

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 948 259**

51 Int. Cl.:

A61B 5/11 (2006.01)

A61B 5/107 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.01.2018 PCT/JP2018/001740**

87 Fecha y número de publicación internacional: **02.08.2018 WO18139398**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.01.2018 E 18744637 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.05.2023 EP 3574829**

54 Título: **Dispositivo y método de análisis del estado de actividad**

30 Prioridad:

30.01.2017 JP 2017013964

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

07.09.2023

73 Titular/es:

NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORPORATION (100.0%)

**5-1 Otemachi 1-chome
Chiyoda-ku, Tokyo 100-8116, JP**

72 Inventor/es:

OGASAWARA, TAKAYUKI;

TSUKADA, SHINGO;

OSHIMA, SHOICHI;

MORIMURA, HIROKI;

NAKASHIMA, HIROSHI y

SATO, RIEKO

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 948 259 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 y método de análisis del estado de actividad

5 Campo técnico

La presente invención se refiere a un dispositivo y método de análisis del estado de actividad y, de manera más específica, a un dispositivo de análisis del estado de actividad y a un método para analizar el estado de actividad de una persona objeto de la medición en función de la información física medida por un sensor conectado a la persona objeto de medición.

Antecedentes de la técnica

En los últimos años, se han propuesto técnicas para detectar la información física de un usuario (persona objeto de la medición) desde un sensor conectado a la persona objeto de la medición. La literatura de no patente 1 propone, por ejemplo, como una de esas técnicas de medición de información física, una técnica para calcular la postura de una persona objeto de la medición a partir de los datos de aceleración medidos por un sensor de aceleración de tres ejes, configurado para detectar aceleraciones en tres direcciones a lo largo de los ejes X, Y y Z, visualizando la actividad física a partir de la postura y haciendo uso de ella para investigaciones sobre el estilo de vida (véase, por ejemplo, la página 67 de la literatura de no patente 1).

En la literatura de no patente 1, se estima, en función del valor promedio de las aceleraciones de tres ejes, si la postura de la persona objeto de la medición es una posición acostada o de pie. Así mismo, en la literatura de no patente 1, se calculan cuatro direcciones en la posición acostada (AcostadaIzquierda, AcostadaDerecha, AcostadaBocaArriba, AcostadaBocaAbajo), y el ángulo de inclinación del estado de la persona objeto de la medición se calcula en la posición de pie a partir del valor promedio de los ejes.

El documento US 2015/126822 A1 se refiere a métodos de determinación del estado de riesgo de insuficiencia cardíaca congestiva y a dispositivos relacionados y divulga un dispositivo y un método según el preámbulo de las reivindicaciones independientes.

El documento US 2012/274554 A1 se refiere a un dispositivo de detección de movimiento corporal y a un método de control de visualización relacionado.

El documento US 2016/100776 A1 se refiere a sistemas y métodos de detección de caídas y detección de riesgo de caídas.

El documento US 2014/313030 A1 se refiere a un aparato de monitorización de salida de la cama.

40 Literatura relacionada con la técnica

Literatura de patente

Literatura de patente 1: Solicitud japonesa abierta a inspección pública n.º 2016-182160

Literatura de no patente

Literatura de no patente 1: "hitoe transmitter SDK API manual" NTT DOCOMO, Inc., 14 de noviembre, 2016.

Literatura de no patente 2: Ken Koda, "Meanings and Importance of Active Bed Leaving and Exercise Load and Its Physiological Mechanism", Human Resources Development Study Group for Community Rehabilitation, 2013, <http://wakayama-med-reha.com/wp-content/uploads/2013/12/31bc2df5f92f959aaabc9d676a556abe.pdf>.

Literatura de no patente 3:

<https://ja.wikipedia.org/wiki/運動強度>

55 Divulgación de la invención

Problemas que resolver con la invención

En la técnica descrita anteriormente para determinar la postura usando el sensor de aceleración, si la persona objeto de la medición adopta una posición excepcional en el momento de la adquisición de datos, la determinación se realiza incorrectamente.

Por ejemplo, cuando la persona objeto de la medición en posición de pie se inclina hacia adelante solo durante unos segundos para volver a atarse los cordones de los zapatos, la posición se determina incorrectamente como acostada boca abajo (AcostadaBocaAbajo) mediante la técnica descrita con anterioridad. Este error de determinación puede

permitirse con un objetivo de aplicación, como la captura de movimiento, pero resulta considerablemente problemático en caso de que el estado de actividad de un cuerpo se mida con la atención puesta en el tiempo de continuación del estado, como en las investigaciones de estilos de vida.

5 Por ejemplo, en el campo de la rehabilitación, se ha señalado que se producen fácilmente efectos secundarios, tales como hipotensión, si se prolonga el estado acostado, y se señala la importancia de una posición sentada/de pie (literatura de no patente 2). Desde este punto de vista, la atención se centra en el período de continuación del estado de actividad de un paciente. En general, la escala temporal del período de continuación es de varias horas a varios días o varias semanas. En las investigaciones sobre el estilo de vida, la determinación antes descrita de acostado boca abajo, que se hace en el momento de reatarse los cordones, debe excluirse como excepción temporal, teniéndola en cuenta como una perturbación en la visualización de la continuidad, ya que puede dar lugar a malentendidos en vez de dar facilidades. Como se ha descrito anteriormente, la técnica convencional no se puede aplicar en el caso de medir un estado de actividad como un hábito.

15 La presente invención se ha realizado para resolver el problema descrito con anterioridad, y tiene como objeto medir de forma más correcta el estado de actividad de una persona objeto de la medición con la atención puesta en el estilo de vida.

Medios para solucionar el problema

20 Según la presente invención, se proporciona un dispositivo de análisis del estado de actividad que comprende una unidad de medición conectada a una persona objeto de la medición y configurada para medir una aceleración, una unidad de cálculo de la inclinación, configurada para obtener un ángulo de inclinación de una parte superior del cuerpo de la persona objeto de la medición en función de la aceleración medida por la unidad de medición, una unidad de determinación de la postura, configurada para determinar la postura de la persona objeto de la medición en función del ángulo de inclinación obtenido por la unidad de cálculo de la inclinación, una unidad de cálculo del movimiento corporal, configurada para obtener una magnitud del movimiento del cuerpo de la persona objeto de medición en función de la aceleración medida por la unidad de medición, una unidad de determinación del estado de actividad, configurada para determinar, en función de la postura determinada por la unidad de determinación de la postura y la magnitud del movimiento del cuerpo calculada por la unidad de cálculo del movimiento corporal, si un estado de actividad de la persona objeto de la medición es un primer estado o un segundo estado distinto del primer estado, una unidad de corrección del estado de actividad, configurada para que, si en una serie temporal del estado de actividad obtenida por la unidad de determinación del estado de actividad, el estado de actividad pasa de un estado del primer estado y del segundo estado al otro estado, y el otro estado continúa durante un tiempo predeterminado definido de antemano, se determine que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado y, si el otro estado no continúa durante el tiempo predeterminado, se determine que el estado de actividad no ha pasado de un estado al otro, y una unidad de corrección del tiempo, configurada para que, cuando la unidad de corrección del estado de actividad determine que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado, establezca un tiempo retrasado por el tiempo predeterminado desde un momento en el que la unidad de corrección del estado de actividad determina que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado como un tiempo de transición en el que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado.

45 En el dispositivo de análisis de estado de actividad descrito con anterioridad, la unidad de medición puede medir aceleraciones en tres direcciones a lo largo los ejes X, Y y Z que son ortogonales entre sí.

50 El dispositivo de análisis del estado de actividad descrito anteriormente puede comprender una unidad de cálculo del ritmo de marcha, configurada para obtener el ritmo de la marcha de la persona objeto de la medición en función de la aceleración medida por la unidad de medición, y una unidad de especificación del período de marcha, configurada para especificar, en función del ritmo de la marcha de la persona objeto de la medición obtenido por la unidad de cálculo del ritmo de marcha, el período del estado en marcha en el que la persona objeto de la medición camina durante un período del primer estado definido por el tiempo de transición, corregido por la unidad de corrección del tiempo.

55 El dispositivo de análisis del estado de actividad descrito anteriormente puede comprender además una unidad de ajuste de datos, configurada para submuestrear los datos obtenidos en serie temporal del estado de actividad, incluidos el primer estado y el segundo estado, al tiempo que asigna la prioridad a cada estado del primer estado y del segundo estado.

60 El dispositivo de análisis del estado de actividad descrito anteriormente puede comprender además una unidad de ajuste adicional de datos, configurada para submuestrear los datos en serie temporal de la salida de datos del estado de actividad de la unidad de ajuste de datos, mientras asigna la prioridad a cada estado.

65 El dispositivo de análisis del estado de actividad descrito anteriormente puede comprender además una unidad de medición de información física, configurada para medir la información física de la persona objeto de la medición, y una unidad de cálculo de valores estadísticos, configurada para obtener, en función del estado de actividad definido por el tiempo de transición corregido por la unidad de corrección de tiempo, un valor estadístico que incluye al menos uno

de un valor promedio, una mediana, un valor máximo, un valor mínimo, una desviación estándar, un valor de nivel del 75 % y un valor de nivel del 25 % de la información física medida por la unidad de medición de información física.

5 El dispositivo de análisis del estado de actividad descrito anteriormente puede comprender además una unidad de medición de la frecuencia cardíaca, configurada para medir la frecuencia cardíaca de la persona objeto de la medición, una unidad de cálculo de la intensidad de movimiento, configurada para calcular la intensidad de movimiento de la persona objeto de la medición en función de la frecuencia cardíaca calculada por la unidad de medición de la frecuencia cardíaca, y una unidad de cálculo de valores estadísticos configurada para obtener, en función del estado de actividad definido por el tiempo de transición corregido por la unidad de corrección de tiempo, un valor estadístico que incluye
10 al menos uno de un valor promedio, una mediana, un valor máximo, un valor mínimo, una desviación estándar, un valor de nivel del 75 % y un valor de nivel del 25 % de la intensidad de movimiento obtenida por la unidad de cálculo de la intensidad de movimiento.

15 En el dispositivo de análisis de estado de actividad descrito con anterioridad, el primer estado es un estado levantado, en el que la persona objeto de la medición se pone de pie, y el segundo estado es un estado acostado, en el que la persona objeto de la medición está acostada en una cama.

Según la presente invención, también se proporciona un método de análisis del estado de actividad, que comprende una primera etapa para medir la aceleración en una acción de una persona objeto de la medición, una segunda etapa para obtener un ángulo de inclinación de una parte superior del cuerpo de la persona objeto de la medición en función de la aceleración medida en la primera etapa, una tercera etapa para determinar una postura de la persona objeto de la medición en función del ángulo de inclinación obtenido en la segunda etapa, una cuarta etapa para obtener la magnitud del movimiento corporal de la persona objeto de la medición en función de la aceleración medida en la primera etapa, una quinta etapa para determinar, en función de la postura determinada en la tercera etapa y la magnitud del movimiento corporal calculada en la cuarta etapa, si un estado de actividad de la persona objeto de la medición es un primer estado o un segundo estado distinto del primer estado, una sexta etapa en la que, si en una serie temporal del estado de actividad obtenido en la quinta etapa, el estado de actividad pasa de un estado del primer estado y del segundo estado al otro estado, y el otro estado continúa durante un tiempo predeterminado definido de antemano, se determina que el estado de actividad ha pasado de un estado a otro y, si el otro estado no continúa durante el tiempo predeterminado, se determina que el estado de actividad no ha pasado de un estado a otro estado, y una quinta etapa en la que, cuando se determina en la sexta etapa que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado, se establece un tiempo retrasado por el tiempo predeterminado desde un momento en el que, en la sexta etapa, se determina que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado, como un tiempo de transición en el que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado.
35

En el método de análisis del estado de actividad descrito anteriormente, en la primera etapa, se miden las aceleraciones en tres direcciones a lo largo de los ejes X, Y y Z que son ortogonales entre sí.

40 El método de análisis del estado de actividad descrito anteriormente puede comprender además una octava etapa para obtener el ritmo de marcha de la persona objeto de la medición en función de la aceleración medida en la primera etapa, y una novena etapa para especificar, en función del ritmo de marcha de la persona objeto de la medición obtenido en la octava etapa, un período de un estado en marcha en el que la persona objeto de la medición camina durante un período del primer estado definido por el tiempo de transición, corregido en la séptima etapa.

45 El método de análisis del estado de actividad descrito anteriormente puede comprender además una décima etapa en la que se mide la información física de la persona objeto de la medición, y una undécima etapa en la que se obtiene, en función del estado de actividad definido por el tiempo de transición corregido en la séptima etapa, un valor estadístico que incluye al menos uno de un valor promedio, una mediana, un valor máximo, un valor mínimo, una desviación estándar, un valor de nivel del 75 % y un valor de nivel del 25 % de la información física medida en la décima etapa.
50

El método de análisis del estado de actividad descrito con anterioridad puede comprender además una décima etapa en la que se mide la frecuencia cardíaca de la persona objeto de la medición, una undécima etapa para calcular la intensidad del movimiento de la persona objeto de la medición en función de la frecuencia cardíaca calculada en la décima etapa, y una décimo tercera etapa en la que se obtiene, en función del estado de actividad definido por el tiempo de transición corregido en la séptima etapa, un valor estadístico que incluye al menos uno de un valor promedio, una mediana, un valor máximo, un valor mínimo, una desviación estándar, un valor de nivel del 75 % y un valor de nivel del 25 % de la intensidad de movimiento obtenida en la undécima etapa.
55

60 En el método de análisis del estado de actividad descrito anteriormente, el primer estado es un estado levantado en el que la persona objeto de la medición se pone de pie y el, por ejemplo, es un estado acostado en el que la persona objeto de la medición está acostada en una cama.

Efecto de la invención

65 Como se ha descrito anteriormente, según la presente invención, además de la magnitud del movimiento del cuerpo

obtenida por la unidad de cálculo del movimiento corporal, la corrección se realiza cuando el estado después de la transición continúa durante el tiempo predeterminado definido de antemano, y se corrige el retardo provocado por la corrección. Así pues, es posible medir de manera más correcta y con un efecto excelente el estado de actividad de la persona objeto de la medición con la atención puesta en el estilo de vida.

