

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 972 865**

51 Int. Cl.:

A61B 5/087 (2006.01)
A61N 1/36 (2006.01)
A61N 1/04 (2006.01)
A61B 5/01 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01)
A61B 5/1455 (2006.01)
A61B 7/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **09.08.2017** **PCT/ES2017/070574**
87 Fecha y número de publicación internacional: **14.02.2019** **WO19030419**
96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.08.2017** **E 17921206 (3)**
97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.12.2023** **EP 3685744**

54 Título: **Sistema para predecir episodios de apnea y/o hipopnea**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
17.06.2024

73 Titular/es:

TORYTRANS, S.L (100.0%)
Carretera de Valdepeñas Km 1,5, Polígono
Industrial San Jorge, Calle Pitágoras 1
13270 Almagro, ES

72 Inventor/es:

FERNÁNDEZ RONDÁN, BALDOMERO y
MONTERO BLASCO, VÍCTOR JAVIER

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

ES 2 972 865 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 para predecir episodios de apnea y/o hipopnea

5 Campo de la invención

La presente invención da a conocer a un sistema portátil, llevable, no-invasivo, sin necesidad de intervención quirúrgica, que permite tratar en tiempo real a un usuario que presente episodios de apnea y/o hipopnea y, preferentemente, determinar si ocurrirá un episodio de apnea y/o hipopnea para proceder a su tratamiento en tiempo real.

10

Antecedentes de la invención

La enfermedad del SAHOS (Síndrome de apnea/hipopnea obstructiva del sueño) está actualmente infra-diagnosticada e infra-tratada. Los pacientes no diagnosticados consumen muchos más recursos sanitarios que los que padeciendo un SAHOS están bien diagnosticados y tratados. Todo ello hace que el SAHOS se considere un problema de salud pública de primera magnitud.

La prueba de referencia para el diagnóstico del SAHOS es la polisomnografía, pero se trata de una prueba larga, compleja y costosa, que requiere de personal médico cualificado.

20

Adicionalmente, se han desarrollado varios sistemas invasivos para, tras la detección del síndrome, la estimulación unilateral del nervio hipogloso (NHG) para pacientes con SAHOS moderado-grave mediante un neuroestimulador que requiere de una intervención quirúrgica de unos 140 minutos para su implantación en la zona infraclavicular, acoplado a un sensor intercostal para detectar el esfuerzo ventilatorio y un electrodo tunelizado para llegar a la zona submandibular y efectuar la estimulación eléctrica del NHG. El dispositivo se activa por el paciente a la hora de dormir y las descargas se producen con cada esfuerzo ventilatorio detectado, independientemente de si se está produciendo una apnea y/o hipopnea o no.

25

Por otra parte, Schwartz et al. (Schwartz AR, Barnes M, Hillman D, Malhotra A, Kezirian E, Smith PL et al. Acute upper airway responses to hypoglossal nerve stimulation during sleep in obstructive sleep apnea. Am J Respir Crit Care Med. 2012 Feb 15;185(4):420-6.) da a conocer el efecto de la estimulación incremental del NHG sincronizada con inspiraciones alternas en 30 pacientes con SAHS. Se compararon el flujo inspiratorio máximo y la limitación al flujo inspiratorio entre las inspiraciones estimuladas y no estimuladas para cada nivel de estimulación. Se demostró un incremento marcado del flujo inspiratorio máximo sin provocar despertares, sin embargo, no se pudo objetivar una clara disminución de la obstrucción al flujo faríngeo.

30

35

Adicionalmente a dichos sistemas invasivos, el solicitante de la presente invención da a conocer en la Patente EP2810599 un dispositivo y un método no invasivo para la detección de episodios de apnea y/o hipopnea. Sin embargo, dicha invención se refiere a la detección de dichos episodios de apnea y/o hipopnea mediante el análisis de señales acústicas una vez el episodio se ha producido. Por tanto, carece de la capacidad de predicción de un episodio futuro para evitar que se produzca dicho episodio.

40

Otros sistemas de predicción de apnea y/o hipopnea según el estado de la técnica se describen, por ejemplo, en W02013/040511A1, US6099479, US2017/0143960A1 y US2015/0073232A1.

45

Descripción de la invención

Según la invención, se proporciona un sistema para predecir episodios de apnea y/o hipopnea según la reivindicación 1.

