DISPOSITIVO Y MÉTODO PARA DETECTAR, MONITOREAR TRASTORNOS DEL SUEÑO

Campo de la invención

La presente invención está relacionada con dispositivos y métodos para detección, monitoreo y corrección de trastornos del sueño y particularmente apnea del sueño, y más específicamente, a un dispositivo y métodos para detectar, monitorear y corregir trastornos del sueño de un usuario.

Descripción del estado de la técnica

Los trastornos del sueño son problemas que se encuentran relacionados con dormir. Entre los diferentes trastornos del sueño están, la apnea del sueño, problemas para conciliar el sueño y permanecer dormido, exceso de sueño y cualquier conducta que se salga de la normalidad del sueño. La apnea es la interrupción de la respiración periódica por un intervalo de tiempo. En algunos individuos esta suspensión de la respiración ocurre durante el sueño, a esto se le da el nombre de apnea del sueño y es considerado un trastorno del sueño.

Para tratar la apnea durante el sueño el estado del arte reporta el uso de máscaras que suministran presión positiva continua en vías respiratorias (*Continuous Positive Airway Pressure*, por sus siglas en inglés CPAP) que con uso de una máscara conectada por medio de una manguera a un sistema de suministro de aire previene la ocurrencia de la apnea del sueño. Otros dispositivos descritos en el estado del arte proponen un acercamiento distinto para el tratamiento de la apnea del sueño o evitar el ronquido como, por ejemplo, los divulgados en los documentos US 2006/0276701 A1 y US 5,381,201.

El documento US 2006/0276701 divulga un dispositivo acondicionador autónomo para el tratamiento de apnea del sueño y un método. El dispositivo acondicionador autónomo divulgado en US 2006/0276701 comprende un dispositivo de montaje con al menos un sensor respiratorio, al menos un transductor; al menos un electrodo de señal crítica y una unidad de control conectada a cada sensor y cada transductor; donde el dispositivo de montaje se encuentra en contacto con la piel del usuario y al menos uno de los sensores sensa la información indicativa de la respiración del usuario y donde además la unidad de control trasmite una alarma al usuario a través de uno de los transductores de acuerdo a una variación en el ciclo respiratorio del usuario, asimismo trasmite un pulso doloroso por medio del electrodo de señal crítica cuando la alarma anterior no haya sido atendida por el usuario. El método de acondicionamiento autónomo divulgado en US 2006/0276701 que consiste en instalar el dispositivo de montaje, con al menos un sensor respiratorio; al menos un transductor; al menos un electrodo de señal crítica; el sensor, el transductor y el electrodo se encuentran conectados eléctricamente a una unidad de control; sensar el ciclo de respiración; acondicionar el paciente para mantener el ciclo de respiración deseado haciendo uso de un actuador y recompensado negativamente al paciente si no logra mantener el ciclo de respiración deseado. Los electrodos deben estar en contacto con la piel teniendo la piel que

ser preparada con aceite para mejorar el contacto de los electrodos lo que ocasiona molestias en el paciente, además el material de construcción en algunos usuarios puede causar irritación o alergias. Del mismo modo si se hace uso de un cable para conectar los electrodos el usuario podría desconectarlos si no se fijan adecuadamente.

El documento US 5,381,801 divulga un aparato para la prevención de ronquido que comprende una correa con una pluralidad de bolsillos instalados en su longitud, por lo menos un vibrador instalado en alguno de los bolsillos laterales y otro instalado en alguno de los bolsillos dorsales; y un *switch* temporizado y conmutado por presión. La efectividad del aparato depende de la cantidad *switches* que tenga, su efectividad es muy baja, además depende a su vez que la rigidez de la superficie en la que se encuentra acostado el usuario, si la superficie de descanso es muy suave, puede no activarse el sensor de presión, el dispositivo es muy grande para ser utilizado con comodidad y causar otro tipo de trastornos del sueño. Obliga al usuario a permanecer en cierta posición lo que resulta incómodo para el usuario y desencadenar otros problemas relacionado con la higiene postural del usuario.

