

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 387 224**

51 Int. Cl.:
A61B 5/00

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **08735360 .3**
- 96 Fecha de presentación: **22.04.2008**
- 97 Número de publicación de la solicitud: **2162061**
- 97 Fecha de publicación de la solicitud: **17.03.2010**

54 Título: **Detección de una apnea con señales captadas en función de la tensión arterial**

30 Prioridad:
27.04.2007 DE 102007020038

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
18.09.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
18.09.2012

73 Titular/es:
**Fraunhofer-Gesellschaft zur Förderung der
angewandten Forschung e.V.
Hansastrasse 27c
80686 München, DE**

72 Inventor/es:
**MOERSDORF, Hans-Joachim;
ASCHEBRENNER, Stefan y
HOFMANN, Christian**

74 Agente/Representante:
Arizti Acha, Monica

ES 2 387 224 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

Detección de una apnea con señales captadas en función de la tensión arterial.

La presente invención se refiere a la detección de alteraciones del sueño y en particular a cómo puede detectarse una apnea por medio de señales captadas en función de la tensión arterial.

5 Las alteraciones del sueño son un fenómeno que aparece cada vez con más frecuencia, que reduce enormemente la calidad de vida y la capacidad de rendimiento de las personas afectadas. En tipos especiales de alteraciones del sueño que aparecen, la salud del paciente puede verse afectada además de manera duradera.

10 Dos alteraciones del sueño que aparecen de manera especialmente frecuente son a este respecto las apneas y las hipopneas. En la apnea aparecen paradas respiratorias completas, cuya frecuencia puede variar dentro de límites amplios, no siendo una rareza valores de más de 200-300 alteraciones del sueño de este tipo por noche. Como definición general para el cuadro clínico de la apnea es aplicable la aparición de al menos 10 paradas respiratorias, que duren en cada caso al menos 10 segundos, dentro de una hora de sueño. La apnea puede tener varias causas, siendo la más frecuente una oclusión que aparece durante el sueño de las vías respiratorias superiores (apnea del sueño obstructiva). La oclusión se desencadena normalmente por un colapso de la traquea o por un cierre de la traquea con la lengua. También puede estar implicado el velo del paladar, que entre otras cosas es también responsable del ronquido. Si el velo del paladar se relaja, esto puede llevar a que éste cierre las vías respiratorias completamente, de modo que se interrumpa el suministro de oxígeno a los pulmones y por consiguiente también al cerebro. Debido a la relación anterior la apnea también se observa a menudo en personas con tendencia a roncar fuertemente.

20 El contenido en oxígeno descendente de la sangre desencadena tras un cierto tiempo una señal de alarma o una contramedida en el cerebro, de modo que las personas afectadas al final de una apnea experimentan una activación del sistema nervioso central de corta duración, un denominado microdespertar (*arousal*), (comparable a una reacción de pánico). En el microdespertar el paciente afectado habitualmente se despierta de un susto con un fuerte sonido de ronquido, tras lo cual la respiración empieza de nuevo. El contenido en oxígeno puede normalizarse de nuevo. Ya que, como se describió anteriormente, este proceso se repite varias veces por noche, resulta evidente que la apnea del sueño puede acarrear una serie de efectos secundarios negativos, como por ejemplo fatiga diurna intensificada, una capacidad de rendimiento intelectual y físico reducida, deficiencias en la concentración, dolores de cabeza, depresiones y similares.

25 Junto con la apnea obstructiva a menudo se observa también la denominada apnea del sueño central, en la que no tiene lugar la oclusión de las vías respiratorias, sino que se atribuye más bien a un cese del impulso respiratorio por parte del cerebro. A este respecto el curso observable de la apnea al microdespertar es esencialmente el mismo que en el caso de la apnea obstructiva.

35 En resumen, el cuadro clínico de la apnea del sueño puede caracterizarse por paradas respiratorias recurrentes durante el sueño. A este respecto las apneas del sueño o apneas, como ya se mencionó, pueden dividirse a grandes rasgos en dos grupos: las apneas centrales y las apneas obstructivas. En el caso de la apnea central se producen en el cerebro errores en la activación de la musculatura respiratoria y en el caso de la apnea obstructiva desplazamientos en la cavidad faríngea y de la garganta conducen a una oclusión de las vías respiratorias. La detección de apneas tiene lugar habitualmente registrando varios parámetros vitales de un paciente que va a examinarse durante el sueño, como por ejemplo, el esfuerzo respiratorio, el flujo respiratorio o la saturación de oxígeno en sangre. También puede reconocerse una apnea mediante un EEG. Dado que una apnea es muy difícil de detectar, deben considerarse en combinación habitualmente varios de los parámetros vitales descritos anteriormente, para llegar a una conclusión inequívoca. Algunos procedimientos pueden detectar también una apnea, cuando se registra sólo un subconjunto de los parámetros vitales anteriores o un menor número de parámetros vitales.

45 Debido al elevado número de parámetros que deben evaluarse o a la complejidad de la evaluación, normalmente sólo pueden detectarse las apneas una vez que han terminado, es decir, después de que un microdespertar haya finalizado la apnea. Las causas para ello se encuentran por un lado en la dificultad fundamental de reconocer el comienzo de una apnea en los parámetros vitales registrados o en la alta complejidad de procesamiento de señales necesaria.