La onda bipolar puede comprender de retardo entre ciclos de entre 0 y 10 ms y una intensidad pico a pico en un rango entre 1 y 20 mA

50

Una detección predictiva se refiere a identificar el evento antes de que suceda, es decir, en la proximidad a la ocurrencia de un episodio. La detección se puede realizar, por ejemplo, mediante al menos un sensor de presión que cuantifica la señal respiratoria y el almacenamiento en una memoria de valores históricos de señal respiratoria y comparando los valores actuales con los valores históricos. Un procesador puede posteriormente utilizar dichas comparaciones con valores históricos para determinar la posibilidad de que ocurra un episodio de apnea o hipopnea.

55

Preferentemente, los valores históricos de la señal respiratoria comprenden un valor estadístico de las últimas mediciones

60

El umbral es un umbral dinámico, es decir, el umbral se puede modificar en función a parámetros anteriores y puede, por ejemplo, ajustarse automáticamente a los parámetros de cada usuario, es decir, el umbral dinámico se puede determinar mediante la comparación estadística de una serie de mediciones de la serie.

En una realización preferente, el sistema dispone de al menos un sensor adicional seleccionado del grupo formado por:

65

un pulsi-oxímetro, un sensor de electromiografía, un sensor de temperatura, un sensor de movimiento y un sensor de audio.

5 Adicionalmente, además de las mediciones de presión respiratoria es posible almacenar mediciones correspondientes al menos un sensor adicional.

10 En una realización especialmente preferente, el procesador dispone de medios de correlación entre el sensor de presión respiratoria y el al menos un sensor. Además, el procesador puede comprender medios de correlación entre las mediciones del sensor de presión y las mediciones del al menos un sensor almacenadas en la memoria. Preferentemente, los medios de correlación comprenden medios de inteligencia artificial, en este caso, dichos medios se pueden encontrar previamente entrenados para predecir una reducción por debajo del nivel umbral y comprenden medios de emisión de la señal de tratamiento.

15 En una realización particular, el sistema es un sistema portátil.

Opcionalmente, la reducción de la medición actual se calcula considerando mediciones históricas, por ejemplo al menos las mediciones correspondientes a los últimos 10 segundos o de acuerdo a los criterios médicos establecido en cada caso.

20 Una de las ventajas del dispositivo según la presente invención es la capacidad de realizar un diagnóstico y un tratamiento adecuado mediante un sistema que carece de sensores invasivos.

25 En cuanto al tratamiento de los episodios una vez detectados, la presente invención contempla que la señal de tratamiento se envía a un actuador. El actuador puede comprender, por ejemplo, al menos dos electrodos. Dichos electrodos pueden estar dispuestos para actuar sobre la morfología submental asociada al SAHOS.

La señal de tratamiento comprende un pulso que dispone de un ciclo positivo y un ciclo negativo. El ciclo negativo, preferentemente, dispone de un área sustancialmente igual a la del ciclo negativo.

30 Al menos uno de los ciclos dispone de una señal con una amplitud un 40% mayor que en el otro ciclo. Además, la señal de tratamiento pueden ser un tren de pulsos.

Breve descripción de los dibujos

35 En las figuras adjuntas se muestran, de manera ilustrativa y no limitativa, un ejemplo de realización del sistema según la presente invención, en las que:

- La figura 1 muestra un ejemplo de realización de un sistema para detección y tratamiento de apnea y/o hipopnea según la presente invención.
- 40 - La figura 2 muestra una vista esquemática en forma modular de un ejemplo de sistema según la presente invención.
- La figura 3 muestra un ejemplo de un pulso patrón de una señal de tratamiento según la presente invención.
- La figura 4 muestra un ejemplo de señal de tratamiento que comprende un tren de pulsos patrón.
- 45 - La figura 5 muestra otro ejemplo de señal de tratamiento que comprende un tren de pulsos patrón con intensidad variable.

Descripción detallada de un modo de realización

50 La figura 1 muestra una realización preferente de un sistema según la presente invención en la que el sistema dispone, de un módulo de sensado (1) que comprende, al menos, un sensor de la señal respiratoria del usuario en el que dicho sensor es, por ejemplo, un sensor de presión que mide la amplitud de la señal respiratoria. Además, dicho sensor se dispone, por ejemplo, en mediante una cánula en la cavidad nasal del usuario y adicionalmente, se dispone de un módulo de sensado colocado en el brazo o en el pecho de paciente (3) o en cualquier otro lugar.