5

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es un diagrama de bloques que muestra la disposición de un dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización de la presente invención;
 10 la figura 2A es una vista explicativa para explicar un efecto obtenido por el dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización de la presente invención;
 la figura 2B es una vista explicativa para explicar un efecto obtenido por el dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización de la presente invención;
 15 la figura 2C es una vista explicativa para explicar un efecto obtenido por el dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización de la presente invención;
 la figura 2D es una vista explicativa para explicar un efecto obtenido por el dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización de la presente invención;
 la figura 3 es una vista explicativa que muestra el cambio en serie temporal de un estado de actividad en caso de que no se utilice el dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización de la presente
 20 invención;
 la figura 4 es una vista explicativa que muestra el cambio en serie temporal de un estado de actividad en caso de que se utilice el dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización de la presente invención;
 la figura 5 es una vista para explicar un sistema que utiliza el dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización;
 25 la figura 6 es un diagrama de bloques que muestra la disposición del sistema que utiliza el dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización;
 la figura 7 es un diagrama de bloques que muestra la disposición de un dispositivo de análisis del estado de actividad según la segunda realización de la presente invención;
 la figura 8 es un gráfico de características que muestra el cambio en serie temporal de un estado de actividad
 30 obtenido por el dispositivo de análisis del estado de actividad según la segunda realización;
 la figura 9 es un diagrama de bloques que muestra la disposición de un dispositivo de análisis del estado de actividad según la tercera realización de la presente invención;
 la figura 10 es un gráfico de características que muestra el cambio en serie temporal de un valor estadístico relativo a la frecuencia cardíaca de una persona objeto de la medición, obtenido por el dispositivo de análisis del estado
 35 de actividad según la tercera realización;
 la figura 11 es un diagrama de bloques que muestra la disposición de otro dispositivo de análisis del estado de actividad según la tercera realización de la presente invención;
 la figura 12 es un diagrama de bloques que muestra la disposición de un dispositivo de análisis del estado de actividad según la cuarta realización de la presente invención;
 40 la figura 13A es una vista explicativa para explicar el efecto obtenido por el dispositivo de análisis del estado de actividad según la cuarta realización de la presente invención;
 la figura 13B es una vista explicativa para explicar el efecto obtenido por el dispositivo de análisis del estado de actividad según la cuarta realización de la presente invención;
 la figura 13C es una vista explicativa para explicar el efecto obtenido por el dispositivo de análisis del estado de
 45 actividad según la cuarta realización de la presente invención;
 la figura 14 es un diagrama de bloques que muestra la disposición de un dispositivo de análisis del estado de actividad según la quinta realización de la presente invención;
 la figura 15A es una vista explicativa para explicar el efecto obtenido por el dispositivo de análisis del estado de actividad según la quinta realización de la presente invención;
 50 la figura 15B es una vista explicativa para explicar el efecto obtenido por el dispositivo de análisis del estado de actividad según la quinta realización de la presente invención;
 la figura 15C es una vista explicativa para explicar el efecto obtenido por el dispositivo de análisis del estado de actividad según la quinta realización de la presente invención; y
 la figura 16 es un diagrama de bloques que muestra la disposición de un dispositivo de análisis del estado de
 55 actividad según la sexta realización de la presente invención.

Mejor modo de llevar a cabo la invención

Las realizaciones de la presente invención se describirán a continuación con referencia a los dibujos adjuntos.

60

[Primera realización]

La disposición de un dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización de la presente invención se describirá primero con referencia a la figura 1. El dispositivo de análisis del estado de actividad incluye
 65 una unidad de medición 101, una unidad de cálculo de la inclinación 102, una unidad de determinación de la postura 103, una unidad de cálculo del movimiento corporal 104, una unidad de determinación del estado de actividad 105,

una unidad de corrección del estado de actividad 106 y una unidad de corrección del tiempo 107.

La unidad de medición 101 está formada por un conocido sensor de aceleración y se conecta a una persona objeto de la medición para medir la aceleración. La unidad de medición 101 mide periódicamente las aceleraciones en las direcciones a lo largo de los tres ejes X, Y y Z que son ortogonales entre sí a un índice de muestreo, por ejemplo, de 25 Hz, obteniendo así la serie temporal de las aceleraciones.

La unidad de cálculo de la inclinación 102 obtiene el ángulo de inclinación de la parte superior del cuerpo de la persona objeto de la medición en función de las aceleraciones medidas por la unidad de medición 101. Por ejemplo, la unidad de cálculo de la inclinación 102 calcula θ y ϕ mediante las siguientes ecuaciones como las inclinaciones de la unidad de medición 101 con respecto a las aceleraciones gravitatorias de las aceleraciones medidas por la unidad de medición 101.

En este caso, θ ($-90 \leq \theta < 270$) es la inclinación del eje Z del sensor de aceleración con respecto a la dirección vertical, y ϕ ($-90 \leq \phi < 270$) es la inclinación del eje X del sensor de aceleración con respecto a la dirección vertical. La unidad es el grado [grados].

$$\theta = \frac{180}{\pi} \cos^{-1} \left(\frac{A_z}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}} \right) + 90 \dots (\text{para } A_y \geq 0)$$

$$\theta = \frac{180}{\pi} \cos^{-1} \left(\frac{A_z}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}} \right) + 90 \dots (\text{para } A_y < 0)$$

...(1)

$$\phi = \frac{180}{\pi} \cos^{-1} \left(\frac{A_x}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}} \right) + 90 \dots (\text{para } A_y \geq 0)$$

$$\phi = \frac{180}{\pi} \cos^{-1} \left(\frac{A_x}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}} \right) + 90 \dots (\text{para } A_y < 0)$$

...(2)

donde A_x , A_y y A_z son aceleraciones las direcciones de los ejes X, Y y Z medidas por la unidad de medición 101, y la unidad es la aceleración gravitatoria G ($1,0 \text{ G} \approx 9,8 \text{ m/s}^2$). En cada una de las ecuaciones (1) y (2), se obtiene la relación del valor de medición de un solo eje con respecto a la magnitud (norma) del vector compuesto de las aceleraciones en los ejes X, Y y Z medidas por la unidad de medición 101, y se obtiene además la función inversa del coseno, calculando así la inclinación de la unidad de medición 101 como un valor que tiene la dimensión del ángulo.

Como A_x , A_y y A_z en las ecuaciones (1) y (2), los valores de salida de datos de la unidad de medición 101 pueden sustituirse directamente. Como alternativa, los valores obtenidos aplicando un filtro de paso bajo (por ejemplo, puede usarse un filtro FIR o un filtro de media móvil) para suavizar los valores de salida de datos.

La unidad de determinación de la postura 103 determina la postura de la persona objeto de la medición en función de las inclinaciones de la unidad de medición 101 obtenidas por la unidad de cálculo de la inclinación 102. Por ejemplo, la unidad de determinación de la postura 103 compara los valores θ y ϕ calculados por las ecuaciones (1) y (2) con umbrales, determinando así la postura. Dado que las inclinaciones de la unidad de medición 101 reflejan las inclinaciones de la parte superior del cuerpo de la persona objeto de la medición que lleva puesta la unidad de medición 101, la postura de la persona objeto de la medición se puede calcular a partir de las inclinaciones de la unidad de medición 101.

La unidad de determinación de la postura 103 determina la postura de la persona objeto de la medición basándose, por ejemplo, en la siguiente clasificación.

- (i) Posición de pie (erguida): cuando $30 \leq \theta < 140$.
- (ii) Posición de pie (invertida): cuando $\theta < -40$ o $220 < \theta$.
- (iii) Posición acostada (el lado izquierdo del cuerpo es el lado superior): cuando $(\phi \leq -50, \text{ o } 230 < \phi)$ y $(-40 \leq \theta < 30)$, o cuando $(\phi \leq -50, \text{ o } 230 < \phi)$ y $(140 < \theta < 220)$.
- (iv) Posición acostada (el lado derecho del cuerpo es el lado superior): cuando $(50 < \phi < 130)$ y $(-40 \leq \theta < 30)$, o cuando $(50 < \phi < 130)$ y $(140 < \theta < 220)$.
- (v) Posición acostada (acostada boca arriba): cuando $(130 \leq \phi \leq 230)$ y $(-40 \leq \theta < 30)$, o cuando $(130 \leq \phi \leq 230)$ y $(140 < \theta < 220)$.
- (vi) Posición acostada (acostada boca abajo): cuando $(-50 \leq \phi \leq 50)$ y $(-40 \leq \theta < 30)$, o cuando $(-50 \leq \phi \leq 50)$ y $(140 < \theta < 220)$.

En las condiciones de clasificación descritas con anterioridad, los umbrales utilizados para determinar la postura no coinciden con los ángulos (-45, 45, 135, 225) que dividen los cuadrantes de un círculo unitario en coordenadas bidimensionales. Esto se debe a que, cuando un cuerpo humano se mantiene erguido, se supone que el rango de movimiento de la espalda es grande en el caso, por ejemplo, de inclinarse hacia adelante para mirar algo o inclinarse hacia atrás para mirar hacia arriba. En el ejemplo antes descrito, según la realidad de los valores de medición obtenidos por la unidad de medición 101 establecidos en el tronco, se garantiza una amplia región de cálculo respecto a la posición vertical en comparación con los valores de medición respecto a las posiciones acostadas. Este método es el mismo que el método de la literatura de no patente 1.

Las definiciones (i) a (vi) de cálculo descritas con anterioridad se establecen (almacenan) en la unidad de determinación de la postura 103 como una tabla de θ y ϕ , como se muestra en la Tabla 1 de a continuación.

[Tabla 1]

		$\phi (-90 \leq \phi < 270)$				
		-50	50	130	230	
$\theta (-90 \leq \theta < 270)$	-40	inverted	inverted	inverted	inverted	inverted
	30	left side of body up	lying with face down	right side of body up	lying with face up	left side of body up
	140	upright	upright	upright	upright	upright
	220	left side of body up	lying with face down	right side of body up	lying with face up	left side of body up
		inverted	inverted	inverted	inverted	inverted

La unidad de cálculo del movimiento corporal 104 obtiene la magnitud de un movimiento corporal que representa la magnitud (intensidad) de una acción de la persona objeto de la medición en función de las aceleraciones medidas por la unidad de medición 101.

La unidad de determinación del estado de actividad 105 determina, en función de la postura determinada por la unidad de determinación de la postura 103 y la magnitud del movimiento del cuerpo calculada por la unidad de cálculo del movimiento corporal 104, independientemente de si el estado de actividad de la persona objeto de la medición es un primer estado o un segundo estado diferente del primer estado. El primer estado es, por ejemplo, un estado en el que la persona objeto de la medición se pone de pie (estado levantado). Así mismo, el segundo estado es, por ejemplo, un estado en el que la persona objeto de la medición está acostada en la cama (estado acostado). A continuación, se describirá como ejemplo un caso en el que la unidad de determinación del estado de actividad 105 obtiene en serie temporal el estado de actividad que representa el estado levantado como el primer estado o el estado acostado como el segundo estado.

Por ejemplo, la unidad de determinación del estado de actividad 105 determina el estado de actividad en función de las condiciones que se describirán más adelante. Más adelante se describirá el caso en el que, como visualización de la tendencia de actividad a medio y largo plazo de la persona objeto de la medición, el tiempo total (24 horas) de un día se identifica en un período levantado, que es un período durante el cual la persona objeto de la medición está de pie, y un período acostado, que es un período durante el cual la persona objeto de la medición está acostada en la cama.

En primer lugar, si la postura se ha determinado como una posición de pie por las clasificaciones (i) y (ii), el estado de

actividad se clasifica como levantado. Por otro lado, si la postura se calcula como una posición acostada según las clasificaciones (iii) a (vi), es necesario aumentar la precisión de la determinación porque, por ejemplo, la postura puede determinarse erróneamente como acostado boca abajo incluso en el caso de que se incline hacia adelante en la posición de pie. Para mejorar la precisión, la posición acostada y levantada se clasifican teniendo en cuenta la magnitud (intensidad) del movimiento del cuerpo obtenido por la unidad de cálculo del movimiento corporal 104.

En la unidad de cálculo del movimiento corporal 104, el valor de varianza de los datos en series temporales de una aceleración medida por la unidad de medición 101 se utiliza como índice de la magnitud del movimiento del cuerpo haciendo referencia al método descrito en la literatura de patente 1. La letra "i" es un número entero positivo que aumentará de uno en uno por cada muestreo de datos de aceleración partiendo del tiempo de inicio de la medición ($i = 1, 2, \dots$). Por ejemplo, a_i es el valor de una norma de aceleración obtenida por la unidad de medición 101 en un i -ésimo tiempo de muestreo t_i , los datos de aceleración en series temporales de 50 puntos son la población, A_i es el promedio y S_i^2 es el valor de la varianza. En este caso, A_i y S_i^2 se representan de la siguiente manera

$$A_i = \frac{(a_{i-24} + \dots + a_{i-1} + a_i + a_{i+1} + \dots + a_{i+25})}{50}$$

$$S_i^2 = \frac{1}{50} \sum_{k=-24}^{25} (a_{i+k} - A_i)^2$$

Si el valor de la varianza S_i^2 sobrepasa una magnitud predeterminada, se puede determinar que se ha producido un movimiento corporal consciente y que la persona objeto de la medición ha adoptado temporalmente la postura de inclinarse hacia adelante a propósito con una alta probabilidad. Por ese motivo, en este caso, incluso en las clasificaciones (iii)-(vi), se determina que la persona objeto de la medición está en el estado levantado y el estado se clasifica como levantado. Por ejemplo, si se cumplen (iii)-(vi) y $S_i^2 \geq 0,01$ también, el estado se determina como estado levantado. Por otro lado, si $S_i^2 \geq 0,01$ no se cumple, pero (iii)-(vi) sí, el estado se determina como estado acostado.

En función del estado levantado y el estado acostado determinados de la manera descrita con anterioridad, la unidad de determinación del estado de actividad 105 realiza una operación mediante una función de estado f_i que se describirá a continuación, y genera el estado en el i -ésimo tiempo de muestreo t_i como 1, que representa el estado levantado, o -1, que representa el estado acostado.

