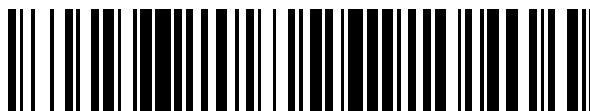


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 635 168**

51 Int. Cl.:

A61B 5/0402 (2006.01)

A61B 5/0428 (2006.01)

A61B 5/0408 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **02.02.2007 PCT/SE2007/050059**

87 Fecha y número de publicación internacional: **23.08.2007 WO07094729**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.02.2007 E 07709452 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.04.2017 EP 1983895**

54 Título: **Un sistema y un método para generación inalámbrica de derivaciones de ECG estándar**

30 Prioridad:

15.02.2006 SE 0600328

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
02.10.2017

73 Titular/es:

**NOVOSENSE AB (100.0%)
IDEON SCIENCE PARK
223 70 LUND, SE**

72 Inventor/es:

**SEBELIUS, FREDRIK y
TILLY, JONAS**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 635 168 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Un sistema y un método para generación inalámbrica de derivaciones de ECG estándar

5 CAMPO TÉCNICO

La presente invención, en general, se refiere a una monitorización cardiaca de un sujeto humano o animal. De forma más particular, la presente invención pertenece a un sistema para generación inalámbrica de derivaciones de ECG estándar y un método para generación inalámbrica de dichas derivaciones de ECG estándar.

10 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

El ciclo cardiaco puede ser descrito como la activación de ciertas células de conducción del corazón especializadas en una secuencia predecible, lo que lleva a una contracción coordinada y secuencial de las fibras de músculo arterial y ventricular. La señal eléctrica asociada con la acción del músculo es transmitida a través de varios tejidos y finalmente alcanza la superficie del cuerpo, donde se puede medir. Dicha medida es denominada ECG que representa un electrocardiograma.

El equipo eléctrico para dichas medidas es utilizado para monitorizar y/o registrar datos de ECG y puede ser estacionario o portátil.

Los equipos de ECG estacionarios son dispositivos de monitorización y registro eléctricos que están conectados a un paciente a través de cables. En uso actual, dichos monitores utilizan electrodos de superficie situados en el cuerpo del paciente y conectados mediante cables a una máquina electrocardiográfica, que permite a las señales cardiacas detectadas ser mostradas en una banda de papel o monitor. Sin embargo, el uso de dicho cableado limita la movilidad del paciente y requiere que el paciente permanezca en la cama durante la monitorización.

Los equipos de ECG portátiles pueden dividirse en registradores y transmisores. En ambos casos cables de múltiples electrodos aplicados al cuerpo de un paciente son conectados a una unidad de registro o transmisora, colgada alrededor del cuerpo del paciente. Estas unidades son a menudo costosas. La unidad de registro es una unidad autocontenida tal que el paciente puede moverse alrededor. La unidad transmisora de más contiene algún tipo de equipo de radio, que hace posible para el paciente moverse alrededor y aun así ser monitorizado por una unidad estacionaria que recibe las señales de datos de medida desde la unidad transmisora.

Un problema común con los electrodos y cables es el riesgo de desconexión del paciente, ya que los cables y los electrodos pueden estar expuestos a altas fuerzas de tracción, estando la longitud total requerida de cables a menudo en el rango de un metro. Por otro lado, las medidas y curvas mostradas pueden estar influenciadas por la presión física o tensiones en los electrodos.

Por tanto, el problema con cables o electrodos que son traccionados persiste con todos los equipos descritos.

Los sistemas del estado de la técnica anterior de los tipos descritos anteriormente son dados a conocer entre otras en las patentes US Nos. 4,243,044; 5,427,111; 6,026,321; 6,416,471; 6,453,186; 6,494,829; 6,526,310; 6,551,252; 6,567,680; 6,579,242; 6,589,170 y 6,611,705.

Métodos de adquisición de ECG han sido propuestos para incluir todos los cables e integrar el registro de ECG y el transmisor de radio en cada unidad de detección, por ejemplo, divulgado en las patentes US Nos. 3,943,918; 4,981,874; 5,168,874; 5,307,818; 5,862,803; 5,957,854; 6,289,238; 6,132,371; 6,441,747; 6,496,705 y 6,577,893.

En las patentes US Nos. 4,850,370; 5,058,598 y 6,901,285 la idea básica está basada en transformar primero un número reducido de medidas de ECG a una fuente X,Y,Z equivalente y después derivar las derivaciones estándar utilizando la fuente de tensión equivalente y la impedancia "conocida" del cuerpo. El principal problema con este enfoque es que la variación de impedancia entre la gente es grande. Por lo tanto, la estimación de ECG será algunas veces totalmente errónea, si la impedancia no es medida. Por tanto, la señal de ECG medida con estas soluciones propuestas es incorrecta y no puede ser utilizada para diagnósticos. Estos sistemas, por tanto, nunca han llegado usarse clínicamente.

La solicitud de patente US con No. de publicación 2002/0045836 A1 divulga un sistema de vigilancia para transferencia inalámbrica de señales desde un número de electrodos situados en un sujeto y cada uno teniendo sus propios contactos a una estación base que es capaz de controlar los electrodos en varios aspectos. De forma más precisa, cuatro electrodos situados en las esquinas de un rectángulo alargado, cuyos lados largos son paralelos a la dirección de la derivación estándar y cuyos lados cortos están situados sustancialmente donde son detectadas las derivaciones estándar y ortogonal es a los lados largos. Los contactos de electrodos de cada lado corto son elementos de un electrodo separado.

En la solicitud de patente US con No. de publicación 2002/0045836 A1 el cuerpo se asume que actúa únicamente de forma resistiva y homogéneamente que es una simplificación importante que lleva al uso de un factor escalar predeterminado que dará una derivación falsa y clínicamente inútil estándar.

- 5 El documento WO 01/70105 A2 divulga un método y un sistema para la adquisición de datos de ECG a través de un dispositivo de bolsillo móvil y su transmisión a un centro médico. Utilizando el dispositivo móvil son registradas tres derivaciones de ECG, en el centro médico son reconstruidas todas las 12 derivaciones estándar basándose en las tres recibidas.

10 DIVULGACIÓN DE LA INVENCION

Es un objeto de la presente invención proporcionar un sistema y un método para la generación inalámbrica de al menos una derivación de ECG estándar correcta y clínicamente útil que elimina los problemas de utilizar cables, por lo tanto permitiendo al paciente moverse libremente sin ningún riesgo relacionado con los cables durante dicho movimiento.

Este objeto se logra mediante un sistema de generación inalámbrica de al menos una derivación de ECG estándar tal y como se define en la reivindicación 1 y mediante un método para generación inalámbrica de al menos una derivación de ECG estándar tal y como se define en la reivindicación 12.

20 Modos de realización preferidos son definidos en las reivindicaciones dependientes.

Por tanto, un sistema para generación inalámbrica de al menos una derivación de ECG estándar comprende una pluralidad de electrodos para aplicación a un sujeto en puntos separados del mismo y una estación de recepción remota que tiene medios para generar al menos una derivación de ECG estándar a partir de señales detectadas por un primer grupo de dicha pluralidad de electrodos. El sistema de más comprende medios para generar al menos dos señales ECG no estándar a partir de señales bipolares detectadas por un segundo grupo de dicha pluralidad de electrodos sustancialmente de forma simultánea con la detección de señal por el primer grupo de dicha pluralidad de electrodos, dicho segundo grupo de dicha pluralidad de electrodos que comprende al menos un subconjunto que tiene al menos tres electrodos situados próximos dispuestos de forma no lineal para detectar dos señales bipolares locales; medios procesadores en dicha estación de recepción remota para calcular una transformación que sintetice cada derivación de ECG generada a partir de al menos dos de dichas señales de ECG no estándar: medios de desconexión de dicho primer grupo de electrodos de dicho sujeto siguiendo dichos cálculos, dichos medios procesadores posteriormente sintetizando dicha derivación de ECG estándar a partir de dichas señales de ECG no estándar únicamente usando dicha transformación; y medios para transferencia inalámbrica de dichas señales de ECG no estándar a dicha estación de recepción remota siguiendo dicha desconexión de dicho primer grupo de electrodos. Por tanto dicha al menos una derivación de ECG estándar es generada de forma inalámbrica por dicha sintetización siguiendo la desconexión de dicho primer grupo de electrodos.

40 Por tanto, esta solución hace posible para el paciente, seguir el cálculo de la transformación que sintetiza cada derivación de ECG estándar generada, para moverse libremente sin ningún cable aplicado a él o ella.

Como consecuencia de la disposición no lineal, los tres electrodos en dicho subconjunto pueden ser utilizados como dos pares diferentes, donde cada par detecta una señal bipolar separada que tiene componentes únicos de la señal eléctrica generada durante cada contracción cardíaca.

Disponiendo los tres electrodos a lo largo de dos líneas octogonales, dichas dos señales bipolares contendrán componentes ortogonales de dicha señal eléctrica generada durante cada contracción cardíaca. Esto obviamente facilitará la sintetización de la derivación de ECG estándar.

50 Dichos subconjuntos de dicho segundo grupo de electrodos son elementos de una unidad de detección de ECG estándar, de manera que las posiciones relativas de los electrodos son fijas, y la unidad de detección de ECG inalámbrica además comprende un módulo de radio para la comunicación con dicha estación de recepción remota cuando se activa de dicho modo.

De forma preferible, la unidad de detección de ECG inalámbrica además comprende un amplificador diferencial para cada señal bipolar que constituye dichos medios para generar señales de ECG no estándar, y un procesador de datos conectado entre dichos amplificadores diferenciales y dicho módulo de radio y adaptado para almacenar de forma digital las señales de ECG no estándar.

60 También, la unidad de detección de ECG inalámbrica puede comprender además al menos un amplificador diferencial adicional que tiene entradas conectables a electrodos separados de dicha pluralidad de electrodos y una salida conectada a dicho procesador de datos.

65 Además, dicha unidad de desconexión puede comprender cables conectados a los electrodos en dicho primer grupo de dicha pluralidad de electrodos y medios de conmutación para seleccionar los electrodos que se van a conectar a

dicho al menos un amplificador diferencial adicional. En este modo de realización, dicha unidad de desconexión puede también comprender cables cada uno conectado a un electrodo en una unidad de detección de ECG inalámbrica separada.

- 5 De forma preferible, cada unidad de detección de ECG inalámbrica comprende medios para controlar los medios de conmutación, por ejemplo, de acuerdo con instrucciones recibidas desde dicha estación de recepción remota.

10 El sistema anterior comprende al menos una unidad de detección de ECG adicional, y medios en dicha estación de recepción remota para que los datos de sincronización fluyan desde las unidades de detección de ECG. Por tanto, varias derivaciones de ECG estándar pueden ser generadas sustancialmente de forma simultánea.

15 El método de generación inalámbrica de derivaciones de ECG estándar comprende las etapas de generar una derivación de ECG estándar utilizando electrodos para aplicación a un sujeto en posiciones estándar del mismo; generar sustancialmente de forma simultánea al menos dos señales de datos no estándar a partir de señales bipolares detectadas por un grupo adicional de al menos tres electrodos para la aplicación a un sujeto en posiciones adyacentes; calcular una transformación que sintetiza dicha derivación de ECG estándar a partir de dichas señales de datos no estándar; interrumpir la generación de dicha derivación de ECG estándar siguiendo dichos cálculos; transferir dichas señales de ECG no estándar de forma inalámbrica al menos siguiendo dicha interrupción; y posteriormente generar dicha derivación de ECG estándar únicamente utilizando dicha transformación calculada.