Así las cosas, el estado de la técnica divulga dispositivos para corrección de la apnea del sueño, sin embargo, estos son incómodos para el usuario, su movilidad es cuestionable, están sujetos a una posición específica del usuario que podría desencadenar otros problemas incluso diferentes a trastornos del sueño como por ejemplo, dolores de cuello, dolor de espalda, contracturas musculares, limitación en movimiento del cuello o espalda, adormecimientos y hormigueos en brazos y piernas, aparición de hernias discales, artrosis, entre otros.

Breve descripción de la invención

La presente invención corresponde a un dispositivo y un método para la detección, monitoreo y corrección de trastornos del sueño, por ejemplo, apnea del sueño. El dispositivo comprende un cinturón (1) conformado por: una porción central (8) con dos extremos y un alojamiento interior (2); una porción izquierda dorsal (3) a un primer extremo de la porción central (8) y una porción derecha dorsal (4) al segundo extremo de la porción central (8); una unidad de cómputo (6) dispuesta en el alojamiento interior (2) del cinturón (1); un transductor (5) dispuesto en la porción izquierda dorsal del cinturón (1) o en la porción derecha dorsal del cinturón (1) y conectado a la unidad de cómputo (6); un sensor (7) conectado a la unidad de cómputo (6) y dispuesto en un lugar diferente al lugar donde está dispuesto el transductor (5); donde la unidad de cómputo (6) recibe señales generadas por el sensor (7) y controla el transductor (5).

El método es implementado en una unidad de cómputo y caracterizado por las etapas: etapa a) establecer por un usuario, un umbral de sensibilidad de referencia de aceleración y un umbral de sensibilidad de referencia de campo magnético y almacenarlo en un registro de memoria; etapa b) establecer por un usuario, un intervalo tiempo de sensibilidad de referencia y almacenarlo en un registro de memoria; etapa c) establecer por un usuario un intervalo tiempo de activación de transductor y almacenarlo en un registro de memoria; etapa d)

monitorear y registrar mediante la unidad de cómputo la aceleración entregada por un sensor a una tasa de muestreo; etapa e) comparar mediante la unidad de cómputo la señal monitoreada en la etapa d con el umbral de la etapa a; si el resultado de la comparación sobrepasa los umbrales establecidos en la etapa a durante el intervalo de tiempo de sensibilidad de la etapa b, entonces activar un transductor durante el intervalo de tiempo de activación establecido en la etapa c y volver a la etapa d. En caso contrario volver a etapa d.

El dispositivo cuenta opcionalmente con un dispositivo y un método en el que se combinan señales de campo magnético espacial y de aceleración espacial de forma híbrida y con el método implementado se detecta, monitorea y corrige trastornos del sueño asociados a la apnea.

Breve descripción de las figuras

La FIG. 1 enseña el cinturón con un alojamiento interior en su porción central y dos extremos.

La FIG. 2 corresponde a una representación la conexión de los elementos electrónicos a la unidad de cómputo en un diagrama de bloques.

La FIG. 3 enseña un esquema de conexión eléctrica del sensor, módulo de comunicaciones y unidad de almacenamiento.

La FIG. 4 enseña un esquema de conexión de la unidad de cómputo y transductor.

La FIG. 5 enseña un esquema de conexión de un *socket* USB y un controlador de carga de baterías.

Descripción detallada

La presente invención corresponde a un dispositivo y un método para la detección, monitoreo y corrección de trastornos del sueño, por ejemplo, apnea del sueño.

Haciendo referencia a la FIG. 1 y FIG. 2 el dispositivo comprende: un cinturón (1) conformado por una porción central (8) con dos extremos y un alojamiento interior (2), una porción izquierda dorsal (3) a un primer extremo de la porción central (8) y una porción derecha dorsal (4) al segundo extremo de la porción central (8); una unidad de cómputo (6) dispuesta en el alojamiento interior (2) del cinturón (1); un transductor (5) dispuesto en la porción izquierda dorsal del cinturón (1) o en la porción derecha dorsal del cinturón (1) y conectado a la unidad de cómputo (6); un sensor (7) conectado a la unidad de cómputo (6) y dispuesto en un lugar diferente al lugar donde está dispuesto el transductor (5); donde la unidad de cómputo (6) recibe señales generadas por el sensor (7) y controla el transductor (5).

