

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 538 680**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00** (2006.01)

**A61B 5/0408** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.11.2002 E 08017570 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.03.2015 EP 2008580**

54 Título: **Sistema de electrocardiógrafo sin hilos**

30 Prioridad:

**30.11.2001 US 998733**

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

**23.06.2015**

73 Titular/es:

**LIFESYNC CORPORATION (100.0%)  
ONE EAST BROWARD BLVD. SUITE 1701  
FORT LAUDERDALE FL 33301, US**

72 Inventor/es:

**ISTVAN, RUD;  
GREGORY, BILL;  
SOLOVAY, KENNETH;  
CHASTAIN, DAVID PAUL;  
GUNDLACH, JOHN DAVID;  
HOPMAN, NICHOLAS C.;  
WILLIAMS, DANIEL L.;  
LODATO, FRANCO y  
SALEM, MICHAEL**

74 Agente/Representante:

**DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto**

**ES 2 538 680 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 electrocardiógrafo sin hilos

## 5 CAMPO DE LA INVENCION

La presente invención está relacionada con un sistema de monitorización cardiaca y, más en particular, con un sistema inalámbrico de electrocardiografía (ECG).

## 10 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

15 Un sistema electrocardiográfico (ECG) monitoriza la actividad eléctrica del corazón en un paciente. Los sistemas convencionales de ECG utilizan terminales conductores o electrodos colocados sobre un paciente en lugares específicos, para detectar impulsos eléctricos generados por el corazón durante cada latido. Como respuesta a la detección de los impulsos eléctricos, del corazón, los electrodos producen señales eléctricas indicativas de la actividad cardiaca. Típicamente, estas señales eléctricas son transferidas directamente desde los electrodos a un monitor estacionario de ECG, a través de múltiples cables o hilos. El monitor de ECG efectúa varios procesos de señales y operaciones de cálculo, para convertir las señales eléctricas en bruto en información relevante que pueda ser presentada en un monitor o impresa para su revisión por el médico.

20 Los médicos han utilizada sistemas ECG para monitorizar la actividad cardiaca del paciente durante décadas. Actualmente, hay varios sistemas diferentes que utilizan señales de ECG para monitorizar la actividad cardiaca del paciente. Sin embargo, estos sistemas son generalmente estacionarios y no están desarrollados ni son adecuados para uso portátil. Aunque existen sistemas de telemetría portátiles, no son un reemplazo directo para los sistemas estacionarios de ECG. Más aún, debido a que los sistemas convencionales utilizan múltiples cables o hilos, y son molestos e incómodos para el paciente, requieren una cantidad significativa de puesta en funcionamiento. Por tanto, existe la necesidad de un sistema de ECG que resuelva los problemas antes mencionados. Los documentos WO 00/62664 A1, WO 00/62667 A1, US 5704351 A1, US 5511553 A, WO 94/01039 A1, US 5348008 A y EP 0459239 A2 describen métodos y sistemas para monitorizar la actividad cardíaca utilizando un conjunto para el pecho.

## 30 BREVE SUMARIO DE LA INVENCION

La invención se refiere a un método tal como se reivindica en la reivindicación 1 y un sistema tal como se reivindica en la reivindicación 9.

35 La presente invención está relacionada con un sistema inalámbrico de ECG, que es universalmente compatible con monitores de ECG existentes o convencionales. El sistema de ECG comprende un conjunto para el pecho, una unidad electrónica para el cuerpo, y una estación base. El conjunto para el pecho conecta los electrodos específicamente situados en el cuerpo de un paciente, para detectar señales eléctricas del corazón del paciente. Las señales eléctricas son detectadas por el conjunto para el pecho, proporcionando así un análisis del corazón de hasta "7 conductores". Alternativamente, el conjunto para el pecho puede ser aumentado con un conjunto precordial que se conecta a los electrodos específicamente situados sobre el cuerpo del paciente, proporcionando así un análisis del corazón de "12 conductores".

45 Las señales eléctricas son transmitidas a través del conjunto para el pecho y del conjunto precordial a la unidad electrónica del cuerpo, se fijan de manera extraíble al paciente por medio de una banda para el brazo o brazalete. La unidad electrónica del cuerpo transmite las señales eléctricas a la estación base, a través de una transmisión por radio. La estación base transmite las señales eléctricas a un monitor convencional de ECG a través de un cableado estándar, el cual, a su vez, procesa o transforma las señales eléctricas en información útil que puede ser presentada en el monitor de ECG para su revisión por un médico.

50 El sistema de ECG elimina los cables que normalmente liga al paciente del ECG a un monitor de ECG, sustituyendo los cables convencionales por un enlace radio. La presente invención es ligera de peso y portátil, proporcionando así un aumento del confort y la movilidad del paciente. Además, la presente invención requiere menores tiempos de puesta en funcionamiento y es más cómoda de utilizar por los profesionales sanitarios que los sistemas de ECG convencionales.

55 Éstos, así como otras ventajas, detalles, modos de realización, características y objetos novedosos de la presente invención, serán más evidentes para los expertos en la técnica a partir de la siguiente descripción detallada de la invención, de las reivindicaciones anexas y de los dibujos que se acompañan, que se enumeran a continuación, y que son útiles para explicar la invención.

## 60 BREVE DESCRIPCION DE LOS DIBUJOS

Los aspectos anteriores y muchas de las ventajas de la presente invención, se podrán apreciar fácilmente con referencia a la siguiente descripción detallada de los modos de realización preferidos, cuando se toma conjuntamente con los dibujos que se acompañan, en los que:

65 La figura 1 es una vista en perspectiva de un ejemplo de modo de realización del sistema de ECG;  
La figura 2 es una vista en sección transversal del conjunto para el pecho y del conjunto precordial;

La figura 3 es una vista superior de un ejemplo de modo de realización del conjunto para el pecho;  
 La figura 4 es una vista superior de un ejemplo de modo de realización del conjunto precordial;  
 La figura 5 es una vista en perspectiva de un ejemplo de modo de realización de la unidad electrónica del cuerpo;  
 La figura 6 es una vista superior de un ejemplo de modo de realización de los conectores del conjunto;  
 La figura 7 es una vista frontal de un ejemplo de modo de realización de la unidad electrónica del cuerpo;  
 La figura 7a es un ejemplo de modo de realización del interfaz de usuario de la unidad electrónica del cuerpo;  
 La figura 8 es un diagrama de bloques de un ejemplo de modo de realización del transmisor;  
 La figura 9a es una vista en perspectiva de un ejemplo de modo de realización de la estación base, utilizada en conjunción con la llave en forma de ficha;  
 La figura 9b representa la unidad electrónica del cuerpo utilizada en conjunción con la llave en forma de ficha;  
 La figura 10 es una vista en perspectiva de un ejemplo de modo de realización de la estación base;  
 La figura 11 es una vista frontal de un ejemplo de modo de realización de la estación base;  
 La figura 11a es un ejemplo de modo de realización del interfaz de usuario de la estación base;  
 La figura 12 es un diagrama de bloques de un ejemplo de modo de realización del receptor;  
 La figura 13 es una vista en perspectiva de un ejemplo de modo de realización de la estación base;  
 La figura 14 es un ejemplo de modo de realización del conjunto adaptador;  
 La figura 15 es otro ejemplo de modo de realización del conjunto del adaptador;  
 La figura 16 es otro ejemplo de modo de realización del conjunto del adaptador; y  
 La figura 17 es un diagrama de flujo de un ejemplo de modo de realización para el funcionamiento del sistema de ECG.

#### DESCRIPCIÓN DEL MODO DE REALIZACIÓN PREFERIDO

Para una mejor comprensión de la presente invención, debe hacerse referencia a la siguiente descripción detallada, tomada conjuntamente con las reivindicaciones anexas y los dibujos que se acompañan. En pocas palabras, la presente invención está relacionada con un sistema inalámbrico portátil de ECG. Haciendo referencia a la figura 1, el sistema 10 de ECG comprende un conjunto 12 para el pecho, una unidad electrónica 14 del cuerpo y una estación base 16.

El conjunto 12 para el pecho es un circuito flexible de una pieza, que se conecta a una pluralidad de conectores 18 de electrodos, que están indicados individualmente como 18a, 18b, 18c, 18d y 18e. Los conectores 18 de los electrodos tienen conexiones liberables que se conectan a los electrodos 20, que están indicados individualmente como 20a, 20b, 20c, 20d y 20e. Preferiblemente, los conectores 18 de los electrodos tienen terminales a presión que conectan los electrodos 20 que tienen conectores a presión. Cada conector 18 de electrodo se conecta a un elemento eléctricamente conductor o traza, para transmitir señales eléctricas. Los elementos eléctricamente conductores o trazas discurren a lo largo del conjunto 12 para el pecho y se conectan a un conector 21 del conjunto para el pecho.

Haciendo referencia a la figura 2, el conjunto 12 para el pecho tiene unas capas exteriores 22, 24 que están construidas con un peso ligero y material razonablemente resistente a la humedad, tal como el Sontara® de DuPont u otro tejido adecuado. Las capas adhesivas 26, 28 fijan las capas aislantes 30, 32 a las capas exteriores 22, 24 respectivamente. Las capas aislantes 30, 32 están construidas por película de Mylar® (poliéster) u otro material aislante adecuado. Las capas adhesivas 34, 36 fijan las capas aislantes 30, 32 a la capa base 38. La capa base 38 está construida, preferiblemente, por película de Mylar y tiene un primer lado 40 y un segundo lado 42. Los elementos eléctricamente conductores o trazas, que se conectan a los conectores 18 de los electrodos, están situados en el primer lado 40 de la capa base 38. Uno de tales elementos conductores o trazas está ilustrado como 39. Una capa 44 de apantallamiento, para reducir cualquier interferencia externa o ruido de radio frecuencia con el conjunto 12 para el pecho, está situada en un segundo lado 42 de la capa base 38. La capa 44 de apantallamiento puede estar construida con una o múltiples capas de dieléctrico, o de material eléctrica o magnéticamente conductor. La parte posterior del conector 18 del electrodo puede estar cubierta también con Mylar para aislar aún más el conjunto 12 para el pecho e impedir que entre un potencial eléctrico aplicado externamente en el sistema de ECG. La capa de apantallamiento comprende, preferiblemente, una rejilla con un diseño en X.

Volviendo a hacer referencia a la figura 1, el conjunto 12 para el pecho se une a cinco electrodos 20 y proporciona un medio para posicionar generalmente los electrodos sobre el paciente, proporcionando así un análisis de hasta "7 conductores" de la actividad eléctrica del corazón. Los conectores 18 de los electrodos están etiquetados y conformados con colores, preferiblemente, para asegurar que el conjunto 12 para el pecho está colocado apropiadamente sobre el paciente y conectado a los electrodos 20 apropiados. Por ejemplo, los conectores 18a, 18b, 18c, 18d, 18e están etiquetados como RL, LA, LL, RA y V, respectivamente. El conjunto 12 para el pecho está construido de forma que el conector RA de electrodo está conectado a un electrodo posicionado en el lado derecho del pecho del paciente aproximadamente al nivel del primer y segundo espacios intercostales, el conector LA de electrodo está conectado a un electrodo posicionado en el lado izquierdo del pecho del paciente aproximadamente al nivel del primer y segundo espacios intercostales, los conectores RL y LL de electrodo están conectados a electrodos posicionados en el lado izquierdo del pecho del torso del paciente, y el conector V de electrodo está conectado a un electrodo posicionado en el centro del pecho del paciente, aproximadamente al nivel del cuarto y quinto espacios intercostales. El conjunto 12 para el pecho está diseñado de forma que está centrado en el pecho,

por debajo de la clavícula del paciente.

