

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 401 394**

51 Int. Cl.:

G08B 21/02 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/11 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.03.2008 E 08775717 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.01.2013 EP 2122596**

54 Título: **Dispositivo, sistema y procedimiento de televigilancia ambulatoria que comprende un dispositivo de eliminación del ruido del pulso**

30 Prioridad:

12.03.2007 FR 0753768

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

19.04.2013

73 Titular/es:

**INSTITUT NATIONAL DES
TELECOMMUNICATIONS (INT) GROUPE DES
ECOLES DES TELECOMMUNICATIONS (GET)
(100.0%)
9 rue Charles Fourier
91011 Evry Cedex, FR**

72 Inventor/es:

BALDINGER, JEAN-LOUIS

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 401 394 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

Dispositivo, sistema y procedimiento de televigilancia ambulatoria que comprende un dispositivo de eliminación del ruido del pulso.

5

La presente invención se refiere a un procedimiento y a un dispositivo para eliminar el ruido de un sensor de pulso.

Debido al envejecimiento de la población en Europa, la telemedicina, es decir, la medicina practicada a distancia, conoce un desarrollo creciente para responder a la masificación de los hospitales y al deseo de las personas ancianas o enfermas de permanecer en sus casas. El concepto de televigilancia a domicilio se ha desarrollado con el fin de que los pacientes puedan continuar viviendo en sus casas mientras son objeto de una vigilancia médica.

10

La solicitud FR 2 829 862 da a conocer un dispositivo para detectar la caída de una persona y la presencia de señales vitales de ésta.

15

La patente US nº 7.175.601 da a conocer un dispositivo de medición del pulso que comprende un detector óptico de un haz que ha atravesado tejidos asociado a un acelerómetro. El análisis de la señal óptica captada respecto a la señal suministrada por el acelerómetro permite eliminar de la señal de pulso los artefactos debidos a los movimientos de la persona que lleva el dispositivo.

20

La solicitud EP 1 297 784 da a conocer un dispositivo de medición del pulso que comprende dos sensores de pulso.

La solicitud internacional WO 91/11956 da a conocer un dispositivo de medición del pulso que comprende un sensor de tipo fotopleletismográfico que comprende una fuente luminosa y un componente sensible a la luz emitida por la fuente y un sistema de eliminación de ruido, que comprende una fase de filtrado para eliminar los artefactos rápidos y una fase de filtrado en peine, configurado para eliminar las frecuencias múltiplos de la fundamental de la alimentación eléctrica.

25

Por otro lado, se conocen unos dispositivos multisensores que permiten medir diferentes parámetros fisiológicos. En dichos dispositivos, se utilizan unos sensores de pulso y se colocan, por ejemplo, al nivel del corazón o de la cintura.

30

Durante la determinación de las mediciones del pulso, los artefactos, señales parásitas o ruido, se pueden asimilar por error a latidos. Un criterio preponderante que se debe considerar es el valor del umbral de discriminación latido/artefacto, es decir el umbral temporal a partir del cual una señal recibida se considera como una señal útil (latido) o como ruido (artefacto). A una frecuencia de pulso máxima de 200 latidos por minuto (lpm), admitida para la población adulta objetivo, el intervalo mínimo entre dos latidos es de 0,3 segundos. Por tanto, se podría elegir esta duración como umbral de discriminación latido/artefacto. No obstante, un valor de este tipo de 0,3 segundos no permite una supresión total de los frentes de artefactos rápidos para las frecuencias de pulso inferiores a 200 lpm, en particular las frecuencias normales de pulso comprendidas entre 50 y 120 lpm.

35

Por otro lado, la adquisición en bruto del pulso ambulatoria, cuando el paciente se desplaza, conlleva una dispersión importante de las mediciones. Esta dispersión de las mediciones hace más complejo su aprovechamiento y afecta también a su fiabilidad. Esta dispersión se explica entre otros por el efecto de borde que aparece en los extremos de intervalos de tiempo perturbados de manera continua por los artefactos generados por los movimientos diversos del paciente. La discriminación latido/artefacto puede resultar difícil mediante un método aproximado.

45

Por tanto, existe la necesidad de beneficiarse de un dispositivo relativamente fiable, ligero, poco costoso, al tiempo que eficaz, que permita en particular reducir la dispersión de las mediciones de pulso adquiridas de forma ambulatoria.

50

La invención tiene como objetivo en particular responder a esta necesidad.

Según uno de sus aspectos, la invención tiene como objeto un dispositivo de medición del pulso tal como se define en la reivindicación 1. Según uno de los aspectos, el dispositivo comprende:

55

- un sensor de pulso de tipo fotopleletismográfico, preferentemente para llevar en la oreja, que comprende por lo menos una fuente luminosa, en particular una fuente de luz infrarroja, y un componente sensible a la luz emitida por la fuente, y

60

- un sistema de eliminación de ruido que comprende:

- un circuito electrónico de preacondicionamiento dispuesto para eliminar los artefactos lentos de una señal representativa del pulso adquirida por el componente sensible a la luz, y

65

- por lo menos un microcontrolador dispuesto para tratar la señal suministrada por el circuito electrónico de preacondicionamiento y eliminar los artefactos rápidos.

Por "artefacto lento", se designa cualquier artefacto cuyo espectro no comprende ninguna componente de una frecuencia superior a 0,5 Hz.

5 Por "artefacto rápido", se designa cualquier artefacto cuyo espectro no comprende ninguna componente de una frecuencia inferior a 0,5 Hz.

Por "ambulatoria" o "de forma ambulatoria", se designa cualquier situación durante la cual el paciente presenta una actividad física correspondiente a un desplazamiento de este último o a un movimiento de su cuerpo.

10 Una eliminación de ruido de este tipo resultante de un pretratamiento electrónico de la señal adquirida por el sensor de pulso así como de un postratamiento algorítmico efectuado por el microcontrolador permite reducir en un factor 10, por ejemplo, la dispersión de las mediciones de pulso adquiridas de forma ambulatoria con respecto a una adquisición en bruto tradicional. El margen de error en las mediciones ambulatorias se puede reducir, gracias a la invención, al 5%, por ejemplo.

15 El dispositivo puede comprender un solo sensor de pulso.

20 El dispositivo puede comprender una sola fuente luminosa y un solo componente sensible a la luz emitida por la fuente luminosa.

Al estar el microcontrolador y el circuito de preacondicionamiento, por ejemplo, situados en una misma caja que puede ser llevada por el paciente, la invención permite beneficiarse de un dispositivo compacto y fácil de utilizar.

25 La invención puede permitir una adquisición del pulso de forma ambulatoria más fiable, es decir, tener en cuenta en mayor medida, durante el tratamiento, los fenómenos de incertidumbre.

30 La fuente luminosa puede comprender uno o varios diodos electroluminiscentes (LED) que generan un haz infrarrojo, por ejemplo de una longitud de onda de 950 nm, a través de un tejido, preferentemente el lóbulo de la oreja del paciente.

Cuando la fuente luminosa comprende varios LED, estos últimos pueden constituir una sola fuente luminosa y estar alimentados por un único generador.

35 El o los LED pueden estar alimentados de manera discontinua. El apagado del o de los LED debido a la alimentación discontinua puede permitir eliminar los ruidos aditivos.

Por "ruido aditivo", se designan las componentes del ruido con variaciones lentas, por ejemplo causadas por un cambio de posición de la cabeza del paciente con respecto a una fuente principal de luz ambiente.

40 La corriente de alimentación puede ser una corriente rectangular. La relación cíclica de esta corriente de alimentación es ventajosamente inferior a 1/10, estando, por ejemplo, comprendida entre 1/40 y 1/10, por ejemplo, igual a 1/20. La elección de una relación cíclica de este tipo puede permitir reducir la corriente consumida para la alimentación del o de los LED, lo cual puede permitir beneficiarse de un dispositivo de gran autonomía. El dispositivo según la invención puede presentar, por ejemplo, una autonomía de por lo menos un mes de utilización continua sin recarga de la batería o cambio de las pilas.

50 Con el fin de reducir aún más el consumo del dispositivo, la alimentación de un amplificador conectado al componente sensible a la luz se puede interrumpir asimismo al comienzo de la fase de apagado del o de los LED y se puede restablecer poco antes del encendido del o de los LED.

Debido a su gran autonomía y a la poca dispersión de las mediciones de pulso, el dispositivo está particularmente adaptado para una medición del pulso de forma ambulatoria.

55 La alimentación del o de los LED de manera discontinua puede incluso permitir aumentar la relación señal a ruido de la señal a la salida del sensor de pulso de tipo fotopletismográfico.

El componente sensible a la luz puede comprender un fototransistor dispuesto para captar el haz infrarrojo que ha atravesado el lóbulo de la oreja del paciente.

60 Como variante, el haz infrarrojo que ha atravesado el lóbulo de la oreja puede ser captado por un fotodiodo o cualquier otro componente sensible a la luz.

65 El circuito electrónico puede comprender una cadena de filtrado de la señal captada. La cadena de filtrado puede comprender una fase dispuesta para restar de la señal captada los ruidos aditivos.

