(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 294 886**

(21) Número de solicitud: 200500976

(51) Int. Cl.:
A61B 5/0488 (2006.01)

(12) SOLICITUD DE PATENTE A1

(22) Fecha de presentación: **22.04.2005**

(43) Fecha de publicación de la solicitud: **01.04.2008**

(43) Fecha de publicación del folleto de la solicitud: **01.04.2008**

(71) Solicitante/s: **Universidad de Alicante**
Ctra. San Vicente del Raspeig, s/n
03690 San Vicente del Raspeig, Alicante, ES

(72) Inventor/es: **García Chamizo, Juan Manuel;**
Maciá Pérez, Francisco;
Soriano Payá, Antonio;
Ruiz Fernández, Daniel;
Aracil Miralles, Vicente José;
Romero Maroto, Jesús y
Prieto Chaparro, Luis

(74) Agente: **No consta**

(54) Título: **Sistema de supervisión de terapia de rehabilitación de la musculatura pelviana asociada al control de la micción.**

(57) Resumen:
Sistema de supervisión de terapia de rehabilitación de la musculatura pelviana asociada al control de la micción. La invención esta formada por un módulo o subsistema de sensorización y un módulo de monitorización. El subsistema de sensorización incorpora un conjunto de electrodos que proporcionan, de forma inalámbrica, datos electromiográficos al subsistema de monitorización; éste es el que permite, de forma amigable, que el usuario tenga información sobre la corrección de los ejercicios realizados. La naturaleza autónoma de los electrodos facilita la realización de la terapia con independencia de los cables que enlazan los electrodos convencionales. Los electrodos incorporan un dispositivo de amplificación de señales eléctricas de baja potencia, un conversor analógico digital y un emisor/receptor de señales electromagnéticas. El subsistema de monitorización incluye una pantalla de tamaño reducido, un emisor/receptor de señales electromagnéticas y un microprocesador capaz de procesar las señales recibidas.

ES 2 294 886 A1

DESCRIPCIÓN

Sistema de supervisión de terapia de rehabilitación de la musculatura pelviana asociada al control de la micción.

Sector de la técnica

La invención se encuadra en el sector técnico de dispositivos médicos de diagnóstico y tratamiento, exactamente dentro de aquéllos que precisan una sensorización de señales bioeléctricas para facilitar información de realimentación.

Estado de la técnica

Se puede analizar el estado de la técnica de forma progresiva, comenzando por dispositivos de propósito general, para acabar con los mecanismos que se utilizan actualmente en la rehabilitación muscular y la utilidad de la tecnología inalámbrica. Tras realizar una revisión del estado de la técnica se han encontrado diferentes dispositivos de sensorización y electroestimulación muscular como por ejemplo los recogidos en las patentes [US5368042] y [US6032530] en las que se detallan dispositivos para la monitorización de la actividad muscular debida al movimiento. El principal problema de estos dispositivos es su limitación en cuanto a la movilidad, aspecto que es solucionado en la invención que se propone en esta solicitud.

En otros estudios relacionados con el control del tracto urinario inferior como los llevados a cabo por la Dra. Uranga del Monte [Uranga, 2001. Tesis doctoral] se trata el desarrollo de un estimulador integrado implantable que permite generar las señales de estimulación necesarias para el control de la micción en lesionados medulares mediante el método del post-stimulus voiding. Previamente, en [Sawan *et al*, 1997. Artificial Organs, 21(3):219-222] se muestra un sistema para monitorizar el volumen de la vejiga y actuar sobre los nervios para compensar disfunciones del tracto urinario inferior.

Centrando este estudio en el objeto de la invención, en [Sampselle *et al*, 1998. Obstet&Gynecol, 91(3):406-412] y [Boyington y Dougherty, 2000. Int Urogynecol J. 11:212-218] se explica la utilidad de un método de rehabilitación en aquellas disfunciones urológicas consecuencia de problemas asociados a un control deficiente de la musculatura asociada al control de la micción. Estos problemas afectan a un elevado índice de la población femenina mundial e implican un importante impacto emocional, orgánico y psicológico para los pacientes; además, su tratamiento se traduce en unos elevados costes que revisten una gran complejidad metodológica. La reeducación de la musculatura pelviana es un prometedor método terapéutico que presenta como inconveniente la dificultad de funcionamiento de los dispositivos existentes.