55 El sensor de presión mide la señal respiratoria del usuario (3) por detección de alta sensibilidad de las variaciones de la presión. De esta forma se evitan perturbaciones del entorno y se consigue una mayor fiabilidad en la detección de la señal respiratoria. Ejemplos de dichos sensores de señal respiratoria pueden estar basados en sensores de presión, de temperatura y/o de flujo. En cualquier caso, el objetivo es determinar las características de la respiración del usuario.

60 Por otra parte, el sistema dispone de un actuador (2) con medios de unión al usuario (3). En el ejemplo de la figura 1, el actuador (2) dispone de patillas (21) para disposición alrededor de las orejas del usuario (3). Además, el actuador comprende unos electrodos (22) para actuar de forma no invasiva sobre al menos un músculo y/o un nervio de la morfología asociada a la vía respiratoria del usuario, por ejemplo, un músculo submental asociado a las vías respiratorias. Adicionalmente, el sistema dispone de un procesador con capacidad de comunicación con el módulo de sensado (1) y el actuador (3) y se explicará con mayor detalle haciendo referencia a la figura 2.

La figura 2 muestra una vista esquemática en la que se dispone un procesador que incorpora una memoria y medios de tratamiento de datos. El módulo de sensado (1) se proporciona como una entrada al procesador y una señal se proporciona como salida hacia el actuador (2) para el tratamiento de señales, hacia un módulo de visualización (8) o hacia una memoria (9) en la que se pueden almacenar datos relativos a las señales de salida emitidas. Los medios de comunicación del procesador con el actuador son, preferentemente, mediante cables y los medios de comunicación con el módulo de sensado son, preferentemente, mediante cables aunque configuraciones completamente inalámbricas y parcialmente cableadas y/o inalámbricas también están contempladas.

En cuanto al módulo de sensado (1), este puede comprender de sensores adicionales que permitan mejorar una eventual predicción/detección de un episodio de apnea y/o hipopnea. En concreto, se contempla que como sensores adicionales se pueden disponer de:

- Sensor de temperatura: Permite medir las variaciones de temperatura del flujo de aire, dato que se puede utilizar como complemento o alternativa al dato de la señal respiratoria. Con esta variable se tiene una información adicional para poderla utilizar si se requiere en registro de variables de los enfermos en algunas circunstancias. Un sensor de temperatura corporal mediría la temperatura corporal del paciente en caso de equiparse.

- Sensor pulsi-oxímetro: Permite la medida de la frecuencia cardíaca y de la saturación de oxígeno en sangre. Esta medida mejora los parámetros de diagnóstico para que junto con otras variables mejorar la detección de episodios de apnea y/o hipopnea en algunos casos. Normalmente, esta medición se hace de forma no invasiva mediante sensores ópticos.

- Sensor electro-miografía: Permite medir el tono muscular de la zona del cuello relacionada con la musculatura asociada a la vía respiratoria. Tiene utilidad para monitorizar el estado de las vías respiratorias del paciente para la auto-adaptación de las señales de estimulación a las características y situación del paciente, principalmente en la realización de entrenamiento terapéutico.

- Sensor de posición y movimiento: Permite determinar la posición y movimientos del enfermo, por ejemplo mediante un sensor inercial tridimensional mediante un IMU (siglas de la expresión en inglés Inertial Measurement Unit) o mediante un acelerómetro y proporciona datos adicionales a la hora de establecer un procesamiento de la información para el diagnóstico, teniendo en cuenta la movilidad y posición del enfermo en el momento de detectar el episodio y durante todo su ciclo de sueño.

- Sensor acústico: Permite mejorar la detección de ronquidos sonidos respiratorios y proporciona datos adicionales sobre apnea y/o hipopnea. Se puede utilizar en determinadas circunstancias para relacionarla con otras variables.

Posteriormente las señales provenientes de los sensores a utilizar se envían al procesador y, en concreto, a un módulo de detección de eventos (4) en el que dicho módulo analiza las señales actuales con respecto a señales anteriores almacenadas en una memoria.