20 La generación de la derivación de ECG estándar comprende utilizar cables conectados a los correspondientes electrodos y dicha interrupción comprende desconectar esos electrodos y cables. Sin embargo, las señales de ECG no estándar pueden ser transferidas de forma inalámbrica en cualquier momento. También, la derivación del ECG estándar y las señales de ECG no estándar son generadas sustancialmente de forma simultánea. Además, el cálculo puede basarse en representaciones almacenadas digitalmente de la derivación de ECG estándar y de las señales de ECG no estándar.

25 La unidad de detección de ECG comprende al menos tres electrodos para la aplicación a un sujeto y que generan señales bipolares. Un módulo de radio para comunicación con una estación de recepción remota, un amplificador diferencial para cada señal bipolar para generar una señal de datos no estándar; un procesador de datos conectado entre dichos amplificadores diferenciales y dicho módulo de radio, para almacenar de forma digital las señales de ECG no estándar; y al menos un amplificador diferencial adicional que tiene entradas conectables a electrodos separados de una pluralidad de electrodos adicionales y una salida conectada a dicho procesador de datos.

30 La unidad de detección de ECG puede además comprender medios sensibles a señales externas para controlar su funcionamiento y los electrodos pueden ser parte de un parche desmontable del resto de la unidad de detección de ECG.

40 BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Los dibujos que acompañan ilustran modos de realización preferidos de un sistema y de alguna unidad de detección de ECG de acuerdo con la presente invención, en los cuales:

45 La figura 1 es una vista frontal esquemática de un torso humano que muestra las posiciones de electrodo utilizadas cuando se miden 12 derivaciones estándar;

La figura 2A es un diagrama de circuito de un amplificador de ECG y la figura 2B es un diagrama de bloques correspondiente;

50 La figura 3 ilustra una conexión eléctrica típica de un amplificador de ECG;

La figura 4 ilustra un modo de realización del sistema de acuerdo con la presente invención;

55 La figura 5A es una vista inferior de un primer modo de realización de una unidad de detección de ECG y la figura 5B es una vista en sección a lo largo de la línea V-V;

La figura 6A es una vista inferior de un segundo modo de realización de una unidad de detección de ECG y la figura 6B es una vista en sección a lo largo de la línea VI-VI;

60 La figura 7A es una representación esquemática de la electrónica de una unidad de detección de ECG;

La figura 7B es un diagrama que ilustra el flujo de datos en la unidad de detección de ECG;

65 La figura 8 es una representación esquemática de elementos de un modo de realización de la presente invención que se va a aplicar a un sujeto humano;

La figura 9 es un diagrama de bloques de un módulo de medida de la unidad de detección de ECG;

La figura 10 ilustra los elementos de la figura 8 aplicados a un sujeto humano;

5 Las figuras 11A-D son registros realizados en dos sujetos humanos con electrodos situados próximamente;

Las figuras 12A-D son registros de señales bipolares locales realizadas en dos sujetos humanos con electrodos situados próximamente;

10 Las figuras 13A-D son registros múltiples de señales bipolares realizadas en dos sujetos humanos con electrodos situados próximamente;

La figura 14 es un diagrama que ilustra el flujo de los datos de ECG a través de la unidad receptora de ECG en la figura 4;

15 La figura 15 es un diagrama que ilustra el flujo de señales de control a través de la unidad receptora de ECG en la figura 4;

La figura 16 es un diagrama que ilustra la sintetización y calibración de las señales de ECG;

20 La figura 17 muestra derivaciones de ECG registradas con equipo estándar; y

La figura 18 muestra señales de ECG registradas de forma simultánea registradas con el equipo de acuerdo con la presente invención.

25 DESCRIPCIÓN DE LOS MODOS DE REALIZACIÓN PREFERIDOS

Con referencia la figura 1, los electrodos para medidas de ECG están situados en diferentes partes del cuerpo.

30 El electrocardiograma normal de banda de monitorización de ritmo es obtenido a partir de una de tres tipos de conexiones eléctricas. Estas conexiones son conocidas como derivaciones de extremidad, derivaciones de extremidad aumentadas o derivaciones precordiales. Aquí cabe destacar que el término “derivación” es utilizado en el presente documento en el sentido médico y no en el sentido eléctrico, es decir, una “derivación” no es un cable sino una combinación lineal de potenciales de tensión a partir de dos o varias posiciones definidas anatómicas en el

35 cuerpo donde la señal cardiaca es detectada.

El electrocardiograma de 12 derivaciones estándar requiere que sean conectados diez cables mediante electrodos al cuerpo del paciente. Todos los cables son entonces conectados a una unidad de electrocardiografía con el fin de detectar señales cardiacas y transformarlas en un electrocardiograma de 12 derivaciones. Tres de las 12

40 derivaciones son registros bipolares entre los que el resto son registros unipolar es. Un registro bipolar es una diferencia de tensión registrada entre dos posiciones de electrodo definidas anatómicas. Las derivaciones bipolares son como sigue:

La derivación I es la diferencia de potencial eléctrico entre los brazos, LA–RA (figura 1);

45 La derivación II es la diferencia de potencial eléctrico entre la pierna izquierda y el brazo derecho, LL–RA (figura 1);

La derivación III es la diferencia de potencial eléctrico entre la pierna izquierda y el brazo izquierdo, LL–LA (figura 1);

50 Sin embargo en la práctica los electrodos podrían a menudo ser situados en el cuerpo hacia los brazos y las piernas, ver la figura 1, para evitar molestias para el paciente y que se aflojen los cables durante los registros de larga duración. Una medida unipolar es una medida desde un lugar en el cuerpo donde el potencial eléctrico está variando, en relación con una referencia de potencial variable cero. Sin embargo no hay referencia de potencia variable cero en el cuerpo ya que el ECG se propaga a través de todo el cuerpo. Una referencia de potencia variable

55 cero fue por lo tanto creada por N. F. Wilson y otros ponderando los potenciales eléctricos desde el brazo izquierdo, la pierna izquierda y el brazo derecho con tres resistencias de 5 kΩ, es decir, $1/3*(RA + LA + LL)$. Esta referencia de voltaje es denominada terminal central (CT) de Wilson pero aun así no es una referencia variable cero absoluta. Sin embargo, tal y como se ha utilizado durante mucho tiempo ha llegado a ser el estándar.

60 Las derivaciones de miembro aumentadas son referidas como derivaciones bipolares. Cada una de ellas es la diferencia entre el potencial en un lugar y los potenciales en otras dos posiciones definidas anatómicas. Por tanto, las derivaciones de extremidad aumentadas son combinaciones lineales de derivaciones de extremidad bipolares. Las derivaciones aumentadas son como sigue:

65 aVR - la derivación de brazo derecho “unipolar”, es decir, $RA - 1/2*(LA + LL)$

aVL - la derivación de brazo izquierdo "unipolar", es decir, $LA - 1/2*(RA + LL)$

aVF - la derivación de pierna izquierda "unipolar", es decir, $LL - 1/2*(RA + LA)$

5 La tensión de referencia para las derivaciones aumentadas es creada conectando el brazo derecho, el brazo izquierdo y la pierna izquierda con dos resistencias de 5 kΩ de tres maneras diferentes: brazo izquierdo y pierna izquierda, brazo derecho y pierna izquierda y finalmente brazo derecho y brazo izquierdo (para aVR, aVL y aVF, respectivamente). Estos potenciales de referencia eléctricos son referidos más tarde como CT/aVR, CT/aVL y CT/aVF.

10 Las derivaciones precordiales son también unipolares pero a diferencia de las derivaciones de extremidad aumentadas, uno o más electrodos precordiales son conectados a la pared del pecho. La fuente de referencia consiste de nuevo en potenciales ponderados juntos y no varía de forma significativa con el ciclo cardíaco. El terminal central (CT) Wilson es normalmente utilizado como referencia. En disposiciones estándar hay seis derivaciones V1 – V6 precordiales donde los números representan la posición exacta en el pecho.

15 Por tanto, esto implica fijar seis electrodos al pecho o área precordial, y fijar cuatro electrodos en el cuerpo hacia los brazos y las piernas del paciente; ver la figura 1.

20 Con independencia del tipo de medida, bipolar o unipolar, el mismo tipo de amplificadores ha sido utilizado para generar las señales. Este amplificador es mostrado las figuras 2A, 2B y 3 y tiene tres conexiones al cuerpo; dos posiciones de electrodo donde la diferencia de potencial eléctrico es medida y una conexión de electrodo para la tierra del paciente, ver la figura 3. La conexión de tierra del paciente, normalmente la pierna izquierda (RL), tiene el único propósito de controlar la tierra de terminal del amplificador al mismo nivel que la tierra del paciente, por tanto controlando el amplificador dentro del potencial de trabajo. La conexión de tierra es a veces controlada de forma activa, es decir, una protección, para suprimir el ruido. En un amplificador de ECG que tiene más de una derivación, las tierras de terminal para todos los amplificadores están interconectadas y sólo un cable está conectado a la tierra del paciente. La conexión desde la tierra del terminal a la tierra del paciente es a menudo realizada a través de un amplificador o una resistencia ya que la corriente debe ser mantenida por debajo de un umbral especificado. Existen sistemas que en lugar de utilizar un cable de tierra separado controlan los dos (o más) electrodos de medida a un potencial de tierra de terminal común. Sin embargo, referencias de medida distantes, tal como RA, LA, LL, se necesitan aun así para realizar las medidas de ECG diferentes.

35 Una relación de rechazo de modo común alto (CMRR) es preferible para suprimir ruido de nodo común, por ejemplo, la potencia de 50 o 60 Hz conectada de forma capacitiva al cuerpo. Para mantener una alta CMRR la impedancia de entrada debe también ser alta (>10 MΩ) ya que la impedancia de conexión al cuerpo normalmente varía en el rango de 1-3 kΩ.

40 En general, el amplificador de ECG contiene un filtro de paso de banda para las frecuencias de interés, que por norma deberían ser de 0,05-100 Hz. Esto sin embargo podría variar bastante dependiendo del fabricante.

Los componentes básicos del sistema son mostrados en la figura 4 y consisten en una pluralidad de unidades 100 de detección de ECGs móviles montadas en el sujeto y una unidad 200 receptora de ECG, la cual es una unidad de radio estacionaria. La unidad 200 receptora de ECG comprende un módulo 201 de radio con capacidad de transmisión y recepción, un módulo 202 de cálculo capaz de procesar y sintetizar señales de ECG, y un módulo 203 de comunicación para comunicar con otros sistemas de ECG estándar (mostrados en líneas discontinuas). Las unidades 100 móviles, también mostradas en las figuras 8 y 10, cooperan durante una fase inicial del funcionamiento del sistema con una unidad 400 de conexión. Durante esta fase inicial cada unidad 100 móvil está conectada mediante una conexión 111 de cables múltiples a la unidad 400 de conexión, que también está conectada mediante una conexión 401 de un solo cable a cada una de la pluralidad de unidades 403 de detección pasivas. Las conexiones 111, 402 de cable y la unidad 400 de conexión están interconectadas inicialmente para el registro de señales de ECG estándar de forma simultánea con señales de ECG bipolares locales. Después de una sesión de registro más corta, segundos a minutos, el sistema es calibrado y la unidad 400 de conexión con sus conexiones 111 y 401 de cable y los electrodos 403 pasivos serán retirados, tal y como se muestra en la figura 4.