- 5 La cadena de filtrado puede comprender una fase de filtrado en peine, dispuesta para filtrar las frecuencias múltiplos de la frecuencia de la fundamental de la alimentación eléctrica de la fuente luminosa. En el caso de una alimentación a 50 Hz, esta fase está dispuesta para filtrar las frecuencias múltiplos de 100 Hz. Esta fase comprende, por ejemplo, dos vías de adquisición que comprenden, cada una, un muestreador-bloqueador, estando cada uno de estos muestreadores-bloqueadores mandado alternativamente.
- 10 La cadena de filtrado puede comprender por lo menos un filtro dispuesto para cortar las frecuencias en el exterior de una ventana espectral comprendida entre 0,1 Hz y 20 Hz, mejor entre 0,5 Hz y 10 Hz.
- 15 El circuito electrónico de preacondicionamiento preferentemente es completamente analógico y puede estar desprovisto de convertidor analógico/digital.
- 20 Un circuito de preacondicionamiento completamente analógico puede permitir, en caso de digitalización posterior de la señal, optimizar la relación señal de pulso a ruido de cuantificación. El circuito electrónico de preacondicionamiento puede comprender un comparador de tensión con histéresis, en particular flotante, que compara la señal procedente de la cadena de filtrado y una versión retardada de esta misma señal. El retardo puede estar comprendido entre 20 ms y 40 ms.
- 25 El dispositivo de medición del pulso puede comprender un solo circuito electrónico de preacondicionamiento.
- La señal se pone, por ejemplo, en forma rectangular a la salida del circuito electrónico de preacondicionamiento.
- El microcontrolador puede ejecutar un algoritmo de eliminación de ruido.
- 30 La invención tiene asimismo como objeto, según otro de sus aspectos, un sistema de vigilancia móvil de un paciente tal como se define en la reivindicación 8.
- Según un aspecto, el sistema de vigilancia móvil comprende:
- 35 - un terminal multisensor que comprende una caja que debe llevar el paciente, preferentemente en el cinturón, incluyendo el terminal el dispositivo de eliminación de ruido de la medición del pulso tal como se ha definido anteriormente, y
 - una base local de tratamiento, por ejemplo, de tipo PC, para recibir y tratar la información enviada por el terminal multisensor. Esta base local se encuentra, por ejemplo, en el lugar donde habita el paciente o en un local técnico cuando el sistema de vigilancia móvil según la invención está instalado en una residencia de ancianos medicalizada o no, o incluso en un centro de atención.
- 40 El terminal multisensor puede enviar la información a la base local según una periodicidad predefinida, en particular según una periodicidad de treinta segundos, incluso de quince segundos.
- El sistema puede comprender unos medios de fijación de la caja al cinturón, por ejemplo, un lazo, un gancho, una fijación de tipo Velcro® o cualquier otro medio apropiado.
- 45 La base local puede estar dispuesta para tratar y fusionar la información enviada por el terminal multisensor con vistas a producir eventualmente una alarma.
- 50 La base local puede estar dispuesta para transmitir a un centro médico o a una sala de enfermería o a un vecino predefinido un mensaje de aviso cuando el paciente no lleva el sensor de pulso. En caso de que el sensor comprenda una pinza o cualquier otro medio de fijación al nivel del lóbulo de la oreja, se puede transmitir, por ejemplo, un mensaje de aviso de este tipo cuando no se lleva el medio de fijación.
- 55 Asimismo, la base local puede transmitir un mensaje de aviso si el terminal multisensor no se lleva en el cinturón gracias, por ejemplo, a un microinterruptor con el que entra en contacto la caja del terminal cuando se fija al cinturón.
- Un dispositivo de este tipo permite, por ejemplo, detectar si el paciente ha depositado la caja del terminal.
- 60 La base local también puede estar dispuesta para transmitir un mensaje de aviso cuando el sensor de pulso no está conectado al terminal multisensor, por ejemplo, si se corta un cable de conexión o bien en caso de desconexión voluntaria o no.
- El terminal multisensor puede comprender por lo menos un sensor de actimetría seleccionado de entre la lista siguiente: sensor de movimiento isótropo, sensor de inclinación y sensor de impacto de caída.
- 65 El terminal multisensor puede comprender un microcontrolador dispuesto para interpretar y eliminar el ruido de la información procedente de por lo menos un sensor de actimetría.

La invención puede permitir la obtención durante una duración dada mediciones relativas al pulso y a la actimetría del paciente, como, por ejemplo, la orientación de su cuerpo con respecto a un eje horizontal y un eje vertical.

5 El sensor de impacto de caída puede comprender cuatro ramas y cada rama comprender en serie un detector de inclinación y un sensor de aceleración.

10 El terminal multisensor puede comprender un botón de llamada de emergencia dispuesto para activar el envío de información hacia la base local. Esta información pueden ser los datos más recientes que se hayan adquirido, por ejemplo, desde el envío de información precedente.

15 El terminal multisensor puede comprender un conmutador marcha/parada que comprende dos secciones, estando el conmutador dispuesto para cortar la alimentación del terminal sólo tras el envío inmediato a la base local de los datos más recientes, acompañado de un indicador de parada del terminal multisensor. Tras este envío inmediato, aún puede tener lugar un último envío periódico de los datos antes de la parada efectiva, repitiendo en los datos transmitidos el indicador de parada del terminal multisensor.

20 La invención tiene además como objeto, según otro de sus aspectos, un procedimiento tal como se define en la reivindicación 12 para medir el pulso de una persona por medio de un dispositivo de medición del pulso.

Según un aspecto, el dispositivo de medición de pulso comprende:

- 25 - un sensor de pulso, preferentemente para llevar en la oreja, que comprende por lo menos una fuente luminosa y un componente sensible a la luz emitida por la fuente, y
- 30 - un sistema de eliminación de ruido que comprende:
 - un circuito electrónico de acondicionamiento dispuesto para eliminar los artefactos lentos de una señal representativa del pulso adquirida por el componente sensible a la luz, y
 - por lo menos un microcontrolador dispuesto para tratar la señal suministrada por el circuito electrónico de acondicionamiento y eliminar los artefactos rápidos.

35 El pulso de la persona se puede medir de forma ambulatoria.

El procedimiento puede comprender una etapa de pretratamiento por el circuito electrónico de acondicionamiento durante la cual:

- 40 - la señal procedente del sensor de pulso entra en una fase de sustracción de las componentes aditivas del ruido con variaciones lentas contenidas en la señal,
- 45 - la señal se trata a continuación mediante una fase de filtrado, en particular una fase de filtrado paso bajo con tiempo de propagación constante y con supresión de las frecuencias múltiples de la fundamental de la alimentación eléctrica, y
- la señal se pone en forma lógica por medio de una fase de comparador.

50 El procedimiento puede comprender una etapa de postratamiento algorítmico por el microcontrolador, durante la cual:

- 55 - se efectúa una supresión del efecto de borde sustrayendo del número de latidos medidos por intervalo de tiempo un número predefinido de latidos por zona afectada por ruido, en particular un semilatido por zona afectada por ruido,
- se añade al valor obtenido el número de latidos corregidos durante el intervalo de tiempo precedente *pro rata temporis* del tiempo afectado por ruido,
- se compara la tasa temporal de afectación por ruido del intervalo considerado con un valor de referencia, y
- 60 - se adapta el umbral de discriminación latido/artefacto.

Se designa como "tiempo afectado por ruido" o "tasa temporal de afectación por ruido" la tasa temporal de artefacto contada durante un intervalo de tiempo dado, por ejemplo, quince segundos.

65 El umbral de discriminación latido/artefacto se puede estimar, por ejemplo, de manera recursiva.

El valor de referencia de la tasa temporal de afectación por ruido está comprendido, por ejemplo, entre el 10 y el 30%, siendo, por ejemplo, igual al 17%.

5 En caso de tasa temporal de afectación por ruido superior al valor de referencia, se puede emitir un mensaje de fallo de eliminación de ruido.

Según otro de sus aspectos, se describe un procedimiento para medir el pulso de una persona por medio de un dispositivo de medición del pulso que comprende:

- 10
- un sensor de pulso, preferentemente para llevar en la oreja, que comprende por lo menos una fuente luminosa y un componente sensible a la luz emitida por la fuente y,
 - un sistema de eliminación de ruido que comprende:
- 15
- un circuito electrónico de preacondicionamiento dispuesto para eliminar los artefactos lentos de una señal representativa del pulso adquirida por el componente sensible a la luz,
 - por lo menos un microcontrolador dispuesto para tratar la señal suministrada por el circuito electrónico de preacondicionamiento y disminuir los artefactos rápidos,
- 20
- una base local dispuesta para sustituir el valor de pulso medido por un valor de alarma predefinido en caso de mal funcionamiento del sensor de pulso y/o cuando el paciente no lo lleva y para enviar un mensaje de alarma.

25 La invención tiene asimismo como objeto, en combinación con lo anterior, un sensor de impacto de caída integrado en un terminal multisensor fijado al cinturón de un paciente, comprendiendo el terminal multisensor un microcontrolador dispuesto para interpretar y eliminar el ruido de la información procedente del sensor de impacto de caída, comprendiendo el sensor de impacto de caída por lo menos tres ramas, por ejemplo cuatro ramas, comprendiendo cada rama un detector de inclinación inclinado con respecto al eje del tronco del paciente, por ejemplo situado a 45° con respecto al eje del tronco del paciente, y un sensor de aceleración situado en un plano normal al eje del tronco del paciente, estando el detector de inclinación conectado por uno de sus bornes al sensor de aceleración.

35 En lo sucesivo, se designa como "eje del tronco del paciente" el eje que es vertical cuando el paciente está de pie.

Las proyecciones de las ramas del sensor de impacto de caída en un plano normal al eje del tronco del paciente que lleva el terminal multisensor pueden formar de dos en dos unos ángulos de 90° cuando el sensor de impacto de caída comprende cuatro ramas, o unos ángulos de 120° cuando el sensor de impacto de caída comprende tres ramas.

40 En cada rama, uno de los dos bornes del sensor de aceleración puede estar conectado a una entrada en interrupción del microcontrolador, estando el otro borne conectado a un primer borne del detector de inclinación cuyo otro borne está conectado a la masa, lo cual permite que los sensores de aceleración estén todos conectados a la misma entrada en interrupción del microcontrolador. Por otro lado, los detectores de inclinación de cada rama pueden estar directamente conectados a cuatro entradas de puerto distintas del microcontrolador.

45 Un sensor de impacto de caída de este tipo presenta, por ejemplo, un consumo eléctrico muy reducido, incluso nulo y permite detectar una caída en posición tumbada de la persona con la condición de que este impacto se registre en la dirección de la caída, lo cual puede constituir un preacondicionamiento intrínseco al sensor de caída.

50 El microcontrolador puede ejecutar un algoritmo que permita discernir la posición de pie o sentada de la posición tumbada, aunque también detectar la caídas del paciente durante el paso de este último de la posición de pie o sentada a la posición tumbada, o incluso durante una caída a partir de la posición tumbada, cuando el paciente está tumbado en una cama, por ejemplo.

55 El algoritmo puede almacenar en la memoria del microcontrolador, el estado de los detectores de inclinación durante una duración predefinida, por ejemplo tres segundos, lo cual puede permitir la determinación en caso de interrupción del microcontrolador activada por un impacto en el suelo si el paciente estaba de pie o sentado durante por lo menos una parte de la duración predefinida anterior a la interrupción, por ejemplo, durante un segundo cuando la duración predefinida es de tres segundos, o en su defecto, si el tronco del paciente ha pivotado por lo menos 180° durante el periodo predefinido anterior a la interrupción.

60 El microcontrolador puede estar dispuesto para emitir una alarma de caída hacia una base local de tratamiento si el paciente permanece tumbado durante un intervalo de tiempo predefinido, por ejemplo, treinta segundos, tras un impacto en el suelo tenido en cuenta a pesar de eventuales intentos de volverse a levantar fracasados. Como variante, el intervalo de tiempo mencionado anteriormente es, por ejemplo, de noventa segundos.

ES 2 401 394 T3

La invención se podrá comprender mejor tras la lectura de la descripción detallada siguiente, de un ejemplo de realización de la misma, y tras el examen del dibujo adjunto, en el que:

- 5 - la figura 1 representa un ejemplo de dispositivo según la invención,
- la figura 2 representa de manera esquemática un ejemplo de terminal multiplicador,
- la figura 3 es un diagrama de bloques del dispositivo de la figura 2,
- 10 - las figuras 4, 5 y 6 representan de manera esquemática partes del circuito electrónico de
 preacondicionamiento,
- la figura 7 representa, de manera esquemática, unas etapas efectuadas durante la ejecución del algoritmo de
15 eliminación de los artefactos rápidos,
- la figura 8 representa un esquema de un procedimiento de estimación recursiva del umbral de discriminación
 latido/artefacto según la invención,
- 20 - la figura 9 representa de manera esquemática un ejemplo de base local,
- la figura 10 representa de manera esquemática el circuito electrónico del conmutador marcha/parada, y
- la figura 11 representa un ejemplo de un sensor de impacto de caída según la invención.