La dificultad referida está relacionada con los mecanismos empleados de adquisición, acondicionamiento y presentación de las señales electromiográficas relacionadas con la musculatura pelviana. La invención que se presenta resuelve estos problemas utilizando para ello instrumentación de alta precisión y tecnología inalámbrica para incorporar al dispositivo una imprescindible facilidad de uso. Relacionado con la tecnología inalámbrica, se pueden encontrar algunos dispositivos utilizados en medicina, como el que se recoge en la patente [E99919280] en la que se presenta el diseño de un termómetro telemático inalámbrico, o el presentado en [WO2004100785] para la obtención inalámbrica de señales electrocardiográficas. Estos dispositivos presentan como diferencia fundamental respecto a la invención que se propone la naturaleza de la información adquirida. Esta diferencia implica la necesidad de incorporar nuevas fases en el diseño para poder tratar la información electromiográfica.

Descripción detallada de las figuras

Figura 1. Esquema modular del subsistema de sensorización. La señal electromiográfica es capturada, tratada y transmitida de forma inalámbrica.

Figura 2. Diagrama de bloques del subsistema de monitorización.

Figura 3. Esquema concreto del subsistema de sensorización correspondiente al modo de realización propuesto.

Descripción detallada de la invención

La presente invención se refiere a un sistema destinado a supervisar la rehabilitación de la musculatura pelviana para mejorar su actividad funcional y, de esta forma, eliminar o disminuir problemas de incontinencia urinaria. Concretamente se ha inventado un dispositivo que, utilizando medidas electromiográficas, proporciona información de realimentación para un correcto control del tratamiento rehabilitador de los grupos musculares asociados a las funciones urinarias. El sistema está formado por dos subsistemas: el subsistema de sensorización y el subsistema de monitorización. El subsistema de sensorización debe ser capaz de captar y acondicionar la señal electromiográfica de la musculatura del suelo pelviano para, seguidamente, transmitirla mediante conexión inalámbrica a un dispositivo portátil de monitorización de la señal.

Sensorización

Las diferentes tareas del subsistema de sensorización se integran en un dispositivo (sensores inalámbricos) que se encarga de capturar la señal analógica que indica la actividad muscular del paciente, digitalizarla, procesarla y transmitirla de forma inalámbrica al dispositivo de monitorización. La descomposición modular de un sensor inalámbrico (figura 1), según las diferentes acciones que debe realizar, permite definir el diagrama de bloques que estará formado por los siguientes módulos:

- Acondicionamiento de la señal (1).
- Conversión Analógico-Digital y procesado (2).
- Comunicación inalámbrica (3).

Acondicionamiento de la señal

Tras la captura de la señal, la función del módulo de adecuación de la señal es convertir la señal bipolar procedente de los electrodos en una señal que sea manejable por el conversor analógico digital. Para ello, la señal bipolar procedente de los electrodos debe ser acondicionada a través de las siguientes etapas:

- Amplificación. La amplificación de esta primera etapa tiene una importancia decisiva respecto a la calidad de la adquisición electromiográfica que se desea conseguir mediante el sensor inalámbrico, especialmente en lo referente a la eliminación de interferencias. Esta primera etapa de amplificación de la señal está formada por un amplificador de instrumentación de precisión de bajo consumo y bajo ruido que permite ajustar impedancias y amplificar la señal de entrada. Además, para aumentar la seguridad, también es necesario incorporar un mecanismo de aislamiento: se disminuye la intensidad que pueda pasar por el paciente y se aíslan referencias cuando no sean comunes.