Haciendo referencia a la figura 3, el conjunto 12 para el pecho está configurado para proporcionar un posicionamiento flexible del conjunto 12 para el pecho sobre el paciente. La figura 3 es solamente para fines ilustrativos y, por tanto, el conjunto 12 para el pecho, como se representa en la figura 3, no está limitado a ninguna forma o configuración particular. El conjunto 12 para el pecho tiene una sección lineal o cola 46 que se extiende desde el conector 21 del conjunto para el pecho. Volviendo a hacer referencia a la figura 1, la cola 46 tiene unos medios 46a de fijación que permiten a la cola 46 extenderse a cada uno de los lados del paciente. Estos medios 46a de fijación pueden ser cualquier dispositivo mecánico adecuado, aunque el más preferible es un adhesivo o una pinza. Volviendo a la referencia a la figura 3, la cola 46 fluye hacia el interior de la sección 47 de retención del electrodo. La sección 47 de retención del electrodo tiene una sección arqueada 48. Hay un primer brazo expandible 50 que se une a la sección arqueada 48. El conector RA de electrodo se une al primer brazo expandible 50. La sección arqueada 48 fluye hacia el interior de la sección 52 de transición. El conector LA de electrodo se une a la sección 52 de transición. La sección 52 de transición fluye hacia un tendido lineal 54. El conector RL de electrodo se une al tendido lineal 54. Un segundo brazo expandible 56 y un brazo 58 de extensión se unen al tendido lineal 54. El conector V de electrodo se une al segundo brazo 58 de extensión y el conector LL de electrodo se une al segundo brazo expandible 56.

Los brazos expandible 50, 56 están troquelados con un diseño de serpentín. Los brazos expandibles 50, 56 comprenden tejido de polipropileno o polietileno, Kapton, Mylar, u otros materiales flexibles sin memoria. Los brazos expandibles 50, 56 se extienden, si fuera necesario, alargando el diseño de serpentín. Cuando lo hacen, se extiende una parte o todo el brazo expandible. Cuando solamente se extiende una parte del brazo expandible, la otra parte permanece plegada. Los brazos expandibles 50, 56 permiten la extensión que se necesite, de manera que el conjunto 12 para el pecho puede ajustarse a pacientes de distintas tallas y permitir también el movimiento del paciente cuando éste lleva puesto el conjunto 12 para el pecho. El brazo de extensión 58 permite el posicionamiento flexible del conector V de electrodo en el centro del pecho del paciente, por ejemplo colocando la posición de electrodo V1, V2 o V3. En algunos casos, el profesional sanitario de cuidados de la salud puede desear no utilizar el brazo de extensión 58 para tomar mediciones electrocardiográficas. Así, para mantener el brazo 58 de extensión fijado al tendido lineal 58 y para asegurar que el brazo de extensión 58 no interfiera con la colocación y posicionamiento del conjunto 12 para el pecho, el brazo de extensión 58 está troquelado con una costura perforada que conecta el brazo de extensión 58 con el tendido lineal 54, por toda la longitud del brazo de extensión 58. Si el profesional sanitario de cuidados de la salud desea utilizar el brazo de extensión 58, la costura perforada permanece intacta de manera que el brazo de extensión 58 puede ser seleccionado selectivamente sobre el pecho del paciente.

El conjunto 12 para el pecho puede ser utilizado con un conjunto precordial 60 para proporcionar un análisis de "12 conductores" de la actividad eléctrica del corazón. De manera similar al conjunto 12 para el pecho, el conjunto precordial 60 es un circuito flexible de una pieza, que se conecta a una pluralidad de conectores 62 de electrodos. Los conectores 62 de electrodos tienen conexiones liberables que se conectan a los electrodos 64. Preferiblemente, los conectores 62 de electrodos tienen terminales a presión que se conectan a los electrodos 64 que tienen terminales a presión. Cada conector 62 de electrodos se conecta a un elemento eléctricamente conductor o traza, para transmitir señales eléctricas desde el corazón del paciente. Los elementos eléctricamente conductores o trazas discurren a lo largo del conjunto precordial 60 y se conectan a un conector 66 del conjunto precordial. El conjunto precordial 60 tiene la construcción que se ilustra en la figura 2.

Como se representa en la figura 1, el conjunto precordial 60 se une a seis electrodos 64 que se posicionan selectivamente en el abdomen y en el centro del pecho del paciente. Los conectores 62 de electrodos del conjunto precordial 60 están etiquetados y conformados en color, preferiblemente, para impedir que el profesional sanitario aplique o posicione el conjunto precordial sobre el paciente inadecuadamente. Por ejemplo, los conectores 62a, 62b, 62c, 62d, 62e y 62f están etiquetados como V1, V2, V3, V4, V5 y V6, respectivamente. Cuando se utiliza el conjunto precordial 60, el conector V de electrodo sobre el conjunto 12 para el pecho se retira de su electrodo y se sustituye por un conector de electrodo sobre el conjunto precordial 60.

Como se ilustra en la figura 4, el conjunto precordial 60 está configurado para proporcionar un posicionamiento flexible del conjunto precordial 60 sobre el paciente. La figura 4 es solamente para fines ilustrativos y, por tanto, el conjunto precordial 60, como se representa en la figura 4, no está limitado a ninguna forma o configuración particular. El conjunto precordial tiene una sección lineal o cola 68 que se extiende desde el conector 66 del conjunto precordial. La sección lineal o cola 68 fluye hacia el interior de una sección 69 de retención de electrodos. La sección 69 de retención de electrodos tiene una primera sección arqueada 70 que tiene una primera sección 72 de transición. El conector V2 de electrodo se une a la primera sección 72 de transición. El conector V1 de electrodo se une a un primer brazo 74 de extensión, conectado a la primera sección 72 de transición. Una segunda sección arqueada 76 se extiende desde la primera sección 72 de transición. Una segunda sección 78 de transición se apoya sobre una segunda sección arqueada 76 y el conector V4 de electrodo se une a la segunda sección 78 de transición. El conector V3 de electrodo se une a un segundo brazo 80 de extensión, conectado a la segunda sección 78 de transición. Una tercera sección arqueada 82 fluye desde la segunda sección 78 de transición. La tercera sección arqueada 82 se apoya sobre una tercera sección 84 de transición. El conector V5 de electrodo se une a la tercera sección 84 de transición. Una cuarta sección arqueada 86 se extiende desde la tercera sección 84 de transición. El

electrodo V6 se une a la cuarta sección arqueada 86. La configuración del conjunto precordial 60 permite al profesional sanitario o al médico posicionar flexiblemente los conectores 62 de electrodos según se necesite, para situar apropiadamente el conjunto precordial 60 sobre el paciente y para permitir el movimiento del paciente cuando el paciente lleva puesto el conjunto precordial 60.

En funcionamiento, el conjunto 12 para el pecho y el conjunto precordial 60 detectan las señales eléctricas generadas por el corazón durante cada latido y transfieren estas señales a la unidad electrónica 14 del cuerpo. Cuando el sistema está funcionando en el modo de "7 conductores" (es decir, cuando solamente se está utilizando el conjunto 12 para el pecho), la unidad electrónica 14 del cuerpo adquiere señales desde los electrodos RL, RA, LL, LA y V. La unidad electrónica 14 del cuerpo utiliza el electrodo RL como referencia de tierra. Cuando el sistema está operando en el modo de "12 conductores" (es decir, se está utilizando el conjunto 12 para el pecho y el conjunto precordial 60) la unidad electrónica 14 del cuerpo adquiere señales desde los electrodos RL, RA, LL y LA, a través del conjunto 12 para el pecho y adquiere señales desde los electrodos V1, V2, V3, V4, V5 y V6, a través del conjunto precordial 60. Alternativamente, el sistema puede monitorizar un diverso número de electrodos. Por ejemplo, el profesional sanitario o el médico pueden elegir utilizar solamente dos electrodos para supervisar el corazón, siete electrodos para supervisar el corazón, o similares. En otras palabras, el presente sistema no está limitado a realizar un análisis del corazón de "7 conductores" y de "12 conductores". Además, para detectar las señales eléctricas desde el corazón, el conjunto 12 para el pecho y el conjunto precordial 60 pueden ser contruidos para detectar otros signos vitales del paciente, por ejemplo, el pulso, la frecuencia respiratoria, el ritmo cardíaco, la temperatura, las señales EEG y señales del oxímetro de pulso.

Haciendo referencia a la figura 5, el conjunto 12 para el pecho se conecta a la unidad electrónica 14 del cuerpo, a través del conector 21 del conjunto para el pecho. Específicamente, el conector 21 del conjunto para el pecho se inserta en un puerto 88 del conjunto para el pecho en la unidad electrónica 14 del cuerpo. De forma similar, el conjunto precordial 60 se conecta a la unidad electrónica 14 del cuerpo a través del conector 66 del conjunto precordial. Específicamente, el conector 66 del conjunto precordial (no ilustrado) se inserta en un puerto 90 del conjunto precordial. Hay conectadas unas resistencias al puerto 88 del conjunto para el pecho y al puerto 90 de conjunto precordial, para impedir que entre una excesiva corriente eléctrica en la unidad electrónica 14 del cuerpo, asegurando con ello que la unidad electrónica 14 del cuerpo continúa funcionando apropiadamente en presencia de una corriente eléctrica fuerte originada por un desfibrilador (es decir, una excitación de desfibrilación de 5 kV). El conector 21 del conjunto para el pecho y el conector 66 del conjunto precordial están específicamente conformadas o configuradas de manera que puedan impedir que los conectores 21, 66 se inserten al revés en los puertos 88, 90 del conjunto, o bien desalineados o de cualquier otra forma inapropiada. Más aún, el conector 21 del conjunto para el pecho está conformado o configurado de manera que no es compatible con el puerto 90 del conjunto precordial. De igual manera, el conector 66 del conjunto precordial está conformado o configurado de forma que no es compatible con el puerto 88 del conjunto para el pecho. Específicamente, como se ilustra en la figura 5A, el conector 21 del conjunto del cuerpo tiene unas lengüetas 21a específicamente configuradas o dispuestas para que quepan en las correspondientes hendiduras 21b del puerto 88 de conjunto para el pecho. Consecuentemente, el conector 21 del conjunto para el pecho solamente puede ser conectado al puerto 88 del conjunto para el pecho en una orientación. Por ejemplo, si las lengüetas 21a no están alineadas con las hendiduras 21b, el conector 21 del conjunto para el pecho no se acoplará con el puerto 88 del conjunto para el pecho. De igual manera, el conector 66 del conjunto precordial tiene lengüetas (no ilustradas) específicamente configuradas o dispuestas para que quepan en las correspondientes hendiduras (no ilustradas) del puerto 90 del conjunto precordial.