Se entenderá que para la siguiente invención que unidad de cómputo es un dispositivo que procesa datos, por ejemplo, microcontroladores, micro procesadores, dsPICs, FPGAs, CPLDs, ASICs, SoCs, PSoCs, computadores, servidores, tabletas, celulares, celulares inteligentes y combinaciones de los anteriores.

En referencia a la FIG. 1, el dispositivo de la invención tiene un cinturón (1) conformado por: una porción central (8) con dos extremos y un alojamiento interior (2), una porción izquierda dorsal (3) a un primer extremo de la porción central (8) y una porción derecha dorsal (4) al segundo extremo de la porción central (8), estas porciones alojan los elementos electrónicos en su interior protegiéndolos de las condiciones externas además de proveer separación mecánica de algunos componentes así:

Haciendo referencia a las FIG. 1 y FIG. 2, una unidad de cómputo (6) dispuesta en el alojamiento interior (2) del cinturón (1) como elemento central y donde la unidad de cómputo (6) recibe señales generadas por el sensor (7) y controla el transductor (5). A su vez la unidad de cómputo (6) se conecta a un circuito de carga de baterías (15) y este último se conecta a una batería.

Haciendo referencia a las FIG. 1 y FIG. 2, se muestra el transductor (5) dispuesto en la porción izquierda dorsal del cinturón (1) o en la porción derecha dorsal del cinturón (1) y conectado a la unidad de cómputo (6). El transductor (5) puede opcionalmente disponerse en el interior o el exterior de porción izquierda dorsal (3) del cinturón (1) o en el interior o el exterior de la porción derecha dorsal (4) del cinturón (1).

El material del cinturón (1) se selecciona de diferentes materiales como por ejemplo, plástico, cartón, silicona, resinas plásticas (v.gr. poliéster, viniléster, epóxicas) reforzadas con fibras (v.gr. de vidrio, aramida, carbono, poliéster) y combinaciones de los anteriores.

Preferiblemente, el cinturón (1) se encuentra construido con un material siliconado que es anti alérgico y que permite ser utilizado por usuarios con alguna afección alérgica en la piel. Además es un material flexible lo que facilita el ajuste al contorno del abdomen de cada usuario, brindando comodidad y resistencia al desgaste por dobleces. Adicionalmente es resistente a fluidos prolongando la vida útil del dispositivo de la invención.

Haciendo referencia a la FIG. 1, el cinturón (1) tiene un mecanismo de fijación que conecta el extremo exterior (3a) de la porción izquierda dorsal (3) con el extremo exterior de la porción derecha dorsal (4a). El mecanismo de fijación puede ser seleccionado del grupo de mecanismos de fijación magnético, cierres del tipo gancho y bucle, sistema de pasadores de máquina, pasadores de fijación radial, pasadores de liberación rápida, cintas, correas, sistemas de sujeción con trinquetes, sujeción con velcro y combinaciones de los anteriores.

Haciendo referencia a la FIG. 2, una unidad de cómputo (6) conecta a: un sensor (7), un sensor (9), un LED (11), un transductor (5), un módulo de comunicaciones (13), circuito de carga de baterías (15), donde el módulo de comunicaciones (13) se conecta a una unidad de cómputo externa (14) y la unidad de cómputo (6).

Adicionalmente, el cinturón (1) alternativamente cuenta con un transductor (5) que se selecciona del grupo conformado por mecanismos emisores de luz, LEDs, dispositivos electro-estimuladores, generadores de calor, generadores de frío, micro-vibradores, generadores de vibración, dispositivos piezoeléctricos, parlantes, actuadores lineales, dispositivos electromecánicos tipo pistón y combinaciones de los anteriores. La unidad de cómputo (6) puede operar un micro-vibrador ya que es un dispositivo de bajo consumo y puede ser embebido en la unidad de cómputo (6) para interrumpir un evento de apnea del sueño despertando o sin despertar al usuario.