- Filtrado. Tras la etapa de amplificación es necesario incluir un a etapa de filtrado de la señal con la finalidad de limitar la banda de funcionamiento y así eliminar el ruido de alta y baja frecuencia que pudiera existir. A la salida de esta etapa de filtrado, se obtendrá una señal sin distorsión apreciable y de la misma amplitud que la señal de entrada procedente de la etapa de amplificación pero cuyo ancho de banda coincide con aquel que ha sido establecido para de la señal de interés.

- Adecuación. Para finalizar la fase de acondicionamiento de la señal se debe incorporar una etapa que amplifique y desplace la señal filtrada a los márgenes de tensión adecuados para continuar con su procesado posterior.

Conversión analógico-digital y procesamiento

Una vez acondicionada la señal, ésta pasa al siguiente módulo, el de conversión y procesado. Es preciso convertir la señal analógica para que, posteriormente, pueda ser tratada y enviada al dispositivo receptor del subsistema de monitorización. La función de este módulo es doble: en primer lugar, convertir la señal analógica procedente del módulo de acondicionamiento de la señal a una señal digital; en segundo lugar, procesar la señal digital preparándola para su transmisión serie al módulo de comunicación inalámbrica, y, al mismo tiempo, gestionar esta transmisión de datos digitales.

Comunicación

La función de esta etapa es establecer un canal de envío de los datos digitales procedentes del conversor analógico-digital hacia el subsistema de monitorización. Para la transmisión de información se utilizará tecnología inalámbrica de comunicación. Este tipo de comunicación permite establecer una conexión puntual vía radio entre dispositivos.

La funcionalidad portátil del sensor inalámbrico obliga a estar alimentado mediante baterías recargables, lo que implica que tanto la tensión de alimentación como el consumo de energía sean bajos. Además, deberá minimizarse el tamaño del sensor para que sea cómodo de usar por los pacientes.

Se persigue que en el mismo chip esté integrado el módulo de banda base, el de radiofrecuencia, el procesador y el conversor analógico-digital aunque su no integración no perjudica la condición de novedad y utilidad que presenta la invención.

Monitorización

El diagrama esquemático del subsistema de monitorización se puede observar en la figura 2. Este subsistema recibe la señal EMG (electromiográfica) transmitida, según un protocolo de comunicación inalámbrica, desde el subsistema de sensorización (4). Seguidamente, el procesador (5) se encarga de recibir la información, analizarla y organizarla de forma adecuada según un protocolo preestablecido que incorpora codificación de la señal y mecanismos de seguridad. Para realizar estas tareas el procesador se apoya en la memoria del dispositivo (6, 7). El subsistema de monitorización,

a través del controlador de entrada/salida (8) puede guardar la información en un dispositivo de almacenamiento (9) para su posterior visualización, tratamiento o envío a otro dispositivo. Además de la monitorización instantánea que permite el seguimiento de los ejercicios musculares por parte del paciente, también resulta útil el almacenamiento de los datos para su posterior análisis por el especialista. El almacenamiento debe hacerse utilizando un formato estándar que facilite su conversión a otros formatos. En cualquier caso la información se puede visualizar en una pantalla gráfica (10) de manera inmediata a su recepción actuando como un dispositivo de tiempo real.

El subsistema de monitorización debe ser portátil, de dimensiones y peso reducido, con capacidad para recibir información mediante tecnología inalámbrica, almacenar y procesar los datos y disponer de una pantalla que permita mostrar información gráfica. Al mismo tiempo, se dispondrá también de indicadores luminosos y sonoros que complementen la información gráfica y puedan resultar de utilidad para indicar al paciente el grado de corrección de los ejercicios. También se debe incorporar un software específico tanto para monitorizar la señal registrada como para facilitar información que contribuya a la reeducación del suelo pelviano. El subsistema desarrollado con vistas a la monitorización de las señales electromiográficas debe incorporar características que faciliten su utilización mediante diferentes niveles de seguridad, formas de análisis y visualización de los datos. Estas características implican un elevado grado de amigabilidad de forma que la interfaz de usuario permita una interacción sencilla con el dispositivo a usuarios de diferentes especialidades (no necesariamente técnicas) y con distintos niveles culturales, que además, en ocasiones, pueden sufrir limitaciones visuales o motrices que van a condicionar el aspecto de la información gráfica.