50 El documento EP 1 470 780 A1 se refiere a un dispositivo y a un procedimiento para el diagnóstico de una apnea del sueño, dirigiéndose luz a una parte del cuerpo determinada y evaluándose las señales de luz emitidas para determinar una apnea. Se consideran las componentes de corriente continua del curso de señal de PPG, y en este caso en particular las partes de corriente continua de las señales de salida que se obtienen para las distintas longitudes de onda (luz roja y luz infrarroja). Estas componentes de corriente continua se relacionan entre sí, dicho más concretamente se emplean las componentes de corriente continua de la luz roja y de la luz infrarroja, estando previsto un divisor, que divide la componente de corriente continua de la luz infrarroja entre la componente de corriente continua de la luz roja, de modo que se obtiene el índice de relación RI, que se compara entonces con un valor de referencia proporcionado por un control. Basándose en una comparación del índice de relación RI con el valor de referencia puede concluirse, si se da o no una situación de apnea. Dicho más exactamente se parte de que un valor de RI mayor que un valor de diferencia indica un estado de apnea. Los valores medios para el índice RI se captan para seis personas de prueba

durante un estado de respiración normal así como durante un estado de apnea. Un valor para el valor de referencia del comparador se determina basándose en la secuencia de prueba.

5 La presente invención se basa en el objetivo de crear un planteamiento mejorado para detectar apneas, que suministre en particular también información fiable cuando la señal de onda de pulso considerada esté expuesta a cambios, que tengan su origen en factores que no estén relacionados con la apnea.

Este objetivo se soluciona mediante un dispositivo según la reivindicación 1 y mediante un procedimiento según la reivindicación 14.

10 La evaluación de ondas de pulso captadas fotopleletismográficamente permite a este respecto de manera claramente más favorable, más eficiente y más rápida, detectar una apnea. Tal como se deduce del comentario más exhaustivo de los ejemplos de realización de la invención en los párrafos siguientes, a este respecto es incluso posible detectar el comienzo de una apnea. Algunos ejemplos de realización de la presente invención aprovechan esto para llevar a cabo una acción de alarma, que por ejemplo pueda incluir que se estimule un paciente, en el que se detectó el comienzo de una apnea. Mediante el estímulo a tiempo puede conseguirse que se finalice la apnea de manera prematura, antes de que el cuerpo alcance una alta deuda de oxígeno.

15 Según un ejemplo de realización preferido de la presente invención se activa como medida de alarma un aparato CPAP (*Continuous Positive Airway Pressure*, presión positiva continua en las vías respiratorias) o se eleva la presión, con la que trabaja este aparato. Los aparatos CPAP son aparatos empleados para el tratamiento de apneas, en los que el paciente lleva puesta una máscara, que está unida con el aparato CPAP, que se ocupa de que se insufla aire al paciente de manera continua o de que en el aire de respiración suministrado al paciente impere de forma permanente una presión de aire preestablecida de manera fija. Esto puede evitar un colapso de la traquea. Los aparatos CPAP convencionales tienen una serie de efectos secundarios desagradables, aunque en principio pueden reducir claramente la frecuencia de apnea.

25 Por un lado por el funcionamiento permanente del aparato CPAP se seca la traquea, por otro lado los pacientes sufren a menudo de conjuntivitis, ya que no es posible colocar la máscara necesaria para la respiración asistida de manera completamente estanca sobre el paciente. Debido a la sobrepresión generada en el aparato CPAP escapa por consiguiente de forma permanente aire por los bordes de la máscara de respiración, entre otros también en la dirección de los ojos, lo que puede conducir a la conjuntivitis descrita anteriormente. En un ejemplo de realización de la invención en caso de apnea detectada se activa el aparato CPAP cuando es realmente necesario. A este respecto o bien el aparato CPAP puede no activarse hasta este instante o bien puede controlarse de forma alternativa un aparato CPAP que trabaja con baja presión (por tanto también con menos efectos secundarios) de tal manera que brevemente se eleve la presión. Mediante un sistema compuesto por un aparato CPAP y un dispositivo para detectar apneas pueden evitarse o reducirse notablemente por consiguiente los efectos secundarios que aparecen en la utilización de aparatos CPAP.

30 En un ejemplo de realización adicional puede generarse la parte de baja frecuencia que va a analizarse de la señal de onda de pulso captada fotopleletismográficamente mediante filtrado paso bajo con una frecuencia límite, que se encuentra por debajo de la frecuencia de pulso promedio.

En ejemplos de realización preferidos adicionales de la presente invención se emplea una simple comparación de valor umbral para detectar una apnea o más bien el comienzo de una apnea, de modo que en total sólo es necesario un procesamiento de señales de escasa complejidad.

40 En un ejemplo de realización preferido adicional de la invención puede adecuarse la frecuencia límite del filtro paso bajo de manera adaptativa al pulso o a la frecuencia de pulso del paciente observado, de modo que en todo momento esté garantizado que la señal que va a evaluarse no puede verse perjudicada por la frecuencia de pulso que varía habitualmente con el tiempo.

45 En un ejemplo de realización preferido adicional de la presente invención puede derivarse de manera sencilla una medida para la gravedad o intensidad de una apnea, determinándose ésta en función de la diferencia con respecto al valor umbral válido en ese momento.

50 De manera similar, en un ejemplo de realización adicional puede diferenciarse una apnea que aparece de una hipopnea. Si se queda muy por debajo del valor umbral válido en ese momento, esto indica la existencia de una apnea, mientras que si se queda ligeramente por debajo del mismo, esto puede señalar la existencia de una hipopnea. Por tanto un aparato CPAP unido opcionalmente puede permanecer desactivado en primer lugar, por ejemplo, en el caso de existir una hipopnea, puesto que en el caso de una hipopnea hace falta más tiempo que en el caso de una apnea, para que el paciente entre en una deuda de oxígeno crítica.