55 De forma preferible, tres unidades 100 de detección de ECG deberían ser utilizadas en el mismo sujeto para sintetizar el tipo más común de derivaciones de ECG, es decir, ECG de 12 derivaciones o equivalente. Las unidades 100 de detección de ECG deberían ser situadas en posiciones estratégicas en el torso, figura 4, o como en las derivaciones de pecho en posiciones EASI (posiciones estándar conocidas por el experto la materia). Cualquier otro número de unidades 100 de detección de ECG podría ser utilizado, es decir, una o más unidades. La precisión del ECG estándar sintetizado aumentará con el número de unidades de detección de ECG utilizadas.

60 En un modo de realización preferido, tres unidades 100 de detección de ECG son conectadas inicialmente entre sí y a cuatro electrodos 403 pasivos. Los electrodos 403 pasivos son aplicados a las extremidades y, de forma opcional, al pecho con el fin de generar señales de ECG de referencia que son medidas en las unidades 100 de detección de ECG. Un diagrama de bloques esquemático del modo de realización preferido de estos elementos es mostrado en la

figura 8. Estos elementos están destinados a calibrar los parámetros de transformación para obtener señales de ECG estándar sintetiza las correctas. En la figura 10, los cables 111 y 401 están conectados para la calibración y en la figura 4 los cables han sido retirados y las derivaciones de ECG son sintetizadas utilizando las ECG bipolares medidas con las unidades 100 de detección de ECG.

La unidad 100 de detección de ECG inalámbrica divulgada en el presente documento se implementa de forma preferible como un parche desechable adhesivo integrado, figuras 5A, 5B, para aplicar al cuerpo de un sujeto y para obtener y transferir datos de ECG no estándar locales y datos de ECG estándar a la unidad 200 receptora, mostrada en la figura 4. De forma alternativa, la unidad 100 de detección de ECG puede ser implementada como una unidad reutilizable con correcciones con encaje a electrodos desechables disponibles.

Con referencia las figuras 5A, 5B el modo de realización físico de la unidad 100 de detección de ECG comprende medios 104 adhesivos para fijar el dispositivo a un cuerpo del sujeto o a un parche en el cuerpo del sujeto, electrodos 101-103 y 110, unos medios 105 de soporte estructural para soportar los electrodos, medios 105 de suministro de energía, una antena 107, circuitos 108 electrónicos, medios 109 para aislar y proteger, y una entrada para la conexión 111 de cables múltiples que conecta la unidad 100 de detección de ECG a la unidad 400 de conexión y por tanto a los electrodos 403 pasivos y otras unidades 101 de detección de ECG.

Las figuras 6A, 6B muestran un modo 300 de realización físico alternativo de la unidad 100 de detección de ECG donde la cubierta física es extendida utilizando electrodos 301, 302, 303, 304, 305 y 312 de medida adicionales dispuestos más separados. En otro modo de realización el electrodo 110 y 312 de tierra, en las figuras 5A, 5B y en las figuras 6A, 6B respectivamente podría ser excluido ya que la tierra de terminal podría estar conectada a la tierra del paciente a través de electrodos de medida.

La funcionalidad electrónica del modo de realización preferido de la unidad 100 de detección de ECG, mostrada en las figuras 5A, 5B y 7A, 7B, comprende un módulo 121 de medida, un procesamiento de datos y una unidad 122 de almacenamiento, un módulo 123 de interfaz de calibración, un módulo 123 de radio para transmitir datos de ECG a la unidad 200 de recepción de ECG y medios 125 de suministro de energía. Las señales de ECG de los electrodos 101-103 locales y las señales de ECG de calibración del módulo 123 de interfaz de calibración, que se originan de la conexión 111 de cables múltiples, son respetadas y amplificadas con amplificadores de ECG comunes, figura 2. Las señales de ECG bipolares locales y las señales de ECG estándar son enviadas a la unidad 122 de procesamiento de datos, figura 7A, 7B donde los datos A/D son convertidos y almacenados de forma intermedia antes de la transmisión a través del módulo 124 de radio.

Con referencia la figura 9, las señales V_{101} , V_{102} y V_{103} , de los 3 electrodos 101, 102 y 103 primero son amplificadas con buffer posteriormente se utilizan para recuperar dos señales $V_{102} - V_{101}$ y $V_{103} - V_{101}$ de ECG bipolares ortogonales locales. Dos señales V_{Ex1} y V_{Ex2} externas son también amplificadas con buffer y posteriormente utilizadas para recuperar las señales $V_{Ex1} - V_{Ex2}$ y $V_{Ex2} - V_{101}$ de diferencia. Las dos señales V_{Ex1} y V_{Ex2} externas que se originan a partir de una conexión 111 de cables múltiples en la figura 5 son utilizadas sólo durante el procedimiento de calibración.

El modo de realización de medida preferido es mostrado en las figuras 5A, 5B, donde un ECG es medido localmente a partir de una unidad 100 de detección de ECG. Los electrodos 101-103 de medida están dispuestos ortogonalmente, es decir, los potenciales de tensión que son medidos son $V_{102} - V_{101}$ y $V_{103} - V_{101}$. Estas dos medidas son referidas más adelante como un ECG bidimensional; el ángulo sin embargo podría ser menor de 90° pero debería ser sustancialmente mayor de 0° . Las medidas locales son referidas, más en general, como ECGs bipolares locales. El potencial de tierra del sujeto está conectado a través del electrodo 110 y es después conectado a la tierra de terminal de las unidades de detección de ECG. En una solución alternativa, esto se logra controlando la tierra del terminal de las unidades de detección de ECG a la tierra del paciente a través de los electrodos 101, 102 y 103 de medida mediante una técnica bien conocida para el experto en la materia. El electrodo de tierra en las figuras 5A, 5B y 6A, 6B se podría excluir en estos modos de realización. La distancia d preferida en la figura 5A entre el electrodo 101 y el electrodo 102 y 103, respectivamente, es de 2-7 cm, es decir, la distancia de centro a centro de esos electrodos. El parámetro d y el emplazamiento de las unidades 100 de detección de ECG se discutirá en el siguiente párrafo.

Los potenciales de ECG en el cuerpo pueden apreciarse como un dipolo corriente estacionario. El campo biopotencial tiene una divergencia más grande cercana al corazón. Por lo tanto las medidas de ECG bipolares locales serán más grandes más cerca del corazón. La unidad 100 de detección de ECG debería por tanto estar situada de forma preferible en el torso en diferentes lados del corazón, por ejemplo, en las mismas posiciones que los sistemas EASI (posición E, A, S e I) o como se muestra la figura 4. La distancia d en la figura 5A es un parámetro importante. A medida que d aumenta la amplitud de la señal de ECG bipolar lo hará también. En las figuras 11A-D el ECG fue registrado con un voltaje de referencia en la acción izquierda y nueve electrodos dispuestos en una formación de un conjunto de 3x3. Los registros fueron realizados en dos sujetos adultos (figuras 11A, 11B y 11C, 11D respectivamente) con 2 distancias ortogonal es diferentes entre los electrodos, es decir, 1,5 cm (figuras 11A, 11C) y 3 cm (figuras 11B y 11D). La escala en las figuras 11A-D es la misma. Es obvio que las curvas de ECG tienen una variación más grande para electrodos situados más lejos, es decir, en los diagramas de las figuras 11B y 11D.

En las figuras 12A-D, los ECGs bipolares locales son mostrados calculados a partir de los registros de las figuras 11A-D. El ritmo cardiaco en las figuras 11A-D en las figuras 12A-D es por tanto uno y el mismo. La curva más alta en cada diagrama de las figuras 12A-D es detectada en una horizontal o dirección de eje X mientras que la curva más baja es detectada en una vertical o dirección de eje Y, es decir, ortogonal al eje X. Estas curvas son curvas típicas registradas con la unidad 100 de detección de ECG situada en la parte izquierda del pecho bajo el hueso de la clavícula. Las figuras 12A-D muestran que los registros realizados con los electrodos situados más separados resultan en señales de datos registradas más altas (figuras 12B y 12D). La distancia entre los electrodos locales utilizados en las figuras 12A y 12B fue de 3 cm y la distancia entre los electrodos locales utilizados en las figuras 12C y 12D fue de 6 cm.

En las figuras 13A-D fue simulado una comparación entre dos registros de ECG local bidimensionales situados próximamente utilizando los registros en las figuras 11A-D. Las distancias entre las unidades de detección de ECG fueron por tanto 1,5 cm para las figuras 13A y 13C y 3,0 cm para las figuras 13B y 13D (ambas en la dirección X e Y). Hay un parecido cercano entre las dos unidades de detección de ECG en las figuras 13A-D, como se esperaba dado que la distancia entre las unidades fue justo 1,5 cm y 3,0 cm.

Algunas de las conclusiones de los registros en las figuras 11A-D - figuras 13A-D son:

1. Los registros de ECG ortogonal es locales pueden a menudo ser transformados en cualquier otra orientación de la superficie de la piel con alta precisión. Por lo tanto la síntesis de ECG estándar tendrá una pequeña ganancia de registros más locales que las direcciones ortogonal es X e Y siempre que la distancia entre los electrodos sea pequeña.

2. Incrementar la distancia entre los electrodos aumentará la amplitud de ECG local y por tanto generará señales de ECG estándar sintetizadas más robustas.

3. Las unidades de detección de ECG deberían ser, de forma preferente, distribuidas de forma uniforme alrededor del corazón/pecho para recopilar datos desvinculados y por tanto generar señales de ECG sintetizadas generadas mejor.

4. Las unidades de detención de ECG locales deberían, de forma preferible, están situadas en el torso debido al hecho de que las señales de ECG son medidas de forma diferencial localmente y por tanto la intensidad de las señales podría ser muy baja en las extremidades.

5. Las señales de ECG estándar no pueden ser recuperadas mediante algún simple escalado de las señales de ECG locales. En su lugar, las señales de ECG locales bipolares deben ser transformadas matemáticamente en derivaciones de ECG estándar (sintetizadas).

Si la distancia d es demasiado pequeña, las señales de ECG bipolares podrían ser enterradas en el ruido. Si se aumenta d las señales aumentarán y en la variante más extrema los electrodos de medida se situarán como en el sistema EASI, ajustándose sobre todo el torso. Sin embargo, en el sistema EASI se utilizan cuatro medidas bipolares para sintetizar un sistema de 12 derivaciones. De acuerdo con la presente invención, el uso de medidas bipolares locales es divulgado para derivaciones de ECG estándar sintetizadas. La ventaja práctica de medidas locales, comparadas con el sistema EASI y otros sistemas similares, es obvia ya que no se requieren cables en el cuerpo, tal y como se mostró en la figura 4. En el procedimiento desincronización del ECG desde el emplazamiento de un electrodo no estándar (tal como el sistema EASI y el sistema divulgado en el presente documento) los parámetros son utilizados para transformar el ECG uniforme a derivaciones de ECG estándar. Sin embargo, la varianza en la impedancia del cuerpo entre diferentes personas es una fuente de error evidente. De acuerdo con la presente invención, este problema se supera utilizando un procedimiento de calibración inicial en donde las derivaciones de ECG estándar son registradas de forma sincronizada con las señales de ECG bipolares locales.

Los siguientes métodos son ejemplos de diferentes soluciones. Sin embargo la invención no está limitada a estos ejemplos.