En cuanto a la seguridad, el tratamiento de información de carácter médico debe realizarse bajo medidas de seguridad que impidan el acceso a personal no autorizado. De igual forma deben establecerse diferentes niveles de acceso con funcionalidades distintas para los diversos perfiles que interactuarán con el dispositivo: pacientes y médicos.

Modo de realización de la invención

La presente invención se ilustra adicionalmente mediante el siguiente ejemplo de realización, el cual no pretende ser limitativo en cuanto a su alcance. En la figura 3 se puede observar el diagrama de bloques asociado al modo de realización del subsistema de sensorización.

Debido a sus excelentes cualidades y bajo coste, se han utilizado como sensores base electrodos superficiales cutáneos de material Ag/Ag Cl, con forma circular de 10 mm de diámetro, autoadhesivos y desechables.

La primera fase del acondicionamiento de la señal es la amplificación (11), que va a tener una gran importancia respecto a la calidad de la señal que se tratará en los siguientes módulos. Se utiliza como amplificador de instrumentación el modelo LT1168 de Linear Technology®. Este amplificador se caracteriza por su bajo consumo (diseñado para dispositivos portátiles), una ganancia ajustable y una baja densidad de ruido. También incorpora entradas protegidas contra potenciales de descargas electroestáticas por encima de ±13 KV cumpliendo diversos estándares de aplicación en instrumentación médica.

Seguidamente, para la etapa de filtrado (12) se considera un espectro de frecuencias de la señal de interés entre 0,1 Hz y 1000 Hz. Para realizar este filtrado se incluye un filtro de paso alto que permite el paso de frecuencias superiores a 0,1 Hz y un filtro de paso bajo que permite el paso de frecuencias inferiores a 1.000 Hz.

El filtro de paso alto tiene como función eliminar la componente de ruido a baja frecuencia de la señal y, también, eliminar la componente de tensión continua que pueda incluir la señal amplificada. En esta implementación se considera suficiente incluir un filtro pasivo de paso alto formado por un condensador y una resistencia que proporcionan una frecuencia de corte de 0,34 Hz para una atenuación de la señal de -3 dB.

El filtro de paso bajo tiene como función eliminar la componente de ruido a alta frecuencia de la señal y, también, ajustar la pendiente de atenuación en la respuesta a altas frecuencias para evitar que la señal se atenúe demasiado antes de la frecuencia de corte en la banda de paso. Para cumplir con los requerimientos se debe emplear un filtro de paso bajo con una frecuencia de corte próxima a 1.000 Hz y una pendiente ó caída de atenuación lo más vertical posible. Para ello, se incluye un filtro activo de paso bajo que cumpla con las siguientes especificaciones: octavo orden, aproximación Butterworth, ganancia de 1 V/V y topología Sallen Key. La frecuencia de corte obtenida para una atenuación de -3 dB es de 900 Hz.

La función de la siguiente etapa (13) es adecuar el nivel de tensión de la señal de salida del módulo de acondicionamiento para que sea aceptada, convenientemente, por el módulo de conversión analógico-digital y procesado. La entrada a la etapa de adecuación, que a su vez coincide con la salida de la etapa de filtrado, está formada por una señal bipolar de unos 50 mV de amplitud que está limitada en su ancho de banda. Por otra parte, la entrada al módulo de conversión analógico-digital sólo puede aceptar señales unipolares de una amplitud máxima que no podrá ser superior a la tensión de alimentación positiva. Por tanto, la tensión de salida de la etapa de adecuación debe estar formada por una señal unipolar de unos pocos voltios de amplitud.