En concreto, el módulo de detección de eventos está dotado de una memoria en la que se almacenan las señales provenientes del módulo de sensado (1) junto con datos relacionados con el tiempo en el que las mediciones son tomadas, por ejemplo, la hora o algún tipo de referencia temporal. Posteriormente el módulo procede a analizar los datos actuales recibidos directamente del módulo de sensado (1) y, mediante medios de comparación, compara la serie de datos anteriores con la medición actual para, posteriormente, mediante medios de determinación, calcula si existe una reducción de la medición actual de las señales respiratorias por debajo de un nivel umbral almacenado en la memoria. También dispone de medios de emisión de una señal de tratamiento si la reducción está por debajo del nivel umbral. Dicho módulo de detección de eventos puede ser actualizado en tiempo real o cuasi-real con respecto a las mediciones realizadas en el usuario.

Si se determina que existe una reducción por debajo de un nivel umbral durante un tiempo determinado, esto quiere decir que el usuario experimentará próximamente un episodio de apnea y/o hipopnea, por lo que, en una realización ejemplar, se procede a almacenar el evento actual en un módulo de grabación de eventos (7). Dichos umbrales pueden ser umbrales predeterminados o pueden ser definidos mediante un procedimiento de calibración para adaptarlos al usuario y, adicionalmente, dichos umbrales de detección pueden adaptarse automáticamente teniendo en cuenta mediciones anteriores y adaptarse a las características del paciente, por ejemplo, mediante algoritmos de inteligencia artificial.

Alternativamente, el sistema puede contar con un actuador (2) que ejerce sobre el usuario, mediante medios no invasivos, una acción para, por ejemplo, estimular la morfología implicada en el SAHOS. En consecuencia, el procesador puede disponer de un módulo de generación de estímulos (5) pudiendo ser dichos estímulos, por ejemplo, señales que controlan a un generador eléctrico conectado al actuador y electrodos para la estimulación de la morfología implicada en el SAHOS. Por otra parte, dichas salidas del módulo de generación de estímulos pueden ser también enviadas a una pantalla (8) para su visualización en tiempo real y/o almacenado en una memoria de eventos (9).

Adicionalmente, el sistema puede disponer de un módulo de transmisión remota (6) que permite la transmisión, por ejemplo, de los datos almacenados en el módulo de grabación de eventos (7) a un servidor remoto tal como el servidor

de un servicio médico.

La figura 3 muestra una realización ejemplar de un pulso patrón (20) para una señal de tratamiento según la presente invención. En concreto la señal de la figura 3 muestra la forma de onda del pulso patrón (20) que contiene una parte positiva de amplitud (A_p), un tiempo de duración a la mitad de su amplitud (T_1) y una forma según la función temporal ($f_1(t)$), además dispone de una parte negativa de amplitud (A_n), un tiempo de duración a la mitad de su amplitud (T_2) y una forma según la función temporal ($f_2(t)$).

Adicionalmente, el pulso patrón (20) puede disponer de un periodo de la señal de pulsos patrón o tiempo entre pulsos repetitivos (T), un tiempo entre pulso positivo y pulso negativo (T_3), un tiempo de ciclo del pulso patrón positivo y negativo (T_c), un tiempo sin pulso a nivel cero entre ciclos del pulso patrón (T_4), un tiempo de subida del pulso positivo (ts_1), un tiempo de bajada del pulso positivo bajada del pulso positivo (tb_1), un tiempo de subida del pulso negativo (ts_2) y un tiempo de bajada del pulso negativo (tb_2).

La forma del pulso patrón (20) puede comprender de una sección de onda positiva y una sección de onda negativa con sus tiempos en estado cero distribuidos de forma que tenga un efecto simétrico, dicha configuración es especialmente ventajosa ya que, al enviarla a un electrodo para actuar sobre la morfología submental, genera una apertura significativa de las vías respiratorias, y evita gestos de movimientos involuntarios incómodos de labios y barbilla al recibir la señal de estimulación.

Los niveles de intensidad y la frecuencia de los pulsos están diseñados para producir el efecto deseado de profundidad de la onda para llegar al músculo o nervio adecuado, y eficacia de la estimulación, y minimizar los efectos secundarios de elevación de temperatura de la piel y dolor y movimientos y gestos no deseados.

La figura 4 muestra una señal de tratamiento que comprende un tren de pulsos patrón (TPp) que puede ser, por ejemplo, un tren continuado de duración (T_p), de pulsos patrón (P_p), de amplitud (A_p) y tiempo de relajación del tren de pulsos de duración (T_r). La duración del tren de pulsos es TPp.

La señal de tratamiento puede mantenerse continua, pero podría optarse por aplicar estas interrupciones del tren de pulsos patrón con lo que se dispone de un parámetro adicional para mejorar la eficacia de la estimulación.