Algunas derivaciones de ECG estándar son descritas anteriormente y algunas de las derivaciones estándar son calculadas combinando señales que se originan a partir de varias posiciones diferentes del cuerpo. Este cálculo se ha hecho en unidades de registro de ECG normalmente mediante circuitos análogos. Sin embargo, todas las derivaciones de ECG estándar pueden ser calculadas después siempre que sean cubiertas todas las posiciones anatómicas. Por ejemplo, un doctor quiere medir al menos derivaciones II, V1 y V6 con la invención. Dos unidades 100 de detección de ECG son entonces situadas en el cuerpo, una en V1 y una en V6. Los electrodos 403 pasivos, conectados a la unidad 100 de detección de ECG, son después situados en el brazo izquierdo, el brazo derecho, ilación izquierda (LA, RA y LL). El sistema registra las señales de ECG y cuándo se han calibrado los electrodos 403 pasivos junto con los cables 111 y 402 son retirados. El sistema entonces sintetizará con una alta precisión todas las derivaciones estándar que son recuperadas normalmente desde la posición anatómica que se acaba de mencionar, es decir, derivación I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1 y V6. Desde estas derivaciones es posible sintetizar adicionalmente

otras derivaciones, pero con menos precisión. De forma preferible, deberían aplicarse unidades 100 de detección de ECG adicionales en la derivación de ECG deseada adicional.

En el ejemplo anterior, la unidad 100 de detección de ECG situada en V1 registrará V1-LF con la ayuda de señales externas. La derivación V1 debería ser referenciada al terminal central (CT) de Wilson que es una combinación lineal de LA, RA y LL. Por tanto es posible calcular la derivación V1 correcta, (con el CT como referencia) simplemente mediante una combinación lineal de las derivaciones I, II, III y del registro (V1-LL). Esto se entiende fácilmente por una persona con un conocimiento básico en álgebra lineal, es decir, un experto en la materia.

La base de calibración inicial se describirá con más detalle con referencia las figuras 7B y 14-18.

La calibración se inicia desde la unidad 200 receptora de ECG la cual envía señales de selección y pulsos de sincronización a través de su módulo 201 de radio al módulo 124 de radio de cada unidad 100 de detección de ECG. Como consecuencia, electrodos 403 pasivos preseleccionados son conectados a cada unidad de detección de ECG en secuencias predeterminadas de manera que el módulo 121 de medida de cada unidad 100 de detección de ECG genera señales del tipo ilustrado en la figura 9. Tras una conversión A/D y un procesamiento de datos en la unidad 122 de procesamiento de datos, los datos bipolares locales para cada unidad 100 de detección de ECG y los datos de ECG estándar calculados son almacenados digitalmente en una memoria de almacenamiento en la unidad 122 de procesamiento de datos. Estos datos almacenados digitalmente que representan uno y el mismo ritmo cardiaco, son entonces comparados con el fin de determinar los parámetros de una función de transferencia mediante la cual las derivaciones de ECG estándar pueden ser sintetizadas a partir de los datos de ECG bipolares locales.

Una vez que estos parámetros han sido determinados, se termina la fase de calibración y los electrodos 403 pasivos pueden ser separados del cuerpo del paciente y la conexión 111 de cables múltiples puede ser desconectada de las unidades 100 de detección de ECG.

Durante la siguiente operación del sistema, los datos bipolares locales que resultan de las señales bipolares detectadas por las unidades 100 de detección de ECG son utilizadas para sintetizar las derivaciones de ECG estándar, comunicándose de forma inalámbrica las unidades 100 de detección de ECG y la unidad 200 receptora de ECG durante esta operación. Por tanto, los cables son solamente utilizados durante la fase de calibración inicial.

El efecto del sistema de acuerdo con la presente invención es ilustrado en las figuras 17 y 18, la figura 17 que muestra seis derivaciones de ECG estándar obtenidas mediante un equipo de ECG disponible comercialmente y la figura 18 que muestra derivaciones de ECG sintetizadas basada solamente en señales de ECG bipolares obtenidas de acuerdo con la presente invención de forma simultánea con las mismas.

La simple utilización de las derivaciones de ECG estándar de acuerdo con la presente invención es realizada con dos diferencias importantes con respecto a los métodos más comunes de sintetización de derivaciones de ECG. Una primera diferencia es que las derivaciones de ECG estándar son registradas en un procedimiento de calibración inicial donde estas derivaciones de ECG estándar son utilizadas para recuperar una adaptación individual óptima de los parámetros de transformación. En segundo lugar, los electrodos múltiples son organizados en grupos mejor adecuados para la totalidad de las soluciones inalámbricas, cada grupo que registra señales de ECG bipolares localmente.

En el modo de realización preferido, tres unidades 100 de detección de ECG son situadas alrededor del corazón y dan un total de seis señales de ECG y 6-10 derivaciones de ECG estándar (en la fase de calibración) dependiendo del emplazamiento de las unidades 100 de detección de ECG y de los electrodos 403 pasivos. Las seis señales de ECG bipolares son entonces transformadas de manera que derivaciones de ECG sintetizadas diferentes no se desvían de las derivaciones de ECG estándar registradas. Matemáticamente, esto se podría apreciar ya que las seis señales de ECG bipolares son señales de entrada a una función de transferencia y las derivaciones de ECG estándar son señales de salida desde la misma función de transferencia. Dado que tanto las señales de entrada como las señales de salida son conocidas (en la fase de calibración), los parámetros de la función de transferencia se pueden calcular. Sin embargo, tiene que seleccionarse una función de transferencia adecuada de una manera apropiada. En el caso más simple una matriz es multiplicada con las señales de entrada para calcular las señales de salida. Sin embargo, utilizando tres unidades 100 de detección de ECG no siempre será suficiente para tener derivaciones de ECG sintetizadas de forma adecuada. Por lo tanto la información de fase es calculada para diferentes combinaciones de señales de ECG bipolares locales. El espacio de entrada fue extendido a 18 señales de entrada, por tanto añadiendo 12 señales que contienen información de fase. El algoritmo para recuperar la información de fase se puede apreciar en la siguiente fórmula (1) - (12). La variable referenciada como ut son los 12 canales añadidos con información de fase mientras que la variable d son las señales de ECG bipolares registradas inicialmente. Se ha de notar que todas las variables son vectores, por ejemplo, $d[0]$ es el vector registrado para el canal 0 bipolar.

$$ut[6] = (d[0]*d[2]-d[1]*d[3])/sqrt(d[2]*d[2]+d[3]*d[3]+0,1); \quad (1)$$

$$ut[7] = (d[0]*d[3]+d[1]*d[2])/sqrt(d[2]*d[2]+d[3]*d[3]+0,1); \quad (2)$$

$$ut[8] = (d[0]*d[2]-d[1]*d[3])/sqrt(d[0]*d[0]+d[1]*d[1]+0,1); \quad (3)$$

$$ut[9] = (d[0]*d[3]+d[1]*d[2])/sqrt(d[0]*d[0]+d[1]*d[1]+0,1); \quad (4)$$

$$ut[10] = (d[0]*d[4]-d[1]*d[5])/sqrt(d[4]*d[4]+d[5]*d[5]+0,1); \quad (5)$$

$$ut[11] = (d[0]*d[5]+d[1]*d[4])/sqrt(d[4]*d[4]+d[5]*d[5]+0,1); \quad (6)$$

$$ut[12] = (d[0]*d[4]-d[1]*d[5])/sqrt(d[0]*d[0]+d[1]*d[1]+0,1); \quad (7)$$

$$ut[13] = (d[0]*d[5]+d[1]*d[4])/sqrt(d[0]*d[0]+d[1]*d[1]+0,1); \quad (8)$$

$$ut[14] = (d[2]*d[4]-d[3]*d[5])/sqrt(d[4]*d[4]+d[5]*d[5]+0,1); \quad (9)$$

$$ut[15] = (d[2]*d[5]+d[3]*d[4])/sqrt(d[4]*d[4]+d[5]*d[5]+0,1); \quad (10)$$

$$ut[16] = (d[2]*d[4]-d[3]*d[5])/sqrt(d[2]*d[2]+d[3]*d[3]+0,1); \quad (11)$$

$$ut[17] = (d[2]*d[5]+d[3]*d[4])/sqrt(d[2]*d[2]+d[3]*d[3]+0,1); \quad (12)$$

La figura 16 muestra un flujo de datos de la sincronización en el receptor de ECG. La información de ECG viene del módulo 201 de radio desde cada unidad de detección de ECG. En la figura 16, se muestra la información de un paciente con N unidades 100 de detección de ECG. Cada unidad 100 de detección de ECG transmite datos de ECG bipolares e inicialmente también datos de ECG estándar. Los datos de ECG son filtrados por paso de banda digitalmente primero para eliminar influencia de la línea base móvil y del ruido de alta frecuencia. Las señales de ECG bipolares son denominadas X y las señales de ECG estándar son denominadas Y y son indexadas con un número que representa el canal. De aquí en adelante la información de fase, denotada Ph, es recuperado utilizando señales X de ECG bipolares. La recuperación de la información de fase es descrita más arriba en la fórmula (1) - (12). Las señales X de ECG bipolares junto con la información Ph de fase son entonces agrupados en una "matriz de entrada" mientras que la "matriz de salida" es formada con las derivaciones Y de ECG estándar. El método de los mínimos cuadrados es utilizado para recuperar los parámetros KM de transformación individuales para la función de transferencia. Estos parámetros KM son sólo recuperados en la fase de calibración del sistema cuando están presentes las derivaciones estándar. Cuando los cables han sido retirados, el ECG es sintetizado multiplicando la matriz de entrada con los parámetros KM de transferencia. Los parámetros KM de transformación individual son en este ejemplo 18 elementos largos para cada derivación estándar sintetizada.

La presente invención es descrita con referencia a modos de realización específicos. Sin embargo, otros modos de realización distintos de los preferidos son del mismo modo posibles dentro del ámbito de las reivindicaciones adjuntas.

Como un ejemplo, debería notarse que podrían utilizarse uno o más electrodos de una unidad de detección de ECG como un electrodo pasivo para otra unidad de detección de ECG.