55 En un ejemplo de realización adicional se emplea un sensor fotopleletismográfico simplificado, para registrar las ondas de pulso fotopleletismográficas, que trabajan únicamente con luz de un único intervalo de longitudes de onda. Los sensores fotopleletismográficos típicos emplean dos intervalos de longitudes de onda en paralelo, de modo que en el caso de este ejemplo de realización los costes de material o los costes del hardware empleado pueden reducirse adicionalmente.

A continuación se explican ejemplos de realización preferidos de la presente invención, haciendo referencia a las figuras adjuntas. Muestran:

- | | | |
|---|-------------|---|
| 5 | la figura 1 | una señal de onda de pulso registrada fotopletismográficamente; |
| | la figura 2 | un análisis esquemático de una parte de señal de baja frecuencia; |
| | la figura 3 | un ejemplo de un dispositivo para detectar apneas según la invención; |
| | la figura 4 | un ejemplo adicional de un dispositivo para detectar apneas; y |
| | la figura 5 | un ejemplo de un procedimiento para detectar apneas. |

10 Por medio de la figura 1 se representa de forma concisa a continuación la captación fotopletismográfica de datos de medición y basándose en ello se desarrolla las verdaderas implementaciones de las ideas en las que se basa la invención.

La figura 1 muestra en el eje x el tiempo t en unidades arbitrarias y en el eje y una intensidad luminosa registrada por medio de un sensor fotopletismográfico en unidades asimismo arbitrarias.

15 La captación fotopletismográfica de ondas de pulso se aplica a menudo para la medición no invasiva del contenido en oxígeno en sangre (SpO₂). Para ello se irradia una parte del cuerpo (a menudo un dedo, a veces sin embargo también otras partes del cuerpo como el lóbulo de la oreja, la muñeca o el esternón) por medio de una fuente de luz modulada. En la determinación de la saturación de oxígeno en sangre se emplea normalmente luz con dos longitudes de onda diferentes.

En otros ámbitos de aplicación se emplean también más de dos longitudes de onda diferentes, en algunos casos de aplicación simples especiales puede utilizarse una única longitud de onda.

20 En general se irradia en el caso de la fotopletismografía por tanto una parte del cuerpo con luz, determinándose la intensidad de la cantidad de luz que puede recibirse tras la irradiación de la parte del cuerpo como magnitud de medición.

25 La figura 1 muestra en la curva 20 con picos el curso representado por medio de un oscilógrafo de una señal de onda de pulso captada fotopletismográficamente, es decir, esencialmente una intensidad luminosa captada de una recepción de luz transmitida de una parte del cuerpo. A este respecto debe mencionarse que la curva de luz de una segunda fuente de luz empleada normalmente en la figura 1 no se muestra por motivos de representabilidad. La curva 22 lisa muestra una parte de baja frecuencia de una señal de onda de pulso, tal como puede generarse por ejemplo mediante filtrado paso bajo de la señal 20 con picos.

30 La curva 20 con picos representa por consiguiente en cierto sentido la curva de la luminosidad actual, tal como puede formarse mediante una combinación de una parte 22 de tensión continua y de una parte dinámica. Los picos individuales de la curva 20 con picos corresponden a las pulsaciones individuales del paciente, que se observaron en el presente ejemplo en un dedo del paciente. Este curso de curva específico se origina al aumentar con cada pulsación por poco tiempo la tensión arterial en el sistema arterial del ser humano, por lo que aumenta levemente el diámetro de las arterias. Esta variación del diámetro lleva a que la luz que irradia los vasos sanguíneos deba recorrer una mayor longitud de camino óptico a través de la sangre, lo que lleva a una absorción reforzada, de modo que cada pulsación tiene como consecuencia una caída de intensidad momentánea de la luz detectada fotopletismográficamente o de la intensidad detectada. La curva 22 lisa se origina mediante una promediación temporal de la señal dinámica, es decir, de la curva 20 con picos y muestra por consiguiente su parte de tensión continua (componente CC). A este respecto para algunos ejemplos de realización de la invención es suficiente emplear una versión simplificada de un pletismógrafo SpO₂, ya que únicamente debe evaluarse una sola curva de medición para luz de una sola longitud de onda, para deducir de manera fiable que existe una apnea.

35 La parte de tensión continua o la parte 22 de señal de baja frecuencia se modifica en el caso de una medición fotopletismográfica en el transcurso del tiempo mediante la modificación de algunos parámetros que influyen en la medición, como por ejemplo la luz ambiente cambiante, una modificación de posición del lugar de medición con respecto al vaso sanguíneo, la altura del lugar de medición por encima del corazón y las posturas de sueño cambiantes del paciente que va a examinarse. Además, ésta presenta una fuerte dispersión interindividual, es decir depende en extremo del paciente.

40 Los inventores reconocieron que en el caso de una obstrucción, como la que puede provocarse por ejemplo al respirar con la nariz y la boca cerradas, puede observarse un aumento espontáneo de la tensión arterial como reacción a las fluctuaciones de presión intratorácicas. Dado que los mecanismos en los que se basan los trastornos respiratorios son similares, esto es aplicable también para las apneas centrales.

45 En el caso de cesar la respiración como consecuencia de una apnea tiene lugar por tanto un aumento espontáneo de la tensión arterial, teniendo lugar esto en una escala temporal que se distingue claramente de la escala temporal que se

basa en las pulsaciones. Si aparecen tales modificaciones en la tensión arterial originadas por apneas, éstas dan como resultado asimismo un ensanchamiento de los vasos, con lo que aumenta la sección transversal por la que van a pasar los rayos de luz. En consecuencia se produce un desplazamiento de la parte de tensión continua en la curva de luminosidad, como está representado en la figura 1 en el instante 24 del comienzo de una apnea en el que cae claramente la parte de baja frecuencia de la señal de onda de pulso. El descenso producido en el instante 24 de la parte de baja frecuencia de la señal de onda de pulso permite por tanto deducir directamente la existencia de una apnea. A este respecto debe tomarse en consideración que los cambios observados de la parte de tensión continua también pueden originarse por las influencias perturbadoras ya mencionadas. Sin embargo, estos dos cambios pueden diferenciarse mediante métodos de procesamiento de señales extraordinariamente sencillos, como por ejemplo las comparaciones de valor umbral descritas por medio de la figura 2, de modo que una detección de apneas y en particular incluso la detección del comienzo de una apnea puede tener lugar en tiempo real con medios extraordinariamente sencillos.