Para adecuar los niveles de tensión, por una parte, se añade una componente de continua para que la señal de tensión bipolar sea convertida en unipolar, y, por otra parte, se amplifica la señal para que toda su variabilidad se produzca dentro de un margen de tensión que permita una posterior conversión analógico-digital de calidad. Dado que la alimentación del sensor inalámbrico se realiza a +3 V, se fija un margen de tensión para la conversión analógico-

digital entre 0 V y +1,8 V. Ello se justifica ante la imposibilidad real de alcanzar a la salida de los amplificadores operacionales, que estarán alimentados a la tensión compuesta de ±3 V, una tensión superior a +2 V. Por tanto, la tensión de entrada bipolar que varía entre ±50 mV es adaptada para que corresponda con una señal de tensión entre 0 V y +1,8 V. Para implementar esta adaptación se utiliza un circuito formado por amplificadores operacionales, que se encargan de desplazar y escalar la señal.

A continuación se encuentra el módulo de conversión analógica-digital y procesado (14). Debido a su flexibilidad, estandarización, disponibilidad e integración, se emplea un microcontrolador basado en la tecnología PICmicro® de Microchip®, concretamente se ha escogido el modelo PIC16C773 con una resolución de 12 bits, un rango de alimentación de 2,5 V a 5,5 V, 256 bytes de memoria de datos, 3 puertos de E/S, incorpora USART como puerto de transmisión y es un componente de bajo consumo.

La señal analógica a convertir es la señal analógica unipolar obtenida del módulo de acondicionamiento de la señal. Por tanto, el margen de tensión analógica para la conversión analógico-digital es de 0 a +1,8 V. Este margen se establece conectando los pines V_{REF+} y V_{REF-} del microcontrolador PIC, a tensiones de referencia externas de +1,8 V y 0 V, respectivamente. Para conseguir la tensión de 1,8 V, a partir de la tensión de alimentación de +3 V, se emplea el regulador de tensión de alta precisión MCP1700-180 de Microchip®, que está especialmente diseñado para aplicaciones portátiles alimentadas con baterías.

La conversión analógico-digital asigna un código binario de 12 bits a cada valor cuantificado de la señal analógica de entrada en cada instante de tiempo de muestreo. Este código es depositado en dos registros de 8 bits (correspondientes a la parte alta y la parte baja del código binario asignado) para permitir su posterior procesamiento digital por el propio microcontrolador PIC. La frecuencia de funcionamiento (clock) del microcontrolador PIC se establece mediante el cristal oscilador de referencia CA-301 20.000M-C de Epson Electronics®, que queda conectado a los pines OSC1/CLKIN y OSC2/CLKOUT. Éste queda conectado a dos condensadores de 22 pF, proporcionando un error acumulativo máximo de ±30 ppm.

La etapa de procesado tiene como misión preparar la señal digital obtenida de la conversión para su transmisión al modulo de comunicación inalámbrica. Los valores de los registros ADRESL y ADRESH se almacenan en dos variables de programa de tipo byte para ser posteriormente transmitidos al módulo de comunicación inalámbrica a través del puerto USART del microcontrolador PIC mediante una transmisión serie asíncrona.

El siguiente paso consiste en implementar el módulo (15) que permite la comunicación inalámbrica de los datos digitales hacia un dispositivo de monitorización. Para ello, en esta realización, la tecnología de comunicación empleada es Bluetooth, que permite establecer una comunicación puntual vía radio entre dispositivos, dentro de la banda ISM (banda médico-científica internacional). El modelo comercial de módulo Bluetooth escogido para la transmisión ha sido el LMX9820 de National Semiconductor®. Este módulo presenta las siguientes características de interés para la invención: bajo consumo, dimensiones reducidas, incluye puerto UART síncrono, presenta un apantallamiento adecuado, dispone de dos modos de funcionamiento (automático y programado), entradas protegidas contra potenciales de descargas electroestáticas, etc.