En la figura 5 se representa una señal de tratamiento en la que la forma de la variación progresiva de intensidad de la onda de estimulación (VPI) formada por trenes de pulsos patrón (TPp). Con la señal de activación de la onda de tratamiento (S_a) se inicia el proceso de estimulación. Se comienza con trenes de pulsos patrón TPp con una amplitud inicial (A_{pi}) que es inferior al nivel necesario para producir la apertura de la vía. Este nivel puede subir progresivamente hasta llegar a la amplitud final de la onda de estimulación (A_{pf}). Esta amplitud final está determinada por la resolución del episodio al producirse una suficiente apertura de la vía respiratoria que es detectada por los sensores o bien por alcanzar un umbral de seguridad. En este momento se genera la señal de desactivación de la onda de tratamiento (S_d) en el que los umbrales de amplitudes inicial y final se ajustan a las características y estado del paciente.

El aumento incremental de la amplitud de la señal de tratamiento es especialmente relevante en cuanto a que permite iniciar un tratamiento con una amplitud inicial (A_{pi}) baja. De esta manera si el tratamiento es suficiente con dicha amplitud baja y se soluciona el episodio de apnea o hipopnea no es necesario aumentar la intensidad de la señal. De esta manera se garantiza que el tratamiento se realiza con la menor actuación posible sobre el paciente y con el menor consumo energético posible.

En la figura 5, el tiempo de duración de cada activación de la onda de tratamiento (T_{v1}) está determinado por la amplitud final de la onda de estimulación (A_{pf}) que se describe en el párrafo anterior.

Los tiempos de silencio (sin señal) de cada activación de la onda de estimulación (T_{s2}) están determinados por el tiempo transcurrido entre la resolución de un episodio y la detección de un nuevo episodio. En otra realización de la presente invención los tiempos y niveles de actuación y silencio están determinados por una secuencia de entrenamiento.

La forma de la envolvente de la variación progresiva de intensidad de la onda de estimulación (VPI) de la figura 5 tiene una función temporal $F_v(t)$, que normalmente es una función de rampa.

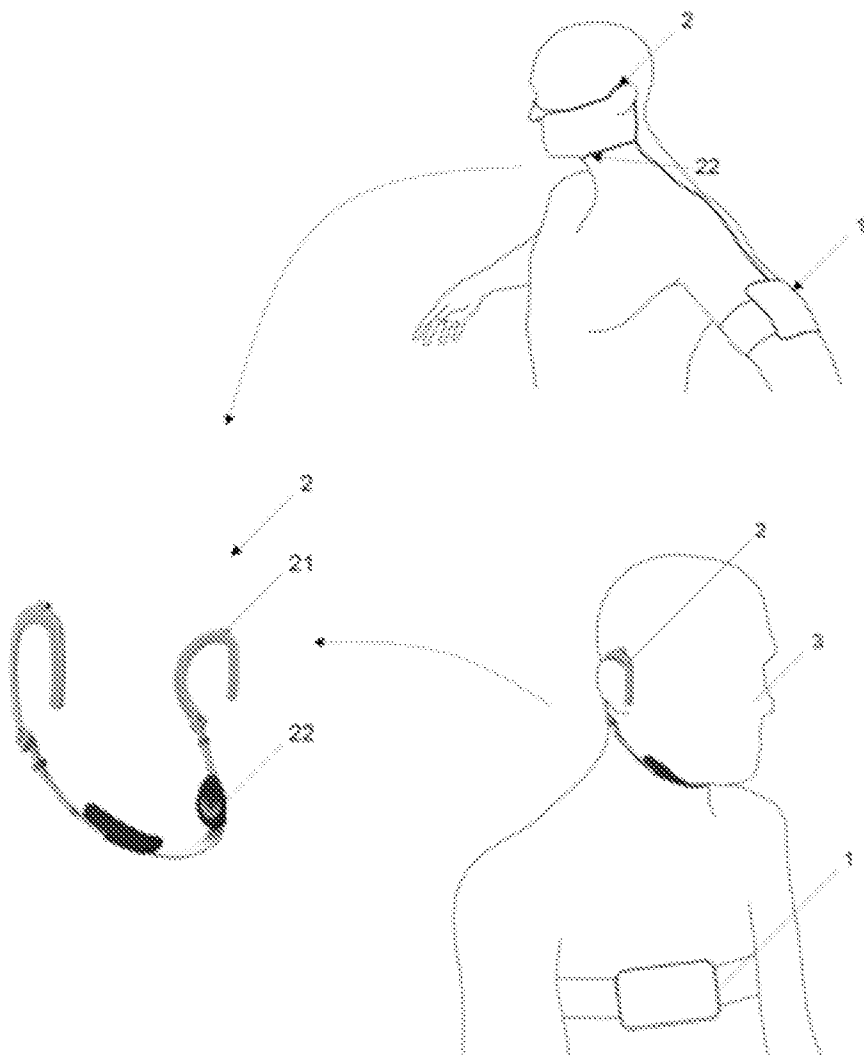
A continuación se muestra una tabla con los diferentes episodios que pueden ser detectados y/o tratados con un dispositivo según la presente invención. En la tabla se muestran los valores actualmente aceptados por la comunidad médica. Aunque los parámetros de detección son susceptibles de cambio, dichos cambios en los parámetros de detección pueden igualmente ser modificados en un dispositivo según la presente invención para acomodarse a dichos cambios de criterio.