Además, el término "comprende/que comprende" cuando se utiliza en esta memoria descriptiva no excluye otros elementos o etapas, los términos "un/uno/una" no excluyen una pluralidad y un procesador único u otras unidades pueden cumplir las funciones de varias de las unidades o circuitos relacionados en las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para generación de al menos una derivación de ECG estándar, que comprende:
 - 5 una pluralidad de electrodos (101-103; 301-305 403) para su aplicación a un sujeto en puntos separados del mismo, en donde dicha pluralidad de electrodos está agrupada en un primer (101, 403; 301, 403) y un segundo (101-103; 301-305) grupo;
 - 10 conexiones (111, 400, 401) que permiten una conexión y una desconexión física y eléctrica de electrodos de dicho primer grupo de electrodos unos con otros y unos desde otros;
 - una estación (200) de recepción remota que tiene medios generadores para generar al menos una derivación de ECG estándar a partir de señales detectadas por dicho primer grupo de dicha pluralidad de electrodos;
 - 15 una pluralidad de unidades (100; 300) de detección de ECG inalámbricas cada una que comprende:
un módulo (124) de radio para comunicación con dicha estación (200) de recepción remota; y
 - 20 al menos tres electrodos dispuestos no linealmente y situados próximamente que pertenecen a dicho segundo grupo de dicha pluralidad de electrodos, en donde dichos tres electrodos dispuestos no linealmente situados próximamente están dispuestos para detectar dos señales bipolares locales sustancialmente de forma simultánea con las señales detectadas por el primer grupo de dicha pluralidad de electrodos,
 - 25 en donde dicho sistema además comprende:
medios para generar para cada pluralidad de unidades de detección de ECG inalámbricas al menos dos señales de ECG no estándar a partir de señales bipolares, en donde dicho módulo de radio de cada una de dichas unidades de detección de ECG inalámbricas está dispuesto para transferir de forma inalámbrica dichas dos señales bipolares y dichas al menos dos señales de ECG estándar a dicha estación de recepción remota;
 - 30 medios (202) procesadores en dicha estación (200) de recepción remota para el cálculo de transformación que sintetiza las derivaciones de ECG estándar generadas por medios generadores a partir de dichas al menos dos señales de ECG estándar;
 - 35 en donde dichos medios (202) procesadores están dispuestos además para sintetizar dicha al menos una derivación de ECG estándar a partir de dichas señales de ECG no estándar únicamente utilizando dicha transformación tras una desconexión de los electrodos de dicho primer grupo de electrodos unos de otros;
 - 40 con lo que dicho sistema está configurado para generarle forma inalámbrica dicha al menos una derivación de ECG estándar mediante dicha sintetización tras la desconexión de los electrodos de dicho primer grupo de electrodos unos de otros.
2. Un sistema para generación de al menos una derivación de ECG estándar de acuerdo con la reivindicación 1, en donde los electrodos de cada una de la pluralidad de unidades de detección de ECG inalámbricas están dispuestos
45 a lo largo de dos líneas ortogonales.
3. Un sistema para generación de al menos una derivación de ECG estándar de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en donde dicho módulo (124) de radio de cada unidad de detección de ECG inalámbrica está dispuesto para ser
50 activado mediante dicha estación de recepción remota.
4. Un sistema para generación de al menos una derivación de ECG estándar de acuerdo con las reivindicaciones 1-3, en donde cada una de dichas unidades (100; 300) de detección de ECG inalámbricas además comprende un amplificador (121) diferencial para cada señal bipolar que constituye dichos medios para generar señales de ECG no
55 estándar y un procesador (122) de datos conectado entre dichos amplificadores (121) diferenciales y dicho módulo (124) de radio y adaptados para el almacenamiento digital de las señales de ECG no estándar.
5. Un sistema para generación de al menos un ECG estándar de acuerdo con la reivindicación 4, en donde cada una de las unidades (100; 300) de detección de ECG inalámbricas además comprende al menos un amplificador (121) diferencial adicional que tiene entradas conectables a electrodos separados de dicha pluralidad de electrodos y una
60 salida conectada a dicho procesador (122) de datos.
6. Un sistema de generación de al menos un ECG estándar de acuerdo con la reivindicación 5, en donde dichas conexiones que permiten una conexión y una desconexión física y eléctrica de dichos electrodos de dicho primer grupo de electrodos comprenden cables (401) conectados a los electrodos en dicho primer grupo 101, 403; 301,

403) de dicha pluralidad de electrodos y medios (400) de conmutación para seleccionar los electrodos que se van a conectar a dicho al menos un amplificador (121) diferencial adicional.

7. Un sistema de generación de al menos un ECG estándar de acuerdo con la reivindicación 6, en donde dichas conexiones que permiten una conexión y una desconexión física y eléctrica de dichos electrodos de dicho primer grupo de electrodos también comprende cables (111) cada uno conectado a un electrodo (101-103; 301-305) en una unidad (100; 300) de detección de ECG inalámbrica separada.

8. Un sistema para generación de al menos una derivación de ECG estándar de acuerdo con la reivindicación 6 o 7, en donde cada unidad (100) de detección de ECG inalámbrica comprende medios (122) para controlar los medios de conmutación.

9. Un sistema para generación de al menos una derivación de ECG estándar de acuerdo con la reivindicaciones 1-8, que comprende medios (202) en dicha estación (200) de recepción remota para sincronizar un flujo de datos desde la pluralidad de unidades (100, 300) de detección de ECG.

10. Un sistema para generación de al menos una derivación de ECG estándar de acuerdo con cualquiera de la reivindicaciones 1-9, en donde dichas conexiones que permiten una conexión y una desconexión física y eléctrica de dichos electrodos de dicho primer grupo de electrodos comprenden una unidad (400) de conexión y para cada una de dichas unidades de detección de ECG inalámbricas una conexión (111) de cables múltiples que permite una conexión y una desconexión física y eléctrica de dicha unidad de detección de ECG inalámbrica con la unidad (400) de conexión.

11. Un sistema para generación de al menos una derivación de ECG estándar de acuerdo con la reivindicaciones 1-10, en donde al menos uno de dichos al menos tres electrodos dispuestos linealmente situados próximamente de al menos dos de dicha pluralidad de unidades de detección de ECGs inalámbricas pertenecen a dicho primer grupo de electrodos.

12. Un método para generar una derivación de ECG estándar, que comprende las etapas de:

aplicar una pluralidad de unidades (100; 300) de detección de ECG inalámbricas a un sujeto en puntos separados del mismo, en donde cada unidad de detección de ECG inalámbrica comprende: un módulo (124) de radio para comunicación con una estación (200) de recepción remota; al menos tres electrodos dispuestos no linealmente y situados próximamente a un segundo grupo (101-103; 301-305) de electrodos;

proporcionar conexiones que permiten una conexión y desconexión eléctrica de las unidades de detección de ECG inalámbricas unas con y desde otras;

conectar eléctricamente dicha pluralidad de unidades (100; 300) de detección de ECG inalámbricas unas con otras de tal manera que se forme un primer grupo (101, 403; 301, 403) de electrodos que comprende al menos un electrodo de cada una de dicha pluralidad de unidades (100; 300) de detección de ECG inalámbricas;

generar mediante medios generadores una derivación de ECG estándar utilizando señales detectadas por el primer grupo de electrodos;

sustancialmente de forma simultánea como la generación de dicha derivación del at estándar, generar para cada modalidad de unidades de detección de ECG inalámbricas al menos dos señales de ECG no estándar a partir de señales bipolares locales detectadas por electrodos que pertenecen a dicho segundo grupo de electrodos;

calcular una transformación sintetizando a partir de dichas señales de ECG no estándar dicha derivación de ECG estándar generada por dichos medios generadores;

desconectar eléctricamente dicha pluralidad de unidades de detección de ECG inalámbricas unas de otras siguiendo dicho cálculo;

transferir, al menos siguiendo dicha desconexión eléctricamente de dicha pluralidad de unidades de detección de ECG inalámbricas unas de otras, desde dicho módulo de radio de dichas unidades de detección de ECG inalámbricas, dichas señales bipolares locales y dichas señales de ECG no estándar de forma inalámbrica a dicha estación de recepción remota; y

posteriormente generar dicha derivación de ECG estándar únicamente utilizando dicha transformación calculada en dichas señales de ECG no estándar.

13. Un método de acuerdo con la reivindicación 12, en donde dicha conexión eléctricamente de dicha pluralidad de unidades de detección de ECG inalámbricas una con otra comprende utilizar cables.

14. Un método de acuerdo con la reivindicación 12 o 13, en donde dichas señales de ECG no estándar son transferidas de forma inalámbrica a dicha estación de recepción remota por medio de dicho módulo de radio.

5 15. Un método de acuerdo con la reivindicación 12-14, en donde dicho cálculo se basa en las representaciones almacenadas digitalmente de dicha derivación de ECG estándar y de dichas señales de ECG no estándar.

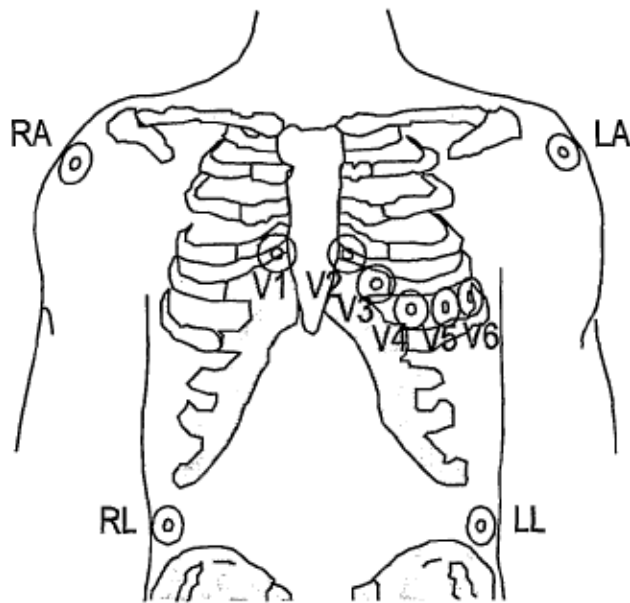
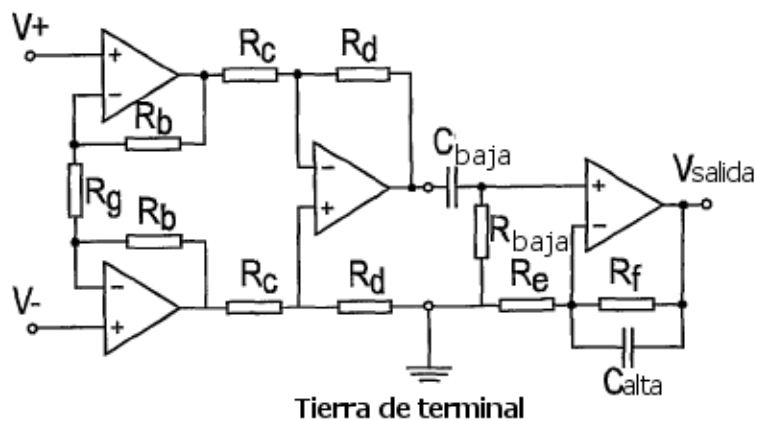
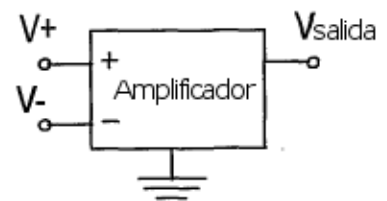