El cinturón (1) tiene alternativamente un transductor (5) dispuesto en la porción izquierda dorsal del cinturón (1) o en la porción derecha dorsal del cinturón (1) y conectado a la unidad de cómputo (6); con la información suministrada por el sensor (7) o los sensores (7) y (9) se determina mediante un método si se activa o inactiva el transductor (5) para interrumpir el evento de trastorno del sueño por ejemplo, apnea.

En referencia a la FIG. 2, el transductor (5) alternativamente es un dispositivo de estimulación táctil, que transmite vibraciones a través del cinturón (1) que se encuentra en contacto con el usuario en la zona abdominal y particularmente el cinturón (1) se posiciona en la zona abdominal del usuario y en la porción central (8) dispone el sensor (7) sobre el ombligo del usuario, y el dispositivo de estimulación táctil está conformado por un motor con una excéntrica conectada a su eje.

Para el entendimiento de la presente invención se entenderá por dispositivo de estimulación táctil aquellos dispositivos estimuladores táctiles que transmiten vibraciones de bajas frecuencias a varias superficies para que estas puedan ser apreciadas por el usuario.

Haciendo referencia a las FIG. 1 y FIG. 2, un sensor (7) se conecta a la unidad de cómputo (6) y se dispone en un lugar diferente al lugar donde está dispuesto el transductor (5), de esta manera no hay interferencia electromagnética que provenga del transductor (5) que se induzcan sobre las señales del sensor (7) ya que el transductor (5) puede ser un elemento que genere alta interferencia electromagnética (*ElectroMagnetic Interference,* por sus siglas en inglés EMI), como por ejemplo un transductor electromecánico como un motor con su eje conectado a una excéntrica, electroacústico cómo un parlante, termoeléctrico cómo una celda Peltier, y otros equivalentes conocidas por una persona medianamente versada en la materia o combinaciones de las anteriores.

También, debido a que el transductor (5) puede ser un generador de vibraciones, con esta disposición del sensor (7) y el transductor (5), en porciones distintas del cinturón (1), permite que las vibraciones provenientes del transductor (5) no lleguen al sensor (7) y resulte en la conservación de la integridad en las señales del sensor (7) que posteriormente tienen que ser procesadas por la unidad de cómputo (6), ya sea para activar un transductor (5) o trasmitirlas a una unidad de computo externa (14) mediante un módulo de comunicaciones (13).

Alternativamente, el sensor (7) se selecciona del grupo conformado por electromiograma (EMG), sensores para electrocardiogramas, acelerómetros, sensores inerciales, micrófonos, sensores magnéticos, sensores de presión, sensores de variación de potencial eléctrico, fotoeléctricos, sistemas microelectromecánicos (*Microelectromechanic System*, por sus siglas en inglés MEMS) y combinaciones de los anteriores. Preferiblemente, el sensor (7) es un acelerómetro de tres ejes para medir aceleración espacial. Un ejemplo del sensor (7) es un acelerómetro con un rango de medición entre -19.62 m/s^2 hasta +19.62 m/s^2 con una sensibilidad de 0.0024 m/s^2 y densidad de ruido de salida de máximo 0.001 $(m/s^2)/Hz$.

Alternativamente, el sensor (7) es un acelerómetro-magnetómetro con tres ejes para medir aceleración espacial y tres ejes para medir campo magnético espacial, para un total de seis ejes en funcionamiento híbrido. Esto permite que el método de la presente invención se pueda lograr la detección de un evento de apnea del sueño con mayor exactitud que si se procesara sólo la medida de un sensor (7) de sólo tres ejes.

