y se usa un tercer color para mostrar donde existe solapamiento o correspondencia de las dos señales en cierto intervalo umbral. En las figuras 12 y 13, la señal modelo en el primer color se ilustra mediante la leyenda 231, la señal de datos en el segundo color se ilustra mediante la leyenda 233 y las áreas de solapamiento o correspondencia de las dos formas de onda cuando están superpuestas se ilustran mediante la leyenda 235 con fines de ilustración solamente, dado que se apreciará que las diferentes formas de onda y el solapamiento de las mismas son fácilmente discernibles cuando se usa una pantalla multicolor 230.

30 En otras palabras, el dispositivo de procesamiento de señales 212 opera capturando e identificando en primer lugar una señal modelo y asignando a esta señal modelo un primer color cuando la señal modelo se visualiza en la pantalla 230. Análogamente, la señal de datos es identificada y se le asigna un segundo color y entonces el dispositivo de procesamiento de señales 212 superpone la señal modelo encima de la señal de datos para mostrar el grado de alineamiento entre ambas. El uso de dos colores para distinguir las dos señales es un avance respecto a técnicas de procesamiento y visualización de datos convencionales en las que las dos señales se visualizaban en el mismo color y, por lo tanto, las dos señales se mezclaban juntas fácilmente y esto requería gran cuidado y mucho tiempo por parte del facultativo para observar estrechamente las dos señales. La situación se complica aún más cuando las dos señales se corresponden entre sí en una o más regiones o áreas y, por consiguiente, en estas áreas, las señales normalmente se mezclan entre sí y, por lo tanto, puede ser difícil determinar si las dos señales están, de hecho, solapadas o simplemente separadas una pequeña distancia. Mientras, puede ser posible que la región o regiones solapadas se indiquen usando algunos otros signos indicadores, tales como una línea discontinua o línea de puntos, en comparación con las líneas continuas de las partes no solapantes de las señales, esta estrategia distintiva puede seguir sin ser suficientemente adecuada para que el facultativo determine rápidamente si y donde se solapan las señales. En otras palabras, dado que cuando las dos señales se visualizan en el mismo color y el signo de solapamiento también se visualiza en el mismo color, puede ser difícil para el facultativo determinar de forma rápida y precisa regiones de solapamiento.

45 El presente sistema 200 supera todas estas desventajas asociadas con los sistemas convencionales, dado que se usan múltiples colores para distinguir las propias señales modelo y de datos así como el uso de un color distinguible diferente para indicar donde las dos señales se solapan entre sí (por ejemplo, correspondencia perfecta) o están dentro de algún intervalo umbral programado una respecto a otra. Dado que se usan tres colores para indicar diferentes relaciones entre las dos señales, el facultativo puede mirar fácil y rápidamente a la pantalla 230 y determinar el grado de solapamiento o correspondencia entre las señales modelo y de datos, así como la ubicación precisa en la que las dos señales se solapan, dado que está región se ilustra teniendo su propio color tal como se ilustra en las figuras 12-13.

55 Preferentemente, la señal modelo y la señal de datos están estrechamente próximas entre sí en el tiempo y ubicación a lo largo del ECG y se apreciará que la señal modelo y la señal de datos pueden incluso estar parcialmente solapadas como en el caso de un PAC tal como se ha descrito anteriormente en este documento. Por ejemplo, el dispositivo de procesamiento de datos 212 puede estar configurado de modo que la relación entre la señal modelo y la señal de datos sea que la señal modelo es la señal cardíaca (señal QRS-T) que se produce justo antes del latido bajo análisis (señal de datos) o viceversa, concretamente, la señal de datos puede ser la señal que es inmediatamente anterior a la señal modelo. Cualquier número de disposiciones puede ser posible, ya que el dispositivo de procesamiento de datos 212 puede estar configurado de modo que la relación entre las señales modelo y de datos se introduzca en su interior y sea fácilmente cambiable. Por ejemplo, el dispositivo de

procesamiento de datos 212 puede programarse de modo que la señal de datos sea la segunda señal cardiaca después de la señal modelo o viceversa. Para proporcionar al facultativo información útil, se prefiere que las señales modelo y de datos estén estrechamente próximas entre sí, de modo que el facultativo pueda comparar estas señales próximas estrechamente de manera superpuesta para entender el comportamiento del corazón observando latidos del corazón cercanos en el tiempo.

El grado de alineamiento entre la forma de onda de la señal modelo y la forma de onda de la señal de datos que se requiere antes de que el dispositivo de procesamiento de señales 212 la identifique como solapante y le asigne el tercer color a esta área es programable por el facultativo, etc. Más específicamente, el dispositivo de procesamiento de señales 212 puede programarse de modo que no solamente partes correspondientes perfectamente de la forma de onda de la señal modelo y la forma de onda de la señal de datos se indiquen en el tercer color, sino también partes en las que el grado de alineamiento entre las dos formas de onda supere cierto valor umbral también se indican en el tercer color como solapantes en general entre sí. Por ejemplo, el dispositivo de procesamiento de señales 212 puede estar programado de modo que el tercer color se use para indicar partes en las que la correlación porcentual entre la forma de onda de la señal modelo y la forma de onda de la señal de datos supera un valor umbral predeterminado, tal como el 95 % (o algún otro valor introducido, tal como mayor del 90 %, etc.). En otras palabras, no tiene que haber una correspondencia perfecta (100 % de correlación) para que se use el tercer color para indicar y resaltar una parte de forma de onda para que la vea el facultativo.

El presente sistema 200 ayuda, por lo tanto, al usuario a identificar rápidamente partes solapantes de las dos señales durante procedimientos electrofisiológicos y evita confundir las diferentes señales donde se aproximen estrechamente entre sí durante la correspondencia de modelos.