Como se ilustra en la figura 6, el conector 21 y el conector 66 del conjunto precordial (no ilustrado) tienen unas pinzas o pestañas 92 de retención, situadas en los lados de los conectores 21, 66 para fijar extraíblemente los conectores 21, 66 en los puertos 88, 90. Sin embargo, se pueden utilizar otros medios para fijar extraíblemente los conectores 21, 66 en los puertos 88, 90 de los conjuntos, tales como tornillos, clavos o similares. Además, los conectores 21, 66 pueden tener pestañas elásticas o pinzas 94, situadas en la punta de los conectores 21, 66, para proporcionar una propensión o tensión contra los puertos 88, 90 de los conjuntos. Las pestañas elásticas o pinzas 94 proporcionan a los conectores 21, 66 un ajuste seguro dentro de los puertos 88, 90 de los conjuntos, reduciendo con ello cualquier holgura o movimiento de los conectores 21, 66 dentro de los puertos 88, 90 de los conjuntos. Los elementos o trazas eléctricamente conductoras están específicamente configurados sobre los conectores 21, 66, para asegurar que las señales eléctricas del corazón se transmiten apropiadamente a la unidad electrónica 14 del cuerpo. En otras palabras, los elementos eléctricamente conductores o trazas deben estar suficientemente separados o aislados de alguna otra manera, para impedir el arco eléctrico a través de los conductores eléctricamente conductores. Además, la separación de los elementos eléctricamente conductores o trazas permite al conjunto del cuerpo y al conjunto precordial soportar el shock de la desfibrilación. Más aún, los conectores 21, 66 tienen nervaduras 96 para impedir que los elementos eléctricamente conductores o trazas hagan contacto con objetos metálicos o similares, cuando los conectores 21, 66 no están insertados en los puertos 88, 90 de los conjuntos.

El conector 21 del conjunto para el pecho tiene una patilla sensora o patilla 98 de tierra, que completa un circuito dentro de la unidad electrónica 14 del cuerpo cuando el conector 21 del conjunto para el pecho se enchufa en el puerto 88 del conjunto para el pecho, activando así la alimentación y llevando a la unidad electrónica 14 del cuerpo fuera del "modo durmiente". La patilla sensora tiene una lengüeta específica que se corresponde y cabe en la

5 hendidura situada en el puerto 88 del conjunto para el pecho. La patilla sensora 98 sirve como medio para la unidad electrónica 14 del cuerpo para identificar el conjunto 12 para el pecho e impedir el uso de otros conjuntos para el pecho o elementos portátiles electrocardiográficos que no están diseñados para ser utilizados con la unidad electrónica 14 que está sobre el cuerpo. En otras palabras, la alimentación de la unidad electrónica 14 del cuerpo no se activará a menos que la unidad electrónica 14 del cuerpo identifique o reconozca la patilla sensora 98 del conjunto 12 para el pecho.

10 La caja exterior de la unidad electrónica 14 del cuerpo está construida con un peso ligero, de plástico moldeado, tal como el acrilonitrilo-butadieno-estireno (ABS) u otro material adecuado. La forma y configuración de la unidad electrónica 14 del cuerpo no está limitada a ninguna forma o configuración particular. Como se ilustra en la figura 1, la unidad electrónica 14 del cuerpo se fija de manera liberable al brazo del paciente a través de una banda 100 para el brazo o brazaletes, haciendo así que la unidad electrónica 14 del cuerpo sea fácilmente accesible para el paciente. La banda 100 para el brazo o brazaletes se envuelve alrededor del brazo derecho o izquierdo del paciente, y se une por medio de Velcro u otro medio de sujeción adecuado, tales como alfileres, automáticos o similares. La unidad electrónica 14 del cuerpo se desliza bajo una correa o bolsa en la banda 100 para el brazo o brazaletes. Haciendo referencia a la figura 7, la unidad electrónica 14 del cuerpo tiene un interfaz 102 de usuario y una batería 104. El interfaz 102 de usuario proporciona información al paciente que pertenece al estado de funcionamiento del sistema o a su funcionalidad. Por ejemplo, un caso de un modo de realización del interfaz 102 de usuario puede proporcionar información sobre si la unidad electrónica 14 del cuerpo está comunicando o transmitiendo información normalmente a la estación base 16, si la batería 104 de la unidad electrónica 14 del cuerpo se está cargando o si la batería 104 está baja, si la alimentación de la unidad electrónica 12 del cuerpo está activada, o si la unidad electrónica 14 del cuerpo o la estación base no funcionan bien. Además, el interfaz 102 de usuario puede proporcionar instrucciones sobre el orden o procedimiento correcto para emparejar o acoplar la unidad electrónica 14 del cuerpo con la estación base 16. Tal información puede ser comunicada al paciente a través del interfaz 102 de usuario de diversas maneras, por ejemplo con un conjunto de LED, LCD, texto, tonos audibles, etc. Un ejemplo de modo de realización del interfaz de usuario está ilustrado en la figura 7a. El interfaz 102 de usuario es fácilmente accesible al paciente cuando la unidad electrónica 14 del cuerpo está fijada a la banda 100 para el brazo o brazaletes.

30 La batería 104 se inserta en un compartimento 106 de baterías situado en la parte inferior de la unidad electrónica 14 del cuerpo. La batería 104 queda retenida en el compartimento 106 de baterías por medio de enclavamientos u otros medios de sujeción adecuados, tales como pinzas, tornillos o similares. La batería 104 es, preferiblemente, una batería recargable de ión litio de 3,6 V. La batería 104 es fácilmente accesible para el paciente cuando la unidad electrónica 14 del cuerpo está fijada a la banda 100 para el brazo o brazaletes.

35 La unidad electrónica 14 del cuerpo controla la adquisición de señales de ECG desde el conjunto 12 para el pecho y desde el conjunto precordial 60. Un transmisor 108, dentro de la unidad electrónica 14 del cuerpo recibe o adquiere señales de ECG desde el conjunto 12 para el pecho y desde el conjunto precordial 60, preferiblemente a 3 kbps. Cuando el sistema está funcionando en modo de "7 conductores" (es decir, cuando solamente se está utilizando el conjunto 12 para el pecho), la unidad electrónica 14 del cuerpo adquiere señales desde los electrodos RL, RA, LL, LA y V. Cuando el sistema está funcionando en el "modo de 12 conductores" (es decir, se está utilizando el conjunto 12 para el pecho y el conjunto precordial 60), la unidad electrónica 14 del cuerpo adquiere señales desde los electrodos RL, RA, LL y LA, a través del conjunto 12 para el pecho y adquiere señales desde los electrodos V1 a V6 a través del conjunto precordial 60. Además, se pueden detectar por el sistema otros signos vitales del paciente y ser transmitidos a la unidad electrónica 14 del cuerpo, por ejemplo el pulso, la frecuencia respiratoria, el ritmo cardiaco, la temperatura, señales EEG y señales del oxímetro de pulso.

50 Como se ilustra en la figura 8, el transmisor 108 comprende un circuito integrado específico de la aplicación, un procesador u otro circuito 110, una pluralidad de canales 112 de señales, un multiplexor 114, un convertidor analógico a digital (ADC) 116, un controlador 118, y una radio 120. Además, se pueden utilizar menos o diferentes componentes. La unidad electrónica 14 del cuerpo tiene nueve canales 112 de señales, correspondientes a los diez electrodos conectados al conjunto 12 para el pecho y al conjunto precordial 60. Los canales 112 de electrodos comprenden, cada uno de ellos, un conector 122, un filtro 124, un amplificador 126, un filtro 128 de Nyquist y un circuito 130 de seguimiento y retención. Los conectores 122 de los canales 112 de señales se conectan al puerto 88 del conjunto para el pecho, o al puerto 90 del conjunto precordial, dependiendo de si el canal 112 de electrodos se corresponde con un electrodo situado en el conjunto 12 para el pecho o en el conjunto precordial 60. El filtro 124 comprende un filtro de paso bajo para eliminar señales de interferencia electromagnética. El amplificador 126 amplifica las señales de los electrodos. El filtro 128 de Nyquist comprende un filtro de paso bajo para eliminar el contenido de alta frecuencia que está fuera de la banda de las señales amplificadas, para evitar el error de muestreo. El circuito 130 de seguimiento y retención permite al sistema muestrear las nueve señales 112 de los electrodos en el mismo instante o en instantes relativos, de manera que no hay error diferencial creado cuando estas señales se combinan más tarde en un monitor de ECG.

65 El multiplexor 114 selecciona secuencialmente señales desde los canales 112 de señales de electrodos, utilizando la multiplexación por división de tiempos. Sin embargo, un experto normal en la técnica, reconoce que se pueden utilizar otras funciones de combinación. El ADC 116 convierte las señales analógicas combinadas en señales digitales para la transmisión. Preferiblemente, el controlador 118 comprende un procesador digital de señales (DSP)

que diezma las señales digitales para disminuir la anchura de banda requerida para transmitir las señales. La radio 120 modula las señales digitales con una señal portadora para la transmisión. En un ejemplo de modo de realización, la radio 120 incluye un desmodulador para recibir información. El controlador 118 transmite digitalmente los datos de ECG a la estación base 16. Además de transmitir los datos de ECG, el controlador 118 puede transmitir 5 señales que pertenecen a la información del marcapasos, a la información del nivel de la batería, a la información de desconexión de los electrodos y otra información que se requiera. Por ejemplo, se pueden transmitir signos vitales tales como el pulso, la frecuencia respiratoria, el ritmo cardíaco, la temperatura, las señales de EEG y las señales del oxímetro de pulso.

10 La unidad electrónica del cuerpo supervisa continuamente la integridad de todas las conexiones de electrodos del paciente. En el caso de que se desconecte un conductor, la unidad electrónica del cuerpo enviará una señal a la estación base, que a su vez hace que la estación base dispare la alarma de "conductor desconectado" en el monitor de ECG. Además, la unidad electrónica del cuerpo tiene una función de auto-comprobación que supervisa la integridad de las principales funciones, incluyendo el microprocesador, la adquisición de datos, las referencias de las 15 tensiones internas y la funcionalidad de la radio. En el caso de que se detecte un fallo, la unidad electrónica del cuerpo capturará la condición de avería, detendrá la adquisición y transmisión de los datos e indicará que ha tenido lugar un fallo por medio de la alarma de conductor desconectado.

20 La unidad electrónica 14 del cuerpo funciona haciendo mínimas las señales o ruido no deseados. Por ejemplo, hay componentes adaptados de forma tal que la aplicación posterior a un amplificador diferencial en un sistema heredado del monitor de ECG para determinar un vector del corazón sea precisa. Los vectores de ECG no son formados por el sistema 10 de ECG, sino más bien por el sistema heredado del monitor de ECG. Debido a que el sistema 10 de ECG está esencialmente "en serie" con el sistema heredado del monitor de ECG, cualquier error puede producir resultados no deseables. Una potencial fuente de error es el error diferencial. Este error diferencial 25 puede ser observado en el sistema heredado del monitor de ECG, cuando el monitor de ECG forma las señales de los conductores del ECG combinando las señales individuales de los electrodos en la etapa de entrada del monitor de ECG. Esta etapa de entrada comprende un amplificador de diferencia o amplificador diferencial para eliminar la interferencia de modo común de las señales producidas en los electrodos 20.

30 Habrá presente un artefacto si existe cualquier diferencia en cómo se procesa cada una de las señales de los electrodos cuando el amplificador diferencial del sistema heredado de ECG forma las señales de los conductores del ECG para los vectores de ECG. Por ejemplo, si hay una diferencia en la ganancia del amplificador, una diferencia en el desplazamiento de la fase asociada con los filtros de anti-desdoblamiento (Nyquist), o una diferencia en cómo los respectivos circuitos de seguimiento y retención tratan a las señales de los electrodos, ese error diferencial crea un artefacto en el sistema heredado del monitor de ECG. Una técnica importante para minimizar esta fuente potencial 35 de errores diferenciales es elegir una frecuencia de corte del filtro de Nyquist que sea muy alta. Esto es debido a que cada filtro individual tendrá un funcionamiento diferente en el retardo de grupo. Para mitigar esa diferencia, la frecuencia a la que este retardo de grupo afectará es mucho más alta que la frecuencia de las señales de ECG, que son alrededor de 0,05 Hz a 150 Hz. Eligiendo una frecuencia de corte alta para los filtros de Nyquist, cualquier desacoplo entre los componentes del filtro de Nyquist no afectará a la precisión de las señales ECG de electrodos individuales. Por ejemplo, eligiendo una frecuencia de corte del filtro de 1200 Hz, se mitiga esta fuente de error. Con esta solución, las señales ECG de electrodos individuales son sobremuestreadas a alrededor de 3000 Hz, con el fin 40 de no introducir desdoblamiento. Naturalmente, unas frecuencias de corte más altas del filtro y unas tasas de muestreo correspondientemente más altas, pueden reducir aún más el error. Se pueden utilizar frecuencias de corte y/o tasas de muestreo más bajas.