Como queda claro por medio de los mecanismos médicos anteriormente descritos, se proporciona en algunos ejemplos de realización de la invención una señal de onda de pulso en función de la tensión arterial. La señal de onda de pulso se evalúa para deducir la existencia de una apnea, cuando una modificación de un curso de señal de la señal de onda de pulso cumple un criterio de detección predeterminado.

En ejemplos de realización adicionales de la presente invención pueden utilizarse sensores, que ponen a disposición de otra manera una señal de onda de pulso en función de la tensión arterial. Éstos pueden ser por ejemplo aparatos de medición de tensión arterial de alta sensibilidad o sensores de presión integrados. Además puede emplearse por ejemplo la información de un EEG o un ECG, ya que éstos contienen asimismo información sobre el curso de la tensión arterial. En ejemplos de realización adicionales que no son según la invención, puede evaluarse también una parte de señal de alta frecuencia de la señal de onda de pulso, para deducir la existencia de una apnea.

Un modo de proceder de este tipo puede estar motivado por ejemplo porque en el caso de existir una deuda de oxígeno la elasticidad de las arterias en el cuerpo humano se reduce. Por tanto un aumento de presión, como el que se produce por los latidos cardiacos, se amortigua menos intensamente mediante reacciones elásticas del sistema arterial. Por tanto se modifica también por consiguiente una parte de señal de alta frecuencia de la señal en función de la tensión arterial (los picos de la curva 20 con picos en la figura 1). Esto se debe a que el aumento de presión tiene lugar de manera esencialmente más rápida, es decir, la pendiente de los picos, o la pendiente de los flancos de señal de una parte de señal que describe una pulsación de una señal de onda de pulso en función de la tensión arterial aumentará con respecto a un sistema vascular elástico. Por tanto ejemplos de realización alternativos basados en esta información pueden evaluar también una modificación de una parte de señal de mayor frecuencia de la señal de onda de pulso, para deducir la existencia de una apnea a partir de una velocidad de modificación de la parte de señal de mayor frecuencia.

Para ello la figura 2 muestra esquemáticamente un curso de curva de una parte de baja frecuencia de una señal 30 de onda de pulso, mostrándose el curso de señal en unidades arbitrarias de la intensidad con respecto al tiempo en unidades arbitrarias.

La figura 2 muestra además un instante 32 de evaluación (t_A), así como un instante 34a de inicio de intervalo y un instante 34b de fin de intervalo, que definen un intervalo 36 de tiempo, que se encuentra temporalmente antes del instante 32 de evaluación. La detección de una apnea y en particular también el comienzo de una apnea en el instante 32 de evaluación puede tener lugar ahora definiéndose por ejemplo un criterio de valor umbral absoluto, deduciéndose por tanto al quedar por debajo de un valor 38 umbral fijo de la parte de baja frecuencia de la señal de onda de pulso la existencia de una apnea o el comienzo de una apnea.

En el caso de la presente invención, que tiene en cuenta adicionalmente el hecho de que la parte de señal de baja frecuencia puede modificarse asimismo debido a otros factores, se determina un valor 38 umbral variable en el tiempo al emplearse la señal dentro del intervalo 36 de tiempo, que se encuentra temporalmente antes del instante 32 de evaluación, para calcular el valor 38 umbral por debajo del cual se deduce la existencia de una apnea. Esto puede suceder por ejemplo al determinarse el valor medio de la señal de onda de pulso dentro del intervalo 36, tras lo cual el valor 38 umbral se establece por ejemplo como fracción fija del valor medio determinado dentro del intervalo 36. A este respecto el intervalo 36 de tiempo por un lado, como se muestra en la figura 2, puede estar temporalmente antes del instante 38 de evaluación de modo que el intervalo 36 de tiempo no dure hasta el instante 32 de evaluación. De manera alternativa, asimismo es posible naturalmente escoger un intervalo de tiempo, que finalice con el instante 32 de evaluación. Ejemplos de realización alternativos pueden emplear por ejemplo también la derivación temporal de la parte de baja frecuencia de la señal de onda de pulso como criterio, de modo que cuando la derivación temporal desciende por debajo de un valor determinado, puede deducirse la existencia de una apnea.

Alternativamente también es posible, por ejemplo, llevar a cabo dentro del intervalo 36 de tiempo una regresión lineal o adecuar un polinomio de mayor orden al curso de señal, para determinar un criterio de detección, en el caso de cuyo cumplimiento se deduzca la existencia de una apnea, para el instante 32 de evaluación basándose en la función adecuada extrapolada para el instante 32 de evaluación. En todos los procedimientos de evaluación o análisis descritos anteriormente es ventajoso que, debido a la señal de onda de pulso obtenida fotopleletismográficamente, las etapas de evaluación o las etapas de procedimiento necesarias para el procesamiento de señales puedan llevarse a cabo sin gran

esfuerzo de cálculo, de modo que las apneas puedan detectarse por un lado con un hardware económico y por otro lado en tiempo real.