En referencia a la FIG. 1 y FIG. 2, el sensor (7) se encuentra dispuesto en el alojamiento interior (2) del cinturón (1) donde también se encuentra dispuesta la unidad de cómputo (6); estar físicamente cerca de la unidad de computo (6) es conveniente para minimizar la susceptibilidad electromagnética (*Electromagnetic Susceptibility*, por sus siglas en inglés EMS), debido que al reducir la longitud de los conductores eléctricos entre el sensor (7) y la unidad de cómputo (6) se reduce también área expuesta a EMI por tanto hay una menor probabilidad de que las ondas electromagnéticas que viajan por el aire se introduzcan en estos conductores eléctricos y se combinen con la señal del sensor(7) resultando en una señal con menor distorsión electrónica que si la distancia entre el sensor (7) y la unidad de cómputo (6) fuera mayor, es decir se mantiene la integridad de la señal del sensor (7) .

Para entendimiento de la presente invención se entenderá distorsión electrónica por la alteración que sufre la señal de entrada a través de un circuito electrónico hasta la salida. La distorsión electrónica de una señal, origina una diferencia entre los parámetros de la señal transmitida y la recibida, tales como su amplitud, frecuencia y fase.

En referencia a la FIG. 2, la unidad de cómputo (6) se conecta un segundo sensor (9) y se dispone en un lugar diferente al lugar donde está dispuesto el transductor (5). En un ejemplo, el sensor (7) es un acelerómetro de tres ejes para medir aceleración espacial y el sensor (9) es un magnetómetro de tres ejes para medir campo magnético espacial, combinando los datos obtenido del sensor (7) y el sensor (9) con el método implementado en la unidad de cómputo (6) se puede establecer con exactitud la posición del usuario, las posiciones son por ejemplo decúbito supino y decúbito lateral.

El sensor (9) se selecciona del grupo conformado por electromiograma (EMG), sensores para electrocardiogramas, acelerómetros, sensores inerciales, micrófonos, sensores magnéticos, sensores de presión, sensores de variación de potencial eléctrico, fotoeléctricos, sistemas microelectromecánicos y combinaciones de los anteriores. Preferiblemente, el sensor (9) es un sensor de tecnología MEMS con, tres ejes para medir campo magnético espacial con un

rango de medición entre -1200 µT hasta +1200 µT con una sensibilidad de 0.1 µT y densidad de ruido (RMS) de 0.85 µT-rms.

Alternativamente, el cinturón (1) cuenta con un elemento de accionamiento que se conecta a la unidad de cómputo (6) y dispuesto sobre en la porción central (8) con su domo orientado hacia exterior del alojamiento interior (2) del cinturón (1); el elemento de accionamiento se selecciona del grupo de interruptores eléctricos (por ejemplo pulsador, basculante, *reed switch*, termomagnético, magnético, DIP, de efecto Hall), pulsador de membrana entre otros equivalentes reconocidos por una persona medianamente versada en la materia y combinaciones.

El elemento de accionamiento a su vez puede estar en las siguientes configuraciones SPST (por sus siglas en inglés, *Single Pole Single Throw*), SPDT (por sus siglas en inglés, *Single Pole Double Throw*), DPST (por sus siglas en inglés, *Double Pole Single Throw*), DPDT (por sus siglas en inglés, *Double Pole Double Throw*) o combinaciones de estos, además puede ser normalmente abierto NO (por sus siglas en inglés, *Normally Open*) o normalmente cerrado NO (por sus siglas en inglés, *Normally Closed*). Por ejemplo un pulsador SPST-NO.

En referencia a la FIG. 5, la unidad de cómputo (6) cuenta con un circuito de carga de baterías (15) conformado por un *socket* USB (24) que conecta a un controlador de carga de baterías (25) y a un transistor (26).

Alternativamente, en la FIG. 5 el controlador de carga de baterías (25) es un circuito integrado de carga de baterías de corriente y voltaje contante que controla la carga de tipos de baterías de iones de litio, NiCD, NiMH y plomo ácido con voltajes que van desde 2.7 V hasta 29 V.