Apnea obstructiva Ausencia o reducción > 90% de la señal respiratoria (termistores, cánula nasal o neumotacógrafo) de > 10 segundos de duración en presencia de esfuerzo respiratorio detectado por los sensores de presión respiratoria.

- Apnea central Ausencia o reducción > 90% de la señal respiratoria de > 10 segundos de duración en ausencia de esfuerzo respiratorio.
- Apnea mixta Es un evento respiratorio que, habitualmente, comienza con un componente central y termina en un componente obstructivo
- 5 Hipopneaa Reducción discernible (> 30% y < 90%) de la amplitud de la señal respiratoria de > 10 segundos de duración.
- Esfuerzos respiratorios asociados a microdespertares (ERAM) Período > 10 segundos de incremento progresivo del esfuerzo respiratorio. También puede detectarse por periodos cortos de limitación del flujo –aplanamiento de la señal respiratoria
- 10 Cada uno de los parámetros de tratamiento se debe calibrar respecto al paciente y su calibración se realiza configurando los parámetros de forma tal que causen la menor molestia posible al paciente y que abran las vías respiratorias.
- 15 En pruebas realizadas con sujetos reales, esta percepción o molestia es prácticamente nula, consiguiéndose una apertura muy significativa de la vía respiratoria. En consecuencia, se consigue un beneficio del paciente causando una molestia prácticamente nula. La invención se define en las reivindicaciones anexas.

REIVINDICACIONES

- 1) Un sistema para predecir episodios de apnea y/o hipopnea, el sistema caracterizado porque comprende:
 - al menos un sensor de señal respiratoria (1), en donde el sensor de señal respiratoria es un sensor de presión respiratoria para medir la amplitud de la señal respiratoria
 - una memoria (9) dispuesta para almacenar una serie de mediciones de señales respiratorias y una identificación temporal de cada una de las mediciones; y
 - un procesador conectado a la memoria para acceder a la serie de mediciones y al sensor de presión respiratoria para acceder a la medición de corriente;en donde el procesador tiene:
 - medios de comparación para comparar las series de datos y la medición de corriente, medios de determinación para determinar una reducción de la medición de corriente por debajo de un nivel de umbral dinámico basándose en valores históricos almacenados en la memoria, y
 - medios de emisión para emitir una señal de tratamiento si la reducción está por debajo del nivel umbral, en donde dicha señal de tratamiento es eléctrica y tiene una forma de onda bipolar que comprende un ciclo positivo y un ciclo negativo, en donde uno de los ciclos tiene un valor máximo que es 40% mayor que el valor máximo del otro ciclo.
- 2) El sistema según la reivindicación 1, caracterizado porque el sistema comprende además un sensor adicional seleccionado de un sensor de temperatura, un sensor de electromiografía, un sensor de movimiento, un sensor de audio, un pulsi-oxímetro, un sensor acústico y/o un sensor de flujo.
- 3) El sistema según la reivindicación 1 o 2, caracterizado porque el umbral dinámico se determina por medio de la comparación estadística de una serie de mediciones de la serie.
- 4) El sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado porque comprende además al menos un sensor adicional seleccionado del grupo formado por un pulsi-oxímetro, un sensor de electromiografía, un sensor de temperatura, un sensor de movimiento y un sensor de audio
- 5) El sistema según la reivindicación 1, caracterizado porque además de las mediciones de señal respiratoria, las mediciones correspondientes a al menos un sensor adicional se almacenan en la memoria.
- 6) El sistema según la reivindicación 1, caracterizado porque el procesador tiene medios de correlación para correlacionar el sensor de presión respiratoria y el al menos un sensor.
- 7) El sistema según la reivindicación 1, caracterizado porque el procesador comprende medios de correlación para correlacionar las mediciones del sensor de presión respiratoria y las mediciones del al menos un sensor adicional almacenado en la memoria.
- 8) El sistema según la reivindicación 6 o 7, caracterizado porque los medios de correlación comprenden medios de inteligencia artificial.
- 9) El sistema según la reivindicación 8, en donde los medios de correlación están entrenados previamente para predecir una reducción por debajo del nivel umbral y comprenden medios de emisión para emitir la señal de tratamiento
- 10) El sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, caracterizado porque el sistema es un sistema portátil.
- 11) El sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, caracterizado porque la reducción de la medición de corriente se calcula considerando al menos las mediciones correspondientes a los últimos 10 segundos
- 12) El sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, caracterizado porque los sensores son sensores no invasivos.
- 13) El sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, caracterizado porque la señal de tratamiento se envía a un actuador (2).
- 14) El sistema según la reivindicación 13, caracterizado porque el actuador comprende al menos dos electrodos (22).
- 15) El sistema según la reivindicación 14, caracterizado porque los electrodos están dispuestos para actuar sobre la morfología submental asociada con SAHOS.
- 16) El sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15, caracterizado porque la señal de tratamiento es un tren de pulsos