5 La figura 3 muestra un ejemplo de un dispositivo 100 para detectar apneas, que comprende un equipo 102 de puesta a disposición para proporcionar una señal de onda de pulso captada fotopleletismográficamente y un equipo 104 de evaluación para evaluar la señal. El equipo 104 de evaluación deduce la existencia o el comienzo de una apnea, cuando una modificación de una parte de baja frecuencia de la señal de onda de pulso, que se proporcionó por el equipo 102 de puesta a disposición, cumple un criterio de detección predeterminado. Ejemplos de tales criterios de detección se han comentado por medio de las figuras anteriores.

10 El equipo 102 de puesta a disposición puede recibir por ejemplo la señal de onda de pulso tomada en tiempo real por un sensor fotopleletismográfico, para proporcionarla. Alternativamente es posible que el equipo de puesta a disposición reciba señales ya registradas de un medio externo o que las lea de una memoria, para proporcionarlas. En la figura 3 se muestra además un filtro 106 paso bajo opcional, para generar la parte de baja frecuencia de la señal de onda de pulso a partir de la señal de onda de pulso que se proporciona por el equipo 106 de puesta a disposición.

15 A este respecto la frecuencia de separación del filtro paso bajo se escoge preferiblemente de tal manera que se encuentre por debajo de la frecuencia de pulso de un ser humano. Por tanto, la frecuencia de separación puede escogerse por consiguiente por debajo de un Hz, por debajo de 0,5 Hz o también por debajo de 0,2 Hz.

20 En una forma de realización adicional de la invención la frecuencia de separación se adecua de manera adaptativa, ya que el equipo 104 de evaluación está configurado además para evaluar la señal de onda de pulso en relación a la frecuencia de pulso, para controlar, conociendo la frecuencia de pulso actual, el filtro paso bajo de manera adaptativa de tal manera que el filtrado paso bajo no se vea perjudicado por la frecuencia de pulso, porque puede garantizarse que la frecuencia límite del filtro paso bajo siempre se encuentra por debajo de la frecuencia de pulso.

El filtro 106 paso bajo puede reemplazarse en formas de realización adicionales asimismo por la determinación del promedio dentro de un intervalo de tiempo o cualquier otra medida que sirva para extraer la parte de señal de baja frecuencia de la señal de onda de pulso, que proporciona el equipo 102 de puesta a disposición.

25 La figura 4 muestra un ejemplo de realización adicional de la presente invención en un dispositivo 100 para detectar apneas, que al igual que el dispositivo mostrado en la figura 3 presenta un equipo 102 de puesta a disposición y un equipo 104 de evaluación, de modo que a continuación se prescinde de una nueva descripción de los dos equipos. En particular en todo el contexto de esta solicitud también todos los componentes de función idéntica o de función similar están provistos de los mismos números de referencia, pudiendo aplicarse su descripción por medio de los ejemplos de realización individuales de manera recíproca entre sí o pudiendo transmitirse entre ejemplos de realización individuales.

30 El dispositivo 100 para detectar apneas presenta además un equipo 110 de alarma, que está configurado para realizar una acción de alarma cuando el equipo de evaluación ha deducido la existencia de una apnea o el comienzo de una apnea.

35 A este respecto en la figura 4 están representadas varias alternativas para una acción de alarma, que pueden acometerse naturalmente también de forma simultánea. Un ejemplo de una acción de alarma es a este respecto por ejemplo el almacenamiento del instante de la apnea detectada en una memoria 112 externa o en una memoria 114 interna, que puede encontrarse dentro del dispositivo para detectar apneas.

40 Al mismo tiempo es posible de manera ventajosa almacenar una medida de la intensidad de la apnea, que puede determinarse basándose en el criterio de detección. Si como criterio de detección se utiliza por ejemplo una comparación de valor umbral, entonces puede emplearse la magnitud de la desviación con respecto al valor umbral como medida de la gravedad de la apnea detectada.

45 Dado que, como ya se mencionó, basándose en las señales fotopleletismográficas también puede detectarse el comienzo de una apnea, en los ejemplos de realización adicionales de la presente invención se genera como acción de alarma una señal de estimulación, que puede hacer que un equipo 116 de estimulación externo controle de manera adecuada un aparato CPAP, de modo que el paciente no entre en una alta deuda de oxígeno.

La figura 5 muestra un ejemplo de un procedimiento para detectar apneas, en el que en una etapa 130 de puesta a disposición se proporcionan señales de onda de pulso captadas fotopleletismográficamente. Éstas se evalúan en una etapa de análisis o en una etapa 132 de evaluación, para deducir la existencia de una apnea cuando una modificación de una parte de baja frecuencia de la señal de onda de pulso cumple un criterio de detección predeterminado.

50 En resumen, con la presente invención es posible por tanto detectar a partir de una onda de pulso captada fotopleletismográficamente o de una señal captada fotopleletismográficamente las alteraciones respiratorias relacionadas con el sueño (las denominadas apneas del sueño).

55 A este respecto es especialmente ventajoso en el funcionamiento práctico que, en el caso de un estudio del sueño polisomnográfico, la saturación de oxígeno se capte normalmente de manera rutinaria por medio de un sensor fotopleletismográfico. También muchos otros conjuntos de sensor, que sólo registran un subconjunto del conjunto de

5 datos polisomnográficos completo, incluyen la medición de SpO₂. En el día a día clínico pueden detectarse por consiguiente en lo sucesivo apneas de manera fiable sin tener que fijar o comprar un sensor adicional. Además, mediante la aplicación del concepto según la invención una pluralidad de otros sensores, que hasta la fecha se emplean en la polisomnografía, pueden resultar innecesarios, o estos sensores pueden emplearse para la determinación de redundancia.