FIG. 1



Tierra de terminal

FIG. 2A



Tierra de terminal

FIG. 2B

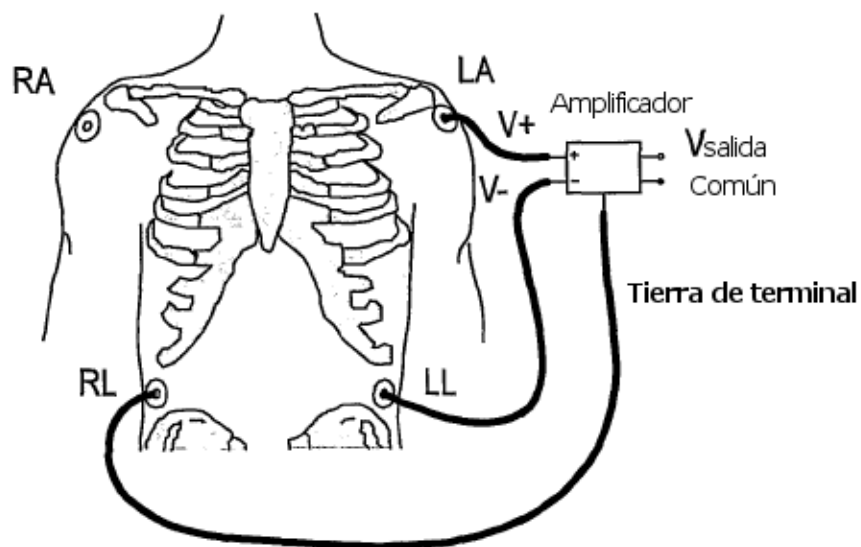


FIG. 3

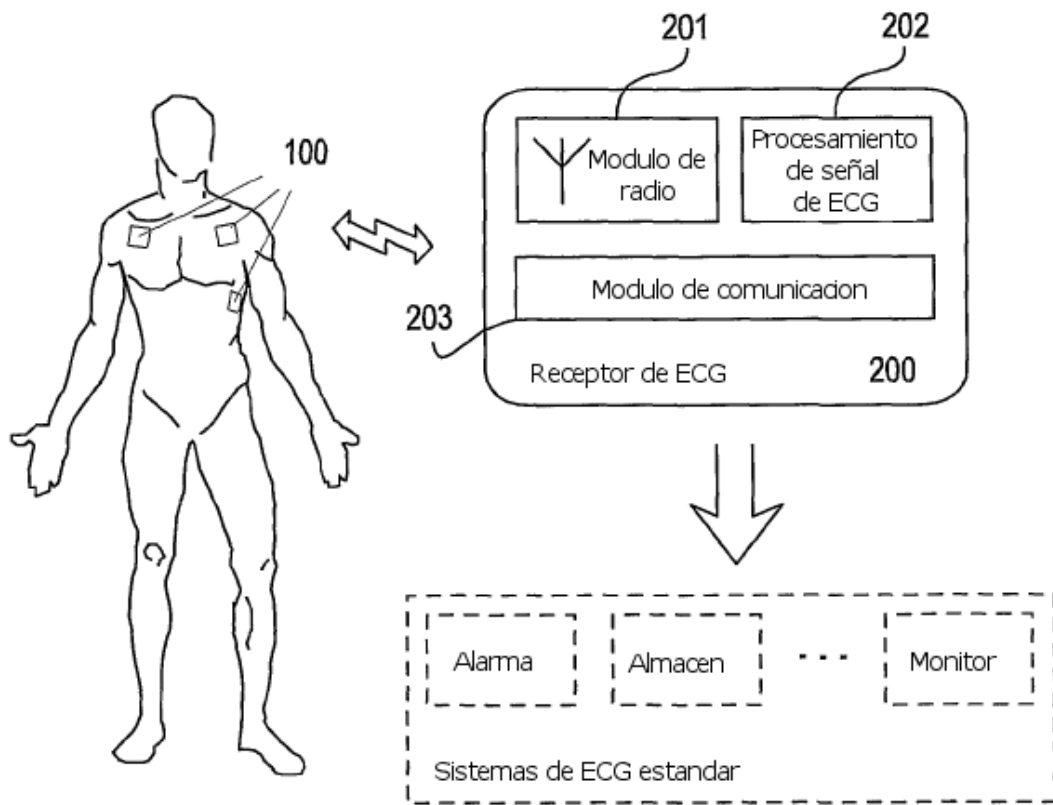


FIG. 4

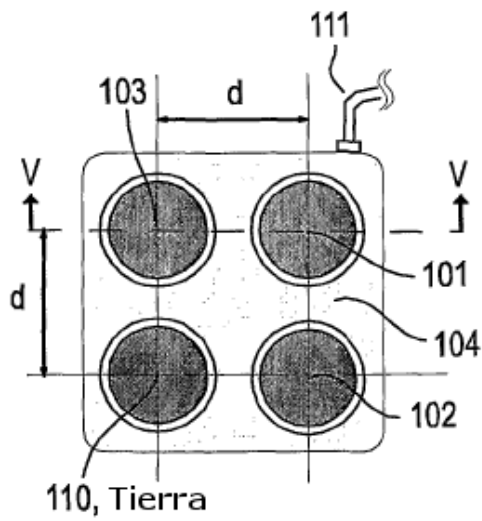


FIG. 5A

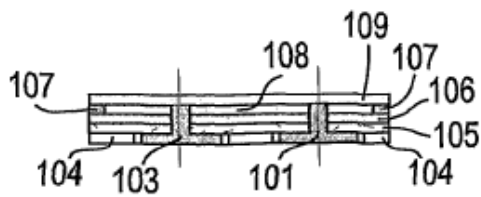


FIG. 5B

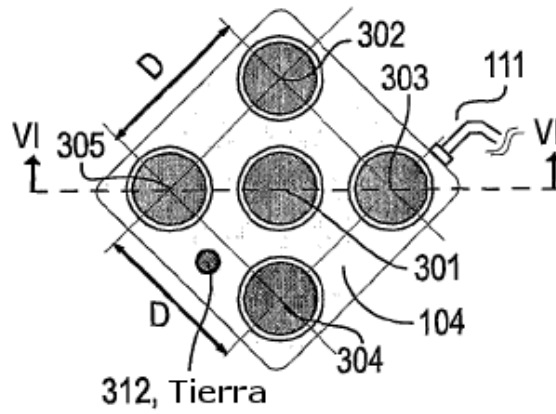


FIG. 6A

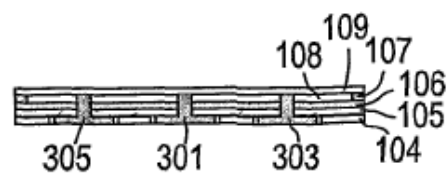


FIG. 6B

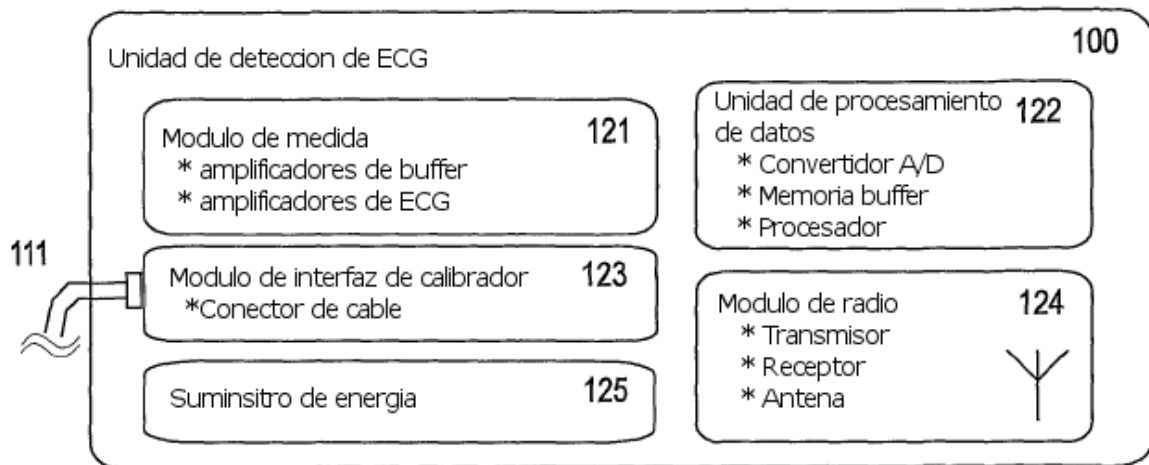


FIG. 7A

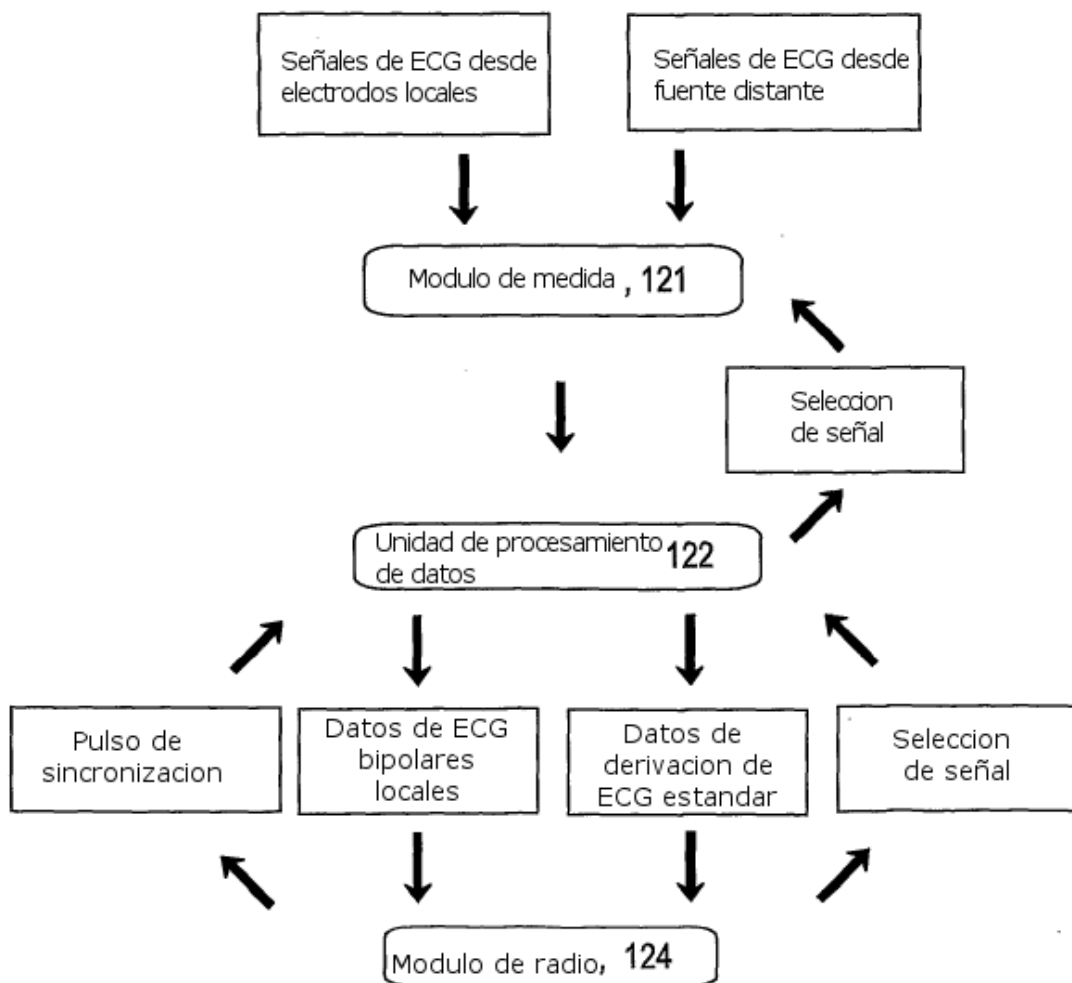


FIG. 7B