Debido a que las señales de los electrodos son muestreadas ahora con una tasa tan alta, estas señales pueden ser diezgadas para minimizar la anchura de banda de transmisión requerida. Por ejemplo, las muestras digitales son diezgadas por un factor de ocho en el controlador 118. Se pueden utilizar tasas de diezgado mayores o menores, 50 tal como el diezgado en función de la anchura de banda disponible para la transmisión, el número de señales de electrodos a representar, y la tasa de muestreo de Nyquist. Volviendo a hacer referencia a la figura 1, la estación base 16 recibe las señales transmitidas enviadas desde la unidad electrónica 14 del cuerpo. Las señales son transmitidas como señales de radio u otras señales moduladas con una señal portadora. Se pueden utilizar diversos interfaces aéreos para la transmisión, tales como el Bluetooth o el IEEE 802.11b. Para establecer la comunicación apropiada entre la unidad electrónica 14 del cuerpo y la estación base 16, la estación base 16 y la unidad electrónica 14 del cuerpo necesitan ser emparejadas de forma que la estación base 16 y la unidad electrónica 14 del cuerpo reconozcan solamente las señales desde su pareja. Esto puede conseguirse de diversas maneras, incluyendo la conexión directa de la estación base 16 y la unidad electrónica 14 del cuerpo. Preferiblemente, se utiliza una llave 55 ficha 132 para emparejar o enlazar por radio frecuencia la unidad electrónica 14 del cuerpo con la estación base 16. Haciendo referencia a la figura 9a, la llave ficha 132 tiene un chip de memoria y puede tener opcionalmente una pluralidad de lengüetas o patillas 133 que caben dentro de las hendiduras situadas en un puerto 134 para la llave ficha de la estación base 16, y dentro de las hendiduras de un puerto 136 de la llave ficha de la unidad electrónica 14 del cuerpo. Como se ilustra en la figura 9b, la llave ficha 132 se inserta en el puerto 134 de la llave ficha de la estación base, y lee y registra un número de identificación de la estación base 16. La llave ficha 132 es retirada entonces del puerto 134 de la llave ficha y es insertada en el puerto 136 de la llave ficha situado en la unidad 60 electrónica 14 del cuerpo. La unidad electrónica 14 recibe el número de identificación de la estación base 16 desde

la llave ficha 132. A su vez, la llave ficha 132 lee y registra el número de identificación de la unidad electrónica 14 del cuerpo. La llave ficha 132 es retirada después de la unidad electrónica 14 del cuerpo y es reinsertada en el puerto 134 de la llave ficha de la estación base 16, con lo que la estación base 16 confirma la presencia de su propio número de identificación en la llave ficha 132 y lee también el número de identificación de la unidad electrónica 14 del cuerpo desde la llave ficha 132. La unidad electrónica 14 del cuerpo y la estación base 16 quedan emparejadas. Alternativamente, el emparejamiento o acoplamiento puede conseguirse insertando primero la llave ficha 132 en la unidad electrónica 14 del cuerpo, retirando la llave ficha 132 e insertando la llave ficha 132 en la estación base 16, retirando la llave ficha 132 y reinsertando la ficha 132 en la unidad electrónica 14 del cuerpo. En otras palabras, el orden en el cual se inserta la llave ficha 132 en la unidad electrónica 14 del cuerpo y en la estación base 16 no es crítico para el funcionamiento apropiado del sistema. Volviendo a hacer referencia a la figura 7, el interfaz 102 de usuario puede proporcionar al usuario o al profesional sanitario las instrucciones del orden correcto para emparejar la unidad electrónica 14 con la estación base 16. El uso de la llave ficha 132 permite que pueda tener lugar la función de emparejamiento, al tiempo que el paciente lleva puesta la unidad electrónica 14 del cuerpo. Esta característica elimina la necesidad de desconectar y reconectar la unidad electrónica 14 del cuerpo cuando el paciente necesita ser conectado a distintos monitores de ECG, como resultado de ser desplazado por el hospital. La unidad electrónica 14 del cuerpo del paciente se repara con una nueva estación base utilizando la llave ficha 132.

Una vez que la unidad electrónica 14 del cuerpo y la estación base 16 están emparejadas, la unidad electrónica 14 del cuerpo y la estación base 16 permanecerán comunicándose entre sí, siempre que la llave ficha 132 permanezca en el puerto 134 para la llave ficha de la estación base 16 (o el puerto 136 para la llave ficha de la unidad electrónica 14 del cuerpo, dependiendo del orden del proceso de emparejamiento). En otras palabras, tan pronto como la llave ficha 132 es retirada de la estación base 16, la unidad electrónica 14 y la estación base 16 interrumpirán o cesarán la comunicación. Se puede utilizar cualquier llave ficha específica 132 para emparejar cualquier estación base 16 específica con cualquier unidad electrónica específica 14 del cuerpo.

La caja exterior de la estación base 16 está construida con un peso ligero, plástico moldeado, tal como el acrilonitrilo-butadieno-estireno (ABS) u otro material adecuado. La forma y la configuración de la estación base 16 no está limitada a ninguna forma o configuración particular. La estación base 16 está fijada de manera liberable a un monitor 138 de ECG, a través de medios adecuados, tales como el Velcro®, las cintas de doble enclavamiento, la cinta de espuma de doble cara, o similar. Preferiblemente, la estación base 16 está montada de manera liberable en una placa de montaje fijada cerca del monitor 138, a través de medios de montaje adecuados. Como se ilustra en la figura 10, la estación base 16 tiene una cavidad 140 para almacenar la unidad electrónica 14 del cuerpo, cuando la unidad electrónica 14 del cuerpo no está siendo utilizada o está desconectada del paciente en otros casos. Además, la estación base 16 tiene un puerto 142 de baterías en el cual se inserta de manera liberable la batería 144 de la estación base. La estación base 16 puede ser construida de manera que tenga una pluralidad de puertos de batería que almacenen y carguen las baterías cuando las baterías no se están utilizando. Cuando la estación base 16 no está enchufada en el enchufe de pared de la alimentación de CA, la batería 144 de la estación base proporciona alimentación a la estación base 16. Cuando la estación base 16 está funcionando con el enchufe de CA de la pared, la estación base 16 carga la batería 144 de la estación base, cuando la batería 144 de la estación base está en el puerto 142 para la batería. La estación base 16 tiene un interruptor 146 de alimentación que activa/desactiva la alimentación de la estación base 16 y una conexión 148 por cable de alimentación para conectar un cable de alimentación al enchufe de la pared para la alimentación de CA. La batería 144 de la estación base es preferiblemente una batería recargable de ión Litio de 3,6 V. Consecuentemente, la batería 144 de la estación base y la batería 104 de la unidad electrónica del cuerpo son preferiblemente idénticas e intercambiables, de manera que cada batería se pueda utilizar en cualquiera de ellas, la unidad electrónica 14 del cuerpo o la estación base 16. El sistema está diseñado de forma tal que se puede intercambiar una batería 104 descargada de la unidad electrónica del cuerpo con una batería 144 cargada de la estación base. De esta manera, siempre hay disponible fácilmente una batería cargada para la unidad electrónica del cuerpo. Además, la estación base 16 tiene un interruptor 150 de los conductores que permite al profesional sanitario instruir a la estación base 16 para que funcione en el modo de "7 conductores" o en el modo de "12 conductores".

Como se representa en la figura 11, la estación base 16 tiene un interfaz 152 de usuario que proporciona información al profesional sanitario o al paciente, perteneciente al estado de funcionamiento del sistema o a su funcionalidad. Por ejemplo, el interfaz 152 de usuario puede proporcionar información sobre si la unidad electrónica 14 del cuerpo está comunicando o transmitiendo normalmente a la estación base 16, sobre si la batería 144 de la estación base está cargándose, o si la batería 144 está baja, si la batería 104 de la unidad electrónica del cuerpo está baja, o sobre si está activada la alimentación de la estación base 16, sobre si la estación base 16 está funcionando mal o requiere algún otro servicio. Además, el interfaz 102 de usuario puede proporcionar instrucciones sobre el orden o procedimiento correcto para emparejar o acoplar la unidad electrónica 14 del cuerpo con la estación base 16. Tal información puede ser comunicada al profesional sanitario o al paciente a través del interfaz 152 de usuario de diversas maneras, por ejemplo con un conjunto de LED, LCD, texto, tonos audibles, etc. En la figura 11a se ilustra un ejemplo de modo de realización del interfaz 102 de usuario.

Además, la estación base tiene una función de auto-comprobación que supervisa la integridad de las funciones principales, incluyendo el microprocesador, la adquisición de datos, las referencias de tensión interna y la funcionalidad de la radio. En el caso de que se detecte un fallo, la unidad electrónica del cuerpo capturará la



condición de avería, detendrá la adquisición de datos y la transmisión, e indicará que ha tenido lugar una avería por medio de la alarma de conductor desconectado.

5 Un receptor 154, situado dentro de la estación base 16, recibe señales enviadas a la estación base 16 desde la  
 unidad electrónica 14 del cuerpo. Como se ilustra en la figura 12, el receptor 154 incluye una radio 156, un  
 controlador 158, un convertidor analógico a digital (DAC) 160, un des-multiplexador 162, un transceptor 164, y una  
 pluralidad de canales 166 de señales de electrodos. La radio 156 desmodula las señales recibidas para identificar  
 10 datos que representen las señales combinadas de los electrodos. En un ejemplo de modo de realización, la radio  
 156 incluye un modulador para transmitir información de control. El controlador 158 controla el funcionamiento de los  
 diversos componentes y puede procesar también las señales de la radio 156, por ejemplo interpolando datos,  
 convirtiendo las señales en información digital, generando señales de control para el transmisor 108 en la unidad  
 electrónica 14, haciendo funcionar cualquier dispositivo de salida o de entrada del usuario, y diagnosticando el  
 funcionamiento del sistema ECG. Preferiblemente, el controlador 118 interpola las señales de los electrodos para  
 15 devolver la tasa de muestreo eficaz a la frecuencia de 3 kHz u otra frecuencia. Esto permite a los filtros de  
 reconstrucción tener una frecuencia de corte que es muchas veces la anchura de banda de las señales de los  
 electrodos, minimizando así cualquier diferencia en el retardo de grupo en las frecuencias de interés, es decir,  
 menos que 150 Hz. El DAC 160 convierte las señales digitales en señales analógicas. El des-multiplexador 162  
 separa las señales de electrodos regeneradas individualmente en los canales 166 de señales de electrodo  
 20 independientes. El transceptor 164 funciona de acuerdo con la especificación Bluetooth para la comunicación  
 bidireccional con el transmisor 108.