10 En función de las circunstancias el procedimiento según la invención puede implementarse en el hardware o en el software. La implementación puede tener lugar sobre un medio de almacenamiento digital, en particular un disquete o CD con señales de control legibles electrónicamente, que pueden actuar conjuntamente con un sistema informático programable de tal manera que se realice el procedimiento según la invención. En general la invención consiste por consiguiente también en un producto de programa informático con un código de programación almacenado en un soporte legible por máquina para llevar a cabo el procedimiento según la invención, cuando se ejecuta el producto de programa informático en un ordenador. Dicho de otro modo, la invención puede realizarse por consiguiente como un programa informático con un código de programa para llevar a cabo el procedimiento, cuando se ejecuta el programa informático en un ordenador.

15

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para detectar apneas con las siguientes características:
 un equipo (102) de puesta a disposición para proporcionar una señal (20) de onda de pulso en función de la tensión arterial; caracterizado por:
 - 5 un equipo (104) de evaluación para evaluar la señal (20) de onda de pulso proporcionada, para deducir la existencia de una apnea, cuando una parte (22; 30) de baja frecuencia de la señal (20) de onda de pulso desciende por debajo de un valor (38) umbral variable en el tiempo,
 - 10 estando configurado el equipo (104) de evaluación para determinar el valor (38) umbral variable en el tiempo para un instante (32) de evaluación mediante promediación de la parte (22; 30) de baja frecuencia de la señal (20) de onda de pulso dentro de un intervalo (36) de tiempo que se encuentra temporalmente antes del instante (32) de evaluación.
2. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el equipo (102) de puesta a disposición está configurado para proporcionar una señal (20) de onda de pulso captada fotopletiográficamente.
3. Dispositivo según la reivindicación 1 ó 2, con la siguiente característica adicional:
 - 15 un filtro paso bajo, para derivar la parte (22; 30) de baja frecuencia de la señal (20) de onda de pulso a partir de la señal (20) de onda de pulso.
4. Dispositivo según la reivindicación 3, en el que el filtro paso bajo presenta una frecuencia límite, que se encuentra por debajo de una frecuencia de pulso.
5. Dispositivo según la reivindicación 3, en el que el equipo (104) de evaluación está configurado para evaluar la señal (20) de onda de pulso en relación a la frecuencia de pulso, para controlar la frecuencia límite del filtro paso bajo de tal manera que ésta se encuentre por debajo de la frecuencia de pulso.
6. Dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 5, en el que el equipo (102) de puesta a disposición comprende un sensor fotopletiográfico.
7. Dispositivo según la reivindicación 6, en el que el sensor fotopletiográfico está configurado para emplear luz de un único intervalo de longitudes de onda.
8. Dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 7, en el que el equipo (102) de puesta a disposición presenta una interfaz de memoria para extraer por lectura una señal (20) de onda de pulso almacenada en un medio externo.
9. Dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 8, en el que el equipo (104) de evaluación comprende un diferenciador, para determinar una derivación temporal de la parte (22; 30) de baja frecuencia de la señal (20) de onda de pulso, estando configurado el equipo (104) de evaluación para deducir la existencia de una apnea, cuando la derivación temporal desciende por debajo del valor (38) umbral predeterminado.
10. Dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 9, con un equipo (110) de alarma, para llevar a cabo una acción de alarma, cuando el equipo (104) de evaluación ha deducido la existencia de una apnea.
11. Dispositivo según la reivindicación 10, en el que el equipo (110) de alarma está configurado para, como acción de alarma, llevar a cabo el almacenamiento del instante de la detección de una apnea en una memoria externa.
12. Dispositivo según la reivindicación 10 u 11, en el que el equipo (110) de alarma está configurado para, como acción de alarma, almacenar una medida de la gravedad de la apnea detectada basándose en el criterio de detección.
13. Dispositivo según una de las reivindicaciones 10 a 12, en el que el equipo (110) de alarma está configurado para, como acción de alarma, activar un equipo (116) de respiración asistida o aumentar su función de ayuda.
14. Procedimiento para detectar apneas con las siguientes etapas:
 - 45 proporcionar una señal (20) de onda de pulso en función de la tensión arterial por medio de un equipo de puesta a disposición; y
 - evaluar la señal (20) de onda de pulso proporcionada, para deducir la existencia de una apnea, cuando una parte (22; 30) de baja frecuencia de la señal (20) de onda de pulso desciende por debajo de un valor (38) umbral variable en el tiempo,

determinándose el valor (38) umbral variable en el tiempo para un instante (32) de evaluación mediante promediación de la parte (22; 30) de baja frecuencia de la señal (20) de onda de pulso dentro de un intervalo (36) de tiempo que se encuentra temporalmente antes del instante (32) de evaluación.

5

15. Programa informático con un código de programa para llevar a cabo el procedimiento según la reivindicación 14, cuando el programa se ejecuta en un ordenador.