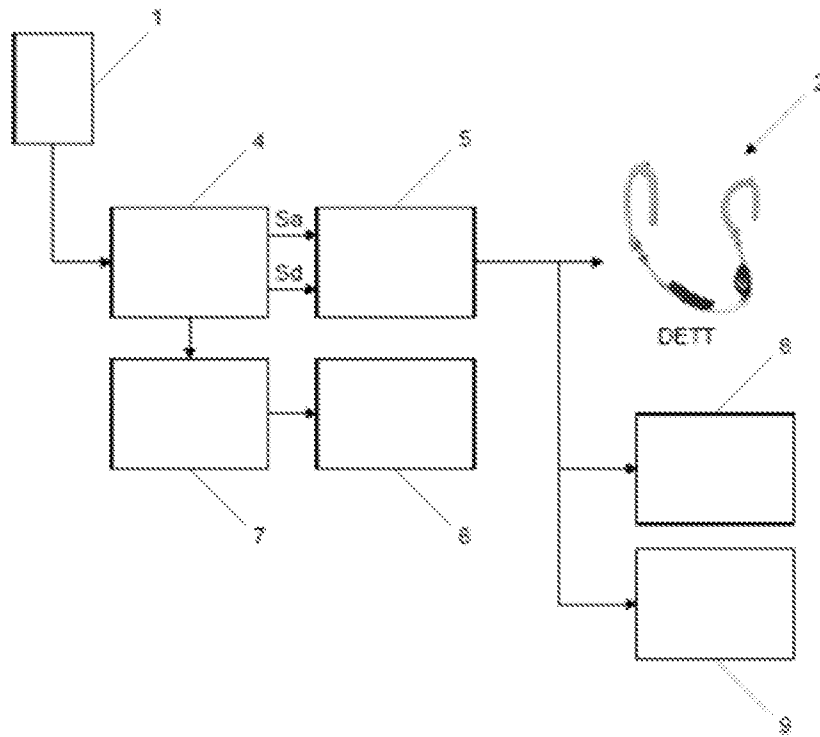


FIG. 2

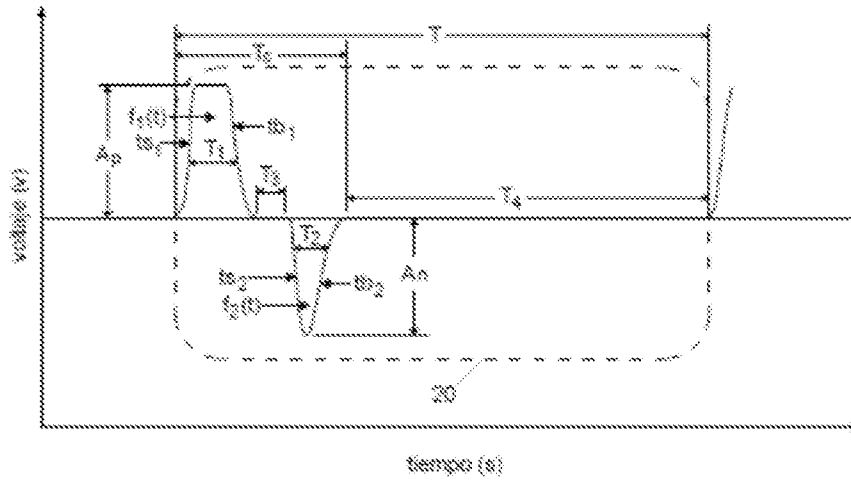


FIG. 3