El módulo *Bluetooth* LMX9820 funciona en modo automático como esclavo en un entorno de comunicación punto a punto. Al ser alimentado, comienza la búsqueda de algún dispositivo *Bluetooth* dentro de su entorno. Si en su búsqueda ha encontrado algún dispositivo con el que comunicarse y ha podido establecer un enlace vía radio con él, automáticamente queda en modo transparente sin necesidad de ninguna capa adicional de protocolo. En ese instante, comienza a comunicar los datos recibidos a través de la USART desde el microcontrolador PIC, que actúa Domo maestro, de manera transparente hacia el otro dispositivo de *Bluetooth* con el que está conectado. En este escenario de funcionamiento, el LMX9820 no necesita ser configurado más allá de modificar alguno de los valores establecidos por defecto en su *firmware* interno, lo cual puede realizarse por *hardware* mediante el conexionado de algunos de sus pines al nivel adecuado de tensión alto o bajo según cada caso.

El puerto USART de entrada del LMX9820 queda conectado al puerto UART del microcontrolador PIC a través de los pines Uart_rx y Uart_tx. Dado que la transmisión es, en realidad, *half-duplex* desde el microcontrolador PIC hasta el LMX9820, sólo es necesaria la conexión del pin RC6/TX/CK del microcontrolador PIC con el pin Uart_rx del LMX9820. Como fuente de reloj se selecciona el cristal VXE4-1055-12M000 de Vite Technology Express®.

El equipo de monitorización dispone de un módulo de comunicaciones *Bluetooth* para poder establecer un enlace de forma automática con el sensor inalámbrico objeto del proyecto. Además, tiene una alta capacidad de almacenamiento y procesamiento para ejecutar un software específico de monitorización que realice la recepción, el almacenamiento, el tratamiento y la presentación de los datos que serán recibidos desde el sensor inalámbrico. Para la realización que se presenta corro ejemplo se ha escogido como dispositivo de visualización una PDA de la marca HewlettPackard®, concretamente el modelo HP iPAQ 4150.

El funcionamiento del dispositivo refleja que en condiciones normales, con la vejiga vacía, existe casi un silencio eléctrico. Para la observación de la actividad electromiográfica máxima, se contraen los músculos perineales gradualmente hasta llegar al máximo esfuerzo voluntario; este esfuerzo voluntario puede ser la respuesta al llenado vesical, tos o reflejos uretrales. Durante la fase miccional se observa una relajación electromiográfica que precede a la contracción del detrusor y que persiste durante toda la etapa de contracción del detrusor. Al final de la micción se reanuda

la actividad electromiográfica. Si se solicita al paciente que en esta fase interrumpa voluntariamente la micción, se observa un brusco incremento de la actividad electromiográfica.

El modelo, dentro de su esencialidad, podrá ser llevado a la práctica en otras formas de realización que difieran en detalle de la indicada a título de ejemplo en la descripción, y a las cuales alcanzará igualmente la protección que se recaba. Podrá pues, realizarse en cualquier forma y tamaño con los materiales y medios tecnológicos más adecuados, por quedar todo ello comprendido en el espíritu de las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Sistema destinado a supervisar la rehabilitación muscular mediante ejercicios físicos específicos para mejorar su actividad funcional **caracterizado** porque comprende los siguientes subsistemas:

a) Un subsistema de sensorización de señales electromiográficas y

b) Un subsistema de monitorización

De forma que la comunicación entre ambos subsistemas se realiza de forma inalámbrica

2. Sistema destinado a supervisar la rehabilitación muscular mediante ejercicios físicos específicos para mejorar su actividad funcional de acuerdo con la reivindicación 1 **caracterizado** porque el subsistema de sensorización comprende:

a) Sensores de señal electromiográfica

b) Etapa de acondicionamiento de la señal

c) Etapa de conversión analógico-digital

d) Etapa de comunicación inalámbrica

3. Sistema destinado a supervisar la rehabilitación muscular mediante ejercicios físicos específicos para mejorar su actividad funcional de acuerdo con la reivindicación 1 y 2 **caracterizado** porque la etapa de acondicionamiento de la señal comprende los siguientes pasos:

a) Amplificación de la señal eléctrica

b) Filtrado de la señal por selección de frecuencias

c) Adecuación de la tensión de la señal de salida

4. Sistema destinado a supervisar la rehabilitación muscular mediante ejercicios físicos específicos para mejorar su actividad funcional de acuerdo con las reivindicaciones 1, 2 y 3 **caracterizado** porque el subsistema de monitorización es un dispositivo portátil tipo PDA que permite comunicaciones inalámbricas.