El receptor 154 tiene nueve canales 166 de señales de electrodos, correspondientes a los 10 electrodos conectados  
 al conjunto 12 para el pecho y al conjunto precordial 60. Los canales 166 de señales de electrodos comprenden,  
 25 cada uno de ellos, un circuito 168 de muestreo y retención, un filtro 170, y un atenuador 172. El circuito 168 de  
 muestreo y retención está controlado por el controlador 118, de manera que las señales de electrodos convertidas  
 aparecen simultáneamente en cada canal 166 de señales de electrodos. Otros modos de realización pueden incluir  
 DAC individuales que proporcionan la señal de manera sustancialmente simultánea. El filtro 170 comprende un filtro  
 de reconstrucción de paso bajo para eliminar las señales de alta frecuencia asociadas con el proceso DAC de  
 30 conversión. El atenuador 172 comprende un amplificador para disminuir la amplitud a un nivel asociado con señales  
 en los electrodos, que fueron amplificadas anteriormente en los amplificadores de la unidad electrónica 14 del  
 cuerpo. Esto da como resultado una ganancia unitaria del sistema, de manera que no introduce un error entre los  
 electrodos y el monitor convencional de ECG.

La estación base 16 transmite las señales de ECG al monitor 138 de ECG a través de cables pre-existentes o  
 35 convencionales 174 del monitor. A su vez, la información se presenta en el monitor de ECG y es revisada por un  
 médico. Como se representa en la figura 13, los cables 174 del monitor se insertan de manera liberable en los  
 terminales a presión 176 situados en la estación base 16. Preferiblemente, la estación base 16 tiene diez terminales  
 176 a presión dispuestos en el lado izquierdo y derecho de la estación base 16. Los terminales 176 a presión y los  
 40 cables 174 del monitor están preferiblemente etiquetados y codificados con colores, de manera que los cables 174  
 del monitor quedan apropiadamente conectados a la estación base 16. Por ejemplo, los cinco terminales 176 a  
 presión, situados en el lado izquierdo de la estación base 16 y el cable 174 del monitor pueden ser etiquetados como  
 RL, LA, LL, RA y V/V1. Además, los cinco terminales 176 a presión del lado derecho de la estación base 16 y el  
 cable 174 del monitor pueden ser etiquetados como V2, V3, V4, V5 y V6. Cuando el sistema ECG está funcionando  
 45 en el modo de "7 conductores" (es decir, solamente se utiliza el conjunto 12 para el pecho) el cable 174 del monitor  
 se enchufa en los cinco terminales 176 a presión del lado izquierdo de la estación base 16. Cuando el sistema de  
 ECG está funcionando en el modo de "12 conductores" (es decir, utilizando el conjunto 12 para el pecho y el  
 conjunto precordial 60) ambos cables 174 del monitor se enchufan en los terminales 176 a presión, los cuatro  
 terminales 176 a presión de lado izquierdo de la estación base 16 se utilizarán para los electrodos del conjunto para  
 50 el pecho y los seis terminales restantes 176 a presión se utilizarán para los electrodos del conjunto precordial.

Puede haber casos en los que no habrá una estación base 16 en cada pabellón o habitación de hospital para ser  
 utilizada con la unidad electrónica 14 del cuerpo. En tales casos, se puede utilizar un conjunto adaptador 178 para  
 conectar el conjunto 12 para el pecho o el conjunto precordial 60 con el monitor 138 de ECG. En un ejemplo de  
 55 modo de realización, el conjunto adaptador 178 permite enchufar el conjunto 12 para el pecho o el conjunto  
 precordial 60 directamente en un transmisor de telemetría convencional o existente. La figura 14 representa un  
 conjunto adaptador 178 que tiene un receptáculo 180 del conjunto que se conecta al conjunto 12 para el pecho o al  
 conjunto precordial 60, y un receptáculo 182 de caja de telemetría que se conecta a un transmisor de telemetría  
 convencional o existente. En otro ejemplo de modo de realización, el conjunto adaptador 178 permite enchufar el  
 60 conjunto 12 para el pecho o el conjunto precordial 60 directamente en cables de enlace existentes del monitor de  
 ECG. La figura 15 representa un conjunto adaptador 178 que tiene un receptáculo 184 del conjunto para conectarse  
 al conjunto 12 para el pecho o al conjunto precordial 60, y un conjunto 185 de cables para conectarse a cables de  
 enlace convencionales o existentes del monitor de ECG. El conjunto 185 de cables tiene un cable 186 que se  
 conecta a un adaptador 188 del cable de enlace para conectarse a un cable de enlace del monitor de ECG. En otro  
 ejemplo de modo de realización, el conjunto adaptador 178 permite enchufar el conjunto 12 para el pecho o el  
 65 conjunto precordial 60 directamente en cables conductores estándar que se conectan a un monitor de ECG. La  
 figura 16 representa el adaptador 178 con un receptáculo 190 del conjunto, para conectarse al conjunto 12 para el

pecho o al conjunto precordial 60, y un conjunto 192 de cable de hilos conductores para conectarse a un conjunto de hilos conductores. El conjunto 192 de cables tiene un cable 194 que se conecta a un adaptador 196 de hilos conductores, para conectarse a hilos conductores estándar. Son posibles diversas configuraciones del adaptador 178, dependiendo de la configuración del conector de los hilos conductores estándar.

5 La figura 17 representa el método para supervisar la actividad cardiaca en el corazón del paciente, utilizando el sistema inalámbrico de ECG de la presente invención. En el paso 198, los electrodos se colocan en el cuerpo del paciente. En el paso 200, el conjunto 12 para el pecho y/o el conjunto precordial 60 se sitúan en el cuerpo del paciente, conectando a los electrodos los conectores 21, 62 de los electrodos. En el paso 202, el conjunto 12 para el pecho y/o el conjunto precordial 60 se enchufan en la unidad electrónica 14 del cuerpo. En el paso 204, la unidad electrónica 14 y la estación base 16 se emparejan o acoplan insertando la llave ficha 132 en la estación base 16, se retira la llave ficha 132 de la estación base 16, se inserta la llave ficha 132 en la unidad electrónica 14 del cuerpo, se retira la llave ficha 132 de la unidad electrónica 14, y se reinserta la llave ficha 132 en la estación base 16. Alternativamente, el acoplamiento se puede conseguir insertando la llave ficha 132 en la unidad electrónica 14 del cuerpo, se retira la llave ficha 132 de la unidad electrónica del cuerpo, se inserta la llave ficha 132 en la estación base 16, se retira la llave ficha 132 de la estación base 16, y se reinserta la llave ficha 132 en la unidad electrónica 14 del cuerpo. En el paso 206, se detectan las señales eléctricas del corazón del paciente, y se transmiten a la unidad electrónica 14 del cuerpo a través del conjunto 12 para el pecho y del conjunto precordial 60. En el paso 208, las señales eléctricas del corazón son transformadas por la unidad electrónica 14 del cuerpo, de señales analógicas en señales digitales. En el paso 210, la unidad electrónica 14 del cuerpo transmite las señales digitales a la estación base 16, por medio de una transmisión por radio. En el paso 212, la estación base 16 transforma las señales digitales en señales analógicas. En el paso 214, la estación base 16 transmite las señales analógicas al monitor 138 de ECG, a través de los cables 174 del monitor. En el paso 216, el monitor 138 de ECG procesa las señales analógicas en información útil que puede ser presentada en el monitor 138.

25 En la memoria anterior, se ha descrito la presente invención con referencia a modos de realización específicos de la misma. Será evidente para los expertos en la técnica que una persona que comprenda esta invención puede concebir cambios u otros modos de realización o variaciones, que utilicen los principios de esta invención, sin apartarse del amplio ámbito y alcance de la invención. La memoria y los dibujos han de ser, por tanto, considerados como ilustrativos en lugar de en sentido restrictivo. Consecuentemente, no se pretende que la invención esté limitada, excepto como pueda ser necesario a la vista de las reivindicaciones anexas.

REIVINDICACIONES

1. Un método de monitorización de la actividad cardíaca en un paciente que comprende los pasos de:
  - 5           detectar señales eléctricas desde el cuerpo de una paciente con un conjunto (12) para el pecho y un conjunto precordial (60);
  - transmitir las señales eléctricas desde el conjunto para el pecho y el conjunto precordial a una unidad electrónica (14) del cuerpo, dicha unidad electrónica del cuerpo incluyendo una interfaz de usuario para comunicar información a un usuario;
  - 10           transmitir las señales eléctricas desde la unidad electrónica del cuerpo hasta una estación base (16) a través de transmisión por radiofrecuencia, la estación base incluyendo una interfaz de usuario para comunicar información al usuario; y
  - transmitir las señales eléctricas desde la estación base a un monitor electrocardiográfico (138).
- 15   2. Un método como se reivindica en la reivindicación 1, en el que el conjunto para el pecho comprende:
  - una sección (47) de retención de electrodos que tiene una pluralidad de conectores (18a-e) de electrodos para conectarse de manera liberable a los electrodos;
  - un conector (21) del conjunto para el pecho unido a la sección de retención de los electrodos; y
  - 20           una patilla sensora (98) sobre el conector del conjunto para el pecho para completar un circuito dentro de la unidad electrónica del cuerpo.
- 25   3. Un método como se reivindica en la reivindicación 2, en el que la sección de retención de electrodos incluye al menos un brazo expandible(50, 56).
- 30   4. Un método como se reivindica en la reivindicación 2, en el que la sección de retención de electrodos comprende además una sección arqueada (48), un tendido lineal (54) y un brazo de extensión (58).
- 35   5. Un método como se reivindica en la reivindicación 2, en el que los conectores de electrodos están configurados de manera que un electrodo está posicionado en el lado derecho del pecho del paciente, aproximadamente a nivel del primer y segundo espacios intercostales, un electrodo está situado en el lado izquierdo del pecho del paciente, aproximadamente a nivel del primer y segundo espacios intercostales, un electrodo está posicionado en el centro del pecho del paciente, aproximadamente al nivel del cuarto y quinto espacio intercostal, y dos electrodos están posicionados en el lado izquierdo del torso del paciente.
- 40   6. Un método como se reivindica en la reivindicación 2, en el que el conector del conjunto para el pecho incluye una pluralidad de elementos eléctricamente conductores suficientemente separados para impedir el arco eléctrico a través de los elementos eléctricamente conductores.
- 45   7. Un método como se reivindica en la reivindicación 6, en el que el conector del conjunto para el pecho incluye una pluralidad de nervaduras (96) para impedir que los elementos eléctricamente conductores hagan contacto con objetos cuando el conector del conjunto para el pecho no esté fijado dentro de la unidad electrónica del cuerpo.
- 50   8. Un método como se reivindica en la reivindicación 4, en el que los elementos eléctricamente conductores están espaciados para permitir que el conjunto para el pecho soporte un shock de desfibrilación.
- 55   9. Un sistema para la transmisión inalámbrica de señales fisiológicas desde un sensor fisiológico a un monitor que comprende: una unidad electrónica (14) del cuerpo, el sensor fisiológico acoplado de manera extraíble a un conjunto (12) para el pecho o a un conjunto precordial (60), estando la unidad electrónica del cuerpo acoplada de manera extraíble al conjunto para el pecho y al conjunto precordial, el sistema adaptado para transmitir las señales fisiológicas a la unidad electrónica del cuerpo por lo que dicha unidad electrónica del cuerpo está adaptada para transmitir inalámbricamente las señales fisiológicas a una estación base (16), dicha estación base teniendo una pluralidad de terminales a presión para transmitir las señales fisiológicas a cualquier monitor convencional, y la estación base teniendo una interfaz de usuario para comunicar información al usuario.
- 60   10. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 9, en el que las señales fisiológicas pertenecen a información seleccionada del grupo consistente en pulso, frecuencia respiratoria, ritmo cardíaco, temperatura, señales EEG y señales del oxímetro de pulso.
- 65   11. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 9, en el que la interfaz de usuario está adaptada para comunicar información perteneciente al estado operativo del sistema.
12. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 9, en el que el conjunto para el pecho comprende una pluralidad de conectores de electrodos (18a-e) conectados de manera liberable a una pluralidad de electrodos que están adaptados para detectar señales eléctricas desde el corazón de un paciente.