$f_i = 1$ (cuando el estado se determina como levantado)
 $f_i = -1$ (cuando el estado se determina como acostado)

Si, en la serie temporal del estado de actividad obtenida por la unidad de determinación del estado de actividad 105, el estado de actividad pasa de un estado del estado levantado y del estado acostado al otro estado, y el otro estado persiste durante un tiempo predeterminado definido de antemano, la unidad de corrección del estado de actividad 106 determina que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado. Si el otro estado no continúa durante el tiempo predeterminado, la unidad de corrección del estado de actividad 106 determina que el estado de actividad no ha pasado de un estado al otro estado.

Un error de determinación puede permanecer en el estado acostado determinado por la unidad de determinación del estado de actividad 105 descrita con anterioridad. Por ejemplo, en caso de que el movimiento del cuerpo sobrepase inconscientemente un valor predeterminado por un tropiezo o similar, puede producirse un error de determinación en la determinación de la unidad de determinación del estado de actividad 105. La supresión del error de determinación la realiza la unidad de corrección del estado de actividad 106. Como método, el error de determinación se suprime, proporcionando un tiempo predeterminado definido de antemano como banda muerta en el momento del cambio de determinación de postura (transición de estado) teniendo como referencia el historial pasado. Esto puede mejorar aún más la precisión de la determinación del estado de actividad.

Gracias al siguiente método, por ejemplo, la unidad de corrección de estado de actividad 106 calcula una función g_i a partir del valor de la salida de datos de la función de estado f_i de la unidad de determinación del estado de actividad 105 usando las funciones de estado desde la función de estado en el momento de muestreo i -ésimo hasta el tiempo de muestreo $i-\alpha$ retrocediendo en α desde el tiempo de muestreo. En este caso, α es 0 o un número entero positivo.

$g_i = f_i$ (cuando $f_i = f_{i-1} = \dots = f_{i-\alpha}$ se mantiene)
 $g_i = g_{i-1}$ (cuando $f_i = f_{i-1} = \dots = f_{i-\alpha}$ no se mantiene, es decir, cuando al menos uno de los signos de igual no se mantiene de f_i a $f_{i-\alpha}$)

Por ejemplo, supongamos que $g_1 = f_1$, y $\alpha = 500$. Obsérvese que, si el número de datos es inferior a 500, α se establece en el mismo valor que el número de datos. Cuando la frecuencia de muestreo en la unidad de medición 101 es de 25 Hz, $g_i = f_i$ se mantiene después del transcurso de 20 [s] ($= 500/25$) como mínimo desde el inicio de la medición. Cuando $\alpha = 500$, el cambio de f_i no se refleja en g_i a menos que no transcurran 20 segundos en el estado posterior al

cambio. Como se ha descrito anteriormente, la unidad de corrección del estado de actividad 106 establece el tiempo descrito anteriormente (20 segundos) como el tiempo predeterminado. Si el estado de actividad después de la transición continúa durante el tiempo predeterminado, la unidad de corrección del estado de actividad 106 determina que se ha realizado la transición del estado de actividad.

5 Cuando la unidad de corrección del estado de actividad 106 determina que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado, la unidad de corrección del tiempo 107 establece el tiempo retrasado por el tiempo predeterminado desde el momento en que la unidad de corrección del estado de actividad 106 ha determinado que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado, como el tiempo de transición en el que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado.

15 Esto se debe a que, en el estado de actividad corregido por la unidad de corrección del estado de actividad 106, el tiempo de transición entre el estado levantado y el estado acostado cambia (se retrasa) debido al tiempo predeterminado. En el ejemplo antes descrito, el tiempo de transición entre el estado levantado y el estado acostado se retrasa 20 segundos. Por eso, la unidad de corrección del tiempo 107 establece el tiempo predeterminado en el tiempo de retardo y corrige la salida de datos de la unidad de corrección del estado de actividad 106. La unidad de corrección del tiempo 107 emite, por ejemplo, $g'_i = g_{i+\alpha}$, obtenido al hacer avanzar 20 segundos el momento de registro de la salida de datos obtenida en serie temporal g_i de la unidad de corrección del estado de actividad 106.

20 Los efectos según la primera realización se describirán a continuación con referencia a las figuras 2A, 2B, 2C y 2D. Las figuras 2A y 2B muestran el cambio en serie temporal de f_i , que representa el estado de la actividad. Las figuras 2C y 2D muestran el cambio en serie temporal de g_i , que representa el estado de actividad corregido.

25 La figura 2A muestra la f_i correcta que debería ser la respuesta correcta. 1 representa el estado levantado y -1 representa el estado acostado. En la medición real, sin embargo, se produce un error de determinación, como se muestra en la figura 2B. Cuando la unidad de corrección del estado de actividad 106 corrige el cambio en serie temporal de f_i que se muestra en la figura 2B, en el que se produce el error de determinación, se obtiene g_i , en el que el error de determinación está corregido, como se muestra en la figura 2C.

30 Sin embargo, en el cambio en serie temporal de g_i que se muestra en la figura 2C, el tiempo de cambio entre el estado levantado y el estado acostado se retrasa el tiempo predeterminado. Cuando este retraso es corregido por la unidad de corrección del tiempo 107, el cambio en serie temporal de g'_i , que es el mismo que el cambio en serie temporal de f_i que se muestra en la figura 2A, se obtiene como se muestra en la figura 2D, y se puede obtener un estado de actividad acorde a la realidad, como es evidente. Obsérvese que, si g_i no se actualiza debido al final de la medición o a algo similar, se produce un período durante el cual no se obtiene g'_i . En este caso, como valor sustitutivo, se establece $g'_i = g_i$ para evitar la pérdida de datos.

40 A continuación, se describirá con referencia a las figuras 3 y 4 un efecto de la primera realización, obtenido por la medición de ejecución durante 24 horas. En g'_i , -1 se convierte en 0 para guardar los bits utilizados para el cálculo. En la salida de la unidad de determinación del estado de actividad 105 correspondiente al cálculo de la postura realizado en la técnica convencional, los valores de determinación se disipan debido a variaciones instantáneas de postura, como se muestra en la figura 3, y es difícil que un usuario general no familiarizado con la manipulación de un dispositivo electrónico entienda el resultado. Obsérvese, con referencia a la figura 3, que 1 en la ordenada representa un estado en el que el lado izquierdo del cuerpo mira hacia arriba. 2 en la ordenada de la figura 3 representa un estado en el que el lado derecho del cuerpo mira hacia arriba. 3 en la ordenada de la figura 3 representa un estado tumbado boca abajo. 4 en la ordenada de la figura 3 representa un estado tumbado boca arriba.

50 Por otro lado, según la primera realización, dado que la corrección la realizan la unidad de corrección del estado de actividad 106 y la unidad de corrección del tiempo 107, se puede obtener una salida de datos en la que se puede identificar a simple vista el estado levantado y el estado acostado, como se muestra en la figura 4, y el estado se puede visualizar fácilmente.

55 Según la primera realización, se realiza la corrección usando una banda muerta además de la magnitud del movimiento del cuerpo y la corrección de un retraso provocado por la corrección, eliminando así la perturbación generada por un cambio instantáneo de posición. Así pues, es posible identificar las 24 horas que la persona objeto de la medición pasa en el período levantado y el período acostado, y visualizar adecuadamente el estado de actividad de la persona objeto de la medición.

60 Un método de análisis del estado de actividad que usa el dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización descrita con anterioridad incluye las siguientes etapas. En primer lugar, la unidad de medición 101 mide la aceleración en una acción de la persona objeto de la medición (primera etapa). Por ejemplo, la unidad de medición 101 mide periódicamente las aceleraciones en las direcciones a lo largo de los tres ejes X, Y y Z que son ortogonales entre sí a un índice de muestreo, por ejemplo, de 25 Hz, obteniendo así la serie temporal de las aceleraciones. A continuación, la unidad de cálculo de la inclinación 102 obtiene el ángulo de inclinación de la parte superior del cuerpo de la persona objeto de la medición en función de las aceleraciones medidas por la unidad de medición 101 (primera etapa) (segunda etapa). A continuación, la unidad de determinación de la postura 103 determina

la postura de la persona objeto de la medición en función del ángulo de inclinación obtenido por la unidad de cálculo de la inclinación 102 (segunda etapa) (tercera etapa).

Después, la unidad de cálculo del movimiento corporal 104 obtiene la magnitud del movimiento del cuerpo de la persona objeto de la medición en función de las aceleraciones medidas por la unidad de medición 101 (primera etapa) (cuarta etapa). A continuación, la unidad de determinación del estado de actividad 105 determina, en función de la postura determinada por la unidad de determinación de la postura 103 (tercera etapa) y la magnitud del movimiento del cuerpo calculada por la unidad de cálculo del movimiento corporal 104 (cuarta etapa), si el estado de actividad de la persona objeto de la medición es el estado levantado (primer estado) o el estado acostado (segundo estado) (quinta etapa).

Si en la serie temporal del estado de actividad obtenida por la unidad de determinación del estado de actividad 105 (quinta etapa), el estado de actividad pasa de un estado del estado levantado y del estado acostado al otro estado, y el otro estado persiste durante un tiempo predeterminado definido de antemano, la unidad de corrección del estado de actividad 106 determina que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado. Si el otro estado no continúa durante el tiempo predeterminado, la unidad de corrección del estado de actividad 106 determina que el estado de actividad no ha pasado de un estado al otro estado (sexta etapa).

A continuación, cuando la unidad de corrección del estado de actividad 106 (sexta etapa) determina que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado, el tiempo retrasado por el tiempo predeterminado desde el momento en que se determina que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado en la sexta etapa se establece como el tiempo de transición en el que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado (séptima etapa).

Obsérvese que el dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización descrita anteriormente es un dispositivo informático que incluye una CPU (unidad central de procesamiento), un dispositivo de almacenamiento principal, un dispositivo de almacenamiento externo, un dispositivo de conexión de red y elementos similares. Las funciones descritas con anterioridad se implementan cuando la CPU opera mediante un programa cargado en el dispositivo de almacenamiento principal. Adicionalmente, las funciones pueden distribuirse a una pluralidad de dispositivos informáticos.

A continuación, se describirá un sistema que utiliza el dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización. Por ejemplo, como se muestra en la figura 5, un terminal de sensor 202 está conectado al tronco de una persona objeto de la medición 201, y el resultado medido por el terminal de sensor 202 se transmite a un terminal externo 204 a través de un terminal de transmisión 203. La dirección de detección X de una aceleración en el terminal de sensor 202 está dispuesta en paralelo a la dirección de izquierda a derecha del cuerpo de la persona objeto de la medición 201. La dirección de detección Y de una aceleración en el terminal de sensor 202 está dispuesta en paralelo a la dirección de delante hacia atrás del cuerpo de la persona objeto de la medición 201. La dirección de detección Z de una aceleración en el terminal de sensor 202 está dispuesta en paralelo a la dirección de arriba a abajo del cuerpo de la persona objeto de la medición 201.

Como se muestra en la figura 6, el terminal de sensor 202 incluye un sensor de aceleración 301, una unidad de detección 302, una unidad de almacenamiento 303, una unidad de análisis 304, una unidad de procesamiento de transmisión 305 y una interfaz de comunicación 306. El terminal de transmisión 203 incluye una interfaz de comunicación 311, una unidad de procesamiento de recepción 312, una unidad de almacenamiento 313, una unidad de análisis 314, una unidad de procesamiento de transmisión 315 y una interfaz de comunicación 316. El terminal externo 204 incluye una interfaz de comunicación 321, una unidad de procesamiento de recepción 322, una unidad de almacenamiento 323, una unidad de análisis 324, una unidad de control 325 y un dispositivo de operación 326.

El sensor de aceleración 301 mide las aceleraciones en las tres direcciones a lo largo de los ejes X, Y y Z que son ortogonales entre sí. La unidad de detección 302 convierte la señal de aceleración analógica medida por el sensor de aceleración 301 en datos de aceleración digitales a una velocidad de muestreo predeterminada y los emite. La unidad de medición 101 según la realización descrita anteriormente corresponde al sensor de aceleración 301. La unidad de almacenamiento 303 almacena los datos de aceleración digitalizados por la unidad de detección 302. La unidad de análisis 304 obtiene el estado de actividad en función de los datos de aceleración almacenados en la unidad de almacenamiento 303 y elementos similares. La unidad de cálculo de la inclinación 102, la unidad de cálculo del movimiento corporal 104, la unidad de determinación de la postura 103, la unidad de determinación del estado de actividad 105, la unidad de corrección de estado de actividad 106 y la unidad de corrección del tiempo 107 según la realización descrita anteriormente están incluidas en la unidad de análisis 304.

La unidad de procesamiento de transmisión 305 transmite los datos de aceleración almacenados en la unidad de almacenamiento 303 y elementos similares al terminal de transmisión 203 a través de la interfaz de comunicación 306. La interfaz de comunicación 306 está formada por una interfaz de operación y una antena correspondiente a un estándar para comunicaciones inalámbricas de datos, como un LTE (*long term evolution*, por sus siglas en inglés), un sistema de comunicación móvil de tercera generación, una LAN inalámbrica (red de área local) o Bluetooth®.

El terminal de transmisión 203 se forma a partir de la interfaz de comunicación 311 que recibe los datos transmitidos

desde el terminal de sensor 202, la unidad de procesamiento de recepción 312, la unidad de almacenamiento 313, la unidad de análisis 314, la unidad de procesamiento de transmisión 315 y la interfaz de comunicación 316 que transmite datos al terminal externo 204.

5 El terminal externo 204 incluye la interfaz de comunicación 321 que recibe los datos transmitidos desde el terminal de transmisión 203, la unidad de procesamiento de recepción 322, la unidad de almacenamiento 323, la unidad de análisis 324 y la unidad de control 325, que da instrucciones de operación al dispositivo de operación 326 que opera en función de los datos analizados.

10 Basándose en la información almacenada en la unidad de almacenamiento 323, la unidad de control 325 hace que el dispositivo de operación 326 ejecute una operación que ayude a la persona objeto de la medición.

15 El dispositivo de operación 326 es un dispositivo de salida de vídeo (un monitor o similar), un dispositivo de salida de voz (un altavoz, un instrumento musical, o similar), una fuente de luz (un LED (*light emitting diode*, por sus siglas en inglés) o una bombilla eléctrica), un actuador (un vibrador, un brazo robótico o un instrumento electroterapéutico), un dispositivo de enfriamiento/calentamiento (un calentador o un elemento Peltier), u otro similar.