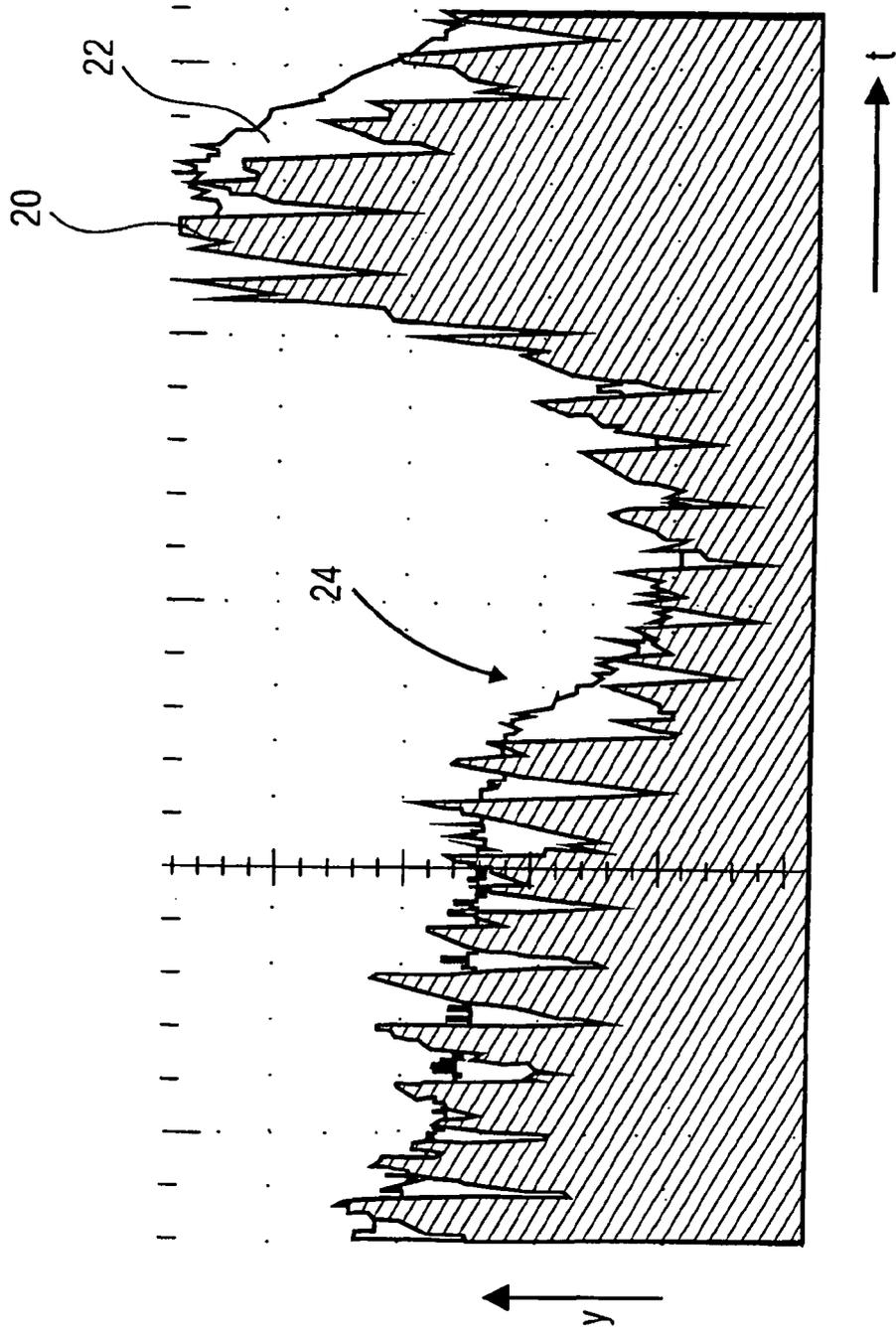


FIG 1

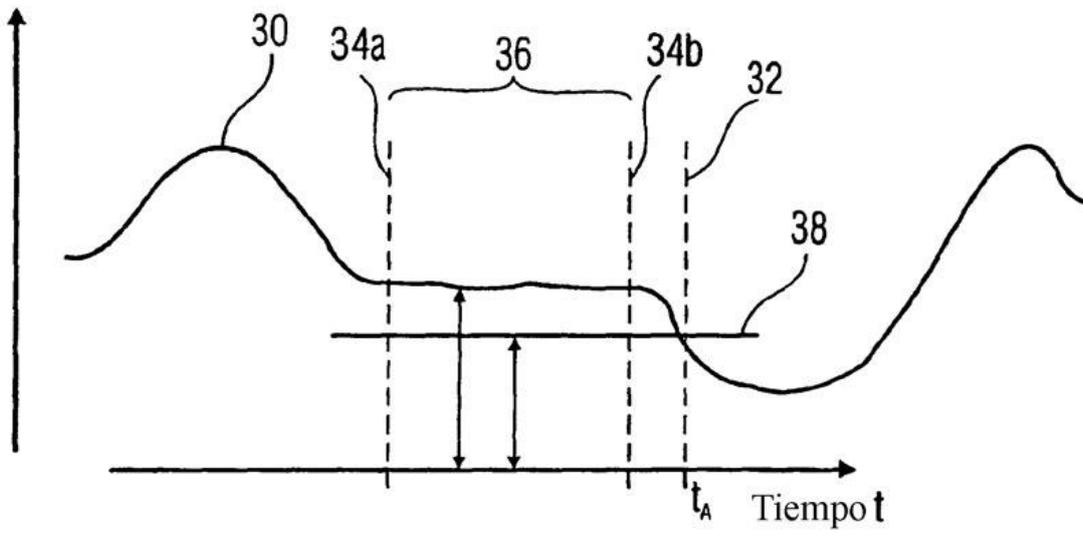


FIG 2

FIG 3