25 Se ha representado en la figura 1 un ejemplo de dispositivo según la invención.

 Este dispositivo comprende un terminal multisensor 1 y una base local 30 que puede comunicarse con un centro
30 médico 40 así como con un médico 50 que está realizando el tratamiento, dado el caso, o incluso con un vecino
 predefinido.

 Se ha representado en la figura 2 un ejemplo de realización del terminal multisensor 1. Este terminal multisensor
 comprende una caja 2 fijada, por ejemplo, al cinturón del paciente por medio de una pinza 7 o de otro modo.

35 El terminal comprende un sensor fotopleletismográfico de pulso 5 conectado a la caja 2 por medio de un cable 3.
 Como variante, este sensor 5 puede comunicarse con la caja 2 por medio de una conexión de radiofrecuencia.

 La caja 2 comprende asimismo un alojamiento 10 destinado a alojar pilas para alimentar el sistema. Como variante,
40 la alimentación puede estar garantizada por una batería recargable. Un terminal multisensor 1 de este tipo puede
 presentar un consumo eléctrico muy reducido, por ejemplo, de 3 mA.

 El terminal multisensor 1, representado de manera esquemática en la figura 3, puede comprender asimismo, tal
45 como se ilustra, un sensor de inclinación 8, un sensor de impacto de caída 9, un sensor de movimiento 11, dos
 microcontroladores 14 y 15 así como un botón de llamada de emergencia 17.

 La caja 2 comprende también un emisor VHF 20 cuyo alcance de radio está comprendido entre quince y veinte
 metros en vivienda y que emite a una frecuencia de 433 MHz, por ejemplo. Como variante, puede tratarse de un
 emisor UHF que emite a una frecuencia de 2,4 GHz u 868 MHz, por ejemplo.

50 En otra variante, la conexión de radio puede ser bidireccional.

 El sensor de pulso 5 utilizado en el ejemplo descrito es una pinza de oreja y puede comprender uno o varios LED
 que constituyen una única fuente luminosa y que emite un haz infrarrojo, por ejemplo a 950 nm, y un componente
55 sensible a la luz que puede comprender un fototransistor o, como variante, uno o varios fotodiodos infrarrojos
 integrados en el mismo componente sensible a la luz, que permite una medición, por refracción a través del lóbulo
 de la oreja, de la atenuación del haz infrarrojo procedente del o de los LED.

 El sensor 5 puede comprender asimismo un dispositivo óptico que adapta la geometría del haz infrarrojo.

60 El componente sensible a la luz puede comprender un filtro infrarrojo que atenúa las perturbaciones debidas a la luz
 ambiente.

 Este sensor 5 puede estar provisto de un gancho dispuesto detrás de la oreja o puede, como variante, estar alojado
 en las patillas de una montura de gafas y puede comprender una o varias pilas, recargarse de manera inductiva o
65 comprender una fotopila.

- 5 La caja 2 puede comprender un conmutador 18 marcha/parada que es de tipo electromecánico y/o con semiconductor. En un ejemplo de realización de la invención, el conmutador 18, representado en la figura 10, comprende dos interruptores 18a y 18b controlados en conjunto mecánicamente. El conmutador 18 comprende asimismo un interruptor electrónico 19 que es, en el ejemplo descrito, un transistor de efecto de campo de tipo MOS, dispuesto con objeto de “derivar” el interruptor 18a.
- El conmutador 18 puede no estar soldado a la tarjeta electrónica del terminal multisensor 1 y estar, por ejemplo, conectado por cables flexibles a partir de puntos de conexión 22, 23, 24 y 25.
- 10 El sensor de inclinación 8 comprende cuatro sensores preferentemente de gotas de mercurio u otro líquido conductor. Dichos sensores están menos perturbados por los movimientos del paciente que los sensores de bola. Los sensores de inclinación 8 se distribuyen según cuatro direcciones ortogonales de dos en dos, correspondiendo las direcciones a las generatrices de un cono que apunta hacia abajo, abierto a 90° y cuyo eje coincide con el del tronco del paciente.
- 15 El sensor de movimiento 11 comprende un sensor de bola, por ejemplo de la marca ASSEMtech, conectado a una entrada del microcontrolador 14. Este sensor de movimiento, tras el acondicionamiento por el microcontrolador 14, permite totalizar el número de segundos que el paciente presenta la menor actividad física y puede permitir conocer la tasa temporal de movimiento del paciente.
- 20 El sensor de impacto de caída 9 está, por ejemplo, construido alrededor de un sensor compuesto que proporciona la información de posición (tumbada o de pie/sentada) y de impacto de caída en el suelo. Este sensor comprende, por ejemplo, cuatro ramas de las que se ha representado un ejemplo en la figura 11. Cada rama 90 comprende un detector de inclinación 91 con respecto a la horizontal, por ejemplo, similar al sensor de inclinación 8, y un sensor de aceleración 92, por ejemplo, un interruptor detector de superación de un umbral de aceleración fijado, por ejemplo, en 2 g.
- 25 Los detectores de inclinación 91 están situados, en el ejemplo descrito, a 45° con respecto al eje X del tronco del paciente que lleva el terminal multisensor 1 y los sensores de aceleración 92 pueden estar situados en un plano normal Y al eje X del tronco del paciente. Los interruptores detectores de superación del umbral de aceleración 92 están dispuestos, por ejemplo, para cerrarse brevemente cuando la proyección de la aceleración sobre su eje supera el umbral de aceleración fijado.
- 30 En cada rama 90, el detector de inclinación 91 comprende dos bornes 93 y 94. El primer borne 93 está conectado a la masa, el segundo borne 94 está conectado a un primer borne 96 del sensor de aceleración 92 de la misma rama. El segundo borne 97 de los sensores de aceleración de cada rama está conectado a la misma entrada en interrupción del microcontrolador 14. Por otro lado, el detector de inclinación 91 de cada rama 90 está directamente conectado por su segundo borne 94 a entradas de puerto distintas del microcontrolador 14.
- 35 Se obtiene de este modo, en este ejemplo, un sensor de impacto de cuatro ramas ortogonales que proceden por filtrado de orientación, estando compuesta cada una de estas ramas por un detector de inclinación y por un sensor de aceleración en serie. Se habla de filtrado de orientación dado que este dispositivo sólo registra un impacto de caída si se detecta un impacto en posición tumbada en la dirección en la que se ha tumbado el paciente.
- 40 El microcontrolador 14 está dispuesto para interpretar y eliminar el ruido de la información procedente de los sensores de inclinación 8 y de movimiento 11.
- 45 El microcontrolador 14 está dispuesto para tratar la información recibida del sensor de impacto de caída 9, para asociar a una variable un valor cuando se detecta una información de caída, y para emitir a continuación una alarma de caída si la variable conserva el mismo valor durante una duración predefinida, preferentemente comprendida entre diez y cien segundos, por ejemplo, de treinta segundos, es decir, si la persona equipada permanece continuamente tumbada durante esta duración.
- 50 El microcontrolador 14 está dispuesto, por ejemplo, para discernir la posición de pie o sentada de la posición tumbada así como para detectar eventuales caídas del paciente, tanto desde una posición sentada o de pie a una posición tumbada como durante una caída desde una posición tumbada, que es el caso, por ejemplo, cuando un paciente se cae de la cama en la que está tumbado.
- 55 En el ejemplo descrito, el microcontrolador 14 está dispuesto para almacenar en su memoria el estado de los detectores de inclinación durante una duración predefinida, que es, en el ejemplo descrito, igual a tres segundos, para determinar en caso de una interrupción del microcontrolador 14 activada por un impacto en el suelo si, durante la duración predefinida anterior a la interrupción, el paciente estaba de pie o sentado o si el tronco del paciente en posición tumbada ha pivotado más de 180°.
- 60 En un ejemplo de realización de la invención, cuando un paciente que ha sufrido una caída trata en vano de volverse a levantar, las mediciones adquiridas tras la caída que ya no traducen una posición tumbada no deben modificar el
- 65

valor de la variable asociada a la información de caída. Una detección de este tipo por el microcontrolador 14 del retorno a la posición de pie/sentada puede ser insensible a los eventuales intentos vanos de volverse a levantar del paciente.

5 Par ello, si se ha detectado un impacto de caída por el sensor de impacto de caída 9, el microcontrolador 14 puede estar dispuesto para, en el marco de la validación de la alarma de caída, modificar la frecuencia de muestreo de las mediciones de los sensores de actimetría, en particular de los sensores de inclinación. El microcontrolador 14 puede muestrear, por ejemplo, cada 50 ms el estado del sensor de inclinación 8 y detectar el estado de pie/sentado para una fracción, por ejemplo 1/3, de las muestras adquiridas durante la duración predefinida de validación del envío de la alarma de caída. Cuando la duración predefinida de validación de la alarma de caída es de treinta segundos, el microcontrolador 14 puede detectar el estado de pie/sentado cada diez segundos durante tres segundos.

El valor de la variable asociada a la información de caída puede no modificarse, lo cual puede conducir al envío de la alarma de caída tras la duración predefinida.

15 En otro ejemplo de realización de la invención, la duración de validación antes de la emisión de la alarma puede ser más elevada.

20 En otro ejemplo de realización de la invención, el terminal multisensor 1 comprende un zumbador que emite una primera señal audible de duración de aproximadamente 100 ms cada tres segundos mientras la alarma de caída no se haya validado y después una segunda señal de duración de aproximadamente 1 segundo cuando la alarma se ha validado.

25 La alarma de caída se emite en cuanto se ha validado en la base local 30 y después puede volverse a emitir durante una emisión ordinaria siguiente de datos.

El microcontrolador 14 envía periódicamente, por ejemplo cada quince segundos, información de la que se ha eliminado el ruido, al microcontrolador 15.

30 En el ejemplo considerado, el microcontrolador 15 envía, por ejemplo, cada treinta segundos una señal en varios octetos en el emisor 20. El primer octeto comprende, por ejemplo, información relativa a la actimetría medida por los sensores de inclinación 8, de impacto de caída 9, de movimiento 11. Esta información puede ser relativa al nivel de carga de la batería o de las pilas de la caja 2 o incluso a una acción eventual sobre el botón de llamada de emergencia 17. El segundo octeto corresponde, por ejemplo, a una etiqueta, el tercer octeto comprende, por ejemplo, información sobre el pulso, resultante del procedimiento de eliminación de ruido, y el cuarto octeto corresponde, por ejemplo, a la repetición de la etiqueta precedente, lo cual puede proporcionar un medio para revelar un error de transmisión en los datos recibidos y hacer más fiable, en el caso de una utilización en residencia de ancianos o en un centro de atención, el conocimiento de la procedencia de los datos para una utilización de varios terminales 1 multisensor con una sola base local 30.