Debe entenderse que la descripción "primer color", "segundo color" y "tercer color" pueden usarse de forma intercambiable para la señal de datos, la señal modelo y partes de señal solapantes o estrechamente próximas.

Habitualmente, puede esperarse que los colores mapeados en la misma coordenada en un monitor se mezclen de acuerdo con una superposición de color convencional (en base a los principios de la rueda de colores). Sin embargo, dicha mezcla normalmente no posee el contraste en la representación de colores para permitir una diferenciación clara de los dos colores originales. Esto es especialmente cierto cuando píxeles adyacentes muestran los colores individuales. De este modo, por ejemplo, el amarillo y el rojo podrían mezclarse para dar un naranja, pero la proximidad del amarillo y el rojo al naranja (en la rueda de colores) hace al naranja difícil de discernir y frustra la capacidad del operador para estimar la calidad del solapamiento de la señal.

De acuerdo con un aspecto destacado de la invención, la asignación de un color a las partes de señal solapantes o estrechamente próximas es una selección arbitraria que no viene dictada por una mezcla al 50 %/50 % de los colores usados para la señal de datos y la señal modelo. Preferentemente, la señal de datos y las señales modelo son dos colores primarios y las partes de señal solapantes o estrechamente próximas son el tercer color primario. Tal como se apreciará, una rueda de colores describe las relaciones entre colores. Se dispone de tal manera que dos colores primarios cualesquiera (rojo, amarillo y azul) están separados por colores secundarios (naranja, violeta y verde). Cada color secundario está limitado por dos colores primarios y son estos componentes lo que se mezclarían para conseguir ese color secundario. Además, los complementos de color son opuestos de color y estos colores contrastan entre sí de la manera más extrema. Por ejemplo, azul y naranja son complementos de color, así como violeta y amarillo, así como rojo y verde.

Tal como se ha mencionado anteriormente, en una realización, las dos señales y las partes solapantes o estrechamente próximas se indican usando los tres colores primarios. En otra realización, dos de las señales o las partes solapantes o estrechamente próximas son colores primarios y la tercera es un color que es un complemento de color para uno de los colores primarios usados para las dos señales. Por ejemplo, si rojo y azul son los colores primarios usados para las dos señales, entonces las partes solapantes o estrechamente próximas pueden mostrarse en naranja o verde (complementos de color de los colores primarios azul y rojo). Preferentemente, las partes solapantes o estrechamente próximas no están indicadas mediante un color que es un color secundario que está limitado por los dos colores primarios usados para visualizar las dos señales, dado que esto conduce al problema de mezclado descrito anteriormente.

Como alternativa, las dos señales y las partes solapantes o estrechamente próximas pueden representarse mediante los tres colores secundarios.

Habiendo descrito de este modo realizaciones preferidas de la presente invención, debe entenderse que la disposición y sistema descritos anteriormente son meramente ilustrativos de los principios de la presente invención, y que otras disposiciones y sistemas pueden ser concebidos por los expertos en la técnica sin apartarse del ámbito de la invención tal como se reivindica a continuación.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento para visualizar señales cardiacas estrechamente próximas que incluye una señal modelo (231) y una señal de datos (233) que comprenden, cada una, un segmento de una señal de forma de onda cardiaca, comprendiendo el procedimiento las etapas de:
 - 5 identificar una o más partes de la señal modelo y de la señal de datos como partes solapantes (325), estando dichas partes solapantes definidas como aquellas partes de la señal modelo y de la señal de datos en las que, cuando la señal modelo y la señal de datos están superpuestas una sobre la otra, la señal modelo y la señal de datos se corresponden perfectamente o se aproximan estrechamente entre sí;
 - 10 procesar la parte solapante para tener un primer color cuando se visualiza en una pantalla;
 - 10 procesar una parte no solapante de la señal de datos para tener un tercer color diferente del primer color; y
 - visualizar las señales modelo y de datos procesadas superpuestas una sobre la otra en los primer, segundo y tercer colores para mostrar el grado de alineamiento entre ellas.
 2. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que la señal de datos es una señal derivada de un promedio de múltiples latidos.
 3. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que la parte solapante se define como partes de la señal modelo y de la señal de datos que se corresponden perfectamente entre sí.
 4. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que la parte solapante se define como partes de la señal modelo y de la señal de datos en las que la correlación porcentual entre la señal modelo y la señal de datos supera un valor umbral predeterminado.
 5. El procedimiento de la reivindicación 4, en el que el valor umbral es mayor que el 95 % de correlación.
 6. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que los primer, segundo y tercer colores son fácilmente distinguibles entre sí.
 7. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que la señal de datos es un latido que se produce inmediatamente después de un latido que representa la señal modelo.
 8. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que la señal de datos es un latido que precede inmediatamente a un latido que representa la señal modelo.
 9. El procedimiento de la reivindicación 1, que incluye, además, la etapa de:
 - 30 emitir un indicador cuantitativo de un cálculo del coeficiente de correlación que se usa para identificar un mejor ajuste entre la señal modelo y la señal de datos.
 10. El procedimiento de la reivindicación 9, en el que el indicador cuantitativo es uno de un promedio compuesto de coeficientes calculados a partir de múltiples derivaciones que capturan al menos la señal de datos y un gráfico de barras que muestra el porcentaje de ajuste.
 11. El procedimiento de la reivindicación 1, que incluye, además, la etapa de:
 - 35 realizar un cálculo del coeficiente de correlación para identificar un mejor ajuste entre la señal modelo y la señal de datos.
 12. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que el procesamiento de la señal modelo y de la señal de datos incluye las etapas de:
 - 40 seleccionar un segmento QRS-T de una señal de ECG de referencia;
 - 40 permitir a un usuario marcar un punto de inicio y un punto final de la señal de ECG seleccionada;
 - definir un modelo de referencia como un segmento de forma de onda entre los puntos de inicio y final marcados de la señal de ECG seleccionada;
 - adquirir la señal de datos de múltiples derivaciones; y
 - 45 procesar y visualizar las señales modelo y de datos, de modo que la señal modelo se superponga sobre la señal de datos y cualquier solapamiento entre los datos y el modelo de referencia se indique mediante el primer color.
 13. El procedimiento de la reivindicación 1, que incluye, además, la etapa de:
 - recuperar la señal modelo de una biblioteca de señales almacenadas en un dispositivo de almacenamiento.
 14. El procedimiento de la reivindicación 1, que incluye, además, las etapas de:
 - 50 asignar el primer color para que sea un primer color primario;
 - asignar el segundo color para que sea un segundo color primario diferente; y

asignar el tercer color para que sea un tercer color primario diferente.