En referencia a la FIG. 5, la unidad de cómputo (6) cuenta con un *socket* USB (24) que se selecciona de los tipos de *socket* USB Tipo-A, Tipo-B o Tipo-C en sus variantes mini y micro, para recarga eléctrica, programación y transferencia de datos. Es bien sabido por aquellos medianamente versados en el arte, que la interfaz USB trabaja a +5 V y su corriente máxima es de 0.5 A para el estándar USB 1.1 y USB 2.0 y 0.9 A para el estándar USB 3.0 lo que permite realizar la carga de la batería con que cuenta el cinturón (1).

Haciendo referencia a la FIG. 2, alternativamente se envían datos a través de un cable USB a una unidad de cómputo externa (14) para análisis posteriores, en un ejemplo, esto permite que se puedan descargar los registros de los movimientos de un usuario y mostrarse en gráficas de computadora y comprobar la efectividad de operación del dispositivo y método de la presente invención, en la detección, monitoreo y corrección de apnea del sueño.

Haciendo referencia a la FIG. 2, la unidad de control (6) está conectada a un módulo de comunicaciones inalámbrico (13) que se conecta con una segunda unidad de cómputo externa (14). El módulo de comunicaciones inalámbrico (13) se selecciona de las tecnologías de comunicación inalámbricas como, Bluetooth, Wifi, Zigbee, RF, GPRS, WiMax y otras tecnologías equivalentes conocidas por una persona medianamente versada en la materia o

combinaciones de las anteriores. Y la unidad de cómputo externa (14) se encuentra en un lugar diferente al cinturón (1) y la unidad de cómputo se selecciona de la lista de dispositivos procesadores de datos tales como: microcontroladores, micro procesadores, dsPICs, FPGAs, CPLDs, ASICs, SoCs, PSoCs, computadores, servidores, tabletas, celulares, celulares inteligentes y combinaciones de los anteriores.

Haciendo referencia a las FIG. 3, FIG. 4 y FIG. 5, una unidad de cómputo (6) que conecta a: un transistor (5a) conectado a un transductor (5), un oscilador de alta frecuencia (18) un oscilador de baja frecuencia (19), un LED (11), un circuito integrado de referencia de voltaje (17), por medio de las señales 16a y 16b se encuentran conectados una unidad de almacenamiento (16) y un sensor (7), por medio de las señales (13a) y (13b) se conecta el módulo de comunicaciones inalámbrico (13), además se conectan los transistores (7a), (13c) y (16c), un puerto USB (20), un controlador de carca de baterías (15).

Haciendo referencia a la FIG. 4, el transductor (5) se activa utilizando un transistor (5a) debido a la capacidad de corriente que puede manejar la unidad de cómputo (6). El transistor cuenta con un diodo de protección integrado para su protección de corrientes provenientes del transductor (5), además el transductor (5) cuenta con diodo y condensador en paralelo para su protección eléctrica. El circuito integrado de referencia de voltaje (17) se provee el nivel de carga de la batería a la unidad de cómputo (6). Preferiblemente, un oscilador de alta frecuencia (18) establece la velocidad de trabajo de la unidad de cómputo (6). Preferiblemente ésta puede ser de 8 MHz; un oscilador de baja frecuencia (19) establece la funcionalidad de marcador de tiempo puede ser de 32.768 kHz, con esta frecuencia específica no hay desplazamientos significativos para medir tiempos de la ocurrencia de apnea del sueño, intervalo de tiempo de activación de transductor (5), intervalo de tiempo de sensibilidad de referencia y establecer diferentes ciclos de funcionamiento de la unidad de cómputo (6); un LED (11), que para el ejemplo ilustrado es un LED RGB, dicho LED (11) es un indicador de estado de funcionamiento, no funcionamiento o error, por ejemplo, el LED (11) presenta tres estados de funcionamiento al usuario, con un color verde indica que hay movimiento del usuario, con un color rojo indica que se presenta apnea del sueño, con color azul se presenta información sobre la transmisión de datos; un circuito integrado de referencia de voltaje (17), que da un indicador del nivel de carga de la batería a la unidad de control (6); una unidad de almacenamiento (16), preferiblemente, opera para almacenar valores de referencia y diferentes parámetros de configuración del equipo como por ejemplo, intervalo de tiempo para el envío de información del sensor (7) a través del módulo de comunicaciones inalámbrico (13) entre otros; un sensor (7), que sensa la información relevante para el monitoreo del sueño y la envía a la unidad de cómputo (6).; un módulo de comunicaciones inalámbrico (13), preferiblemente un módulo Bluetooth para enviar información a una unidad de cómputo externa. Así mismo, los transistores (7a), (13c) y (16c) implementados en el ejemplo sirven para controlar el encendido o apagado del sensor (7), del módulo de comunicaciones inalámbrico (13) y de la unidad de almacenamiento (16) para disminuir el consumo energético y prologar el tiempo de operación del dispositivo de la presente invención.