- 5 13. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 12, en el que el conjunto para el pecho y el conjunto precordial comprende además una patilla (98) sensora adaptada para completar el circuito dentro de la unidad electrónica del cuerpo cuando el conjunto para el pecho o el conjunto precordial está insertado dentro de un puerto del conjunto para el pecho o de un puerto del conjunto precordial en la unidad electrónica del cuerpo.
14. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 12, en el que el conjunto para el pecho tiene una pluralidad de elementos conductores eléctricos que forman un circuito flexible para transmitir las señales eléctricas detectadas por la pluralidad de electrodos.
- 10 15. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 12, en el que el conjunto para el pecho incluye una capa aislante para aislar los elementos conductores eléctricos por lo que se reducen las interferencias externas con el conjunto para el pecho.
- 15 16. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 12, en el que la estación base está adaptada para controlar los datos recogidos por el primer conjunto para el pecho o por el conjunto precordial.
17. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 9, que comprende además unos medios para emparejar la estación base con la unidad electrónica del cuerpo.
- 20 18. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 17, en el que los medios son una llave ficha (132).
19. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 9, en la que la interfaz de usuario está adaptada para comunicar información perteneciente a la petición para emparejar la unidad electrónica del cuerpo con una estación base.
- 25 20. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 9, que comprende además al menos una batería que es compatible con un puerto de batería en la unidad electrónica del cuerpo y un puerto de batería en la estación base.
- 30 21. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 20, en el que la estación base comprende además una pluralidad de puertos de batería para almacenar y cargar al menos una batería para utilizar más tarde en la unidad electrónica del cuerpo.
22. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 9, en el que la estación base incluye una cuna para almacenar la unidad electrónica del cuerpo.
- 35 23. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 9, en el que la unidad electrónica del cuerpo se puede fijar de manera extraíble alrededor del brazo de un paciente.
- 40 24. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 12, en el que la unidad electrónica del cuerpo está además configurada para monitorizar continuamente la integridad de las conexiones entre los conectores de electrodos conectados al conjunto para el pecho y los electrodos conectados al paciente.
- 45 25. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 12, en el que al menos una de entre la unidad electrónica del cuerpo y la estación base está configurada además para realizar una función de prueba automática (auto-prueba) para monitorizar la integridad de las funciones del sistema.
- 50 26. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 12, en el que la estación base comprende además un conmutador guía para instruir a la estación base que funcione tanto en el modo de 7 conductores como en el modo de 12 conductores.
- 55 27. Un sistema como se reivindica en la reivindicación 12, en el que el conjunto precordial comprende una pluralidad de conectores de electrodos conectados de manera extraíble a una pluralidad de electrodos que están adaptados para detectar señales eléctricas desde el corazón de un paciente en el que la unidad electrónica del cuerpo está adaptada para recibir las señales eléctricas del conjunto para el pecho y del conjunto precordial, y la estación base está adaptada para adquirir las señales eléctricas desde la unidad electrónica del cuerpo a través de transmisión por radio frecuencia, estando la pluralidad de terminales por presión de la estación base conectados a los cables del monitor electrocardiográfico, estando los cables del monitor electrocardiográfico adaptados para transmitir las señales eléctricas a un monitor electrocardiográfico.

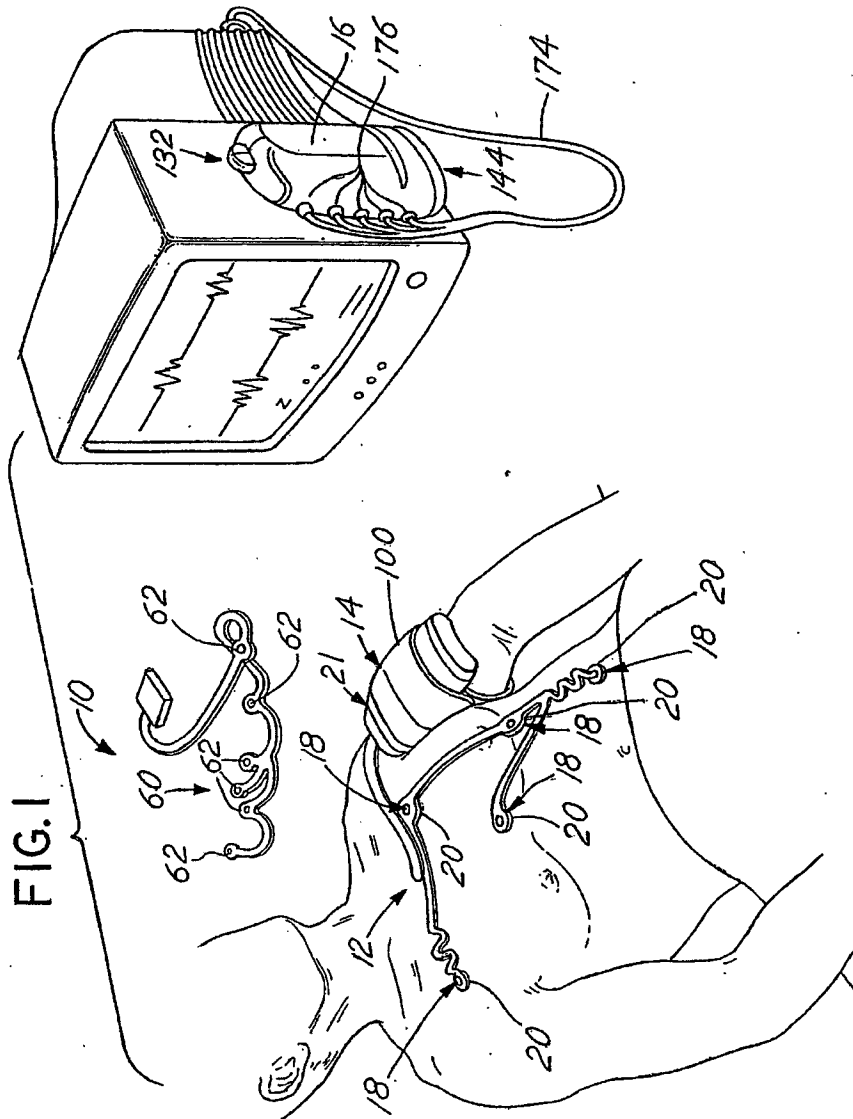


FIG.2

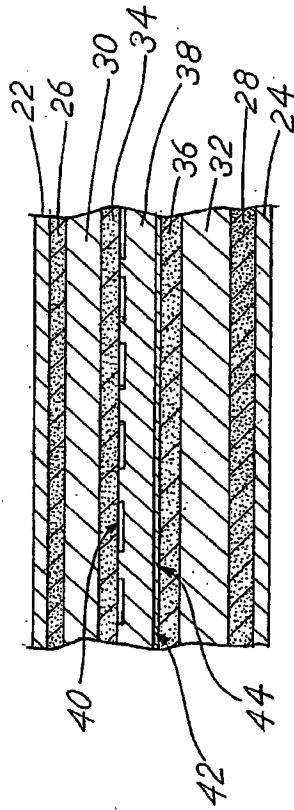
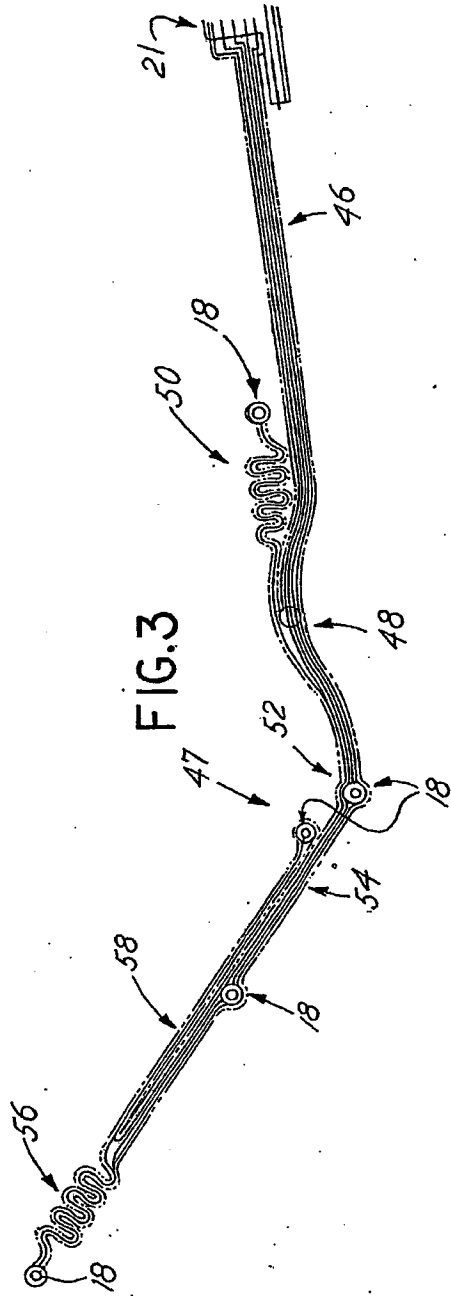