15. El procedimiento de la reivindicación 1, que incluye, además, las etapas de:

asignar el segundo color para que sea un color primario;
 asignar el tercer color para que sea otro color primario diferente; y
 5 asignar el primer color para que sea a un color secundario que es un complemento de color de uno de los segundo y tercer colores.

16. El procedimiento de la reivindicación 1, que incluye, además, las etapas de:

asignar el primer color para que sea un primer color secundario;
 10 asignar el segundo color para que sea un segundo color secundario diferente; y
 asignar el tercer color para que sea un tercer color secundario diferente.

17. Un sistema informático de electrofisiología (200) que comprende un procesador, estando el procesador configurado para visualizar señales cardiacas estrechamente próximas que incluyen una señal modelo (231) y una señal de datos (233) que comprenden, cada una, un segmento de una señal de forma de onda cardiaca de una manera en la que partes de una señal modelo y de una señal de datos, en las que cuando la señal modelo y la señal de datos se superponen una sobre la otra las señales se aproximan estrechamente entre sí, se indican de este modo ejecutando las etapas de:

identificar una o más partes de la señal modelo y de la señal de datos como partes solapantes (235), estando dichas partes solapantes definidas como aquellas partes de la señal modelo y de la señal de datos en las que, cuando la señal modelo y la señal de datos están superpuestas una sobre la otra, la señal modelo y la señal de datos se corresponden perfectamente o se aproximan estrechamente entre sí;
 20 procesar las partes solapantes para tener un primer color cuando se visualizan en una pantalla;
 procesar una parte no solapante de la señal modelo para tener un segundo color diferente del primer color; y
 procesar la parte no solapante de la señal de datos para tener un tercer color diferente del primer color; y
 25 visualizar las señales modelo y de datos procesadas superpuestas una sobre otra en los primer, segundo y tercer colores para mostrar el grado de alineamiento entre ellas.

18. El sistema de la reivindicación 17, que incluye, además, una pantalla para visualizar las señales modelo y de datos.

19. El sistema de la reivindicación 17, en el que el procesador está configurado, además, para emitir a un dispositivo de visualización un indicador cuantitativo de un coeficiente de correlación que se usa para identificar un mejor ajuste entre la señal modelo y la señal de datos.

20. El sistema de la reivindicación 17, en el que la parte solapante se define como partes de la señal modelo y de la señal de datos que se corresponden perfectamente entre sí.

21. El sistema de la reivindicación 17, en el que cada parte solapante se define como una parte de la señal modelo y de la señal de datos en la que la correlación porcentual entre la señal modelo y la señal de datos supera un valor umbral predeterminado.

22. El sistema de la reivindicación 21, en el que el valor umbral es mayor del 95 % de correlación.

23. El sistema de la reivindicación 17, en el que los primer, segundo y tercer colores son fácilmente distinguibles entre sí.

24. El sistema de la reivindicación 17, en el que la señal de datos es un latido que se produce inmediatamente después de un latido que representa la señal modelo.

25. El sistema de la reivindicación 17, en el que la señal de datos es un latido que precede inmediatamente a un latido que representa la señal modelo.

26. El sistema de la reivindicación 17, en el que el procesador está configurado para emitir un indicador cuantitativo de un cálculo del coeficiente de correlación que se usa para identificar un mejor ajuste entre la señal modelo y la señal de datos.

27. El sistema de la reivindicación 26, en el que el indicador cuantitativo es uno de un promedio compuesto de coeficientes calculados a partir de múltiples derivaciones que capturan al menos la señal de datos y un gráfico de barras que muestra el porcentaje de ajuste.

28. El sistema de la reivindicación 17, en el que el procesador está configurado para realizar un cálculo del coeficiente de correlación para identificar un mejor ajuste entre la señal modelo y la señal de datos.

29. El sistema de la reivindicación 17, en el que el primer color es un primer color primario, siendo el segundo color

un segundo color primario diferente; y siendo el tercer color un tercer color primario diferente.

30. El sistema de la reivindicación 17, en el que el segundo color es un color primario; siendo el tercer color otro color primario diferente; y siendo el primer color un color secundario que es un complemento de color de uno de los segundo y tercer colores.

- 5 31. El sistema de la reivindicación 17, en el que el primer color es un primer color secundario, siendo el segundo color un segundo color secundario diferente; y siendo el tercer color un tercer color secundario diferente.