40 El microcontrolador 15 está asimismo dispuesto en el ejemplo considerado para supervisar el funcionamiento del botón de llamada de emergencia 17 cuyo accionamiento puede activar el envío inmediato de la información de los sensores cuya antigüedad no supere, por ejemplo, quince o treinta segundos y la repetición automática de esta emisión en los treinta segundos siguientes, por ejemplo.

45 El microcontrolador 15 puede estar dispuesto para supervisar el sensor 5 y el circuito de preacondicionamiento 13 que se describirá a continuación. El microcontrolador 15 está dispuesto, por ejemplo, para tratar la señal suministrada por el circuito de preacondicionamiento 13, lo cual puede permitir atenuar relativamente en gran medida los errores debidos a los artefactos de movimiento del paciente en las mediciones enviadas a la base local 30 de recepción del número de latidos durante un intervalo de tiempo, por ejemplo igual a treinta segundos.

La supervisión mencionada anteriormente se puede efectuar, como variante, por el microcontrolador 14.

55 Cuando el paciente decide cortar la alimentación de la caja 2, puede ejercer una acción sobre el conmutador 18 con objeto de colocar éste en la posición de "paro".

Esta acción conlleva la apertura del interruptor 18b y el envío al microcontrolador 15 de una información relativa a esta apertura del interruptor 18b.

60 El microcontrolador 15 puede estar dispuesto para mantener el transistor MOS 19, utilizado en interruptor y colocado en paralelo en el interruptor 18a, pasante y provocar el envío inmediato de la información actual a la base local 30.

65 El microcontrolador 15 puede mantener el transistor MOS 19 pasante mientras la información transmitida periódicamente a la base local 30 no se haya enviado. Cuando se ha efectuado el envío periódico de información actual a la base local 30, el microcontrolador 15 puede cortar la alimentación de la caja actuando sobre la rejilla del transistor MOS 19.

El envío inmediato a la base local de información y el envío de información periódica pueden permitir a la base local verificar la verosimilitud de la información inmediatamente enviada, lo cual puede constituir una indicación relativa a la fiabilidad de esta información.

5 En una variante, el microcontrolador 15 puede estar dispuesto para cortar la alimentación actuando sobre el interruptor 19 desde el envío inmediato de información a la base local 30.

10 Un ejemplo de realización de la base local 30 se representa en la figura 9. La base local 30 recibe la información enviada por el terminal 1, en particular por el emisor 20. Comprende para ello un receptor 32, por ejemplo, un receptor VHF de frecuencia, por ejemplo, igual a 433 MHz o un receptor UHF, por ejemplo, de 2,4 GHz u 868 MHz. Asimismo comprende un microcontrolador 33 que gestiona la recepción de la información, un ordenador o sistema informático 35 y una conexión, por ejemplo, una conexión serie RS 232, que conecta el microcontrolador 33 al puerto serie del ordenador 35. Como variante, el microcontrolador 33 y el ordenador 35 podrían estar conectados por una conexión paralela o una conexión USB, por ejemplo.

15 La base local 30 está conectada por una red 37 que puede ser Internet o cualquier otra red por cable o incluso una red inalámbrica, con un servidor centralizado de televigilancia situado en el centro médico 40. Un médico 50 de guardia y/o un/una enfermero/a del centro médico 40 puede emitir un prediagnóstico basándose en la información que se le ha transmitido desde la base local 30 por la red 37 y en los datos personales del paciente almacenados en una base de datos del centro médico 40.

20 El ordenador 35 está dispuesto, en el ejemplo descrito, para tratar la información procedente de los sensores, fusionarla con ayuda de reglas de decisión y registrar esta información en un fichero diario y después en un fichero de archivo; se puede realizar, por ejemplo, una base de archivado de profundidad o número de días adaptado al uso del sistema, por ejemplo, treinta días. El ordenador 35 comprende, en el ejemplo descrito, una pantalla que permite visualizar los datos tratados de este modo. El PC 35 también está dispuesto para añadir dos valores de pulso calculados en treinta segundos, por ejemplo el valor de orden n de pulso, transmitido por el microcontrolador 15 del terminal multisensor 1 al valor de orden n-1 de pulso con el fin de proporcionar un valor en número de latidos por minuto. Dado el caso, la base local 30 puede emitir una alarma de caída, o incluso una alarma correspondiente a la acción del paciente sobre el botón de llamada de emergencia 17.

Las alarmas se pueden transmitir a personas seleccionadas por el paciente como un pariente, un amigo o un vecino.

35 En respuesta a una retirada del sensor 5 por el paciente, la base local 30 puede estar dispuesta para sustituir el valor de pulso por un valor de alarma, y para provocar la visualización en la pantalla del ordenador 35 y la transmisión al centro médico 40 de un mensaje de aviso, por ejemplo, "pinza quitada". Este valor de alarma se puede elegir con objeto de no poder interpretarse como un valor plausible de latido. Siendo la frecuencia de pulso máxima admitida para la población objetivo de 100 latidos por intervalo de treinta segundos, el valor elegido será, por ejemplo, superior a 110.

40 El terminal multisensor 1 puede estar dispuesto para detectar si la pinza del sensor 5 se ha desconectado de la caja 2 por el paciente o si el cable de alimentación de los LED está cortado en el interior de la caja 2, o incluso en el cable 3 del sensor de pulso, o incluso si la clavija del cable 3 está incorrectamente insertada en una toma de la caja correspondiente, para sustituir el valor del pulso por un valor de alarma, elegido por ejemplo como antes, y para provocar la visualización en la pantalla del ordenador 35 y la transmisión al centro médico 40 de un mensaje de aviso, por ejemplo, "pinza desconectada".

45 El dispositivo puede permitir, por ejemplo, informar al centro médico 40 acerca del estado de utilización de la caja y de averías eventuales del terminal multisensor para evitar, dado el caso, el desplazamiento inútil y perjudicial de un vehículo sanitario.

50 El servidor centralizado de televigilancia situado en el centro médico 40 puede estar dispuesto para programar la base local 30 o el terminal multisensor 1. El programa del servidor centralizado puede, como ya se ha mencionado, permitir determinar si se lleva la pinza de sensor de pulso 5 o no, si la pinza del sensor de pulso 5 está desconectada del terminal multisensor, si el estado de carga de la batería o de las pilas de la alimentación de la caja es suficiente o no, o incluso si el terminal multisensor se ha detenido de manera voluntaria.

55 El programa del servidor centralizado también puede estar dispuesto para controlar el funcionamiento de la base local 30 a partir del ordenador 35 mediante el reenvío de un mensaje específico para probar, por ejemplo, el funcionamiento normal del microcontrolador 33 mediante envío a este microcontrolador 33 de una orden de reinicialización (*reset* del microcontrolador) que activa en retorno el envío hacia el ordenador 35 de un mensaje específico.

60 A continuación se va a describir el dispositivo de eliminación de ruido anteriormente mencionado, puesto en práctica en el circuito electrónico de preacondicionamiento 13 y el microcontrolador 14 para tratar la información procedente

del sensor 5.

5 Este sensor 5 comprende, en el ejemplo descrito, tres LED que emiten un haz infrarrojo a través del lóbulo de la oreja de un usuario y que constituyen una única fuente luminosa. Con el fin de limitar el consumo de los LED, éstos se alimentan, por ejemplo, por medio del microcontrolador 14 o de un microcontrolador alojado en el sensor 5 que suministra una corriente rectangular de baja relación cíclica, preferentemente inferior a 1/10, por ejemplo, comprendida entre 1/40 y 1/10, por ejemplo, igual a 1/20.

10 El haz infrarrojo ilumina un componente sensible a la luz, en el ejemplo descrito un fototransistor 130. La alimentación de los LED es, por ejemplo, tal que el tiempo de encendido de estos últimos sea de 500 µs.

15 Evidentemente, la invención no se limita al empleo como componente sensible a la luz de un fototransistor. En otro ejemplo de realización de la invención, el componente sensible a la luz es un fotodiodo y la alimentación de los LED es tal que el tiempo de encendido de estos últimos es de 50 µs.

20 La frecuencia de alimentación de los LED se puede elegir para satisfacer las limitaciones de autonomía del terminal multisensor 1 y de eliminación de frecuencias modulando las fuentes de luz artificial que resultan generalmente de la frecuencia de la red de distribución, es decir 50 Hz y sus armónicos, por ejemplo. Ventajosamente, la frecuencia de alimentación de los LED puede ser igual a 200 Hz.

La señal procedente del sensor 5 entra a continuación en el circuito de acondicionamiento 13, que está dispuesto para eliminar los artefactos lentos presentes en la señal del pulso captada por el sensor 5. El circuito de acondicionamiento 13 se representa parcialmente en las figuras 4 y 5.

25 Este circuito de acondicionamiento comprende, en el ejemplo descrito, una cadena de filtrado 131 que comprende una fase 132 de sustracción de los ruidos aditivos, una fase 133 de filtrado de las frecuencias múltiples de la fundamental de la alimentación eléctrica, un filtro paso alto, una ganancia variable y un filtro paso bajo.

30 El circuito de acondicionamiento 13 comprende también una fase 136 denominada "circuito flotante" constituida por un comparador de tensión con histéresis.

La señal captada por el fototransistor 130 y correspondiente a la iluminación del lóbulo del paciente entra en el circuito 13 por medio de la fase 132 de sustracción de los ruidos aditivos.

35 Esta fase 132 está dispuesta para sustraer las componentes del ruido con variaciones lentas, por ejemplo, causadas por un cambio de posición de la cabeza del paciente con respecto a una fuente principal de luz ambiente. Dichos ruidos parásitos constituyen generalmente un obstáculo para la utilización de terminales multisensores de forma ambulatoria, al generarse por el menor movimiento.

40 La señal procedente del fototransistor 130 entra por la entrada - de un amplificador operacional (A.O.) 135. La entrada + del A.O. 135 se alimenta por un puente divisor de tensión que comprende dos resistencias 152 y 153 y cuya tensión de alimentación es, por ejemplo, de 5 V. Eligiendo resistencias 152 y 153 del mismo valor y alimentando el sistema mediante una tensión de 5 V, la entrada + del A.O. tiene como potencial 2,5 V y la tensión de salida del A.O. varía entre 2,5 y 5 V. Con el fin de obtener una variación de la tensión de salida del A.O. 135 comprendida entre 0 y 5 V, se monta una resistencia 155 en serie entre la alimentación (por ejemplo, 5 V) y la entrada - del A.O. 135. La señal a la salida del A.O. 135 entra a continuación en un conjunto que comprende un condensador 137 y un interruptor electrónico 138, por ejemplo, un transistor de efecto de campo o un interruptor analógico, por ejemplo comercializado por la empresa MAXIM®.