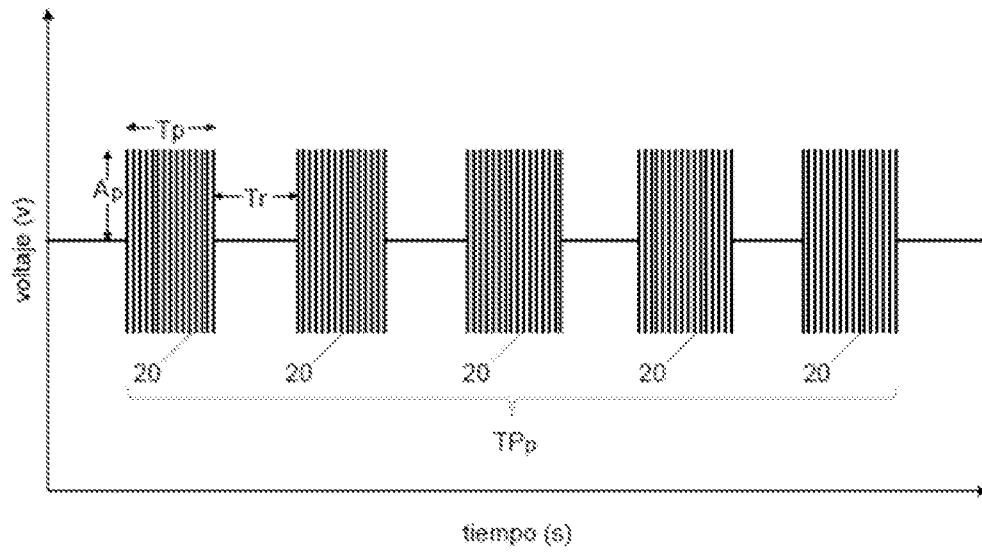


FIG. 4

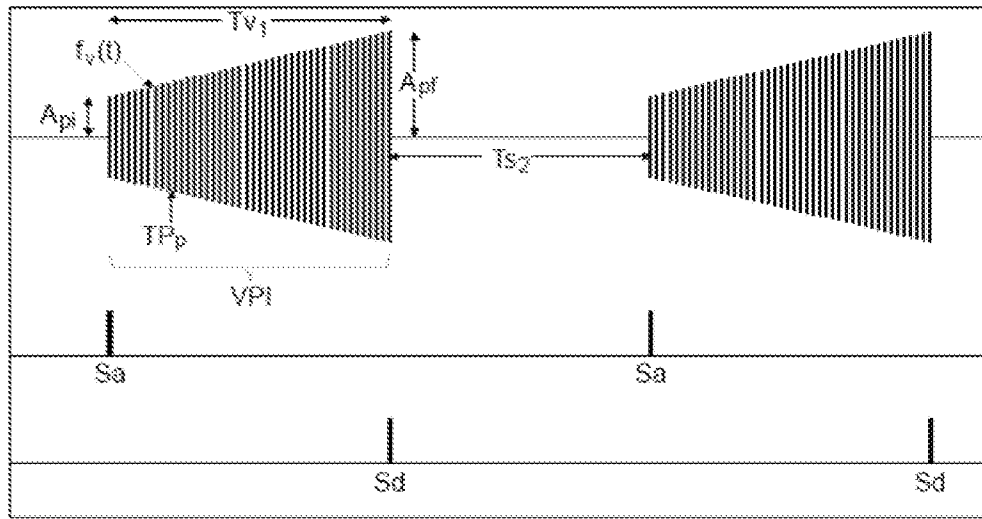


FIG. 5