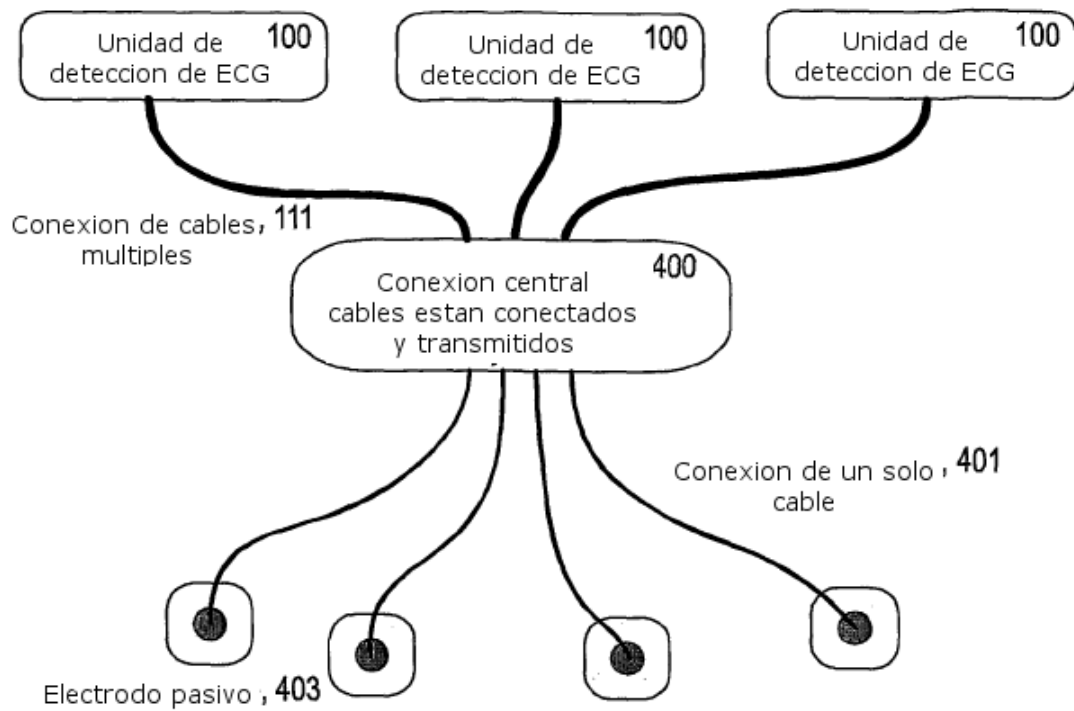


FIG. 8

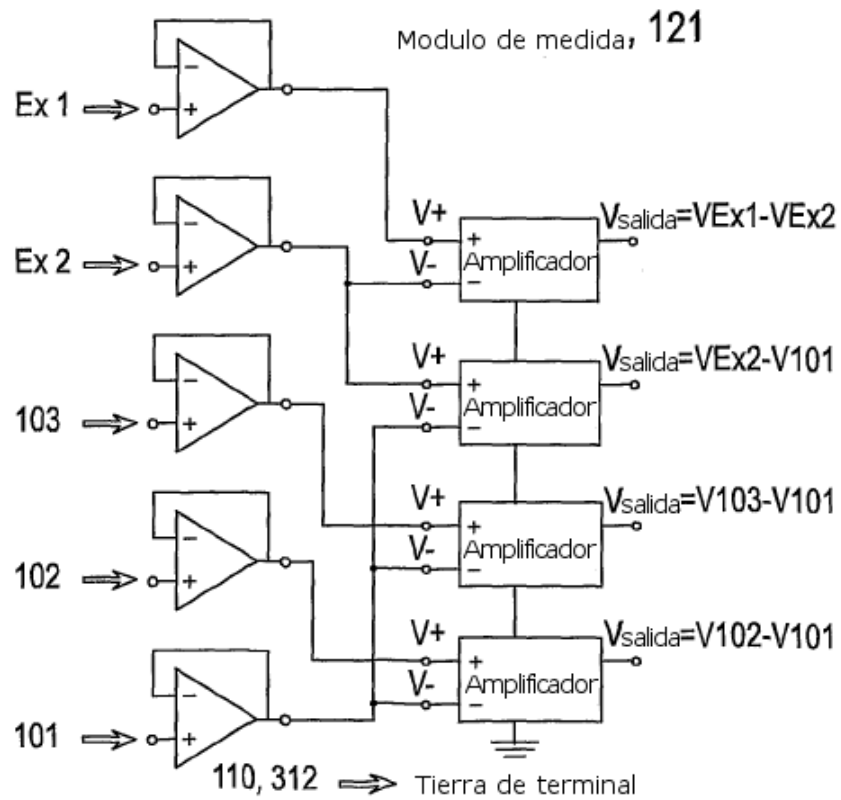


FIG. 9

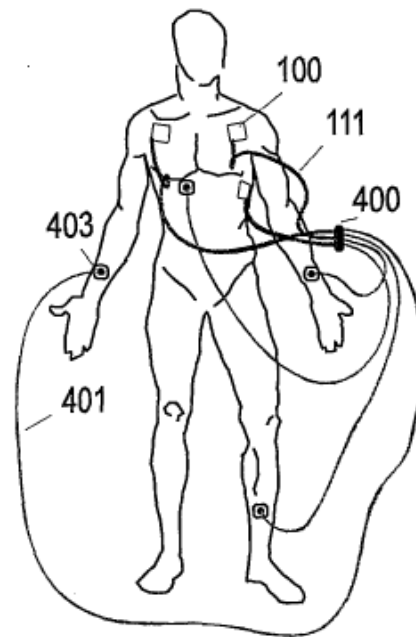


FIG. 10

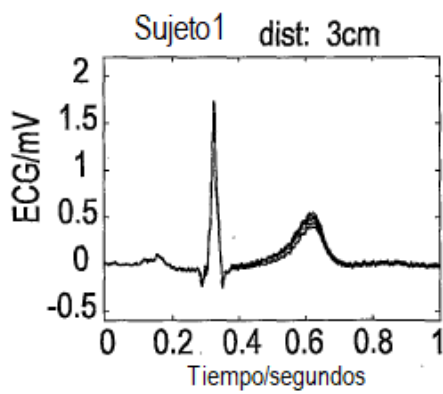


FIG. 11A

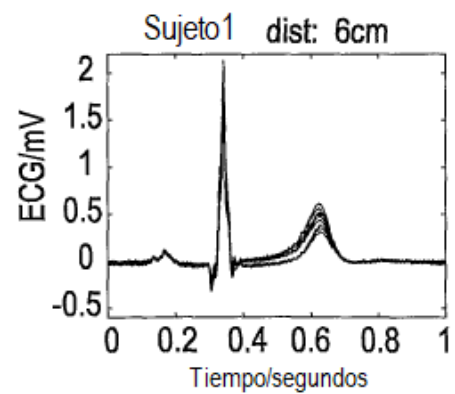


FIG. 11B

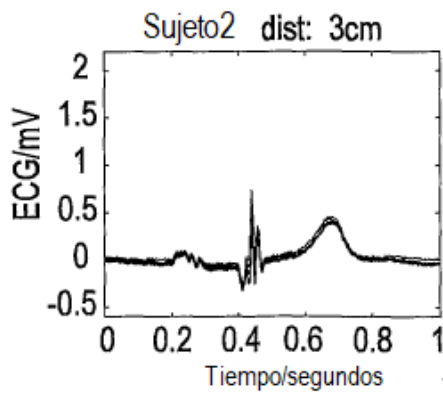


FIG. 11C

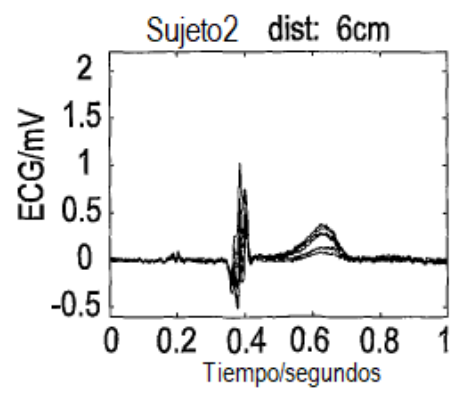


FIG. 11D

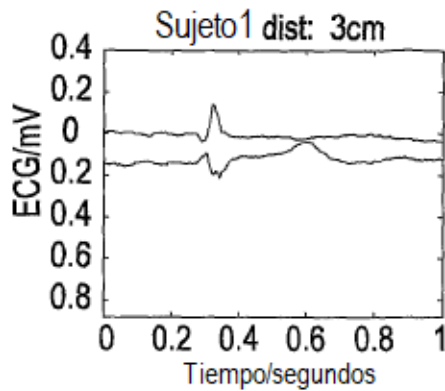


FIG. 12A

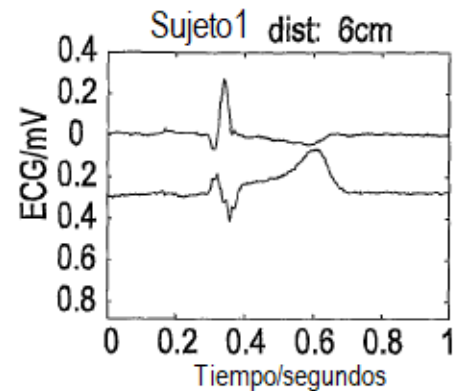


FIG. 12B

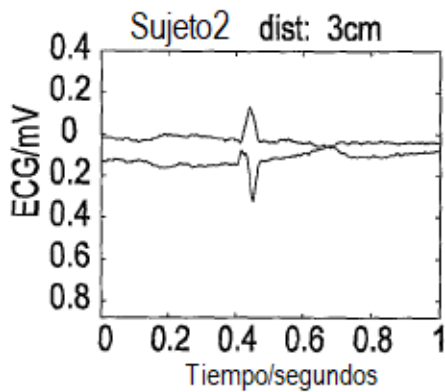