20 No tienen por qué disponerse todas las unidades de la unidad de análisis 304 del terminal de sensor 202, la unidad de análisis 314 del terminal de transmisión 203 y la unidad de análisis 324 del terminal externo 204, sino que solo tienen que proporcionarse una o dos. Así mismo, el procesamiento de análisis puede distribuirse a la unidad de análisis 304, la unidad de análisis 314 y la unidad de análisis 324 de acuerdo con las etapas del método de análisis del estado de actividad según la primera realización.

25 El resultado de g'i mostrado en la figura 2D lo presenta el dispositivo de operación 326 del terminal externo 204. Así mismo, el dispositivo de operación 326 no solo presenta el resultado del análisis del estado de actividad descrito anteriormente, sino que también emite una señal mediante un sonido, vibración, contacto, calor, frío, o similar para la persona objeto de la medición o el usuario del terminal externo 204 cuando se haya producido el cambio del estado de actividad, notificando así el cambio de estado de la actividad.

30 [Segunda realización]

35 La segunda realización de la presente invención se describirá a continuación con referencia a la figura 7. La figura 7 es un diagrama de bloques que muestra la disposición de un dispositivo de análisis del estado de actividad según la segunda realización de la presente invención. El dispositivo de análisis del estado de actividad incluye una unidad de medición 101, una unidad de cálculo de la inclinación 102, una unidad de determinación de la postura 103, una unidad de cálculo del movimiento corporal 104, una unidad de determinación del estado de actividad 105, una unidad de corrección del estado de actividad 106 y una unidad de corrección del tiempo 107. Estos componentes son los mismos que en la primera realización descrita anteriormente.

40 El dispositivo de análisis del estado de actividad según la segunda realización incluye una unidad de cálculo del ritmo de marcha 108 y una unidad de especificación del período de marcha 109, además de los componentes ya descritos anteriormente.

45 La unidad de cálculo del ritmo de marcha 108 obtiene el ritmo de marcha de una persona objeto de la medición en función de la aceleración medida por la unidad de medición 101. La unidad de cálculo del ritmo de marcha 108 obtiene el ritmo de marcha de la persona objeto de la medición en función de los datos de la serie temporal de la aceleración medida por la unidad de medición 101. Por ejemplo, la aceleración en parada es de aproximadamente 1 G. Como característica, el cambio de índice de tiempo de la aceleración en un estado en marcha o en un estado de carrera presenta una forma de onda de vibración con respecto a 1 G como el centro. Usando esta característica, se establecen un umbral inferior y un umbral superior en 0,9 G y 1,1 G, respectivamente. Un momento en el que la aceleración es menor que el umbral inferior o un momento en el que la aceleración es mayor que el umbral superior se detecta a partir de los datos en serie temporal obtenidos de la aceleración. Si se producen dos detecciones de momentos, por ejemplo, durante 1 s, se determina que se ha producido la acción de andar y se cuenta una etapa. Así mismo, cuando se realiza la conversión para obtener el número de veces que se ha contado en una unidad de tiempo, se puede obtener el ritmo de marcha (ppm) (véase la literatura de patente 1).

55 En función del ritmo de la marcha de la persona objeto de la medición obtenido por la unidad de cálculo del ritmo de marcha 108, la unidad de especificación del período de marcha 109 especifica el período del estado en marcha en el que la persona objeto de la medición camina durante el período del estado levantado (primer estado), definido por el tiempo de transición corregido por la unidad de corrección del tiempo 107. Por ejemplo, la unidad de especificación del período de marcha 109 especifica, como el período del estado en marcha, un período durante el cual el ritmo de marcha medido por la unidad de cálculo del ritmo de marcha 108 supera las 15 ppm en el período levantado. Obsérvese que, en la segunda realización, correr está incluido en caminar.

65 En un método de análisis del estado de actividad según la segunda realización, se añaden las siguientes etapas a las etapas del método de análisis del estado de actividad utilizando el dispositivo de análisis del estado de actividad según

la primera realización descrita anteriormente.

5 En primer lugar, la unidad de cálculo del ritmo de marcha 108 obtiene el ritmo de marcha de la persona objeto de la medición en función de la aceleración medida por la unidad de medición 101 (primera etapa) (octava etapa). A continuación, la unidad de especificación del período de marcha 109 especifica, en función del ritmo de marcha de la persona objeto de la medición obtenido por la unidad de cálculo del ritmo de marcha 108 (octava etapa), el período del estado en marcha en el que la persona objeto de la medición camina en el período del estado levantado definido por el tiempo de transición corregido por la unidad de corrección del tiempo 107 (séptima etapa) (novena etapa).

10 Según la segunda realización descrita con anterioridad, el estado de actividad se obtiene en serie de tiempo, como se muestra en la figura 8. Como se muestra en la figura 8, el período de marcha que especifica la unidad 109 se emite 2 como el estado en marcha. Obsérvese que (b) de la figura 8 muestra una vista ampliada de una parte en (a) de la figura 8. Según la segunda realización, el estado en marcha se muestra de forma independiente, como se muestra en la figura 8. Como se ha descrito anteriormente, según la segunda realización, es posible visualizar, de un vistazo, por ejemplo, el período en el que la persona objeto de la medición está levantada, y además, que la frecuencia de la marcha es alta.

[Tercera realización]

20 La tercera realización de la presente invención se describirá a continuación con referencia a la figura 9. La figura 9 es un diagrama de bloques que muestra la disposición de un dispositivo de análisis del estado de actividad según la tercera realización de la presente invención. El dispositivo de análisis del estado de actividad incluye una unidad de medición 101, una unidad de cálculo de la inclinación 102, una unidad de determinación de la postura 103, una unidad de cálculo del movimiento corporal 104, una unidad de determinación del estado de actividad 105, una unidad de corrección del estado de actividad 106 y una unidad de corrección del tiempo 107. Estos componentes son los mismos que en la primera realización descrita anteriormente.

30 El dispositivo de análisis del estado de actividad según la tercera realización incluye una unidad electrocardiográfica 111, una unidad de cálculo de latidos cardíacos 112 y una unidad de cálculo de valores estadísticos 113, además de los componentes descritos anteriormente. La unidad electrocardiográfica 111 y la unidad de cálculo de latidos cardíacos 112 forman una unidad de medición de la información física.

35 La unidad electrocardiográfica 111 mide la información eléctrica (potencial cardíaco) del corazón de una persona objeto de la medición. La unidad de cálculo de latidos cardíacos 112 calcula al menos uno de un intervalo de latidos cardíacos (ILC) y la frecuencia cardíaca a partir del valor de medición medido por la unidad electrocardiográfica 111. En la tercera realización, el intervalo de latidos cardíacos y la frecuencia cardíaca se obtienen como información física.

40 La unidad de cálculo de valores estadísticos 113 obtiene un valor estadístico que incluye al menos uno del valor promedio, la mediana, el valor máximo, el valor mínimo, la desviación estándar, el valor de nivel del 75 % y el valor de nivel de 250 de al menos uno del intervalo de latidos cardíacos y la frecuencia cardíaca obtenidos por la unidad de cálculo de latidos cardíacos 112. La unidad de cálculo de valores estadísticos 113 obtiene el valor estadístico en función de un estado de actividad definido por el tiempo de transición corregido por la unidad de corrección del tiempo 107. La unidad de cálculo de valores estadísticos 113 obtiene el valor estadístico de cada uno de los estados, tales como acostado y levantado, en el estado de actividad corregido por la unidad de corrección del tiempo 107.

45 En un método de análisis del estado de actividad según la tercera realización, se añaden las siguientes etapas a las etapas del método de análisis del estado de actividad utilizando el dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización descrita anteriormente.

50 En primer lugar, se mide la información física de la persona objeto de la medición (décima etapa). Más específicamente, la unidad electrocardiográfica 111 mide la actividad eléctrica del corazón de la persona objeto de la medición, y la unidad de cálculo de latidos cardíacos 112 calcula, como información física, al menos uno del intervalo de latidos cardíacos y la frecuencia cardíaca a partir del valor de medición medido por la unidad electrocardiográfica 111. A continuación, en función del estado de actividad definido por el tiempo de transición corregido en la séptima etapa, la unidad de cálculo de valores estadísticos 113 obtiene un valor estadístico que incluye al menos uno del valor promedio, la mediana, el valor máximo, el valor mínimo, la desviación estándar, el valor de nivel del 75 %, y el valor de nivel del 25 % de al menos uno del intervalo de latidos cardíacos y la frecuencia cardíaca obtenidos por la unidad de cálculo de latidos cardíacos 112 (undécima etapa).

60 Según la tercera realización descrita anteriormente, el valor estadístico se puede visualizar en serie temporal, como se muestra en la figura 10. La figura 10 muestra un estado levantado (círculos completos) y un estado acostado (cuadrados completos) como estados de actividad. La figura 10 también muestra los valores estadísticos de la frecuencia cardíaca en estos estados. Como valor estadístico, el valor promedio está indicado por un punto de un círculo completo o un cuadrado completo. La barra de error en el lado superior representa el valor máximo y la barra de error en el lado inferior representa el valor mínimo.

De esta manera, se puede realizar cada día el análisis basado en el estado de actividad. Cuando la medición se realiza a largo plazo, es posible visualizar fácilmente, según el estado de actividad, los signos de recuperación de una enfermedad, una carga ejercida en el cuerpo por un cambio estacional, un cambio en las condiciones provocado por un hábito de ejercicio, u otros similares. Así mismo, cuando se envía retroalimentación del resultado descrito arriba, se contribuye a que siga investigando sobre los estilos de vida o la mejora de los estilos de vida.

Se puede utilizar una intensidad de movimiento en lugar de la frecuencia cardíaca. Por ejemplo, como se muestra en la figura 11, se proporciona una unidad de cálculo de la intensidad de movimiento 114 para calcular la intensidad de movimiento a partir de la frecuencia cardíaca calculada por la unidad de cálculo de latidos cardíacos 112. La intensidad del movimiento se obtiene de la siguiente manera (frecuencia cardíaca medida - frecuencia cardíaca en reposo de la persona objeto de la medición) ÷ (frecuencia cardíaca máxima de la persona objeto de la medición - frecuencia cardíaca en reposo) (véase la literatura de no patente 3). Obsérvese que la frecuencia cardíaca máxima de la persona objeto de la medición se establece como 220 - (edad de la persona objeto de la medición). Así mismo, la frecuencia cardíaca en reposo de la persona objeto de la medición se establece como 60. El ritmo cardíaco máximo de la persona objeto de la medición y el ritmo cardíaco en reposo de la persona objeto de la medición, en realidad, pueden medirse de antemano. Por ejemplo, como frecuencia cardíaca en reposo se usa la frecuencia cardíaca durante un período en el que la persona objeto de la medición está sentada tranquilamente. Como alternativa, el valor promedio, la mediana o el mínimo pueden obtenerse a partir de la frecuencia cardíaca durante el período acostado del día anterior o durante el período acostado de la noche anterior (0:00 a 5:00) y utilizarse como frecuencia cardíaca en reposo.

Una unidad de cálculo de valores estadísticos 113a obtiene un valor estadístico que incluye al menos uno del valor promedio, la mediana, el valor máximo, el valor mínimo, la desviación estándar, el valor de nivel del 75 % y el valor de nivel del 25 % de la intensidad de movimiento obtenida por la unidad de cálculo de la intensidad de movimiento 114. La unidad de cálculo de valores estadísticos 113a obtiene el valor estadístico descrito anteriormente en función del estado de actividad definido por el tiempo de transición corregido por la unidad de corrección del tiempo 107. La unidad de cálculo de valores estadísticos 113a obtiene el valor estadístico de cada uno de los estados, tales como acostado y levantado, en el estado de actividad corregido por la unidad de corrección del tiempo 107.

En el método de análisis del estado de actividad en este caso, se añaden las siguientes etapas a las etapas del método de análisis del estado de actividad utilizando el dispositivo de análisis del estado de actividad según la primera realización descrita anteriormente.

En primer lugar, la unidad electrocardiográfica 111 mide la actividad eléctrica del corazón de la persona objeto de la medición (décima etapa). A continuación, la unidad de cálculo de latidos cardíacos 112 calcula la frecuencia cardíaca a partir del valor de medición medido por la unidad electrocardiográfica 111 (décima etapa) (undécima etapa). A continuación, la unidad de cálculo de la intensidad de movimiento 114 calcula la intensidad de movimiento en función de la frecuencia cardíaca obtenida por la unidad de cálculo de latidos cardíacos 112 (undécima etapa) (duodécima etapa). A continuación, la unidad de cálculo de valores estadísticos 113a obtiene un valor estadístico que incluye al menos uno del valor promedio, la mediana, el valor máximo, el valor mínimo, la desviación estándar, el valor de nivel del 75 % y el valor de nivel del 250 de la intensidad de movimiento obtenida por la unidad de cálculo de la intensidad de movimiento 114 (duodécima etapa) en función del estado de actividad definido por el tiempo de transición corregido en la séptima etapa (decimotercera etapa).

Incluso cuando el valor estadístico de la intensidad del movimiento se visualiza de esta manera en serie temporal, el análisis basado en el estado de la actividad se puede realizar a diario, como se ha descrito anteriormente. Cuando la medición se realiza a largo plazo, es posible visualizar fácilmente, según el estado de actividad, los signos de recuperación de una enfermedad, una carga ejercida en el cuerpo por un cambio estacional, un cambio en las condiciones provocado por un hábito de ejercicio, u otros similares. Así mismo, cuando se envía retroalimentación del resultado descrito arriba, se contribuye a que siga investigando sobre los estilos de vida o la mejora de los estilos de vida.

Así mismo, la información física puede ser la frecuencia cardíaca medida por una unidad de medición de pulso que mide la contracción física del pulso de la persona objeto de la medición. La información física puede ser un estado respiratorio medido por una unidad de medición de la impedancia que mide la impedancia del cuerpo de la persona objeto de la medición, midiendo así el estado respiratorio. La información física puede ser una presión sanguínea medida por una unidad de medición de presión sanguínea que mide la presión sanguínea de la persona objeto de la medición. La información física puede ser una temperatura corporal medida por una unidad de medición de la temperatura corporal, que mide la temperatura corporal de la persona objeto de la medición. La información física puede ser un potencial muscular medido por una unidad electromiográfica que mide el potencial muscular de la persona objeto de la medición. La información física puede ser el peso corporal medido por una unidad de medición del peso corporal, que mide el peso corporal de la persona objeto de la medición.