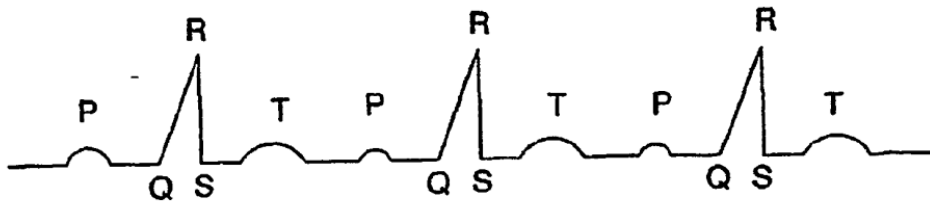


Figura 1

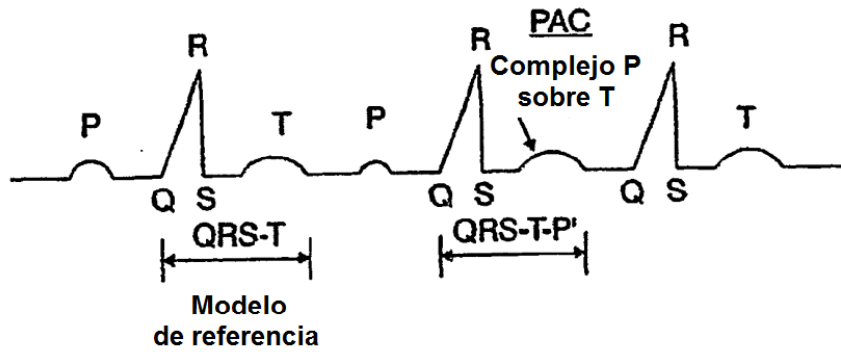


Figura 2

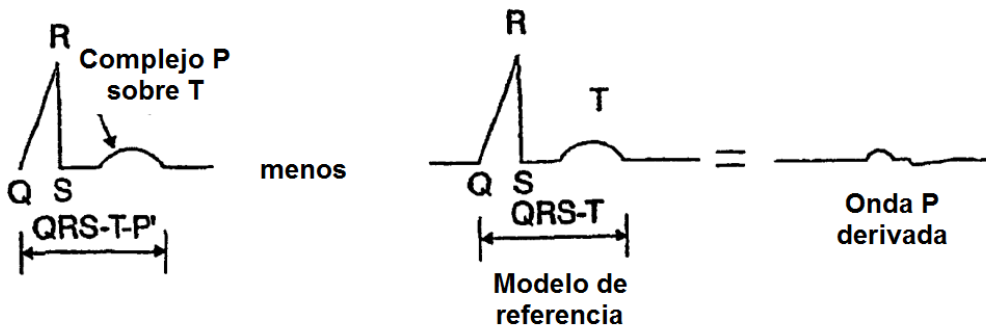