50 Cuando el fototransistor 130 se ilumina, el interruptor 138 se abre. La tensión medida en los bornes de la capacidad 137 corresponde en este caso a la iluminación procedente de los LED infrarrojos y que ha atravesado, por ejemplo, el lóbulo de la oreja a la que se añaden los ruidos (variaciones lentas de la luz ambiente...) independientes de la iluminación procedente de los LED.

55 Cuando los LED infrarrojos del sensor 5 se apagan, el interruptor 138 se cierra. La tensión medida en los bornes del condensador corresponde en este caso a los ruidos independientes de la iluminación por los LED.

60 El ciclo encendido-apagado de los LED permite sustraer la parte aditiva de las variaciones lentas de la iluminación al nivel del fototransistor, debidas al movimiento de la cabeza del paciente así como a las modificaciones diversas de la iluminación de su entorno próximo, teniendo el condensador 137 en sus bornes una tensión representativa de esta parte aditiva cuando el fototransistor 130 no está iluminado por los LED.

La fase 133 permite eliminar del espectro de frecuencia los múltiplos de la fundamental de la alimentación eléctrica.

65 La iluminación ambiente se alimenta generalmente a 50 Hz, lo cual corresponde a una señal parásita que comprende una fundamental a 100 Hz así como varios armónicos, en particular de frecuencias múltiplos de 100 Hz.

ES 2 401 394 T3

En el caso en que la frecuencia de la alimentación eléctrica es de 60 Hz, la señal parásita comprende una fundamental de 120 Hz y armónicos de múltiplos de 120 Hz.

5 La fase 133 está dispuesta para efectuar un filtrado de tiempo discreto de la señal procedente de la fase 132, sin que haya digitalización de esta señal. La complejidad del dispositivo se reduce de este modo.

10 Esta fase 133 comprende dos vías de adquisición. Cada vía comprende un muestreador-bloqueador 140 o 141 montado en serie con un montaje denominado seguidor constituido por un A.O. 143 o 144. El hecho de que la fase 133 sólo comprenda una vía de adquisición y un muestreador-bloqueador no se sale del marco de la presente invención.

Las salidas de estos A.O. 143 y 144 se conectan respectivamente a las resistencias 157 y 158.

15 En el ejemplo descrito, estas dos resistencias 157 y 158 son del mismo valor con una tolerancia, por ejemplo, igual al 0,1%.

Una suma de las señales procedentes de cada muestreador-bloqueador 140 y 141 se efectúa a la salida de la fase 133.

20 Los muestreadores-bloqueadores 140 y 141 se controlan alternativamente, con objeto de que la señal transite por una vía o por la otra, sin posibilidad de recuperación.

25 Durante las fases de apagado de los LED, el fototransistor 130 no se ilumina. Los muestreadores-bloqueadores 140 y 141, que son, en el ejemplo descrito, bloqueadores de orden cero, permiten, cuando los LED están apagados, el mantenimiento de la señal registrada durante la iluminación del fototransistor por los LED.

El control por alternancia de los muestreadores-bloqueadores 140 y 141 permite que la medición de orden n sólo se adquiera por una vía, habiéndose adquirido la de orden (n-1) por la otra.

30 La fase 133 efectúa dos operaciones de filtrado en cascada.

La primera operación es un filtrado de tiempo muestreado de ecuación de recurrencia

$$\frac{x(n) + x(n-1)}{2}$$

35 cuya respuesta en frecuencia, del tipo filtro en peine, es

$$\cos\left(\frac{\omega T}{2}\right)$$

40 donde ω es la pulsación de la señal y T el periodo de muestreo. Esta respuesta se anula en los semimúltiplos impares de la frecuencia de muestreo.

45 La segunda operación es un filtrado de tiempo continuo realizado mediante la función "bloqueador de orden cero" cuya respuesta en frecuencia es

$$\text{sinc}(\pi f T).$$

50 Esta respuesta constituye un filtrado paso bajo cuya respuesta en frecuencia se anula en los múltiplos de la frecuencia de muestreo.

55 La puesta en cascada de estas dos operaciones de filtrado puede permitir obtener un filtrado desprovisto de distorsión de tiempo de propagación de grupo o incluso de propagación de grupo constante, lo cual puede permitir retransmitir de la mejor manera posible la forma de la señal útil antes de su conformación por la fase de circuito flotante 136.

La fase 133 está dispuesta en el ejemplo considerado para permitir la eliminación del espectro de frecuencia de los múltiplos de 100 Hz. La frecuencia de muestreo se elige igual a 200 Hz, lo cual permite un control alterno a 100 Hz de los muestreadores-bloqueadores 140 y 141.

60 En el caso en que la frecuencia de la alimentación eléctrica es de 60 Hz, la frecuencia de muestreo se elige igual a

240 Hz.

La señal a la salida de la fase 133 está desprovista de ruidos cuya frecuencia es un múltiplo de la fundamental (100 o 120 Hz) de la iluminación eléctrica alimentada por la red de distribución.

5 El circuito de acondicionamiento 13 comprende además, en el ejemplo descrito, un filtro paso alto de frecuencia de corte de 0,5 Hz, un amplificador de ganancia variable y un filtro paso bajo de frecuencia de corte 10 Hz. La señal procedente de estos filtros es una señal alisada en una ventana espectral que se extiende, por ejemplo, entre 0,5 Hz y 20 Hz, o incluso entre 0,5 Hz y 10 Hz. La reducción de la ventana espectral que contiene la señal puede permitir, por ejemplo, aumentar el valor de la relación señal/ruido en la medida en que las transiciones rápidas de la señal (frentes sistólicos) se retransmiten correctamente mediante este filtrado de paso de banda con objeto de no perturbar el funcionamiento de la fase de "circuito flotante" 136. Por "correctamente retransmitidas", se entiende con una pequeña distorsión de amplitud y de tiempo de propagación de grupo.

15 La señal procedente de la fase 133 comprende los frentes rápidos procedentes del sensor 5 pero los ruidos de alta frecuencia se han suprimido.

Con el fin de obtener en la salida del circuito de acondicionamiento 13 una señal rectangular, la señal entra en la fase 136 denominada "circuito flotante" representada en la figura 5.

20 Esta fase 136 comprende un comparador 150 de tensión con histéresis que compara la señal procedente de la cadena de filtrado con una señal a la salida de un filtro 151. Este filtro 151 es de tipo RC paso bajo utilizado como elemento de retardo aproximadamente constante y presenta en su salida 159 una versión ligeramente retardada de la señal de entrada.

25 La señal procedente de este comparador 136 es una señal lógica que presenta un frente descendente en cada latido de pulso aunque también en presencia de artefactos de movimientos rápidos de amplitud que supera el umbral del comparador 136, como, por ejemplo, un choque en el sensor o un movimiento rápido de la cabeza.

30 Se ha representado en la figura 6 otro ejemplo de fase 132 de sustracción de los ruidos aditivos. En este ejemplo, la fase 132 difiere de la descrita en referencia a la figura 4 por la sustitución de la resistencia 155 por un transistor MOSFET de canal P 157. La fuente de este transistor 157 se alimenta mediante la tensión de alimentación que, en el ejemplo descrito, es de 5 V. El drenador del transistor está conectado a la entrada - del A.O. 135. Un condensador 138, de capacidad, por ejemplo, comprendida entre 2 nF y 10 nF, está conectado entre la rejilla y la fuente del transistor 157. El condensador 138 está dispuesto, en el ejemplo descrito, para memorizar la tensión de control correspondiente al suministro de una corriente sustancialmente igual aunque opuesta a la fotocorriente debida a la iluminación ambiente, lo cual puede permitir aumentar la dinámica de rechazo de los ruidos aditivos de luz ambiente del circuito de acondicionamiento 13.

40 La rejilla del transistor 157 está, en el ejemplo descrito, conectada al colector de un transistor bipolar 159 NPN cuya base está conectada por una resistencia 160, por ejemplo una resistencia comprendida entre 5 Ω y 10 k Ω a la salida del A.O. 135. El emisor del transistor bipolar 159 está conectado, por ejemplo, a la masa. La fase 132 puede comprender además un interruptor electrónico no representado, por ejemplo un transistor de efecto de campo, para interrumpir el circuito de control del transistor 157 cuando el o los LED del sensor 5 están encendidos, memorizando el condensador 159 entonces la tensión correspondiente a la fotocorriente de luz ambiente que hay que compensar.

Otro interruptor analógico, por ejemplo, otro transistor MOS de canal P que deriva el condensador 159 puede permitir su descarga justo después del apagado de los LED infrarrojos antes de su recarga durante la duración de apagado de estos LED a la tensión correspondiente a la compensación de la fotocorriente de luz ambiente.

50 El microcontrolador 15 ejecuta un algoritmo dispuesto para eliminar los artefactos rápidos contenidos en la señal procedente del circuito electrónico de acondicionamiento 13.

55 El principio de base de este algoritmo es la eliminación de los frentes descendentes supernumerarios debidos a los artefactos de movimientos rápidos presentes en la señal lógica procedente de la fase de circuito flotante 136, mediante medición del intervalo entre latidos y adaptación del umbral de discriminación latido/artefacto.

A continuación se va a describir más en detalle un ejemplo de algoritmo de eliminación de ruido de los artefactos rápidos ejecutado por el microcontrolador 15, estando dispuesto este algoritmo para contabilizar el número de latidos emitidos por cada intervalo de treinta segundos.

60 El procedimiento de eliminación de ruido representado en la figura 7 permite mejorar la heurística que se basa en la medición del intervalo entre latidos gracias a una supresión a tanto alzado del efecto de borde, es decir, la sustracción de un número de latidos independientes de la duración de la zona afectada por ruido, en los extremos de las zonas que experimentan una perturbación ininterrumpida por artefactos rápidos detectados por el algoritmo, con objeto de centrar el error residual.

ES 2 401 394 T3

Esta figura 7 representa un ejemplo del subprograma de interrupción ejecutado por el microcontrolador 15. Este subprograma se solicita periódicamente, por ejemplo, cada quince segundos, por el microcontrolador 14 que gestiona los datos procedentes de los sensores de actimetría 8, 9 y 11.

5 Durante una primera etapa 100, se transmiten datos por una conexión, por ejemplo una conexión serie, procedentes del microcontrolador 14 al microcontrolador 15 cada quince segundos.

10 Durante una etapa 110, el microcontrolador 15 evalúa si se ha emitido una señal de llamada de emergencia procedente del botón 17 de llamada. Si es así, el microcontrolador ejecuta directamente una etapa 170 correspondiente a la puesta en "1" de la bandera que activa el envío por radiofrecuencia de datos por el emisor 20 a la base local 30.

15 Cuando no se ha emitido ninguna llamada de emergencia, el microcontrolador incrementa, durante una etapa 120, el contador de latidos o el valor del tiempo afectado por ruido actual.