Así mismo, la información física puede ser un consumo de calorías medido por una unidad de medición de calorías, que mide el consumo de calorías de la persona objeto de la medición. La información física puede ser una actividad o acción de dormir medida por una unidad de medición de la actividad, que mide la actividad o acción de dormir de la persona objeto de la medición con un electroencefalógrafo o un sensor de aceleración. La información física puede

ser la sudoración medida por una unidad de medición de la sudoración, que mide la sudoración de la persona objeto de la medición.

[Cuarta realización]

5 La cuarta realización de la presente invención se describirá a continuación con referencia a la figura 12. Un dispositivo de análisis del estado de actividad incluye una unidad de medición 101, una unidad de cálculo de la inclinación 102, una unidad de determinación de la postura 103, una unidad de cálculo del movimiento corporal 104, una unidad de determinación del estado de actividad 105, una unidad de corrección del estado de actividad 106, una unidad de corrección del tiempo 107, una unidad de cálculo del ritmo de marcha 108 y una unidad de especificación del período de marcha 109. Estos componentes son los mismos que en la segunda realización descrita anteriormente.

15 El dispositivo de análisis del estado de actividad según la cuarta realización incluye una unidad de ajuste de datos 115 además de los componentes descritos con anterioridad. La unidad de ajuste de datos 115 submuestra los datos obtenidos en serie temporal del estado de actividad, incluido un estado levantado (primer estado) y un estado acostado (segundo estado), que se obtienen en serie temporal, al tiempo que asigna la prioridad a cada estado del primer estado y del segundo estado. En la cuarta realización, el estado en marcha también se incluye en el estado de actividad. Los datos del estado de actividad son una serie temporal cuyo tiempo lo corrige la unidad de corrección del tiempo 107 y que está formada por los datos del estado levantado y el estado acostado, determinados por la unidad de determinación del estado de actividad 105 y corregidos por la unidad de corrección del estado de actividad 106 y el estado en marcha especificado por la unidad de especificación del período de marcha 109. Cuando el submuestreo lo realiza la unidad de ajuste de datos 115, el número de datos del estado de actividad se puede reducir mediante rebajado.

25 La unidad de ajuste de datos 115, por ejemplo, submuestra los datos por segundo en un intervalo de 1 min. En este procesamiento de submuestreo, la unidad de ajuste de datos 115 asigna una prioridad a cada uno de los estados de marcha, levantado y acostado, y le da mucha prioridad a la marcha.

30 La unidad de ajuste de datos 115 mantiene los datos del estado de actividad obtenidos en un intervalo, por ejemplo, de 1 segundo, durante 1 minuto (60 puntos). A continuación, si la marcha se determina de forma continua durante 6 segundos (6 puntos) en el período de 1 minuto de mantenimiento, la unidad de ajuste de datos 115 determina los datos de un punto después del submuestreo como marcha. Obsérvese que el tiempo de continuación para la determinación no está limitado a 6 segundos. Sin embargo, 6 segundos es el tiempo necesario para que una persona sin dificultades en el movimiento camine unos 10 pasos, o para que un paciente anciano camine unos seis pasos. Esto es apropiado porque se puede excluir caminar un poco desplazado hacia un lado. Si el estado en marcha no se obtiene de forma continua durante 6 segundos, la unidad de ajuste de datos 115 emplea uno más largo del levantado y acostado, incluido en 1 minuto como los datos de 1 punto después del submuestreo. Si el levantado y el acostado tienen el mismo punto (tiempo), la unidad de ajuste de datos 115 da prioridad al levantado.

40 En un método de análisis del estado de actividad según la cuarta realización, se añade la siguiente etapa a las etapas del estado de actividad utilizando el dispositivo de análisis del estado de actividad según la segunda realización descrita anteriormente. La unidad de ajuste de datos 115 submuestra los datos obtenidos en serie temporal del estado de actividad.

45 Los efectos según la cuarta realización se describirán con referencia a las figuras 13A, 13B y 13C. La figura 13A muestra los datos en serie temporal de un estado de actividad antes del submuestreo. La figura 13B muestra el resultado del submuestreo a un intervalo de 1 minuto por parte de la unidad de ajuste de datos 115. La figura 13C muestra el resultado del submuestreo obtenido cuando los datos se extraen mecánicamente una vez cada 60 de los datos por segundo.

50 La marcha requiere la fuerza física de la persona objeto de la medición, a diferencia del estado levantado y acostado. Por ende, la continuidad del estado en marcha es deficiente. Por ese motivo, si el submuestreo se realiza mecánicamente, se puede perder la información de la marcha, como se muestra en la figura 13C. En el resultado que se muestra en la figura 13C, se pierde el estado en marcha, tal y como es evidente en la comparación con la figura 13A.

60 Por otro lado, según la cuarta realización, el submuestreo se realiza mientras se asigna una prioridad a cada estado. Como se muestra en la figura 13B, el submuestreo se puede realizar en un estado en el que se reduce la pérdida del estado en marcha. Como resultado, según la cuarta realización, es posible utilizar de manera eficiente los datos obtenidos en serie temporal del estado de actividad y evitar que el recurso de una CPU o una memoria se oprima en el momento de la presentación de datos.

[Quinta realización]

65 La quinta realización de la presente invención se describirá a continuación con referencia a la figura 14. Un dispositivo de análisis del estado de actividad incluye una unidad de medición 101, una unidad de cálculo de la inclinación 102,

una unidad de determinación de la postura 103, una unidad de cálculo del movimiento corporal 104, una unidad de determinación del estado de actividad 105, una unidad de corrección del estado de actividad 106, una unidad de corrección del tiempo 107, una unidad de cálculo del ritmo de marcha 108, una unidad de especificación del período de marcha 109 y una unidad de ajuste de datos 115. Estos componentes son los mismos que los de la cuarta realización descrita anteriormente.

El dispositivo de análisis del estado de actividad según la quinta realización incluye una unidad de ajuste adicional de datos 116 además de los componentes descritos antes. La unidad de ajuste adicional de datos 116 submuestra los datos en serie temporal de un estado de actividad generado por la unidad de ajuste de datos 115, mientras asigna la prioridad a cada estado. También en la quinta realización, el estado en marcha está incluido en el estado de actividad. Los datos del estado de actividad son una serie temporal cuyo tiempo lo corrige la unidad de corrección del tiempo 107 y que está formada por los datos del estado levantado y el estado acostado, determinados por la unidad de determinación del estado de actividad 105 y corregidos por la unidad de corrección del estado de actividad 106 y el estado en marcha especificado por la unidad de especificación del período de marcha 109. Cuando los datos del estado de actividad submuestreados por la unidad de ajuste de datos 115 los submuestra adicionalmente la unidad de ajuste adicional de datos 116, el número de datos del estado de actividad se puede reducir aún más mediante rebajado.

La unidad de ajuste adicional de datos 116 submuestra, en un intervalo de 30 minutos, los datos del estado de actividad obtenidos por la unidad de ajuste de datos 115 en un intervalo de 1 minuto, extrayendo así en serie temporal 1 punto de cada 30 puntos. Al ejecutar el submuestreo de nuevo de esta manera, si la marcha incluye 10 puntos o más, la unidad de ajuste adicional de datos 116 le da prioridad, y esta parte se determina como el estado en marcha del resultado del submuestreo en un intervalo de 30 minutos. Esto se debe a que, si se camina durante aproximadamente 1/3 del período, dejar la marcha como historia es lo intuitivamente apropiado para un registro de vida. Si la marcha no está incluida, se le da prioridad a uno de levantado y acostado con la mayor frecuencia de aparición.

Los efectos según esta realización se describirán con referencia a las figuras 15A, 15B y 15C. La figura 15A muestra los datos en serie temporal de un estado de actividad antes del submuestreo por parte de la unidad de ajuste de datos 115 y la unidad de ajuste adicional de datos 116. La figura 15B muestra el resultado del submuestreo en un intervalo de 1 minuto por parte de la unidad de ajuste de datos 115 y luego del submuestreo en un intervalo de 30 minutos por parte de la unidad de ajuste adicional de datos 116. La figura 15C muestra el resultado del submuestreo en un intervalo de 30 minutos por parte de la unidad de ajuste de datos 115.

En cuanto a las figuras 15B y 15C, se obtienen casi los mismos resultados de extracción. En caso de que la unidad de ajuste adicional de datos 116 realice un submuestreo en un intervalo de 30 minutos, dado que los datos submuestreados (rebajados) en un intervalo de 1 minuto se submuestran (rebajan) en un intervalo de 30 minutos, vale con una operación leve. De lo contrario, en caso de que la unidad de ajuste de datos 115 realice un submuestreo en un intervalo de 30 minutos, los datos por segundo deben almacenarse durante 30 minutos. Esto aplica una carga en el procesamiento aritmético (se oprime la CPU o la memoria) durante una operación en tiempo real. Según la quinta realización, es posible implementar el submuestreo mediante una operación de poca carga.

[Sexta realización]

La sexta realización de la presente invención se describirá a continuación con referencia a la figura 16. Un dispositivo de análisis del estado de actividad incluye una unidad de medición 101, una unidad de cálculo de la inclinación 102, una unidad de determinación de la postura 103, una unidad de cálculo del movimiento corporal 104, una unidad de determinación del estado de actividad 105, una unidad de corrección del estado de actividad 106 y una unidad de corrección del tiempo 107. Estos componentes son los mismos que en la primera realización descrita anteriormente. El dispositivo de análisis del estado de actividad según la sexta realización incluye una unidad de ajuste de datos 117 y una unidad de ajuste adicional de datos 118, además de los componentes ya descritos anteriormente.

La unidad de ajuste de datos 117 submuestra los datos obtenidos en serie temporal del estado de actividad, incluido un estado levantado (primer estado) y un estado acostado (segundo estado), que se obtienen en serie temporal, al tiempo que asigna la prioridad a cada estado del primer estado y del segundo estado. La unidad de ajuste de datos 117 submuestra, por ejemplo, datos por segundo en un intervalo de 1 minuto. En este procesamiento de submuestreo, la unidad de ajuste de datos 117 asigna una prioridad a cada uno del estado levantado y acostado. Si el levantado y el acostado tienen el mismo punto (tiempo), la unidad de ajuste de datos 117 da prioridad al levantado.

La unidad de ajuste adicional de datos 118 submuestra los datos en serie temporal de un estado de actividad generado por la unidad de ajuste de datos 117, mientras asigna la prioridad a cada estado.

Los datos del estado de actividad son una serie temporal cuyo tiempo lo corrige la unidad de corrección del tiempo 107, y está formada por el estado levantado y el estado acostado determinados por la unidad de determinación del estado de actividad 105 y corregidos por la unidad de corrección del estado de actividad 106. Cuando la unidad de ajuste de datos 117 y la unidad de ajuste adicional de datos 118 realizan un submuestreo, el número de datos del

estado de actividad se puede reducir mediante rebajado.

5 Por ejemplo, en una situación en la que una persona apenas puede caminar inmediatamente después de una operación en un hospital, la determinación de la marcha es innecesaria. Así mismo, ya que la carga del cuerpo es diferente entre el estado acostado, en el que la persona se entrega a la gravedad, y el levantado, en el que se eleva contra la gravedad, también se puede tener en cuenta un propósito de aplicación centrado solo en levantarse y acostarse. En este caso, como se ha descrito anteriormente, el estado levantado y el estado acostado, que se obtienen en serie temporal, se establecen en el destino, y la cantidad de datos del estado de actividad se reduce mediante rebajado.

10 Como se ha descrito anteriormente, según la presente invención, además de la magnitud del movimiento del cuerpo obtenida por la unidad de cálculo del movimiento corporal, la unidad de corrección del estado de actividad realiza la corrección proporcionando una banda muerta, y la unidad de corrección del tiempo corrige un retraso provocado por la corrección. Por lo tanto, es posible medir de forma más correcta el estado de actividad de la persona objeto de la medición con la atención puesta en el estilo de vida.

15 Obsérvese que la presente invención no se limita a las realizaciones descritas anteriormente, y una persona con conocimientos normales en el campo puede realizar muchas modificaciones y combinaciones sin desviarse del alcance técnico de la presente invención. Por ejemplo, por norma, la segunda realización y la tercera realización pueden combinarse. Así mismo, el primer estado puede ser un estado de pie y el segundo estado puede ser un estado sentado. El alcance de la presente invención está limitado por el alcance de las reivindicaciones adjuntas.

Explicación de los números y signos de referencia

25 101... unidad de medición, 102... unidad de cálculo de la inclinación, 103... unidad de determinación de la postura, 104... unidad de cálculo del movimiento corporal, 105... unidad de determinación del estado de actividad, 106... unidad de corrección del estado de actividad, 107... unidad de corrección del tiempo

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de análisis del estado de actividad, que comprende:

- 5 una unidad de medición (101), configurada para conectarse a una persona objeto de la medición y configurada para medir una aceleración;
 una unidad de cálculo de la inclinación (102), configurada para obtener un ángulo de inclinación de una parte superior de un cuerpo de la persona objeto de la medición en función de la aceleración medida por la unidad de medición (101);
- 10 una unidad de determinación de la postura (103), configurada para determinar la postura de la persona objeto de la medición en función del ángulo de inclinación obtenido por la unidad de cálculo de la inclinación (102);
 una unidad de cálculo del movimiento corporal (104), configurada para obtener la magnitud del movimiento del cuerpo de la persona objeto de medición en función de la aceleración medida por la unidad de medición (101);
caracterizado por
- 15 una unidad de determinación del estado de actividad (105), configurada para determinar, en función de la postura determinada por la unidad de determinación de la postura (103) y la magnitud del movimiento del cuerpo calculada por la unidad de cálculo del movimiento corporal (104), si un estado de actividad de la persona objeto de la medición es un primer estado o un segundo estado diferente del primer estado;
 una unidad de corrección del estado de actividad (106), configurada para que, si en la serie temporal del estado de actividad obtenido por la unidad de determinación del estado de actividad (105), el estado de actividad pasa de un estado del primer estado y del segundo estado al otro estado, y el otro estado continúa durante un tiempo predeterminado definido de antemano, determinar que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado y, si el otro estado no continúa durante el tiempo predeterminado, determinar que el estado de actividad no ha pasado de un estado al otro estado; y
- 20 una unidad de corrección del tiempo (107), configurada para que, cuando la unidad de corrección del estado de actividad (106) determine que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado, establecer un tiempo retrasado por el tiempo predeterminado desde un momento en el que la unidad de corrección del estado de actividad (106) determina que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado, como un tiempo de transición en el que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado.