Figura 3

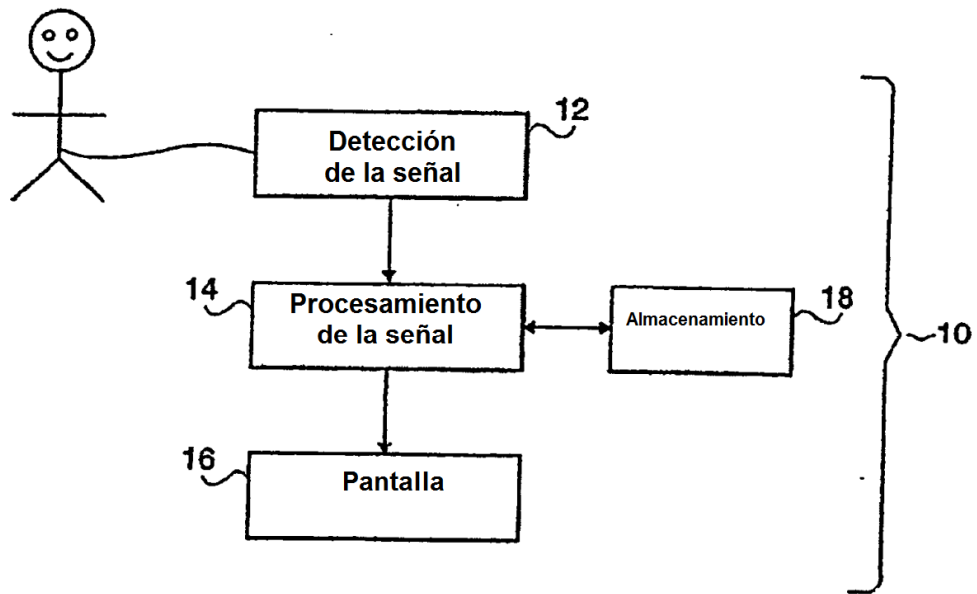


Figura 4

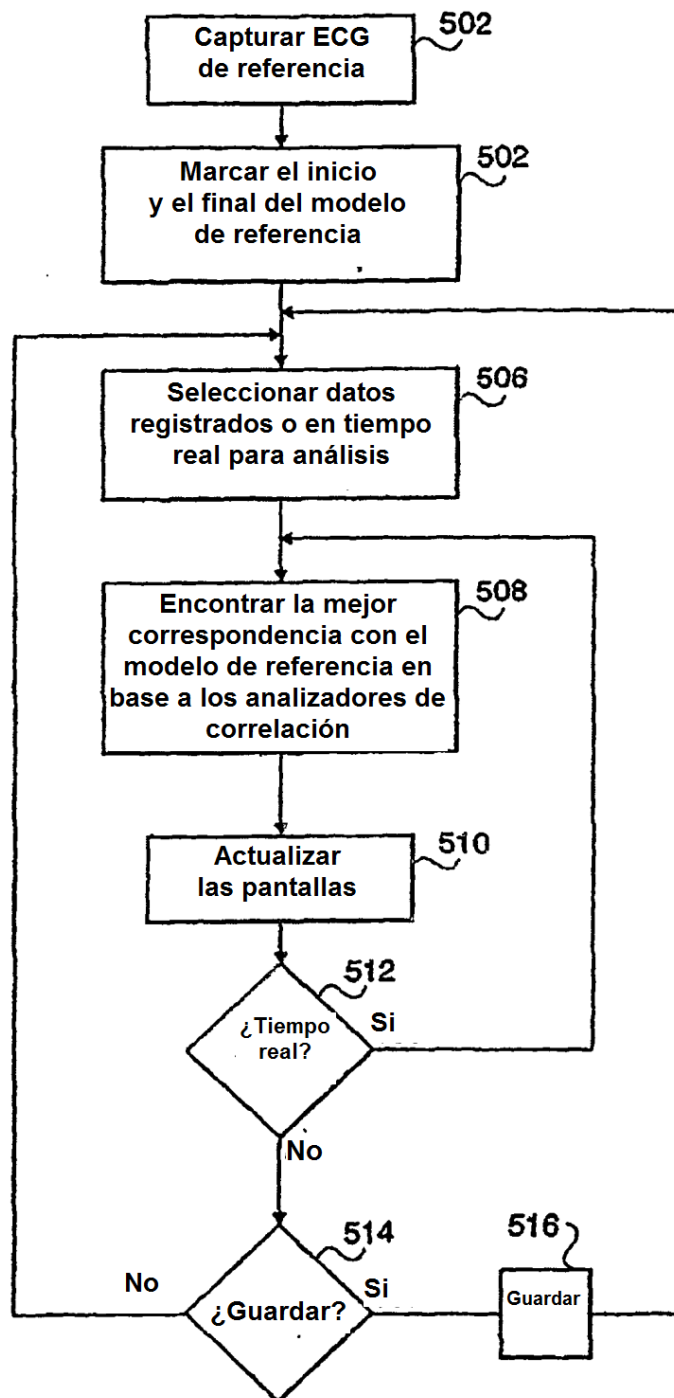


Figura 5