20 Tras esta etapa de incremento, durante una etapa 130, se efectúa una sustracción global de, por ejemplo, un semilatio por zona afectada por ruido, correspondiendo una zona afectada por ruido de manera ininterrumpida a una perturbación. Esta sustracción permite tener en cuenta el efecto de borde y centrar el error de medición residual. Durante esta etapa, el valor de pulso se corrige una primera vez según la ecuación:

$$\text{pulso (n)} = \text{pulso (n)} - \frac{\text{número de zonas de ruido}}{2}$$

25 Durante una etapa 140, el microcontrolador 15 efectúa una adición, *pro rata temporis* del tiempo afectado por ruido, de un número de latidos correspondiente al pulso corregido en el instante precedente y disponible a la salida del algoritmo. Esta etapa puede permitir completar la duración acumulada de las zonas afectadas por ruido durante el periodo actual de recuento, por ejemplo de quince segundos, según la relación siguiente:

$$\text{pulso (n)} = \text{pulso (n)} + \text{tiempo afectado por ruido} \times \text{pulso (n - 1)}$$

30 Durante la etapa 150, se corrige de nuevo el pulso. Durante esta etapa 150, se consideran los dos últimos intervalos (n) y (n-1). Entonces se pueden presentar varios casos:

35 - si los dos últimos intervalos de quince segundos presentan cada uno una tasa temporal de afectación por ruido superior al 17%, el algoritmo provoca el envío de una alarma de fallo de eliminación de ruido y procede a una reducción del umbral temporal de discriminación latido/artefacto, no pudiendo el nuevo umbral ser inferior al umbral inicialmente fijado en 0,3 segundos. Se habla en este caso de fallo de la eliminación de ruido.

40 - si sólo uno de los dos últimos intervalos de quince segundos presenta una tasa temporal de afectación por ruido superior al 17%, es decir, si

$$\text{tiempo afectado por ruido (n)} > 17 \% \times 15\text{s} \quad \text{o} \quad \text{tiempo afectado por ruido (n-1)} > 17 \% \times 15\text{s}$$

45 entonces el pulso en 30 segundos se calcula en el intervalo de quince segundos que ya no presenta más del 17% de tiempo afectado por ruido,

50 - si la tasa temporal de afectación por ruido durante los últimos treinta segundos es inferior al 17%, y superior al 5%, el algoritmo calcula una media de los dos últimos intervalos de quince segundos, ponderada por las duraciones afectadas por ruido de cada intervalo según la relación siguiente:

$$\text{pulso /30s} = \text{pulso (n)} + \text{pulso (n-1)} + [\text{pulso (n-1)} - \text{pulso (n)}] \times \frac{\text{tiempo afec. ruido (n)} - \text{tiempo afec. ruido (n-1)}}{\text{tiempo afec. ruido (n)} + \text{tiempo afec. ruido (n-1)}}$$

55 - si la tasa temporal de afectación por ruido durante los treinta últimos segundos es inferior al 5%, el algoritmo calcula el pulso en estos treinta segundos según la relación siguiente:

$$\text{pulso /30s} = \text{pulso (n)} + \text{pulso (n - 1)}$$

La etapa 160 corresponde a una reducción del umbral de discriminación latido/artefacto.

Entonces se pueden presentar dos casos:

- 5
- en caso de fallo de la eliminación de ruido en la etapa 150, es decir, cuando los dos últimos intervalos de quince segundos presentan, cada uno, una tasa temporal de afectación por ruido superior al 17%, el nuevo umbral de discriminación se elige igual a una fracción, por ejemplo a tres cuartos, del umbral de discriminación precedente,
- 10
- en los demás casos, se utiliza un estimador recursivo del umbral de discriminación. Este estimador recursivo permite una mejora sensible de la supresión de los frentes de artefactos rápidos adaptando el umbral de discriminación latido/artefacto inicial de 0,3 segundos al pulso medio del paciente.

15 Un índice de convergencia de este estimador permite a continuación borrar la supresión heurística del efecto de borde efectuada en la etapa 130 que ya no tiene sentido si el estimador converge, es decir, si el pulso del paciente no se aleja sustancialmente de su pulso medio.

20 La figura 8 representa un ejemplo de procedimiento de estimación recursiva del umbral de discriminación latido/artefacto. Este procedimiento tiene como entrada la inversa del pulso en los treinta últimos segundos multiplicada por un factor de 0,6 para garantizar la detección de cualquier artefacto colocado entre dos latidos reales consecutivos al tiempo que se dispone una posibilidad de aumento de la frecuencia cardíaca del paciente hasta por ejemplo 1,67 veces el pulso medio actual. El valor resultante se multiplica a continuación por una constante α muy inferior a 1. Este nuevo valor se añade a continuación al umbral de discriminación precedente retardado por el periodo de muestreo y multiplicado por $(1 - \alpha)$. α está comprendido, por ejemplo, entre 1/100 y 1/2. En el ejemplo descrito, α es igual a 1/30, lo cual confiere una duración de convergencia del estimador recursivo comprendida entre 30 min y 45 min.

30 Si el umbral de discriminación latidos/artefacto elaborado por el estimador recursivo representado en la figura 8 es superior o igual a la mitad del interlatido medio calculado en los treinta últimos segundos, la supresión global del efecto de borde efectuada en la etapa 130 ya no tiene sentido, al detectarse o bien como artefacto cualquier latido resultante de un artefacto que se inserta entre dos latidos reales consecutivos por el algoritmo sin incrementar el contador de latidos reales en la etapa 120, o bien al detectarse como latido real, lo cual conlleva la interpretación errónea del latido real siguiente como artefacto por el algoritmo, teniendo estos dos casos la misma incidencia en la acumulación de los latidos reales durante un intervalo de quince segundos.

35 Tras este procedimiento de estimación recursiva del umbral de discriminación latido/artefacto, el microcontrolador 15 ejecuta la etapa 170 que activa el envío por radiofrecuencia por el emisor 20 de información a la base local 30, como, por ejemplo, el número de latidos durante los treinta últimos segundos.

40 La etapa 180 constituye un retorno de interrupción.

45 El microcontrolador 33 que gestiona el receptor de la base local 30 puede controlar mediante diversas pruebas la integridad de la señal recibida con el fin de impedir que unas señales de radio no destinadas a la base doméstica puedan ser interpretadas por ésta como información procedente del terminal multisensor 1.

La invención no se limita a los ejemplos de realización que se acaban de describir.

50 El terminal multisensor se puede, por ejemplo, acoplar a un dispositivo domótico de vigilancia del paciente, como por ejemplo sensores de infrarrojos distribuidos en diferentes lugares de las estancias del domicilio del paciente y que permite la localización del paciente en su domicilio, o, por ejemplo, incluso acoplarse a un suelo actimétrico que localiza al paciente en su domicilio.

55 Como variante, el dispositivo domótico de vigilancia del paciente al que se puede acoplar el terminal multisensor puede comprender una red de receptores/emisores según la norma Zigbee que permite localizar al paciente protegiendo las conexiones entre su caja multisensor y la base local, comunicándose los emisores/receptores, por ejemplo, con la base local mediante corrientes portadoras.

60 La expresión "que comprende un" se debe entender como sinónima de "que comprende por lo menos un".

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo (1) de medición del pulso que comprende:
- 5 - un sensor de pulso (5) de tipo fotopleletismográfico, preferentemente llevado en la oreja, que comprende por lo menos una fuente luminosa, en particular una fuente de luz infrarroja, y un componente (130) sensible a la luz emitida por la fuente, en particular un único componente, y
 - 10 - un sistema de eliminación de ruido, comprendiendo el sistema de eliminación de ruido:
 - 15 - un circuito electrónico de preacondicionamiento (13) dispuesto para eliminar los artefactos lentos de una señal representativa del pulso adquirida por el componente sensible a la luz, comprendiendo el circuito electrónico de preacondicionamiento (13) una cadena de filtrado (131) de la señal captada, comprendiendo la cadena de filtrado (131) una fase (133) de filtrado en peine configurada para eliminar las frecuencias múltiples de la fundamental de la iluminación eléctrica alimentada por la red de distribución y,
 - 20 - por lo menos un microcontrolador dispuesto para tratar la señal suministrada por el circuito electrónico de preacondicionamiento y eliminar los artefactos rápidos.
2. Dispositivo según la reivindicación 1, estando la fuente luminosa alimentada por una corriente discontinua de relación cíclica inferior a 1/10, en particular comprendida entre 1/40 y 1/10.
3. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, comprendiendo la cadena de filtrado (131) una fase (132) de sustracción de los ruidos aditivos.
4. Dispositivo según la reivindicación 3, comprendiendo la fase (133) de filtrado dos muestreadores-bloqueadores (140, 141) controlados alternativamente.
5. Dispositivo según una de las reivindicaciones 3 y 4, comprendiendo la cadena de filtrado (131) un filtro que corta las frecuencias en el exterior de una ventana espectral comprendida entre 0,5 Hz y 20 Hz, en particular entre 0,5 Hz y 10 Hz.
6. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 5, comprendiendo el circuito electrónico de preacondicionamiento (13) un comparador de tensión (136) con histéresis que compara una señal procedente de la cadena de filtrado y una versión retardada de esta misma señal.
7. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, estando el circuito electrónico de preacondicionamiento (13) desprovisto de convertidor analógico-digital.
8. Sistema de vigilancia móvil de un paciente, que comprende:
- 45 - un terminal multisensor (1) que comprende una caja (2) que debe llevar el paciente, incluyendo el terminal el dispositivo de medición del pulso según cualquiera de las reivindicaciones anteriores y,
 - 50 - una base local de tratamiento (30) para recibir y tratar información enviada, en particular según un periodo predefinido, por el terminal multisensor (1).
9. Sistema según la reivindicación 8, comprendiendo el terminal multisensor unos medios de fijación a un cinturón.
10. Sistema según una de las reivindicaciones 8 y 9, comprendiendo el terminal multisensor (1) por lo menos un sensor de actimetría seleccionado de entre: un sensor de movimiento isótropo (11), un sensor de inclinación (8) y un sensor de impacto de caída (9).
11. Sistema según la reivindicación 10, comprendiendo el terminal multisensor el sensor de impacto de caída (9), que comprende cuatro ramas, comprendiendo cada rama en serie un sensor de inclinación y un sensor de aceleración.
12. Procedimiento para medir el pulso de una persona por medio de un dispositivo que comprende un sensor de pulso (5) que comprende por lo menos una fuente luminosa y un componente (130) sensible a la luz emitida por la fuente, en particular un único componente, y un sistema de eliminación de ruido,
- comprendiendo el sistema de eliminación de ruido utilizado:
- 65 - un circuito electrónico de preacondicionamiento (13) dispuesto para eliminar los artefactos lentos de una señal representativa del pulso adquirida por el componente (130) sensible a la luz, comprendiendo el circuito

electrónico de acondicionamiento (13) una cadena de filtrado (131) de la señal captada, comprendiendo la cadena de filtrado (131) una fase (133) de filtrado en peine de frecuencias múltiplos de la fundamental de la iluminación eléctrica, alimentada por la red de distribución, y

- 5
- por lo menos un microcontrolador dispuesto para tratar la señal suministrada por el circuito electrónico de acondicionamiento y eliminar los artefactos rápidos.