2. El dispositivo de análisis del estado de actividad según la reivindicación 1, en donde la unidad de medición (101) está configurada para medir aceleraciones en tres direcciones a lo largo de los ejes X, Y y Z que son ortogonales entre sí.

35 3. El dispositivo de análisis del estado de actividad según la reivindicación 1 o 2, que comprende, además:

- una unidad de cálculo del ritmo de marcha (108), configurada para obtener un ritmo de marcha de la persona objeto de la medición en función de la aceleración medida por la unidad de medición (101); y
 una unidad de especificación del período de marcha (109), configurada para especificar, en función del ritmo de marcha de la persona objeto de la medición obtenido por la unidad de cálculo del ritmo de marcha (108), un período de un estado en marcha en el que la persona objeto de la medición camina durante un período del primer estado definido por el tiempo de transición, corregido por la unidad de corrección del tiempo (107).

4. El dispositivo de análisis del estado de actividad según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, que comprende además una unidad de ajuste de datos (115), configurada para submuestrear los datos y reducir el número de datos del estado de actividad de por segundo a por 1 minuto y para asignar una prioridad a cada uno de en marcha, levantado y acostado, dando bastante prioridad al estado en marcha, en donde la unidad de ajuste de datos (115) está configurada para

- 50 mantener 1 minuto de datos del estado de actividad obtenidos en un intervalo de 1 segundo,
 determinar los datos del estado de actividad de un punto después del submuestreo como en marcha, si se determina la marcha de forma continua durante 6 segundos en el período de 1 minuto de mantenimiento,
 emplear uno de levantado y acostado, el que sea que se incluya durante más tiempo en el período de 1 minuto de mantenimiento, como los datos de un punto después del submuestreo, si la marcha no se determina de forma
 55 continua durante 6 segundos, y dar prioridad a levantado, si levantado y acostado tienen el mismo tiempo.

5. El dispositivo de análisis del estado de actividad según la reivindicación 4, que comprende además una unidad de ajuste adicional de datos (116), configurada para submuestrear, en un intervalo de 30 minutos, los datos del estado de actividad submuestreados por la unidad de ajuste de datos (115), en donde la unidad de ajuste adicional de datos (116) está configurada para
 60 determinar un estado en un período de 30 minutos

- dando prioridad a la marcha, de modo que el estado se determine como marcha, si la marcha se incluye 10 puntos o más en el período, y
 65 dando prioridad a uno de levantado y acostado, el que sea que tenga una mayor frecuencia de aparición, si la marcha no se incluye en el período.

6. El dispositivo de análisis del estado de actividad según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, que comprende, además:

5 una unidad de medición de la información física, configurada para medir la información física de la persona objeto de la medición; y
 una unidad de cálculo de valores estadísticos (113), configurada para obtener, para cada estado de actividad definido por el tiempo de transición corregido por la unidad de corrección de tiempo (107), un valor estadístico que incluye al menos uno de un valor promedio, una mediana, un valor máximo, un valor mínimo, una desviación estándar, un valor de nivel del 75 % y un valor de nivel del 25 % de la información física medida por la unidad de medición de información física.

7. El dispositivo de análisis del estado de actividad según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, que comprende, además:

15 una unidad de medición de la frecuencia cardíaca, configurada para medir la frecuencia cardíaca de la persona objeto de la medición;
 una unidad de cálculo de la intensidad de movimiento (114), configurada para calcular la intensidad de movimiento de la persona objeto de la medición en función de la frecuencia cardíaca calculada por la unidad de medición de la frecuencia cardíaca; y
 20 una unidad de cálculo de valores estadísticos (113a), configurada para obtener, para cada estado de actividad definido por el tiempo de transición corregido por la unidad de corrección de tiempo (107), un valor estadístico que incluye al menos uno de un valor promedio, una mediana, un valor máximo, un valor mínimo, una desviación estándar, un valor de nivel del 75 % y un valor de nivel del 25 % de la intensidad de movimiento obtenida por la unidad de cálculo de la intensidad de movimiento (114).

8. El dispositivo de análisis del estado de actividad según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en donde la unidad de determinación del estado de actividad (105) está configurada para determinar si el estado de actividad de la persona objeto de la medición es un estado levantado, en el que la persona objeto de la medición se pone de pie como primer estado, o un estado acostado, en el que la persona objeto de la medición está acostada en una cama como segundo estado.

9. Un método de análisis del estado de actividad, que comprende:

35 una primera etapa para medir la aceleración de una acción de una persona objeto de la medición;
 una segunda etapa para obtener un ángulo de inclinación de una parte superior del cuerpo de la persona objeto de la medición en función de la aceleración medida en la primera etapa;
 una tercera etapa para determinar la postura de la persona objeto de la medición en función del ángulo de inclinación obtenido en la segunda etapa;
 40 una cuarta etapa para obtener la magnitud del movimiento corporal de la persona objeto de la medición en función de la aceleración medida en la primera etapa;
caracterizado por
 una quinta etapa para determinar, en función de la postura determinada en la tercera etapa y la magnitud del movimiento corporal calculada en la cuarta etapa, si un estado de actividad de la persona objeto de la medición es un primer estado o un segundo estado diferente del primer estado;
 45 una sexta etapa en la que, si en una serie temporal del estado de actividad obtenido en la quinta etapa, el estado de actividad pasa de un estado del primer estado y del segundo estado al otro estado, y el otro estado continúa durante un tiempo predeterminado definido de antemano, se determina que el estado de actividad ha pasado de un estado a otro y, si el otro estado no continúa durante el tiempo predeterminado, determinar que el estado de actividad no ha pasado de un estado al otro estado; y
 50 una séptima etapa en la que, cuando se determina en la sexta etapa que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado, se establece un tiempo retrasado por el tiempo predeterminado desde un momento en el que, en la sexta etapa, se determina que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado, como un tiempo de transición en el que el estado de actividad ha pasado de un estado al otro estado.

10. El método de análisis del estado de actividad según la reivindicación 9, en donde, en la primera etapa, se miden las aceleraciones en tres direcciones a lo largo de los ejes X, Y y Z que son ortogonales entre sí.

11. El método de análisis del estado de actividad según la reivindicación 9 o 10, que comprende, además:

60 una octava etapa para obtener un ritmo de marcha de la persona objeto de la medición en función de la aceleración medida en la primera etapa; y
 una novena etapa para especificar, en función del ritmo de marcha de la persona objeto de la medición obtenido en la octava etapa, un período de un estado en marcha en el que la persona objeto de la medición camina durante un período del primer estado definido por el tiempo de transición, corregido en la séptima etapa.

12. El método de análisis del estado de actividad según una cualquiera de las reivindicaciones 9 a 11, que comprende, además:

5 una décima etapa para medir la información física de la persona objeto de la medición; y
una undécima etapa para obtener, para cada estado de actividad definido por el tiempo de transición corregido en la séptima etapa, un valor estadístico que incluye al menos uno de un valor promedio, una mediana, un valor máximo, un valor mínimo, una desviación estándar, un valor de nivel del 75 % y un valor de nivel del 25 % de la información física medida en la décima etapa.

10 13. El método de análisis del estado de actividad según una cualquiera de las reivindicaciones 9 a 11, que comprende, además:

una décima etapa para medir el ritmo cardíaco de la persona objeto de la medición;
15 una undécima etapa para calcular la intensidad de movimiento de la persona objeto de la medición en función de la frecuencia cardíaca calculada en la décima etapa; y
una decimotercera etapa para obtener, para cada estado de actividad definido por el tiempo de transición corregido en la séptima etapa, un valor estadístico que incluye al menos uno de un valor promedio, una mediana, un valor máximo, un valor mínimo, una desviación estándar, un valor de nivel del 75 % y un valor de nivel del 25 % de la intensidad de movimiento obtenida en la undécima etapa.

20 14. El método de análisis del estado de actividad según una cualquiera de las reivindicaciones 9 a 13, en donde el primer estado es un estado levantado en el que la persona objeto de la medición se pone de pie, y el segundo estado es un estado acostado en el que la persona objeto de la medición está acostada en una cama.