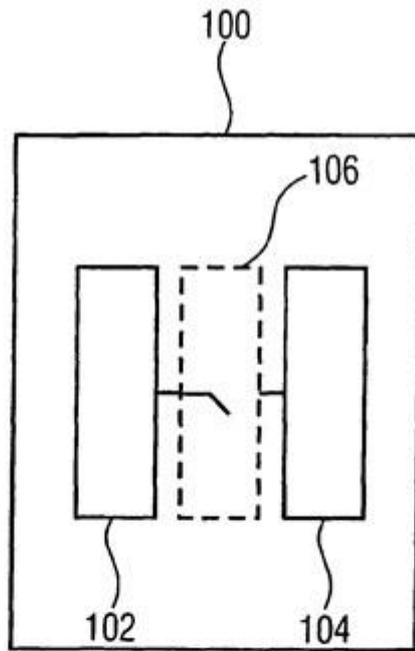
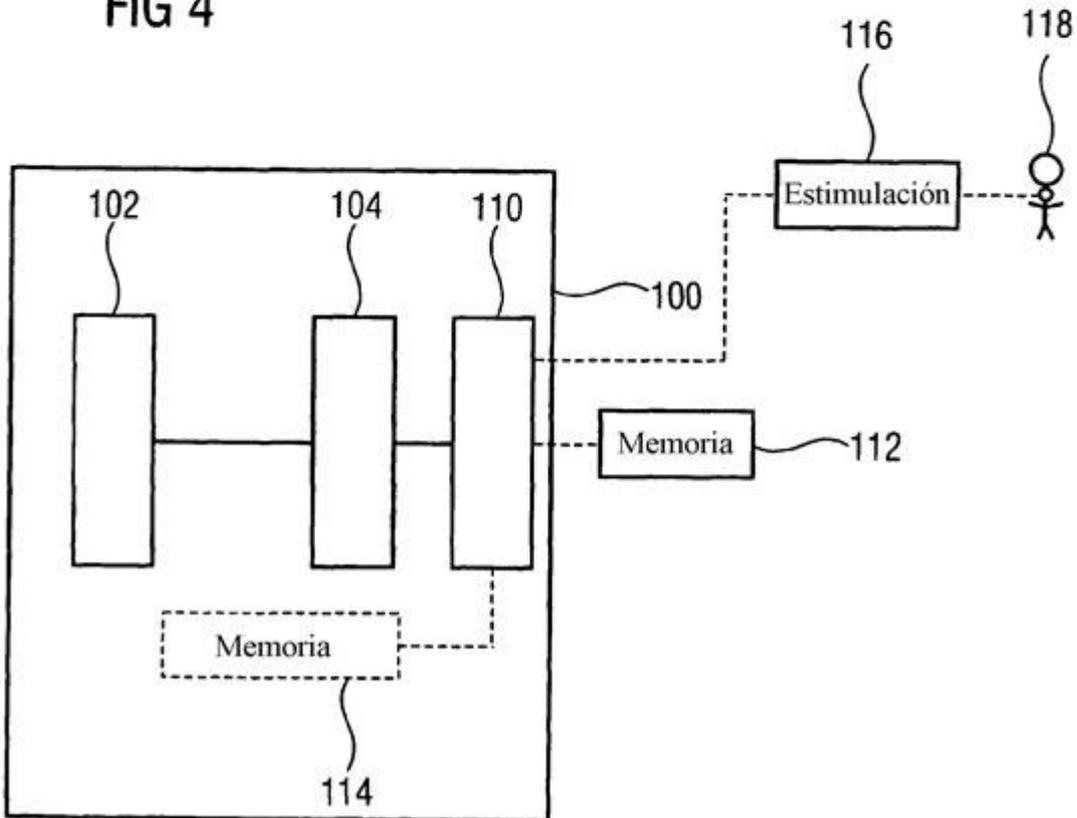


FIG 4



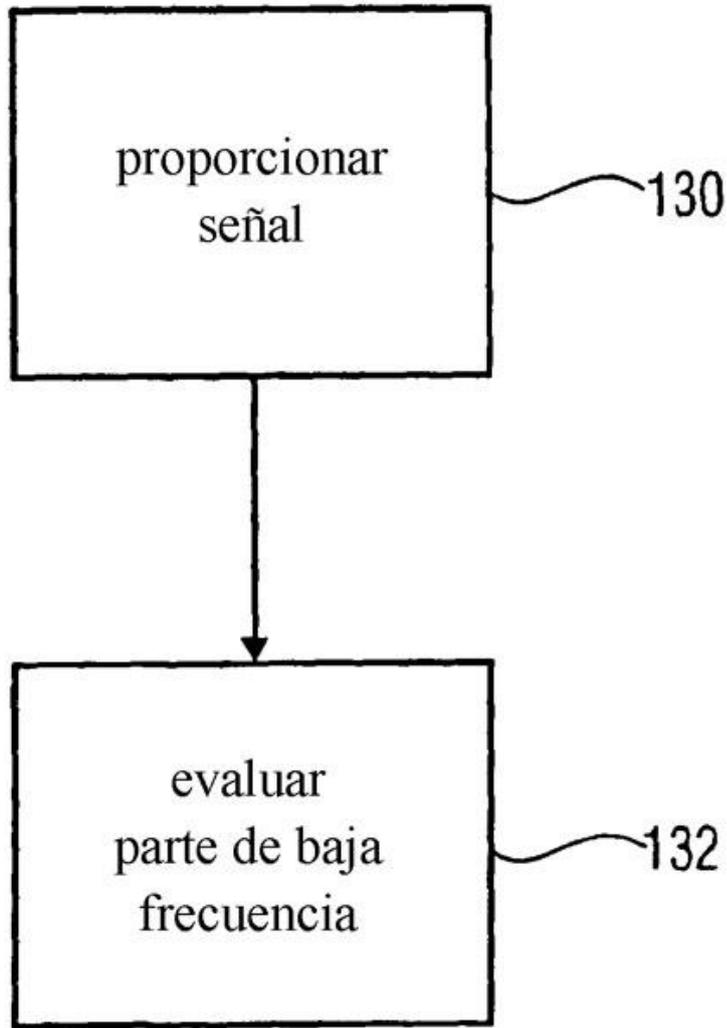


FIG 5