FIG. 12C

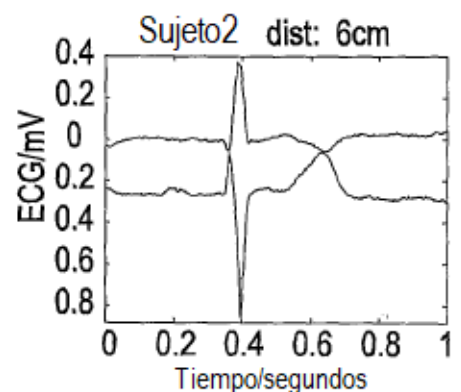


FIG. 12D

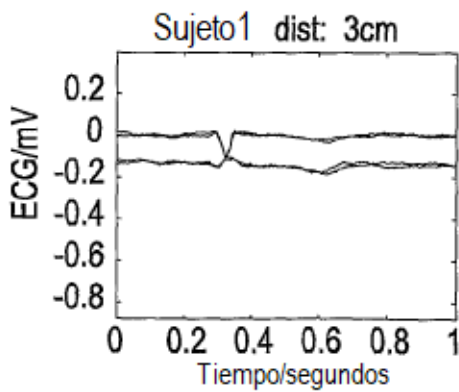


FIG. 13A

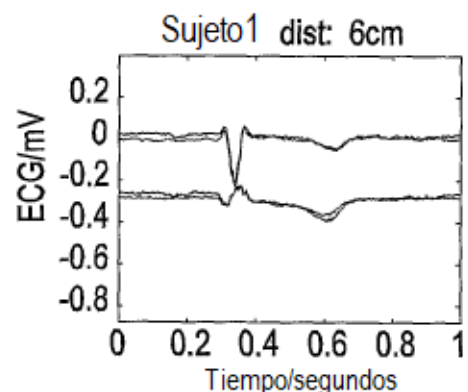


FIG. 13B

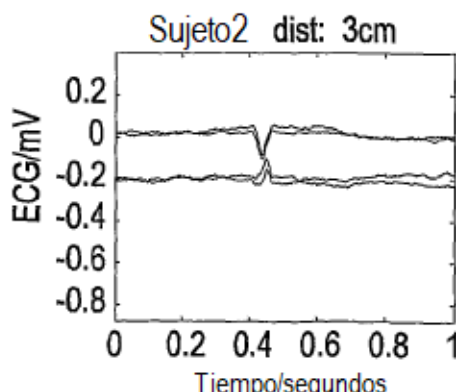


FIG. 13C

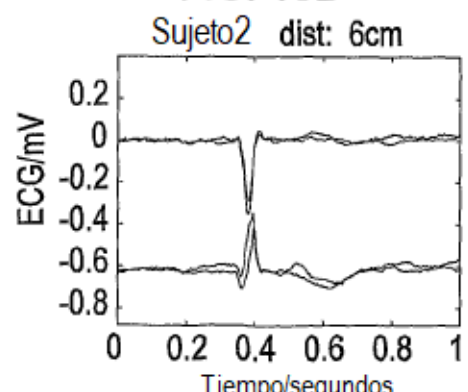


FIG. 13D

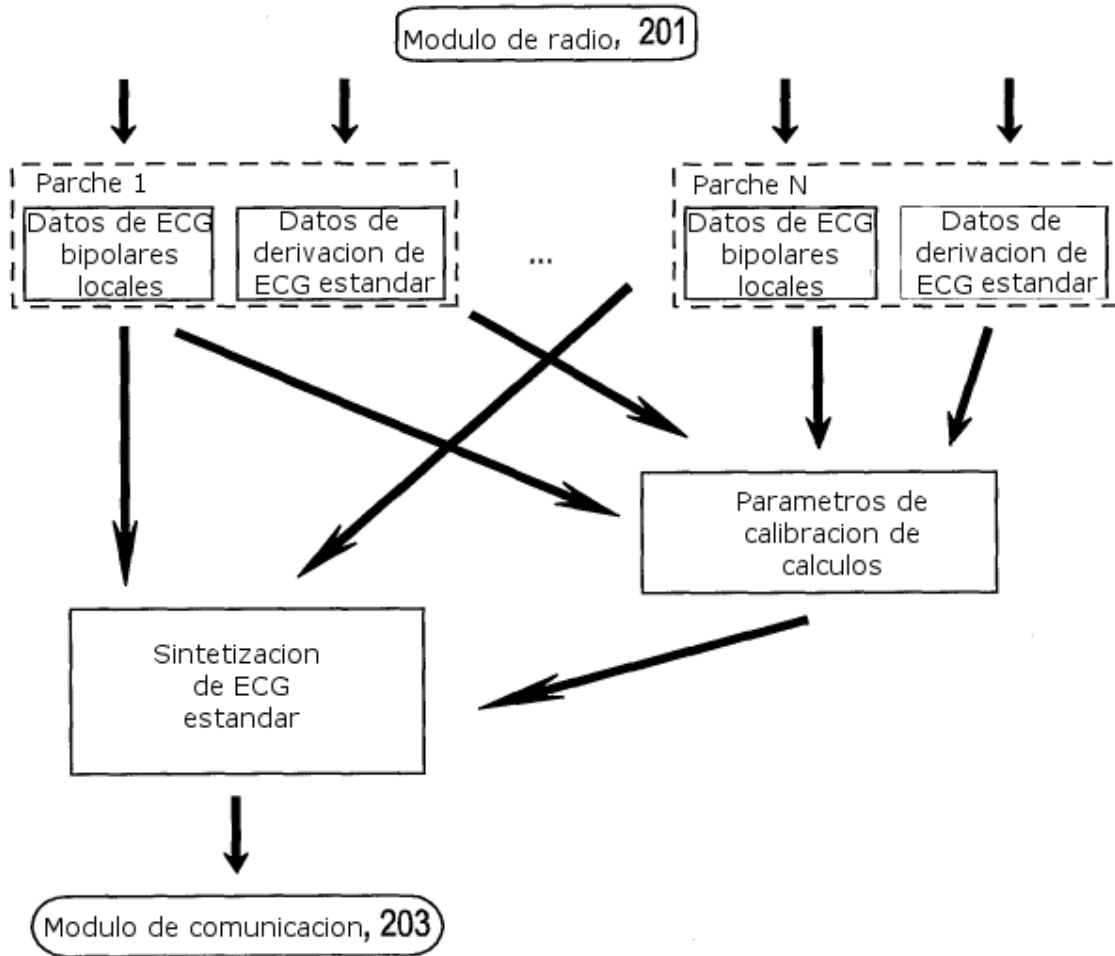


FIG. 14

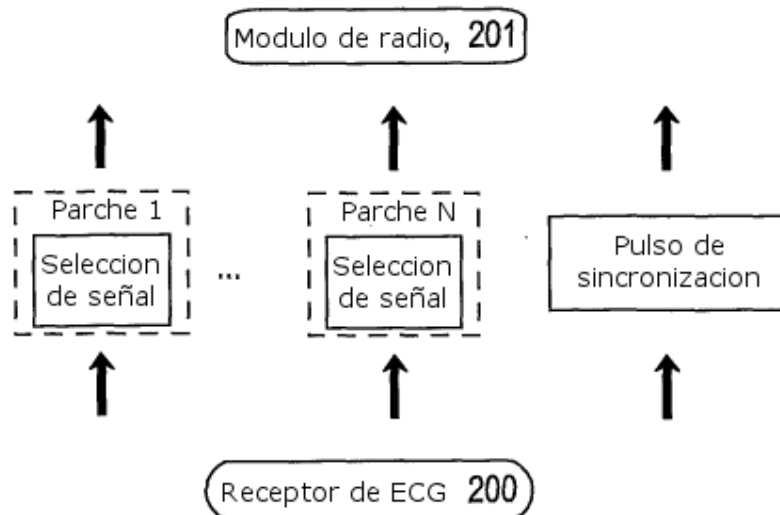


FIG. 15

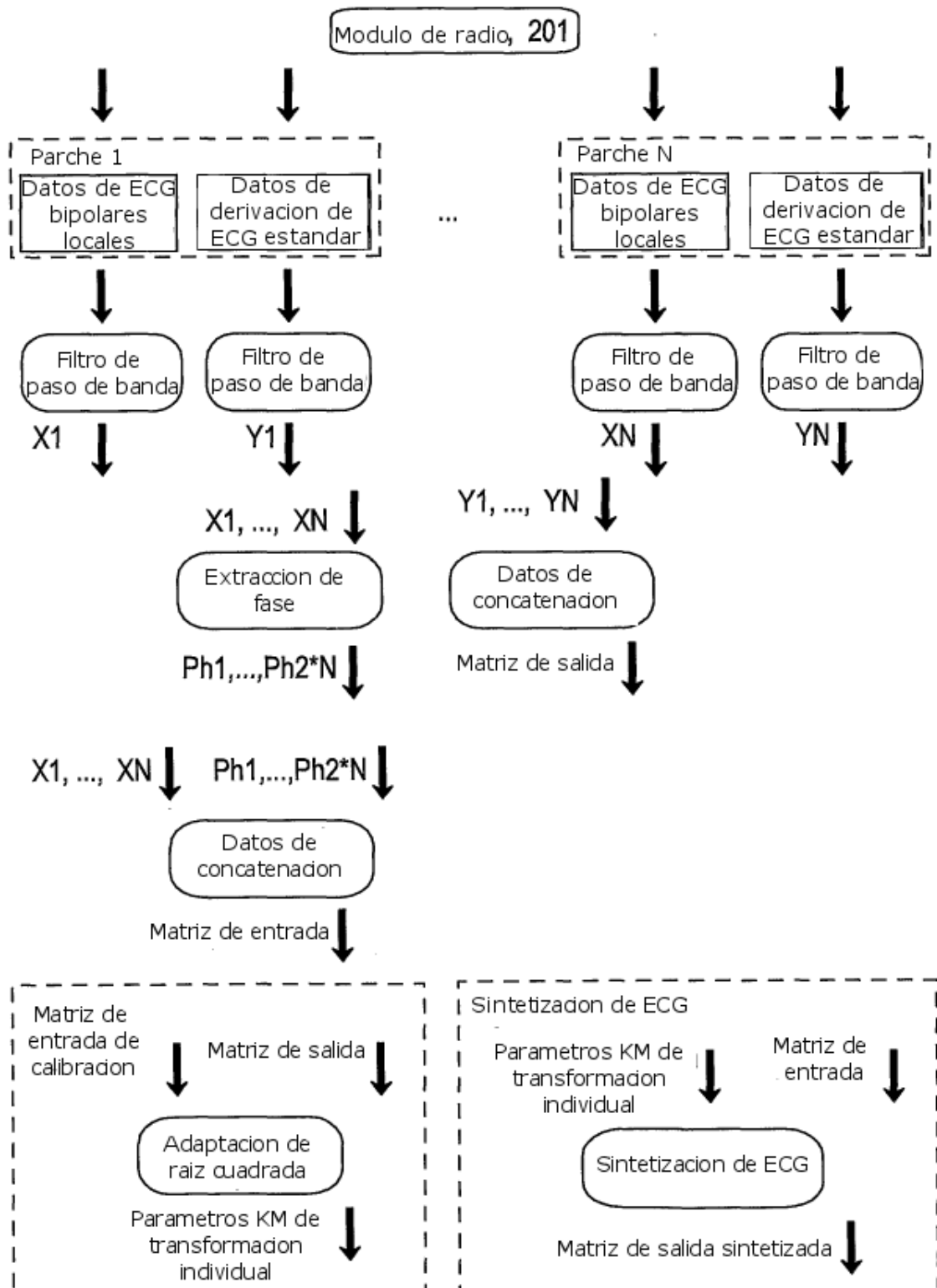


FIG. 16



FIG. 17

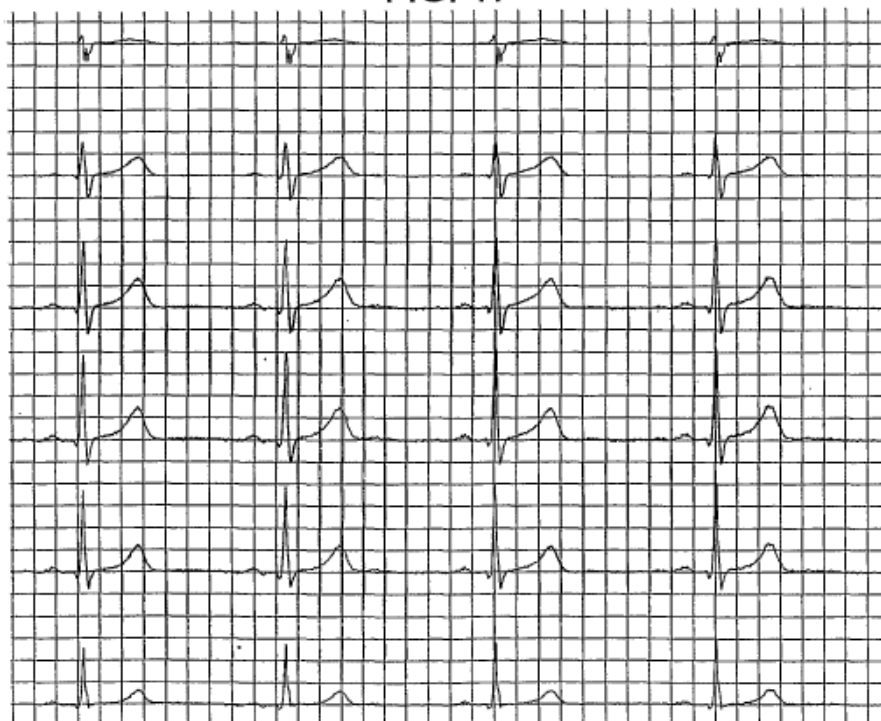


FIG. 18