Fig.1

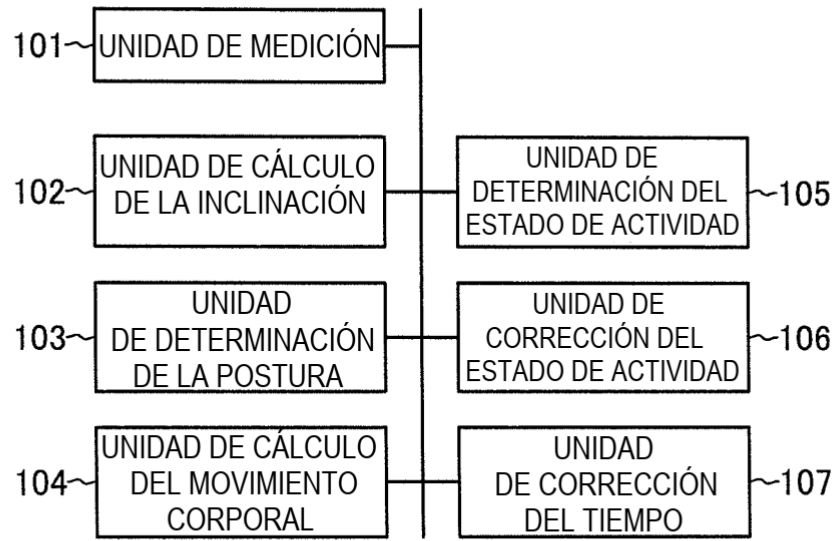


Fig.2A

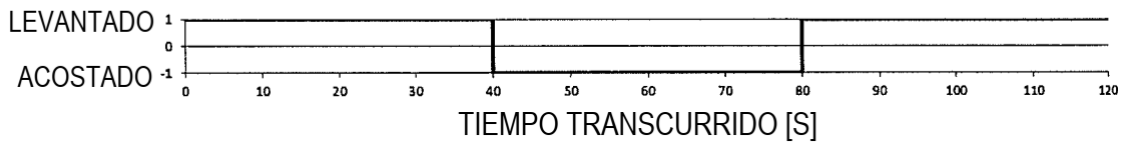


Fig.2B

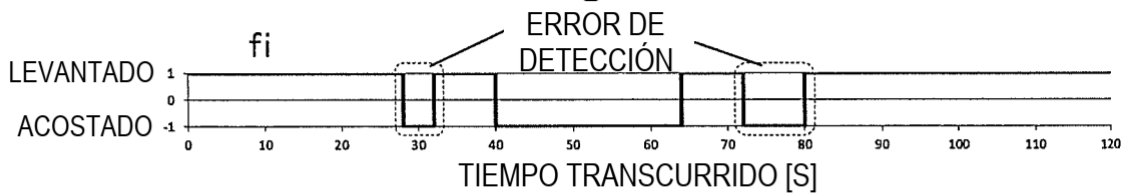


Fig.2C

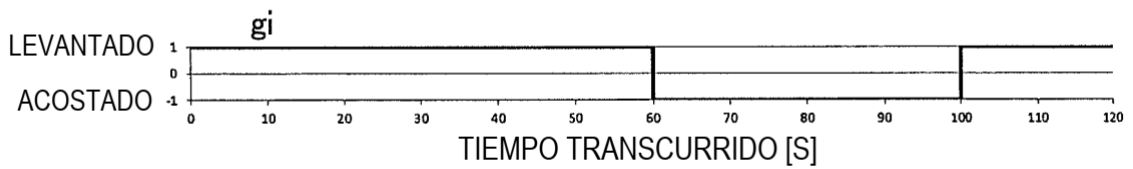


Fig.2D

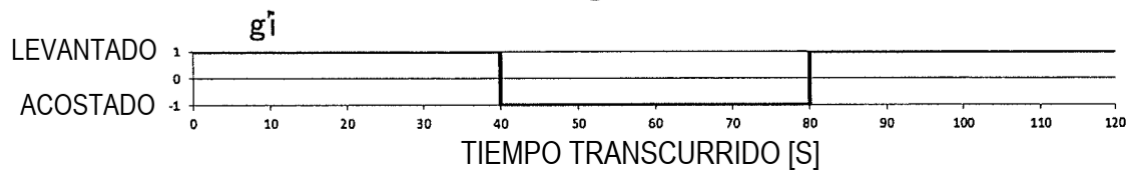


Fig.3

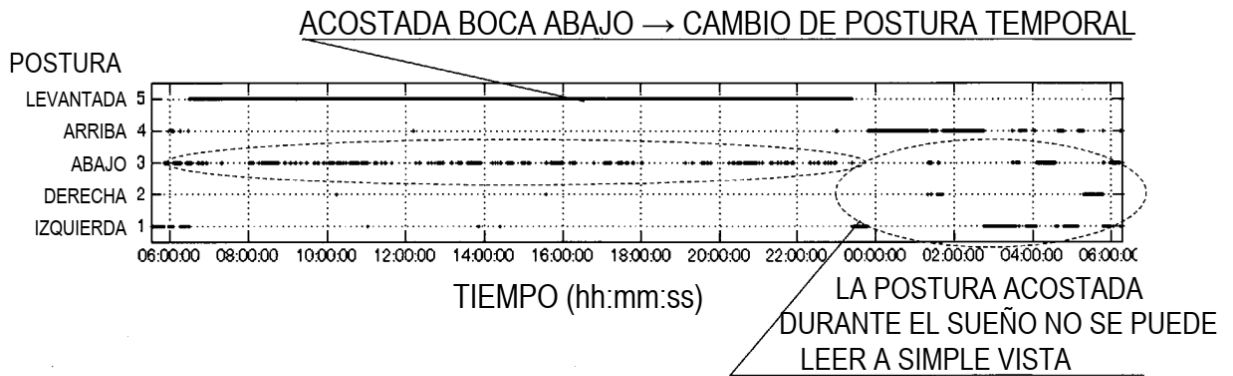


Fig.4

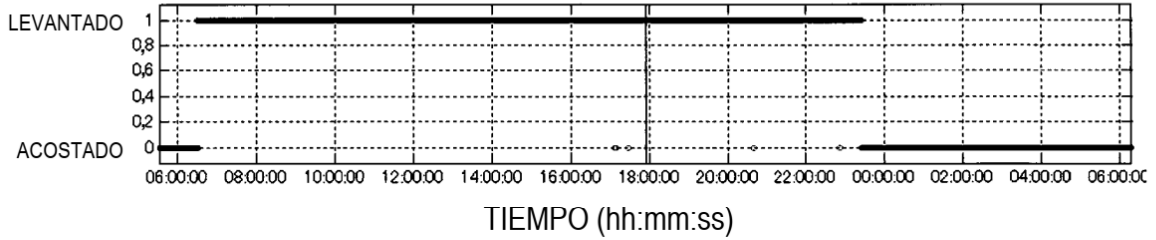


Fig.5

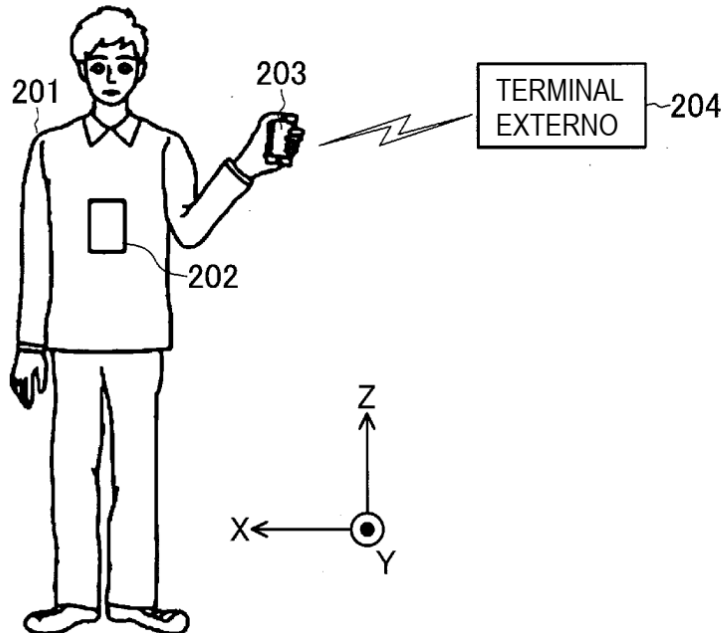


Fig.6

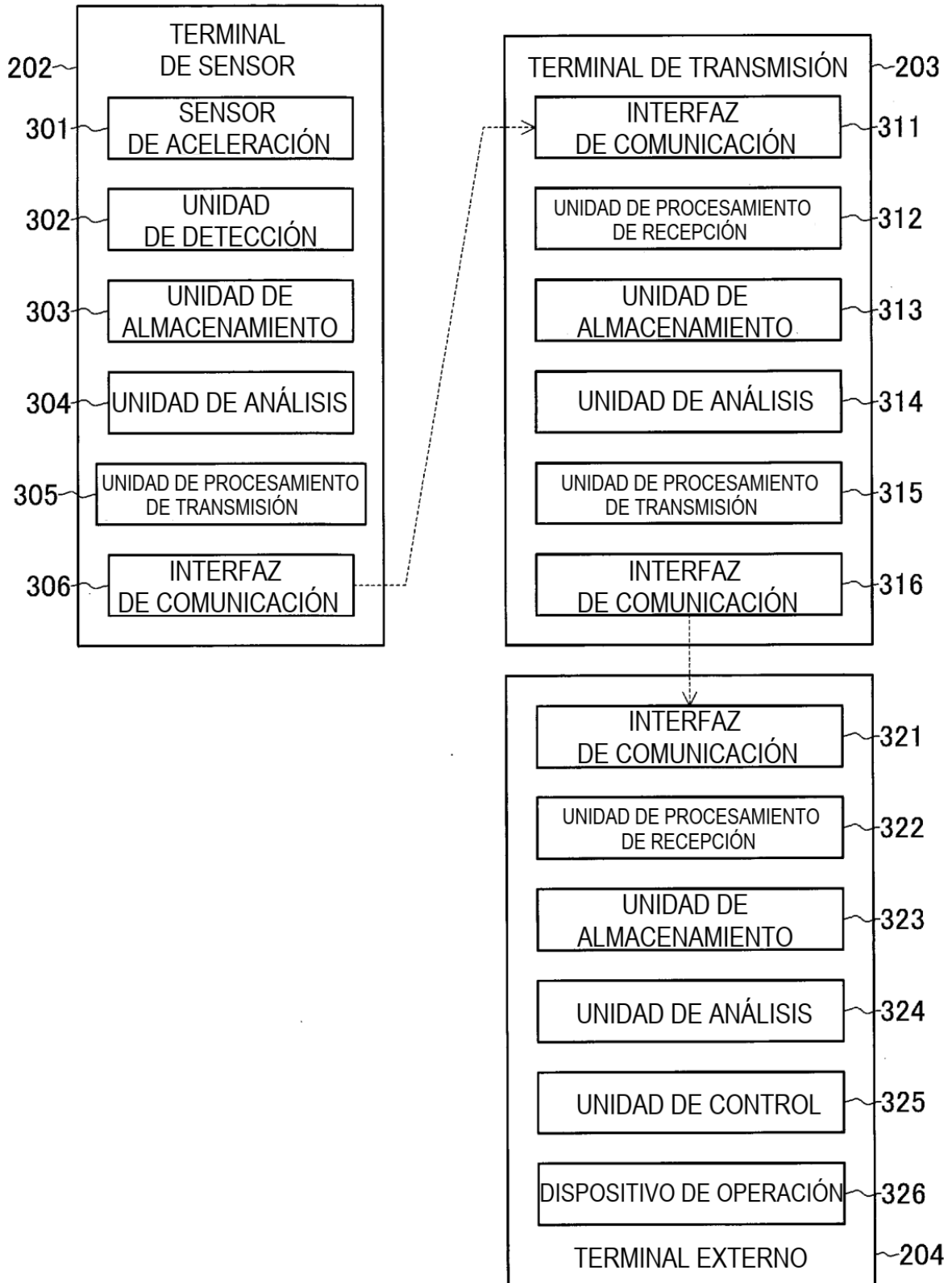


Fig.7

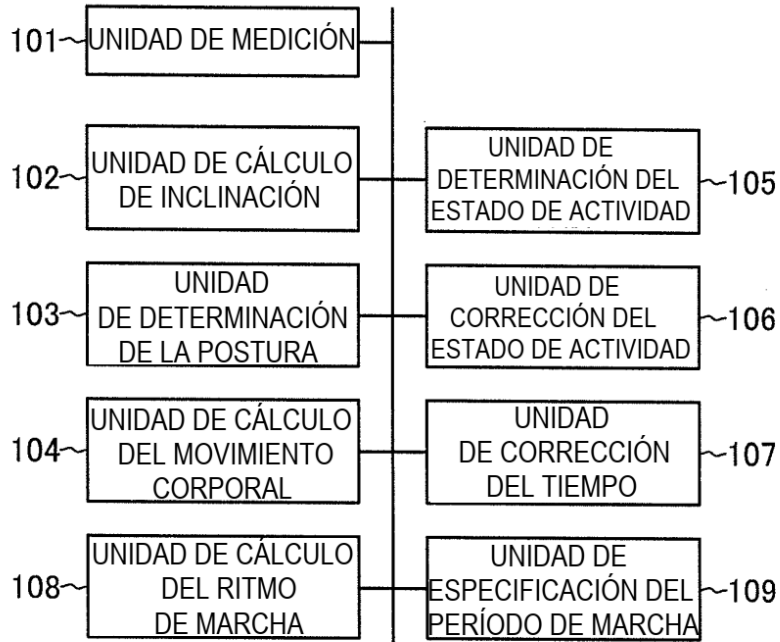


Fig.8

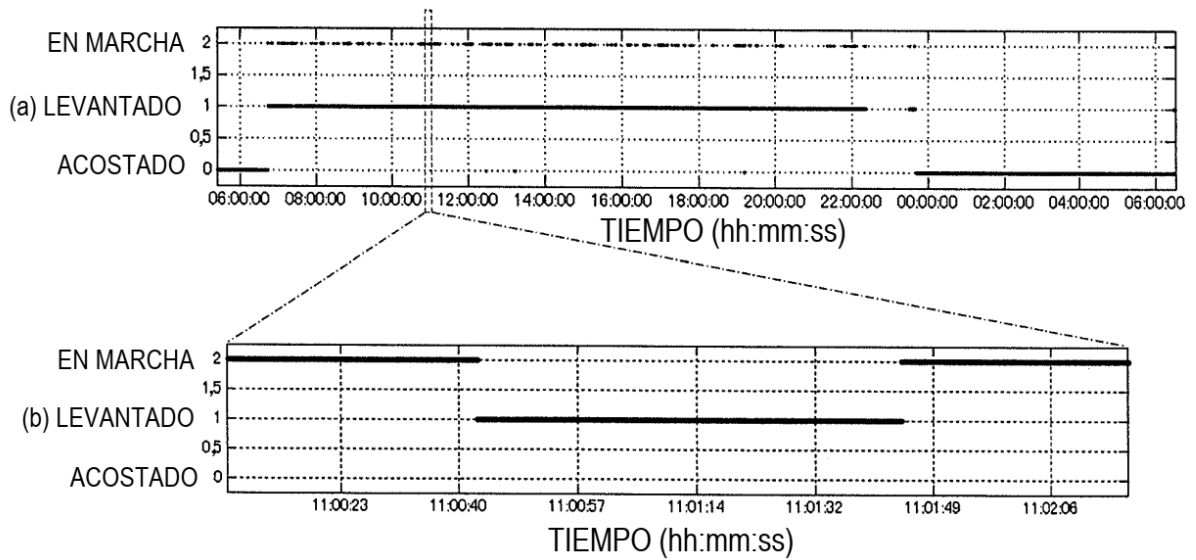


Fig.9