Opcionalmente, la unidad de almacenamiento (16) puede ser un registro interno de la unidad de cómputo (6) y también puede ser externa a la unidad de cómputo (6).

Opcionalmente, el módulo de comunicaciones inalámbrico (13) se conecta a la unidad de cómputo (6) es un módulo de tecnología Bluetooth. Por lo que se puede enviar información a una unidad de cómputo externa (14), en el que se despliega información suministrada por los sensores (7) y (9).

Alternativamente, la batería se selecciona del grupo de baterías recargables de iones de litio, por ejemplo, baterías LFP, baterías NMC, baterías Li-S, baterías LiPo y otras baterías equivalentes conocidas por una persona medianamente versada en la materia, baterías de plomo ácido, baterías de plomo ácido avanzadas, baterías de hidruro metálico NiMH, baterías de níquel cadmio (NiCd), baterías de bromuro de zinc, baterías de sodio níquel/cloro NaNiCl, baterías zinc aire, baterías redox de vanadio, otras baterías equivalentes conocidas por una persona medianamente versada en la materia o combinaciones de las anteriores.

Preferiblemente el dispositivo se conecta a una batería de iones de litio de 3.7 V 1000 mA/h, con esta batería el dispositivo de la invención se puede operar durante el transcurso del sueño del usuario desconectado de una fuente externa cableada, permitiendo comodidad al usuario antes de ser conectado para su recarga eléctrica.

El método es implementado en una unidad de cómputo (6) y caracterizado por las etapas: a. establecer por un usuario, un umbral de sensibilidad de referencia de aceleración y un umbral de sensibilidad de referencia de campo magnético y almacenarlo en un registro de memoria; b. establecer por un usuario, un intervalo tiempo de sensibilidad de referencia y almacenarlo en un registro de memoria; c. establecer por un usuario un intervalo tiempo de activación de transductor y almacenarlo en un registro de memoria; d. monitorear y registrar mediante la unidad de cómputo la aceleración entregada por un sensor a una tasa de muestreo; e. comparar mediante la unidad de cómputo la señal monitoreada en la etapa d con el umbral de la etapa a; si el resultado de la comparación sobrepasa los umbrales establecidos en la etapa a durante el intervalo de tiempo de sensibilidad de la etapa b, entonces activar un transductor durante el intervalo de tiempo de activación establecido en la etapa c y volver a la etapa d. En caso contrario volver a etapa d.

Opcionalmente, en el método implementado en la unidad de cómputo, en la etapa a se establece el umbral de sensibilidad de referencia de aceleración que va desde va desde -19.62 m/s^2 hasta +19.62 m/s^2, este rango de sensibilidad de aceleración contiene ampliamente los rangos máximos y mínimos para la detección de un episodio de apnea del sueño. Por ejemplo, se puede establecer un mínimo que va desde -0.0024 m/s^2 hasta +0.0024 m/s^2 y un máximo de sensibilidad que va desde -19.62 m/s^2 hasta + 19.62 m/s^2.

Opcionalmente, en el método implementado en la unidad de cómputo, en la etapa a se establece el umbral de sensibilidad de referencia magnética que va desde -1200 μT hasta

+1200 μT, este rango de sensibilidad magnética contiene ampliamente los rangos máximos y mínimos para determinar la posición del usuario.