13. Procedimiento según la reivindicación anterior, que comprende una etapa de pretratamiento por el circuito electrónico de acondicionamiento (13) durante la cual,

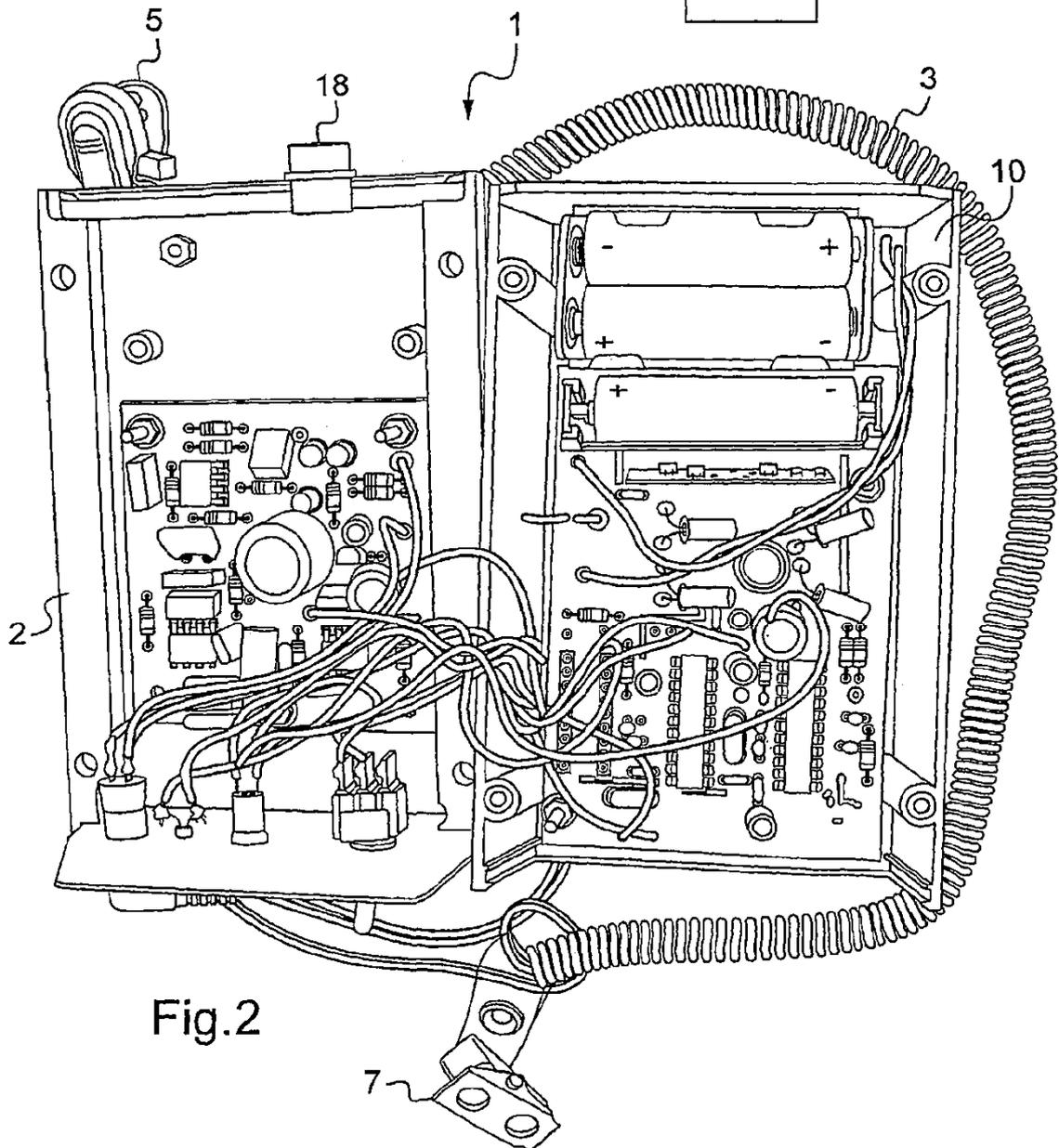
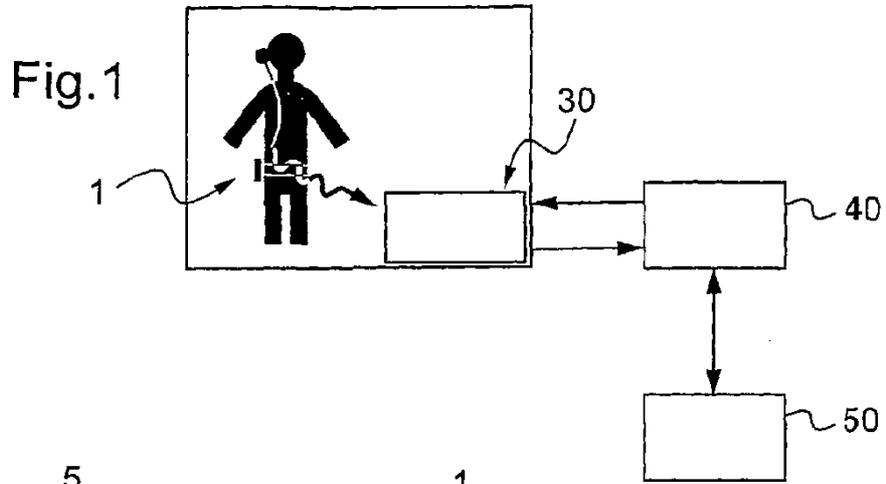
- 10
- la señal procedente del sensor de pulso entra en una fase de sustracción de las componentes aditivas del ruido con variaciones lentas contenidas en la señal,
 - la señal se trata mediante una fase de filtrado paso bajo con tiempo de propagación de grupo constante y con supresión de las frecuencias múltiplos de la fundamental de la alimentación eléctrica, y
 - la señal se pone en forma lógica por medio de una fase de comparador.
- 15

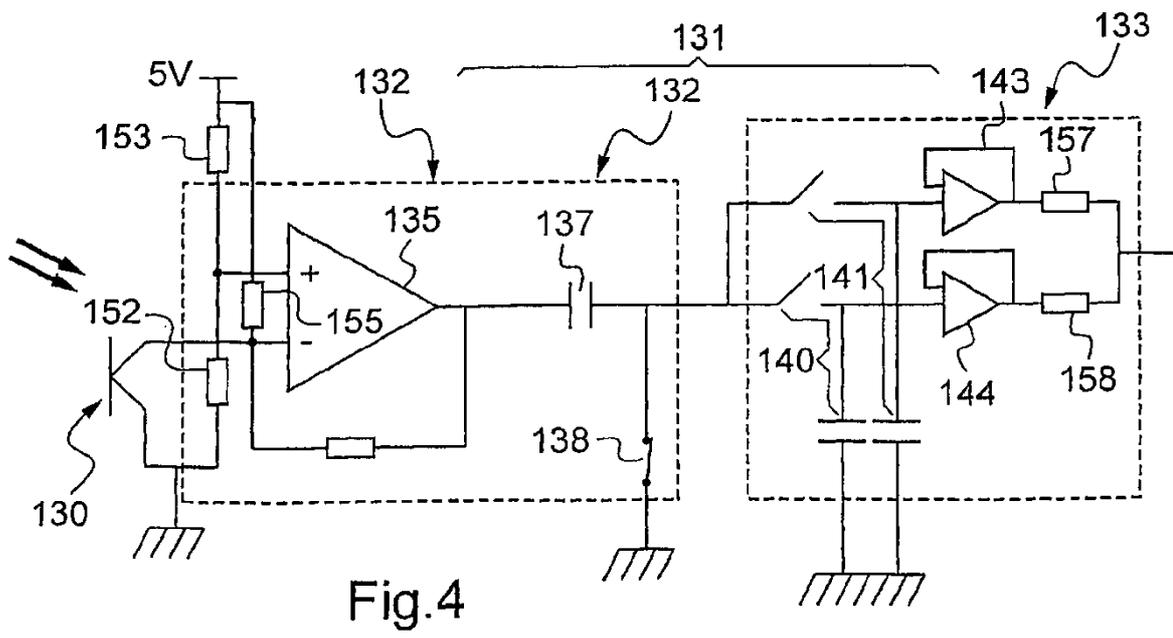
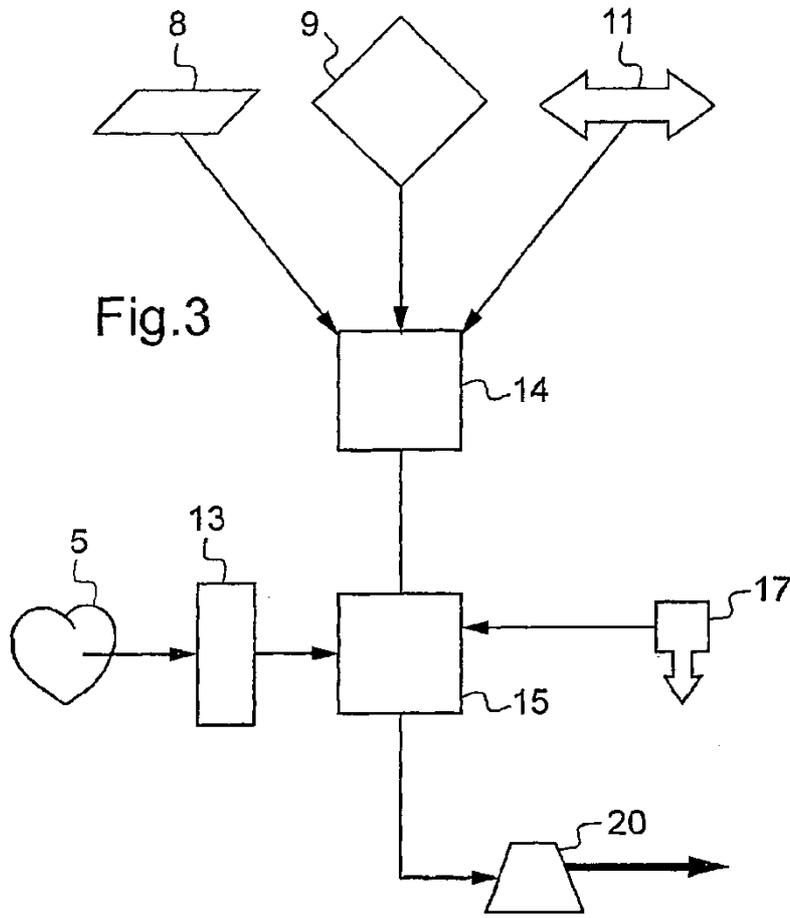
14. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 12 y 13, que comprende una etapa de postratamiento algorítmico mediante el microcontrolador (15) durante la cual:

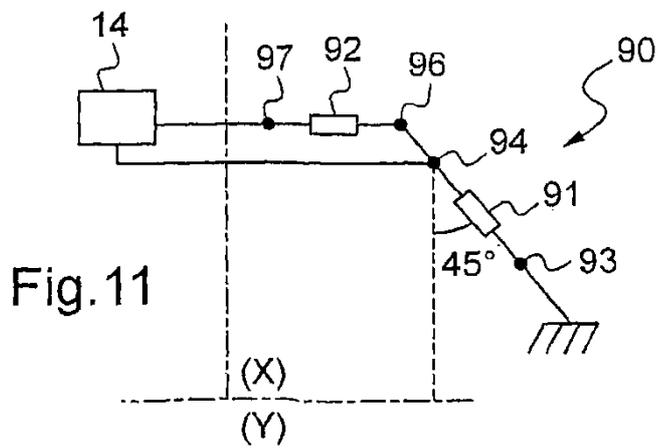
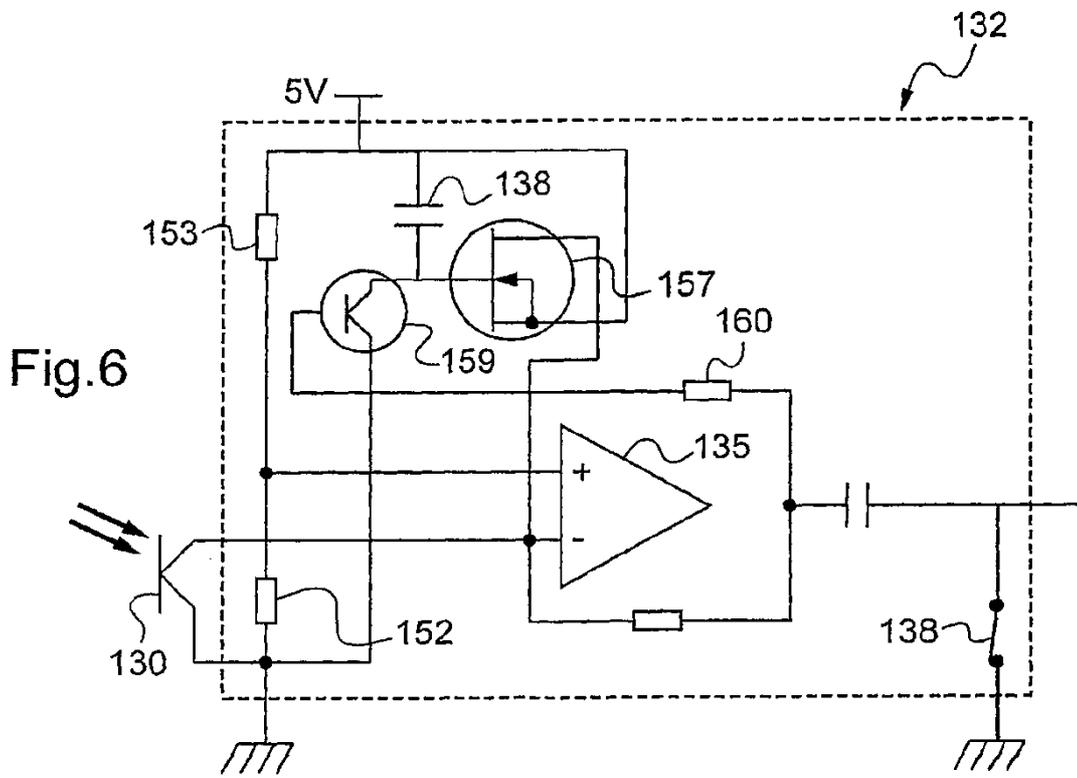
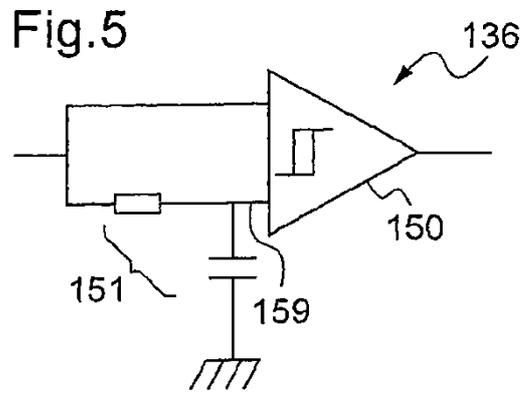
- 20
- se efectúa una supresión del efecto de borde sustrayendo del número de latidos medidos por intervalo de tiempo un número predefinido de latidos por zona afectada por ruido, en particular un semilatido por zona afectada por ruido,
 - se añade al valor obtenido el número de latidos corregidos durante el intervalo de tiempo precedente *pro rata temporis* del tiempo afectado por ruido,
 - se compara la tasa temporal de afectación por ruido con un valor de referencia, y
 - se adapta el umbral de discriminación latido/artefacto.
- 25
- 30

15. Procedimiento según la reivindicación 14, que comprende una etapa de estimación recursiva del umbral de discriminación latido/artefacto.

35







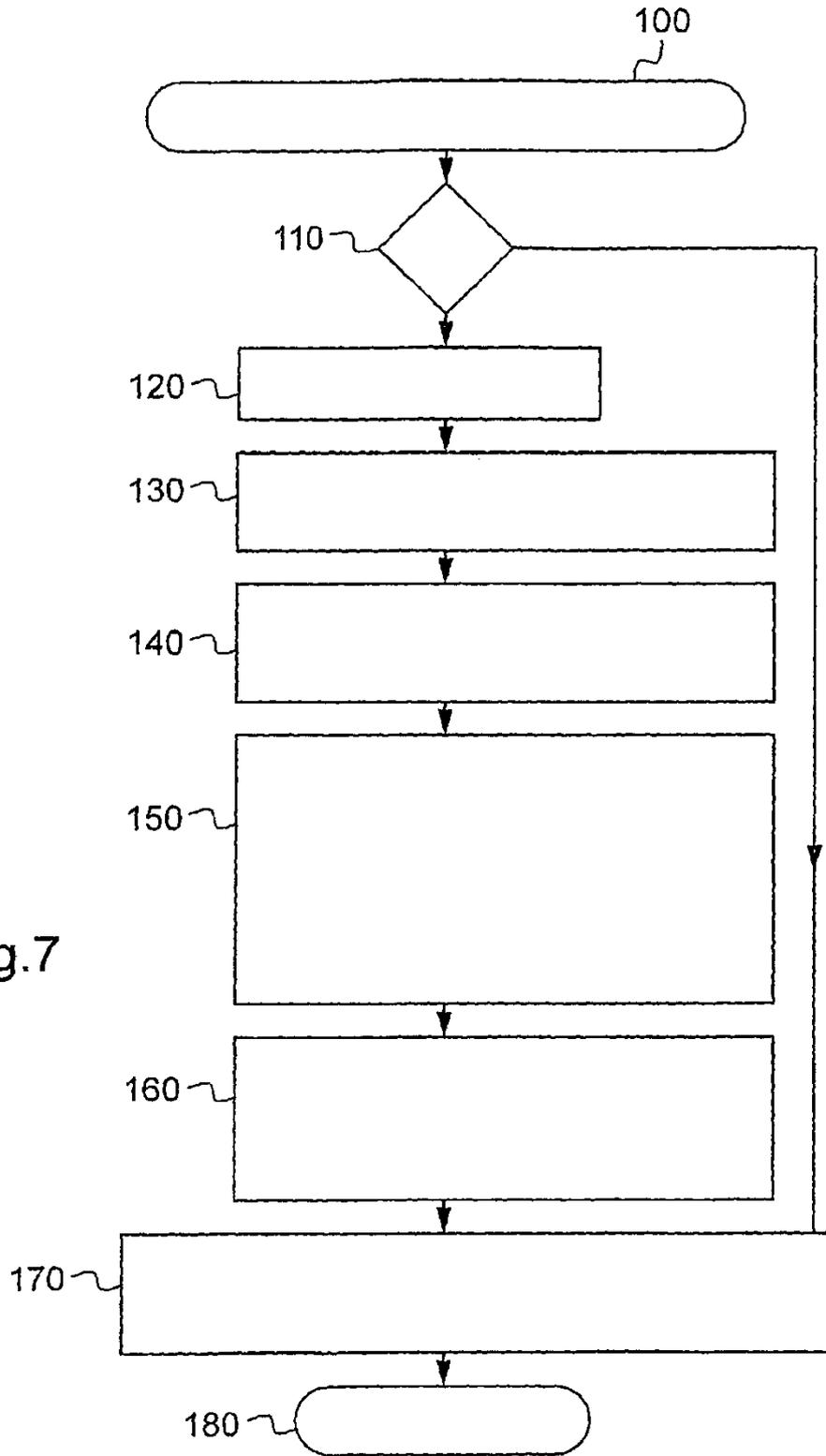


Fig.7

Fig.8

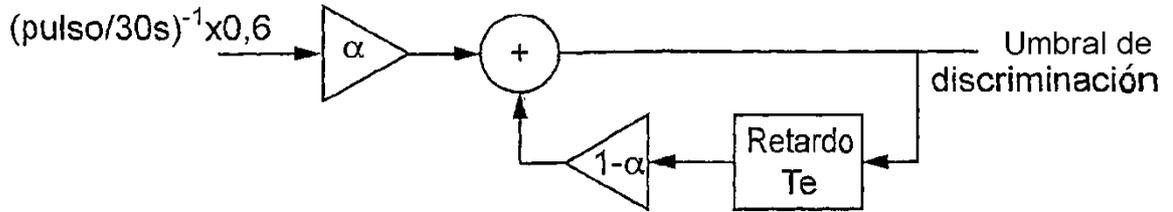


Fig.9

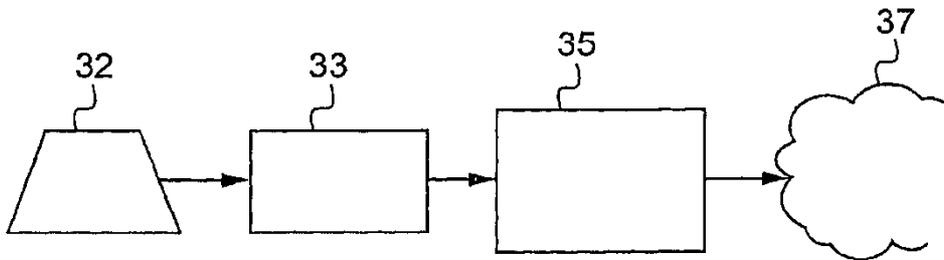


Fig.10