FIG.3



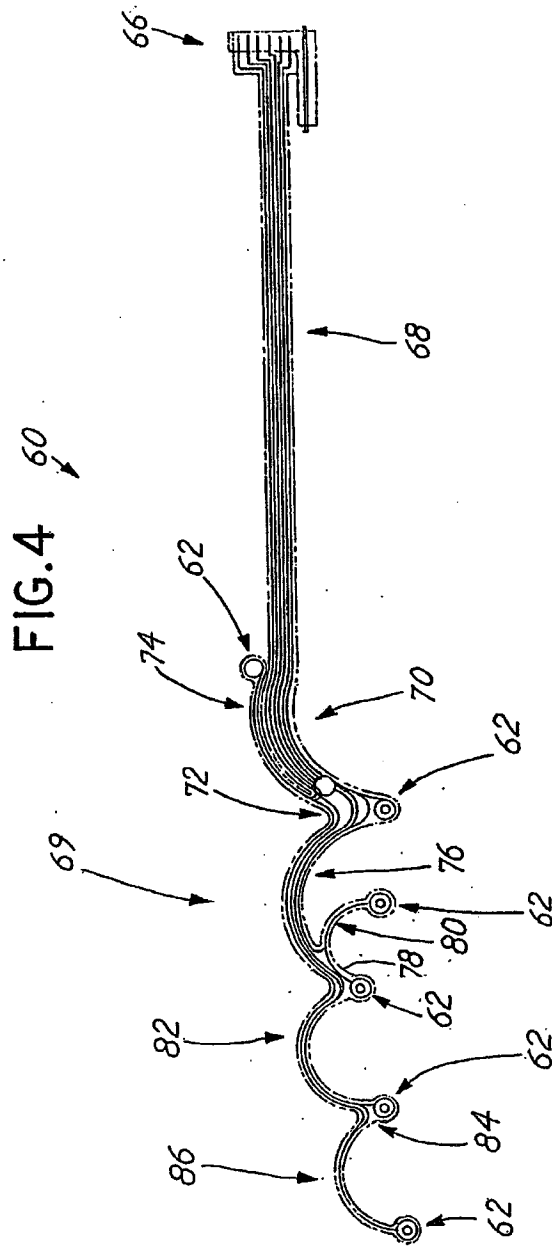


FIG.5

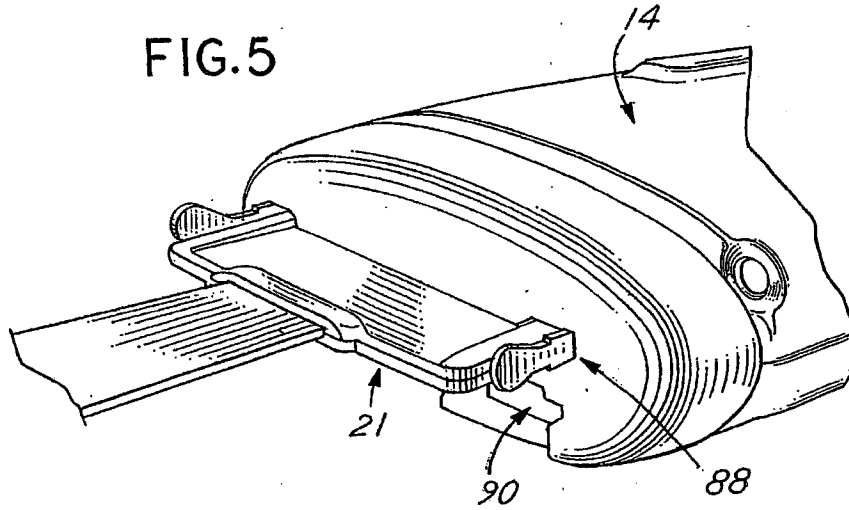


FIG.6

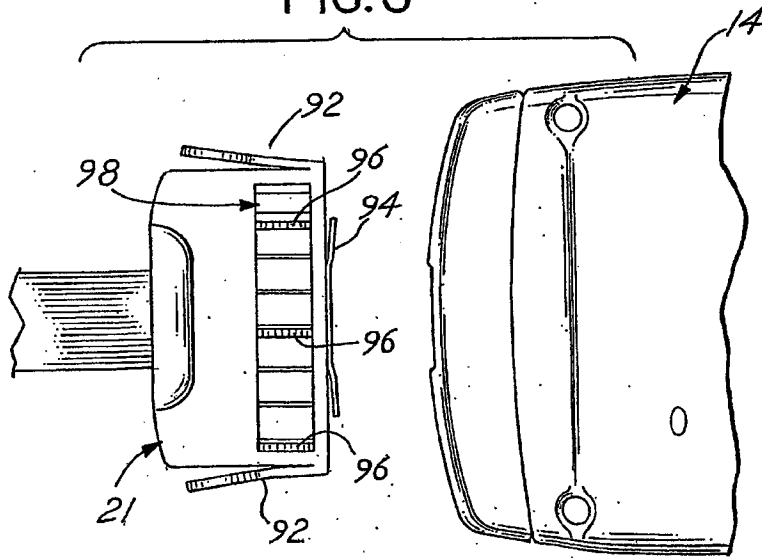




FIG.7

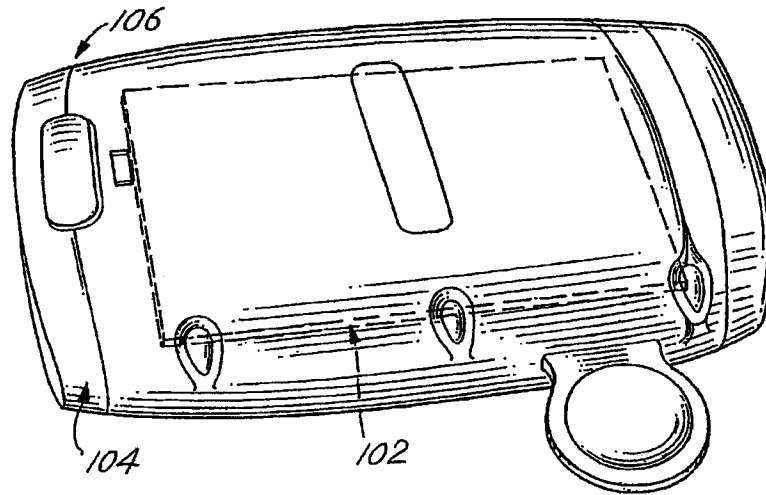


FIG.7A

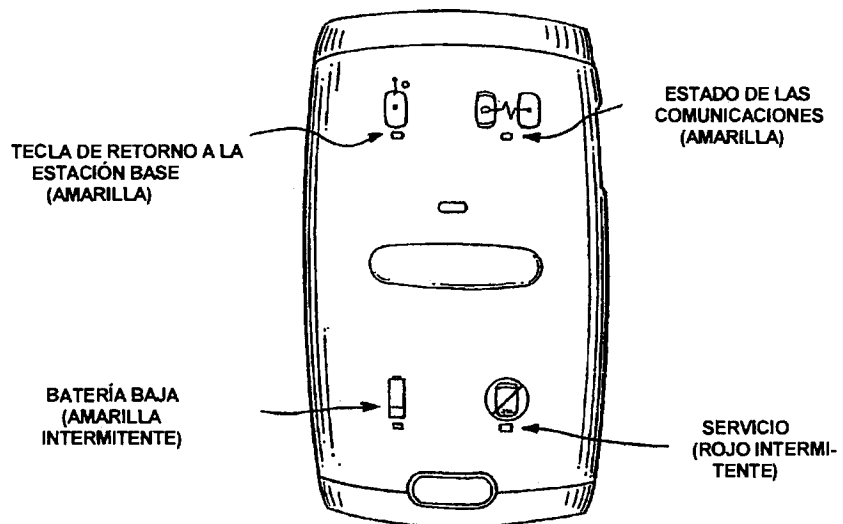
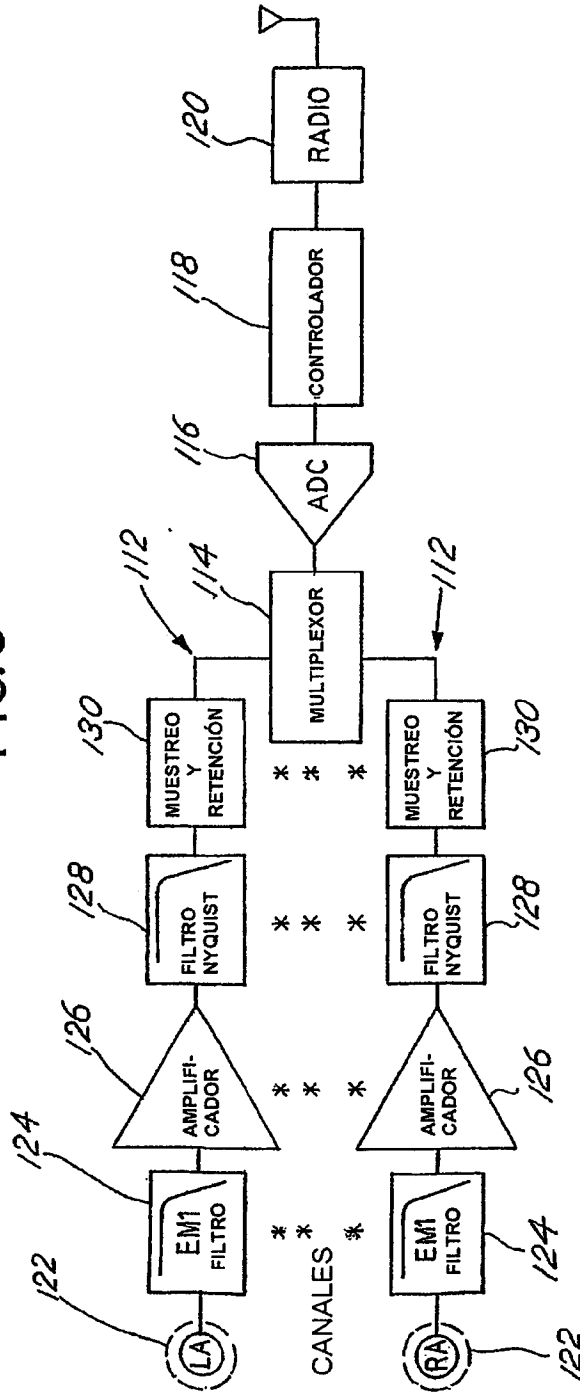


FIG.8



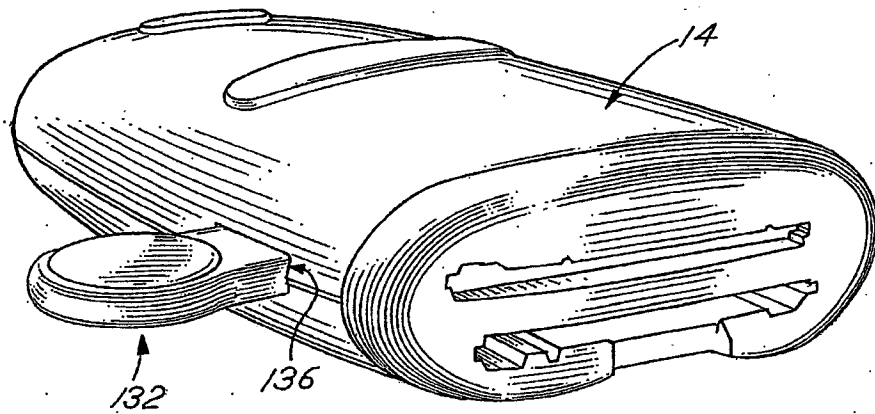
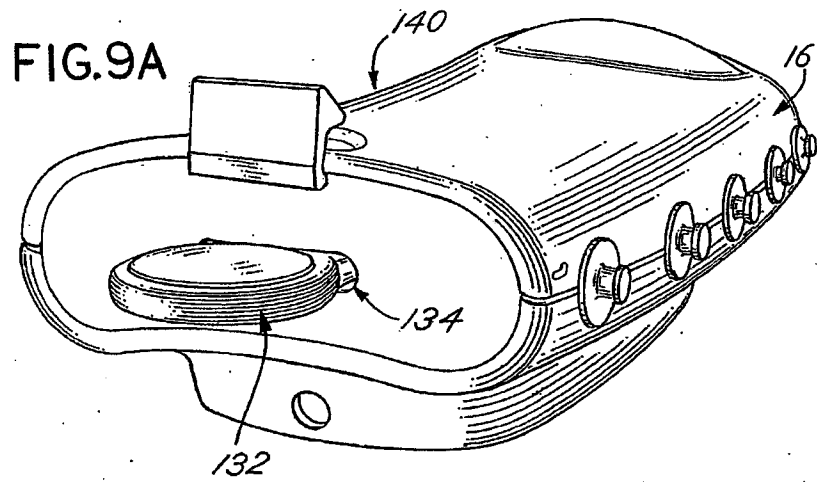