Opcionalmente, en el método implementado en la unidad de cómputo, en la etapa a se establece el umbral de sensibilidad de referencia de aceleración que va desde -19.62 m/s^2 hasta +19.62 m/s^2 y el umbral de sensibilidad de referencia magnética que va desde -1200 μT hasta +1200 μT, estos rangos de sensibilidad de aceleración y sensibilidad magnética contienen ampliamente los rangos máximos y mínimos para la detección de un episodio de apnea del sueño y determinar la posición del usuario respectivamente. Por ejemplo, para la sensibilidad de aceleración se puede establecer un mínimo que va desde -0.0024 m/s^2 hasta +0.0024 m/s^2 y un máximo de sensibilidad que va desde – 19.62 m/s^2 hasta + 19.62 m/s^2 y para la sensibilidad magnética se puede establecer un mínimo que va desde -1200 μT hasta +1200 μT y en un ejemplo, en la etapa e, el método combina las mediciones de un sensor de aceleración (7) con las mediciones de un segundo sensor (9) magnetómetro para trabajar de forma híbrida, dando un funcionamiento más exacto que si se utilizara sólo la señal de tres ejes de uno de los sensores. La redundancia permite aumentar la exactitud en la ubicación espacial del sujeto.

Preferiblemente, en el método implementado en la unidad de cómputo, en la etapa b un usuario establece un segundo intervalo de tiempo de sensibilidad de referencia y almacenarlo en un registro de memoria y en la etapa c un usuario establece un segundo intervalo de tiempo de activación de transductor y almacenarlo en un registro de memoria, en la etapa e, comparar la señal monitoreada en la etapa d con los umbrales de la etapa a; si el resultado de la comparación sobrepasa los umbrales establecidos en la etapa a durante el segundo intervalo de tiempo de sensibilidad de la etapa b, entonces activar un transductor durante el segundo intervalo de tiempo de activación establecido en la etapa c, volver a etapa d, si no se registra aceleración durante un segundo intervalo de activación entonces activar nuevamente el transductor durante el segundo intervalo de tiempo de activación establecido en la etapa c. donde el segundo intervalo de sensibilidad establecido por un usuario en la etapa b es menor que el primer intervalo de sensibilidad establecida por un usuario en la etapa b y de esta forma en un ejemplo del método de la presente invención se realizan activaciones periódicas del transductor si existe un evento de apnea del sueño y no fue efectiva la interrupción de la apnea del sueño inicial, así se incrementa la efectividad del dispositivo para interrumpir la apnea del sueño.

Preferiblemente, en el método implementado en la unidad de cómputo, en la etapa d se registra la orientación de los ejes de un sensor (7) y un segundo sensor (9), en un ejemplo de la presente invención, este registro continuo en memoria de los movimientos del usuario sirven para determinar la posición del cuerpo del usuario con respecto a un marco de referencia global, y se pueden clasificar posiciones del usuario por ejemplo, decúbito supino y decúbito lateral. Esta información permite correlacionar la aparición de eventos de apnea versus hábitos posturales nocturnos del usuario.

Preferiblemente, en el método implementado en la unidad de cómputo, en la etapa b el primer intervalo de tiempo de sensibilidad va desde 6 segundos a 12 segundos, en un ejemplo de la invención, y de esta manera se permite un rango amplio para ajustar el tiempo en que una detección de estado de apnea del sueño es válida para un usuario en particular ya que este valor varía de usuario en usuario.

Preferiblemente, en el método implementado en la unidad de cómputo, en la etapa c el primer intervalo de tiempo de activación del transductor va desde 1 segundo a 5 segundos, por ejemplo, usuario con un una alta sensibilidad a ciertos estímulos externos, por nombrar uno, las vibraciones, requerirán configurar un tiempo corto de activación del transductor mientras que otros usuarios menos sensibles a las vibraciones requerirán de un tiempo de activación del transductor mayor.