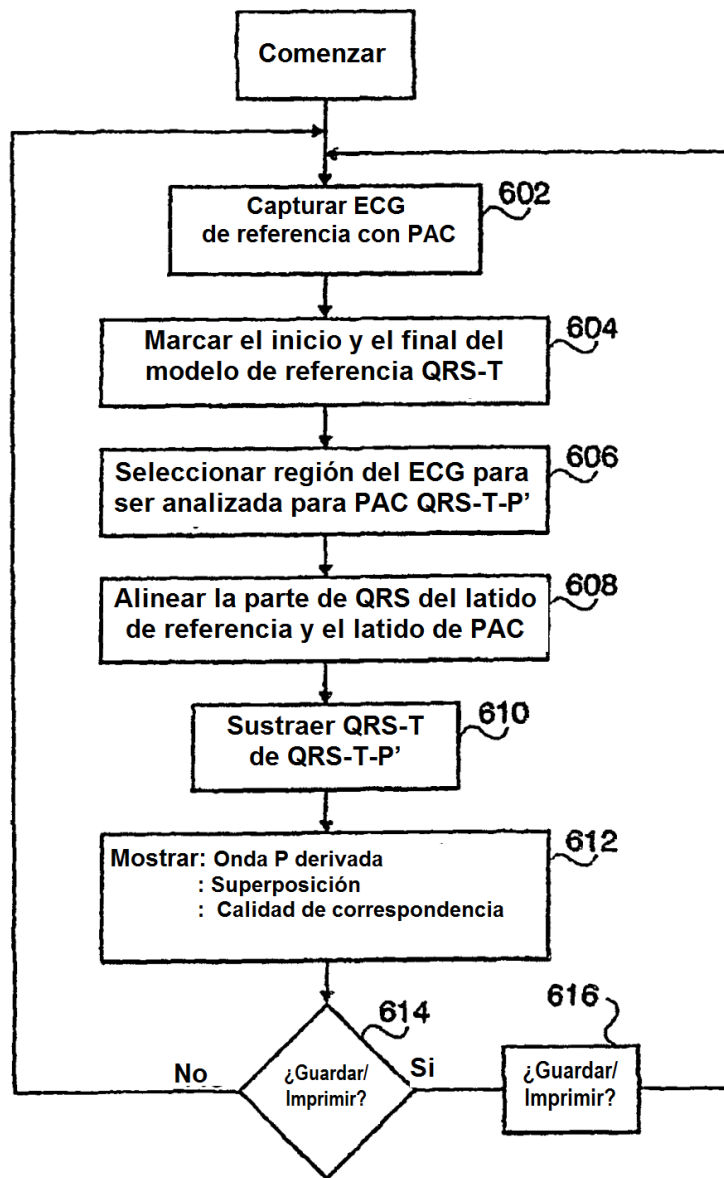


Figura 6

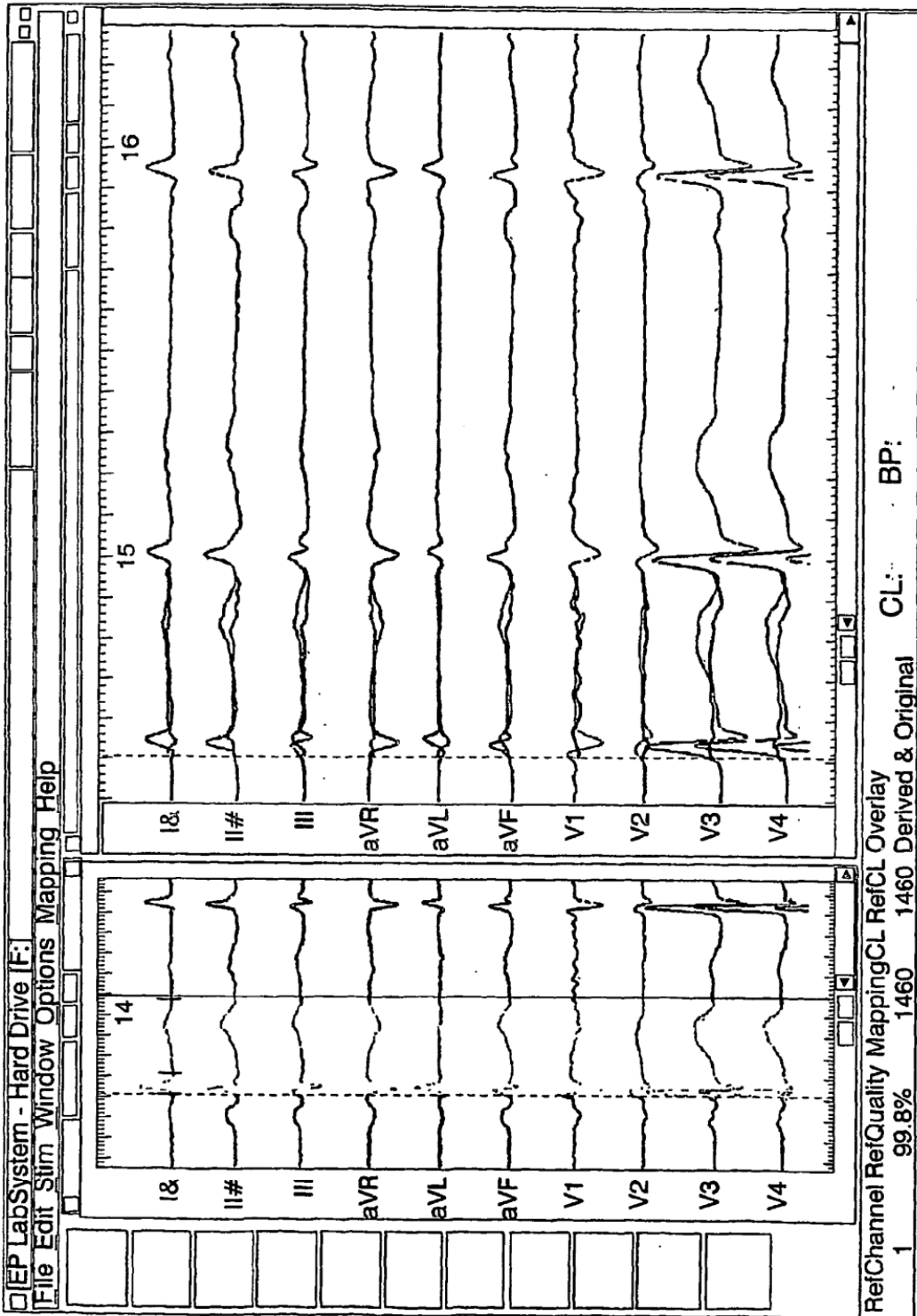


Figura 7

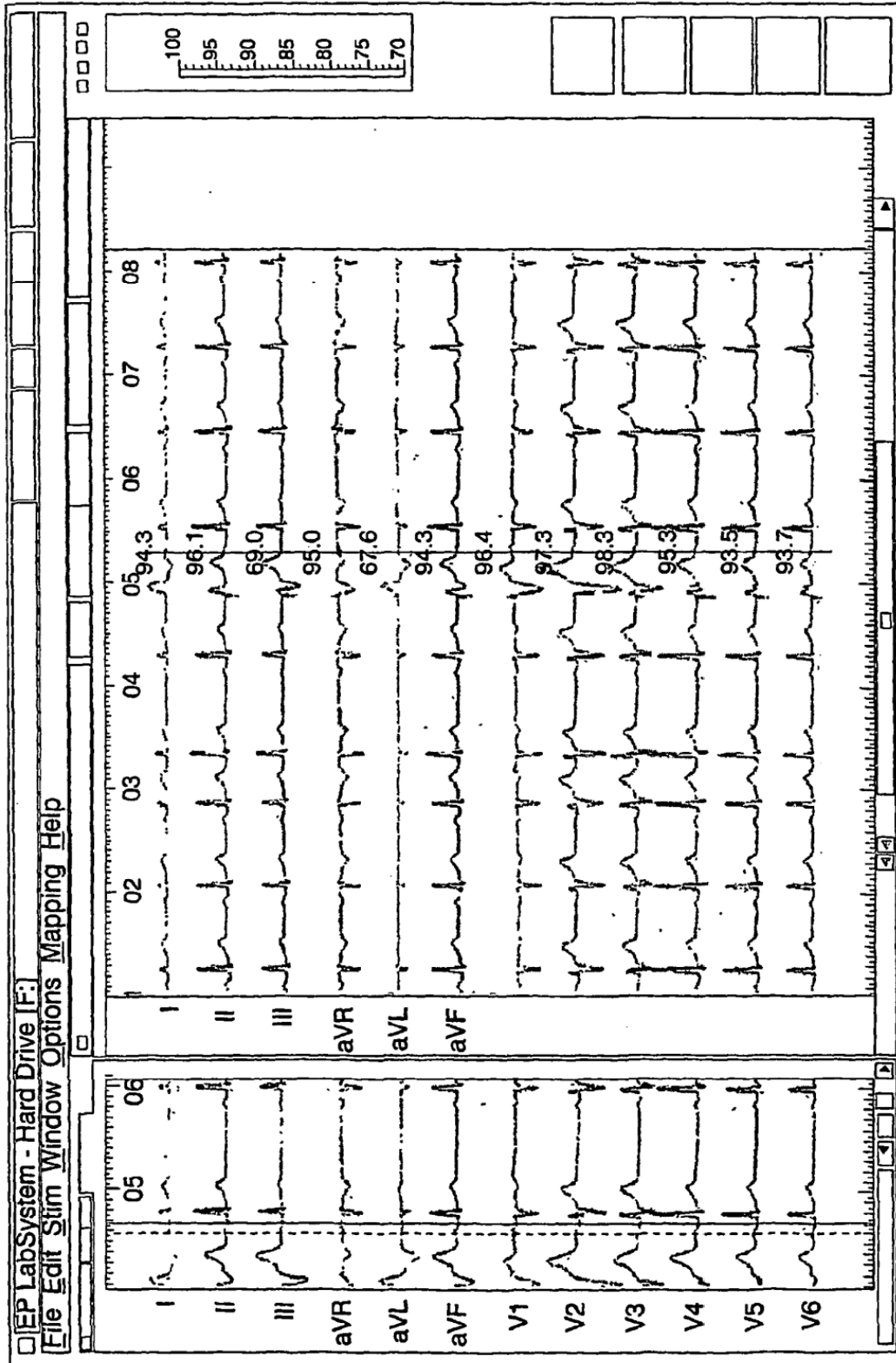