5. Sistema destinado a supervisar la rehabilitación muscular mediante ejercicios físicos específicos para mejorar su actividad funcional de acuerdo con las reivindicaciones 1 a 4 **caracterizado** porque la supervisión de la rehabilitación se realiza sobre la musculatura pelviana para mejorar su actividad funcional mejorando problemas de incontinencia urinaria.

6. Sistema destinado a supervisar la rehabilitación muscular mediante ejercicios físicos específicos para mejorar su actividad funcional de acuerdo con las reivindicaciones de 1 a 5 **caracterizado** porque los sensores de serial utilizados son electrodos superficiales cutáneos del tipo Ag/AgCl o similares.

7. Sistema destinado a supervisar la rehabilitación muscular mediante ejercicios físicos específicos para mejorar su actividad funcional de acuerdo con las reivindicaciones de 1 a 6 **caracterizado** porque el sistema de comunicación entre los subsistemas de sensorización y monitorización el del tipo bluetooth.

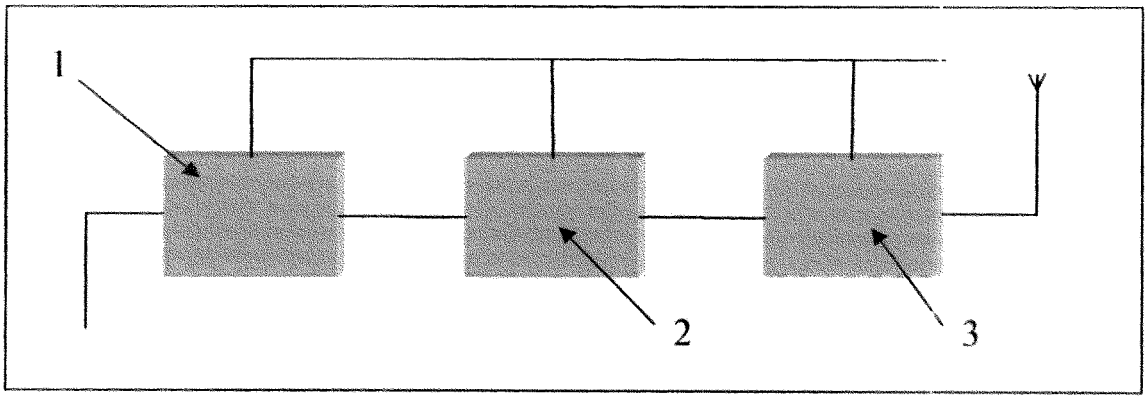


Figura 1

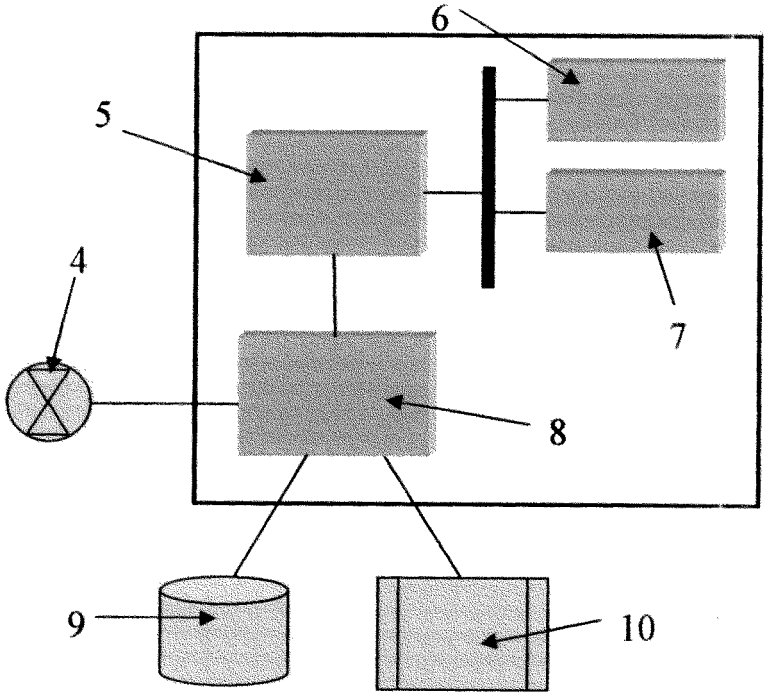


Figura 2

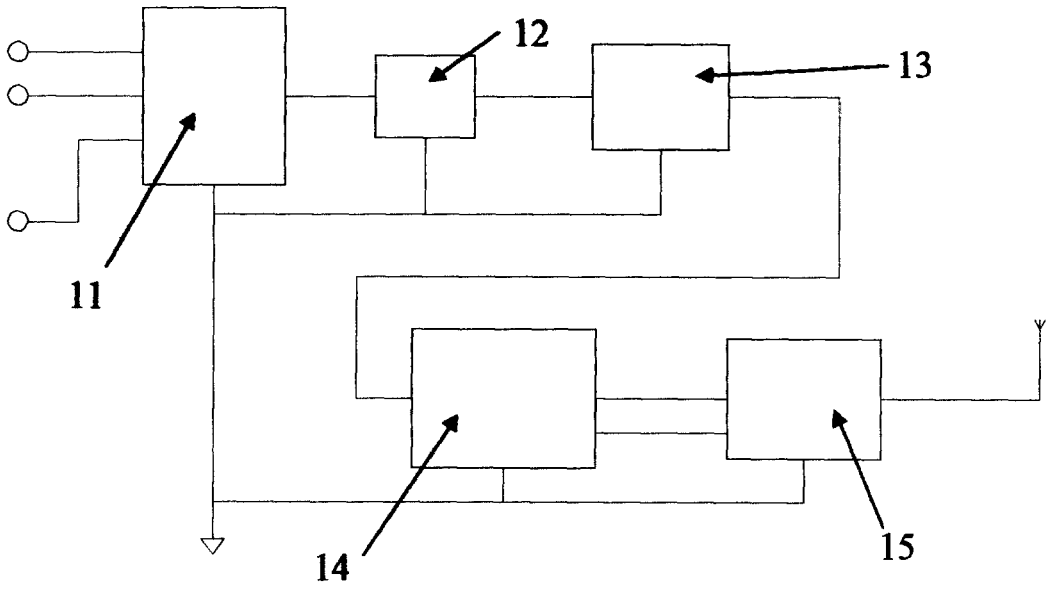


Figura 3

OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) ES 2 294 886

(21) Nº de solicitud: 200500976

(22) Fecha de presentación de la solicitud: **22.04.2005**

(32) Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

(51) **Int. Cl.:** ***A61B 5/0488*** (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X	WO 2004067085 A1 (HEALTHPIA CO.) 12.08.2004, página 9, línea 19 - página 23, línea 1; página 24, línea 16 - página 51, línea 6.	1-7
X	WO 2004098406 A1 (THE JOHNS HOPKINS UNIVERSITY) 18.11.2004, página 2, línea 21 - página 7, línea 9.	1-4,6
X	WO 03049612 A1 (MOTOROLA) 19.06.2003, página 3, línea 5 - página 4, línea 12; página 5, línea 15 - página 14, línea 5.	1-4,6
X	US 20030229274 A (STANDEVEN) 11.12.2003, párrafos [5-8],[17-45].	1-4,6
X	EP 1004267 A1 (CIGAINA et al.) 31.05.2000, reivindicaciones 1-17.	1-4
A	WO 9415667 A1 (CARMAN) 21.07.1994, todo el documento.	1-6

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia
Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría
A: refleja el estado de la técnica
O: referido a divulgación no escrita
P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud
E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

☒ para todas las reivindicaciones ☐ para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe	Examinador	Página
11.03.2008	A. Cardenas Villar	1/1