FIG.9B

FIG.10

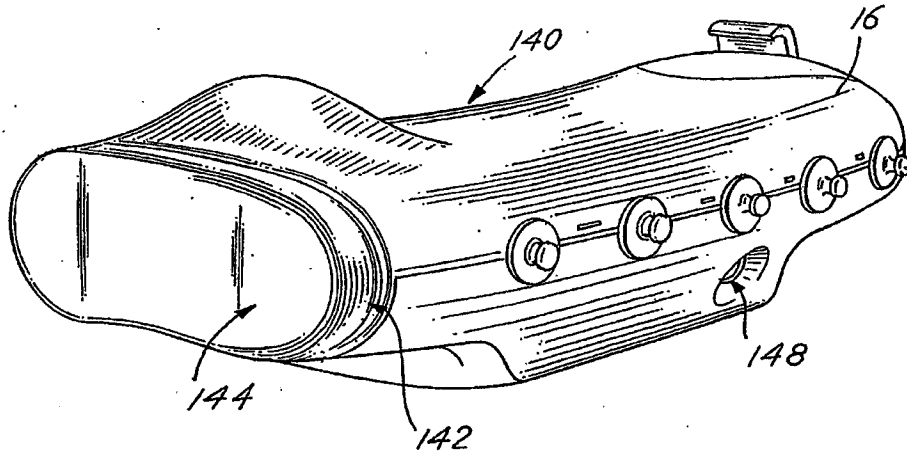


FIG.11

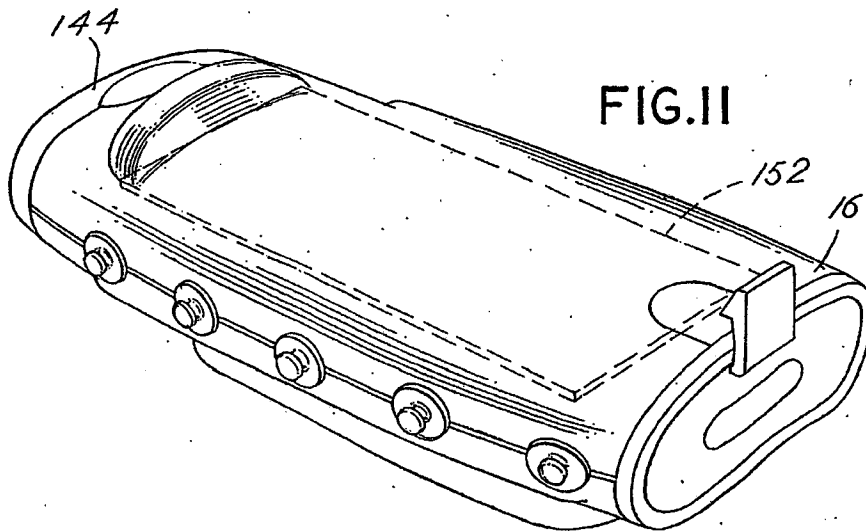


FIG.IIA

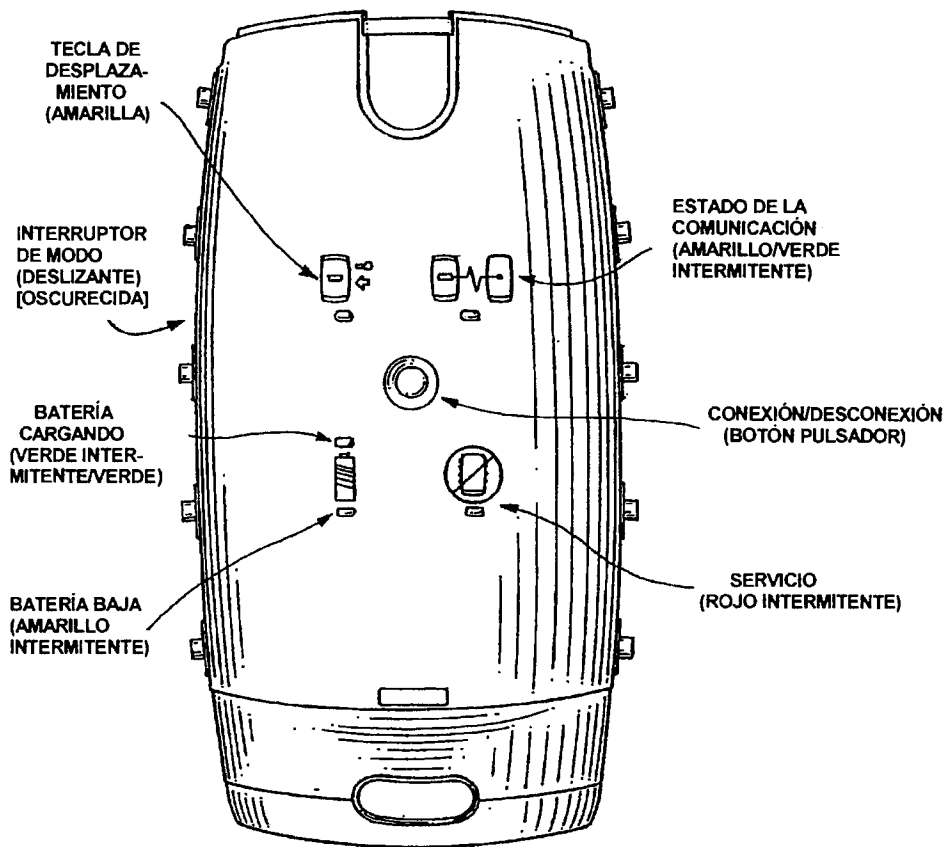


FIG.12

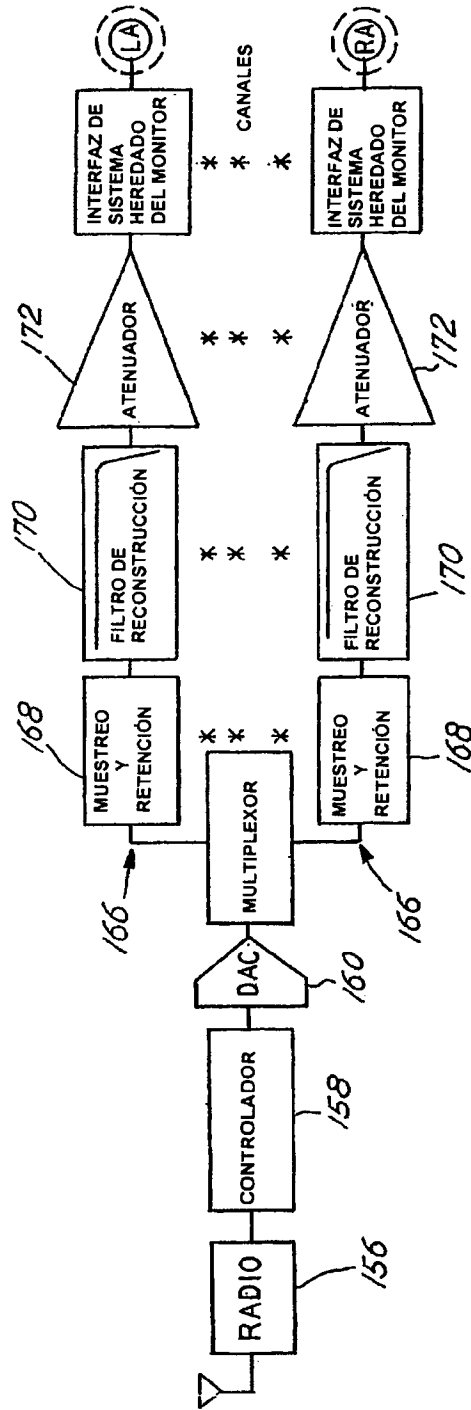
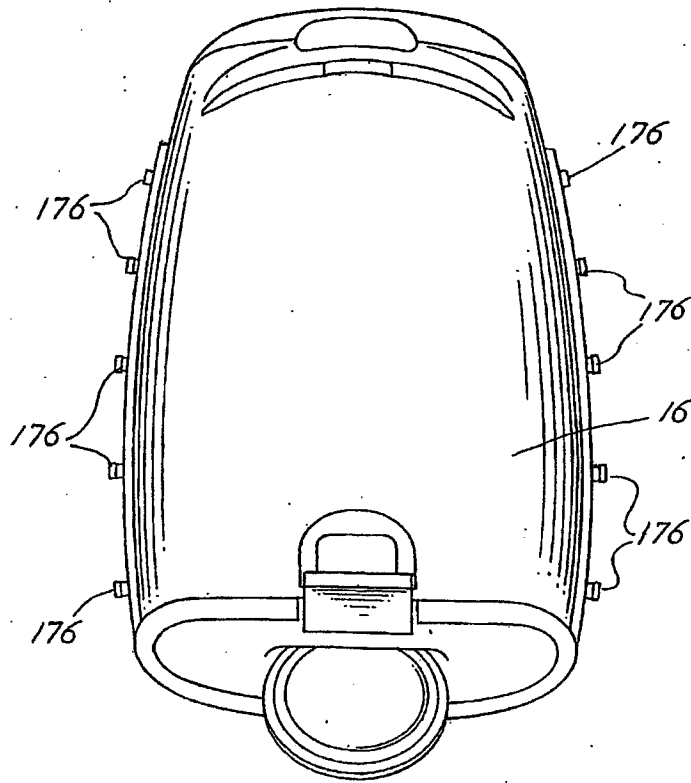


FIG.13



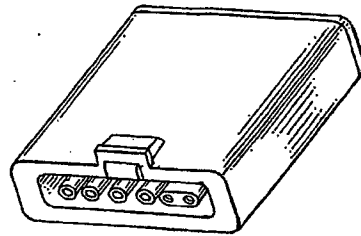
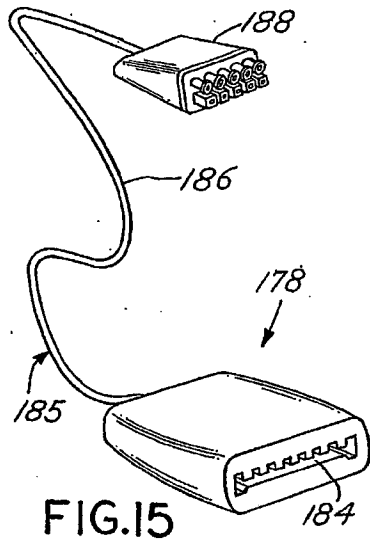
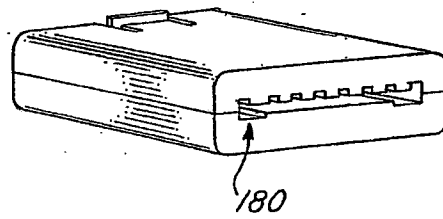


FIG. 14



180

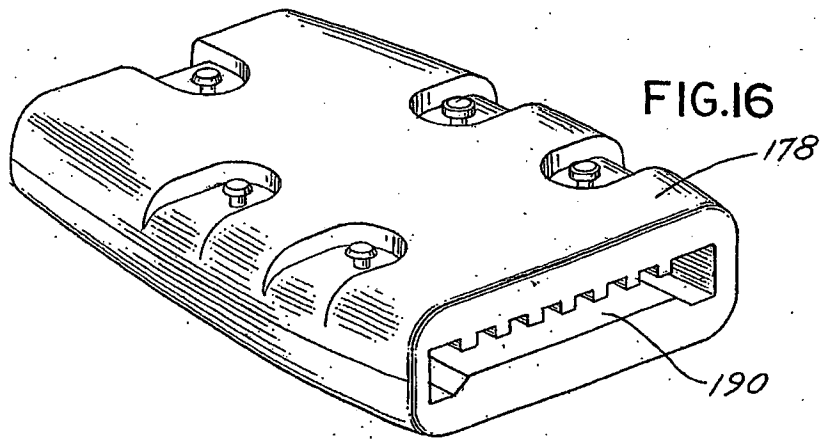




FIG.17