Figura 8

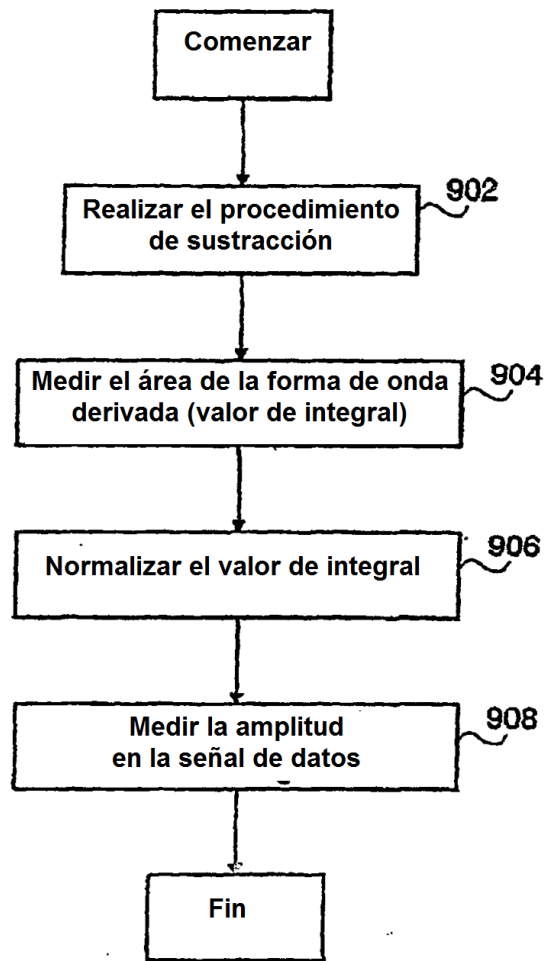


Figura 9

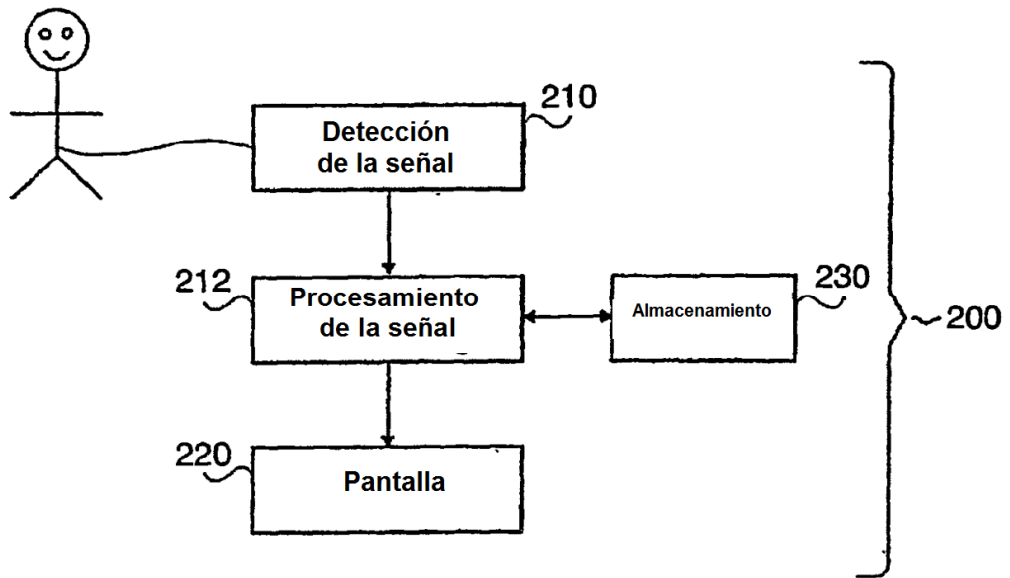


Figura 10

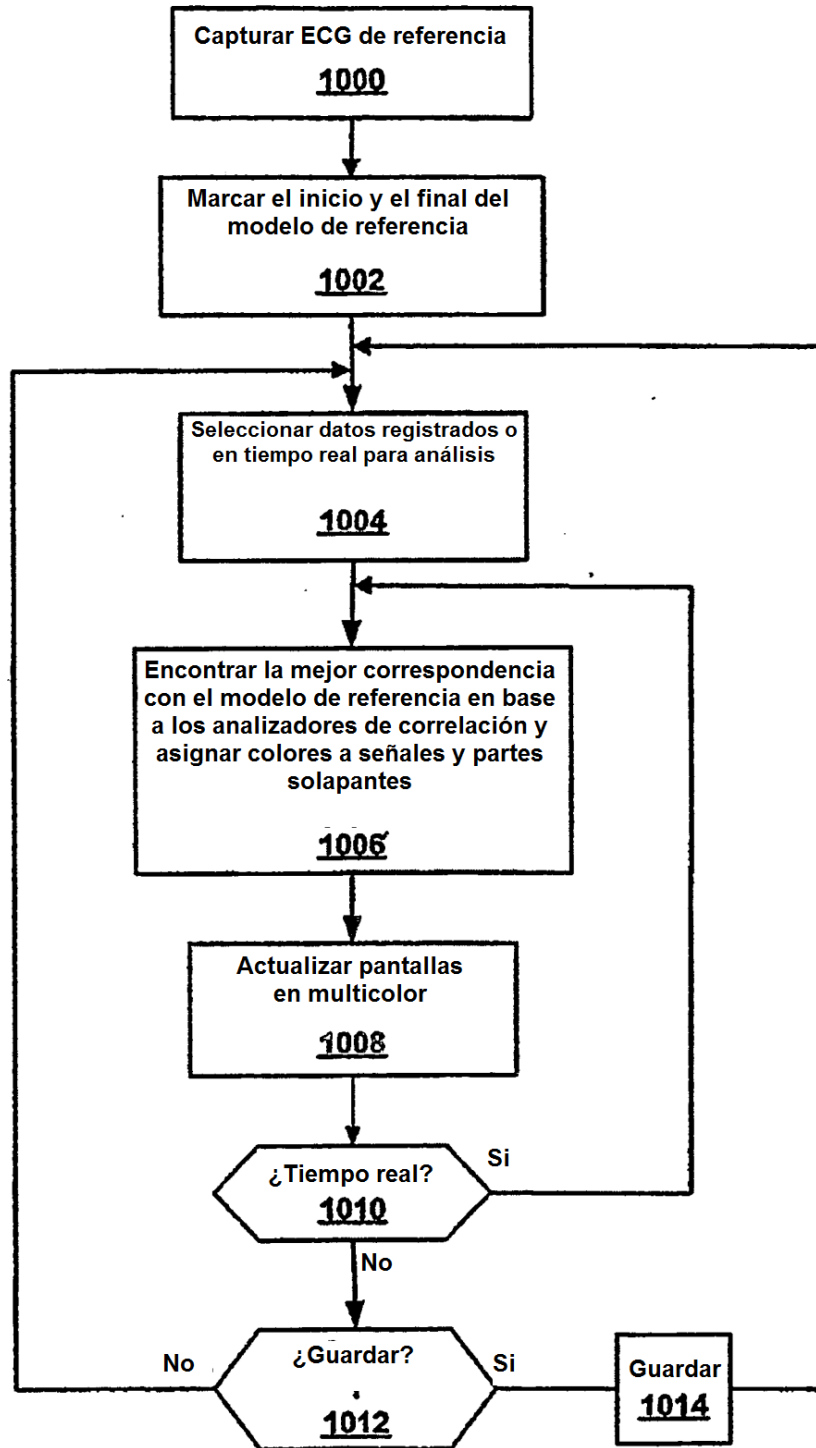