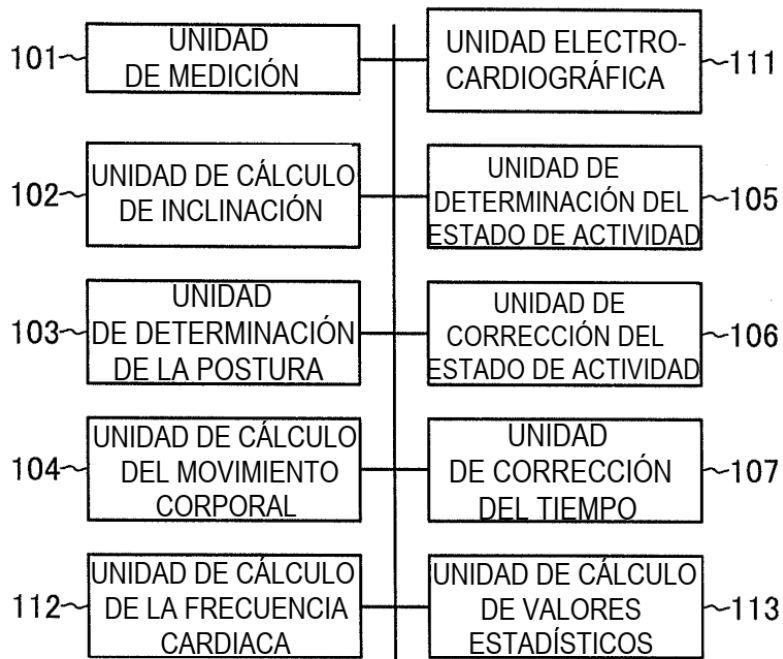


Fig.10

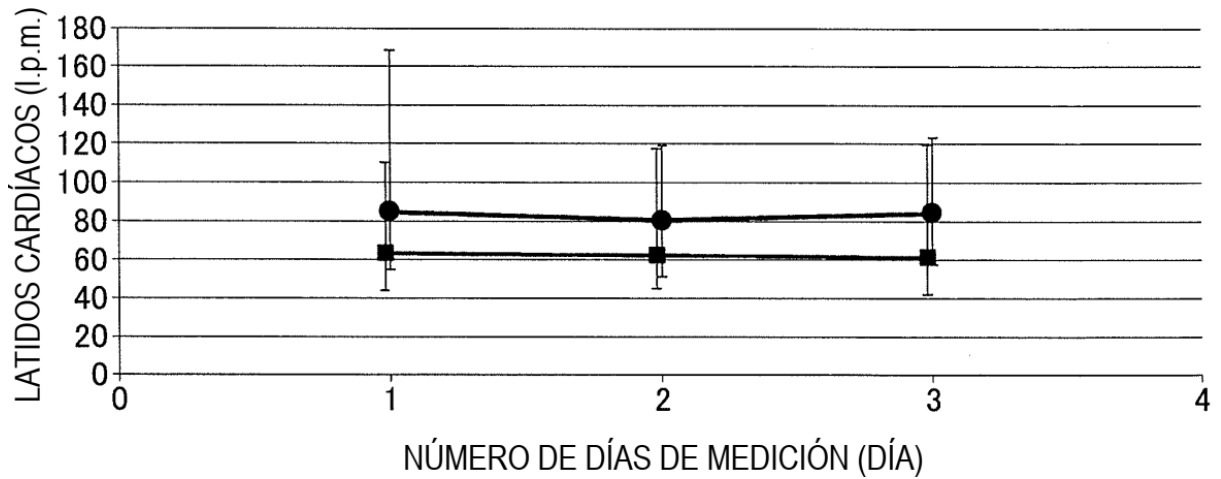


Fig.11

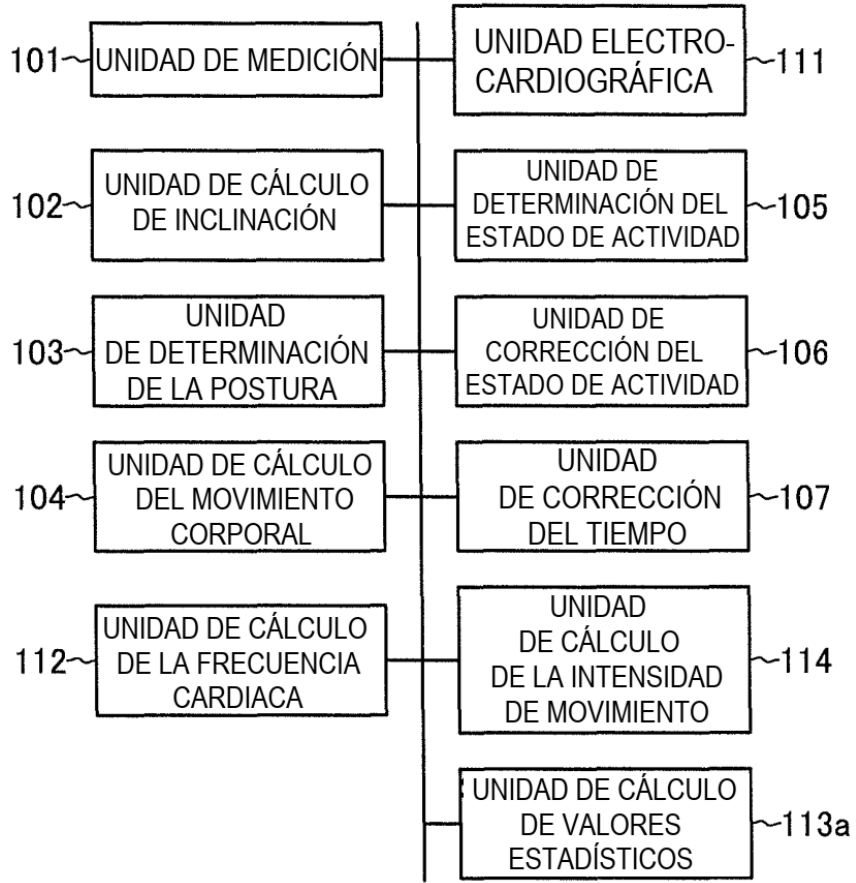


Fig.12

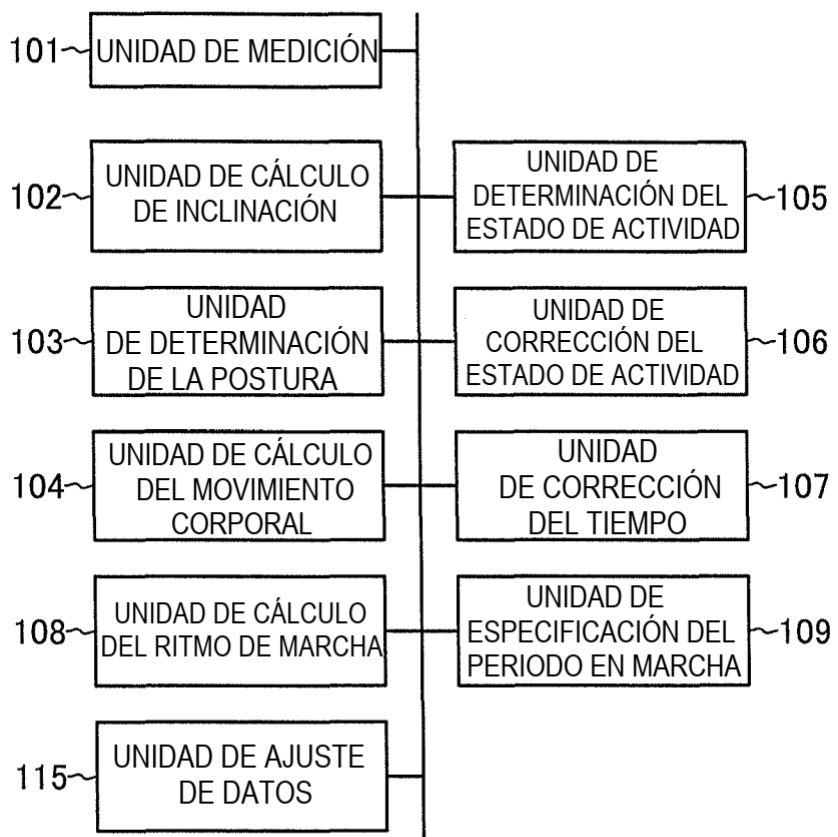


Fig.13A

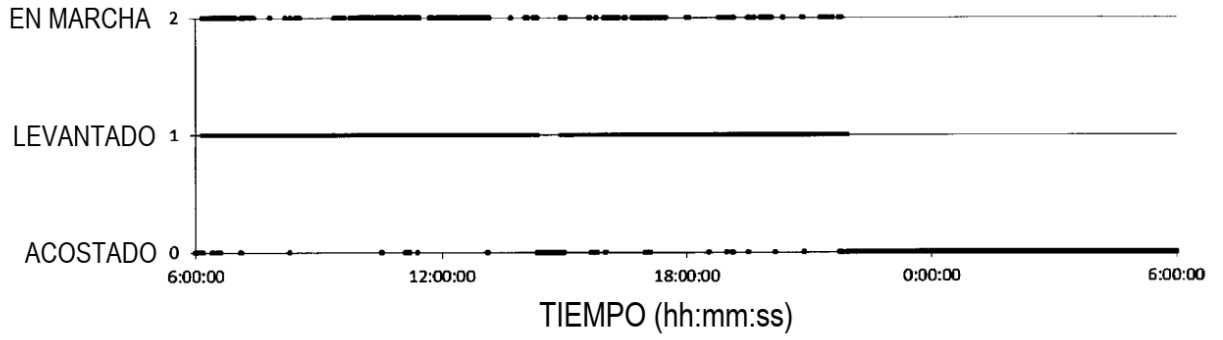


Fig.13B

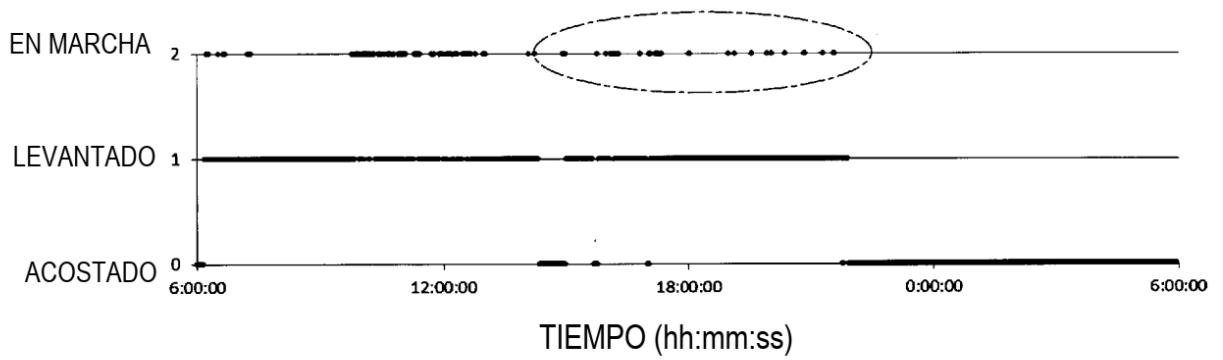


Fig.13C

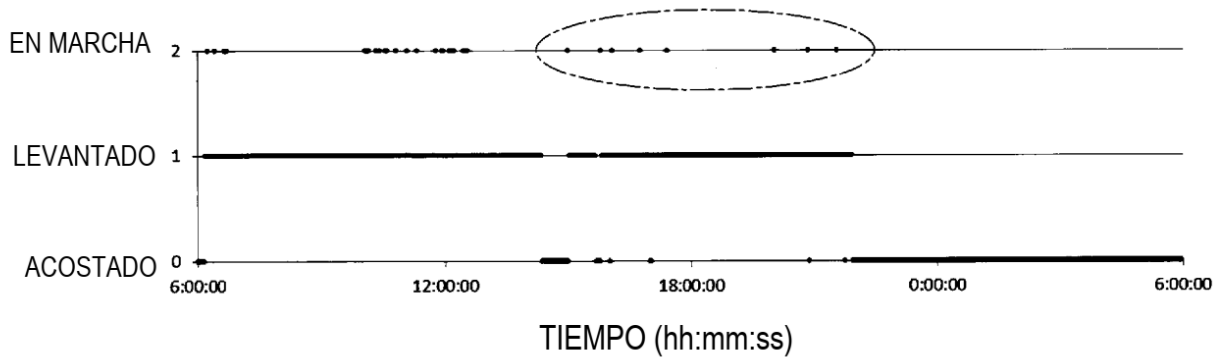


Fig.14

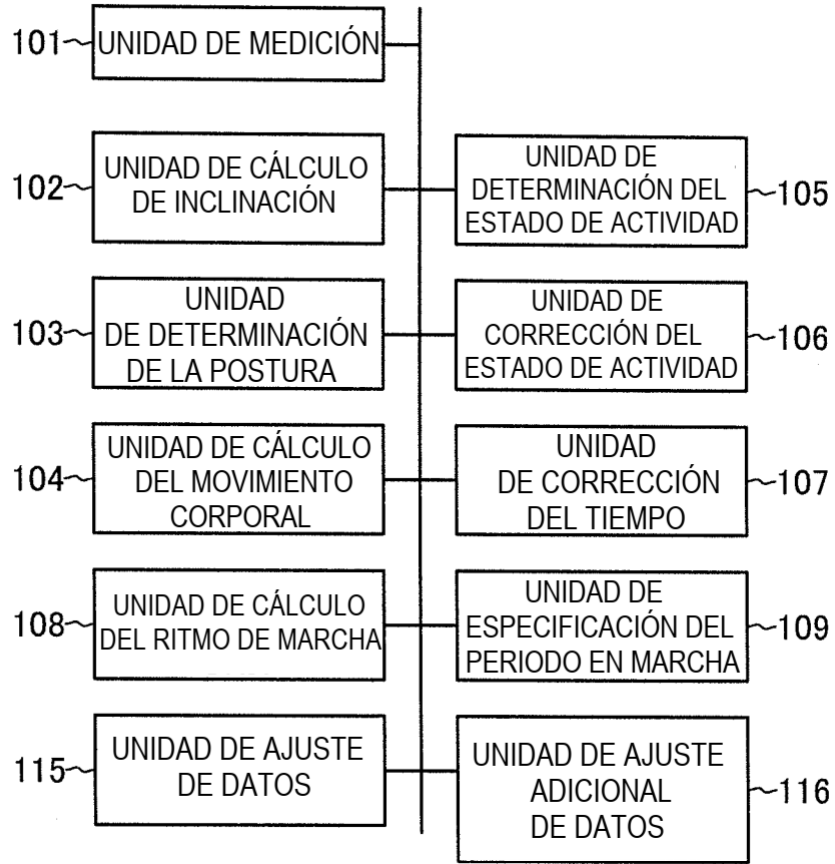


Fig.15A

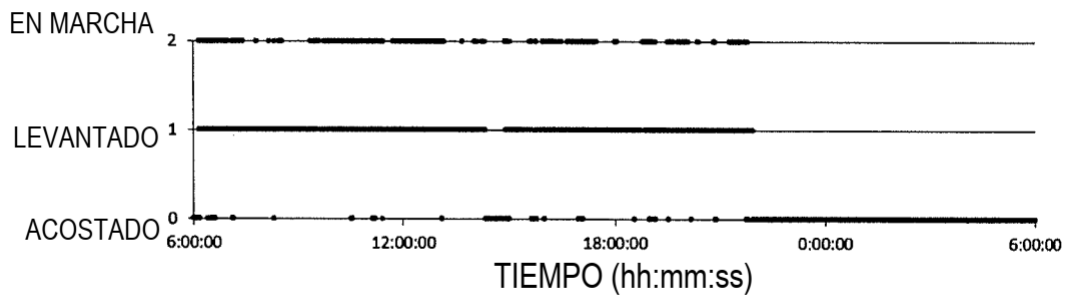


Fig.15B

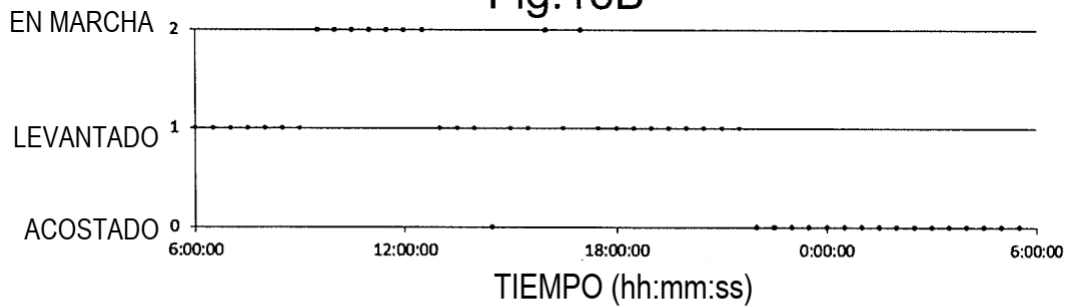


Fig.15C

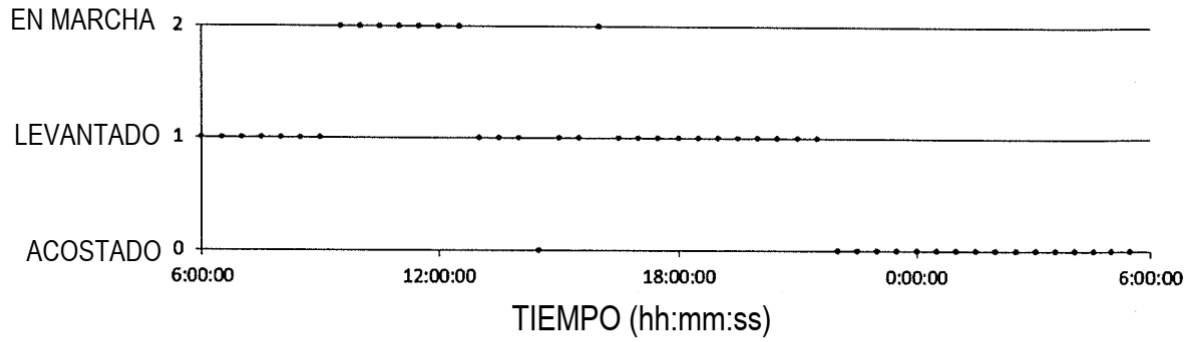


Fig.16