Figura 11

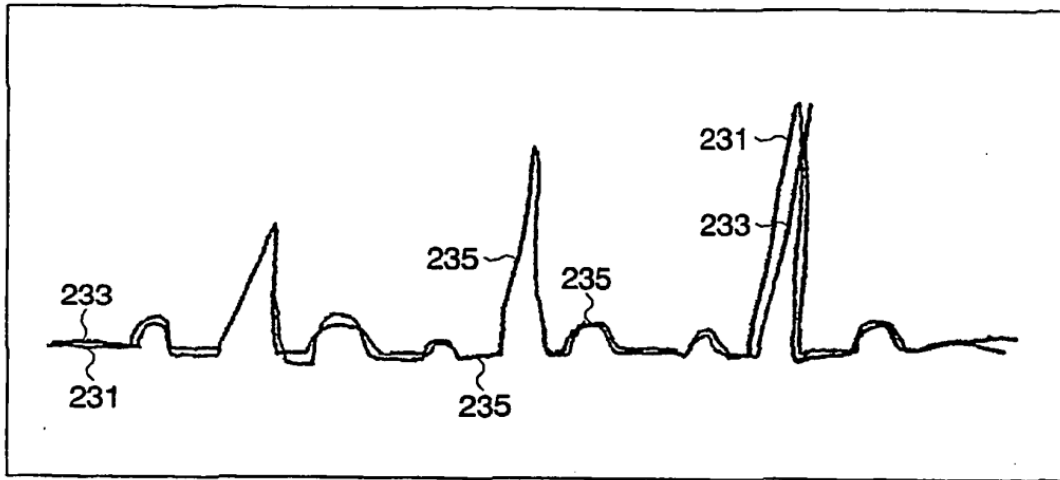


Figura 12

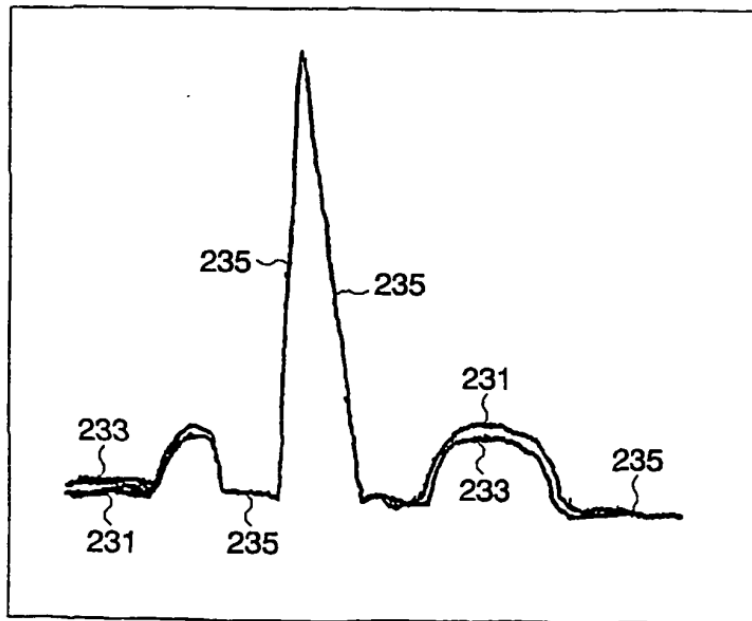


Figura 13