



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 366 545**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/11 (2006.01)

A61B 7/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08773463 .8**

96 Fecha de presentación : **16.06.2008**

97 Número de publicación de la solicitud: **2164386**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **24.03.2010**

54 Título: **Dispositivo y procedimiento para predecir una pérdida de control sobre un músculo.**

30 Prioridad: **11.07.2007 DE 10 2007 032 268**
14.08.2007 DE 10 2007 038 392

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
21.10.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
21.10.2011

73 Titular/es: **FRAUNHOFER-GESELLSCHAFT ZUR
FÖRDERUNG DER ANGEWANDTEN FORSCHUNG
E.V.**
Hansastraße 27C
80686 München, DE
FRIEDRICH-ALEXANDER-UNIVERSITÄT
ERLANGEN-NÜRNBERG

72 Inventor/es: **Mörsdorf, Hans-Joachim;**
Aschenbrenner, Stefan;
Thielecke, Jörn y
Schmitt, Huber

74 Agente: **Arizti Acha, Mónica**

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 procedimiento para predecir una pérdida de control sobre un músculo

La presente invención se refiere a un dispositivo y a un procedimiento para predecir una pérdida del control sobre una musculatura y en particular a la detección de mareos y cansancio. Pueden aparecer mareos por ejemplo precediendo a una caída, mientras que pueden aparecer estados de cansancio de los músculos, por ejemplo como consecuencia de esfuerzos corporales y cansancio (como por ejemplo durante la conducción de vehículos). Otros campos de aplicación comprenden, por ejemplo, la identificación de una pérdida de control bajo la influencia de las drogas o el alcohol y, dado el caso, la identificación de enfermedades neurológicas degenerativas como por ejemplo el Parkinson.

Muchas personas mayores desean poder permanecer en su vivienda el máximo tiempo posible. Sin embargo, ante esto los familiares y el personal médico se plantean la cuestión de cómo puede identificarse por ejemplo un cambio espontáneo del estado de salud. Por ejemplo, cuando se cae un anciano, a menudo surge un problema porque pueden quedarse tirados en el suelo y sin ayuda. Se han realizado numerosos esfuerzos para identificar esta situación, por ejemplo mediante un detector de caídas, para así poder pedir ayuda automáticamente. Estos esfuerzos comprenden por ejemplo una detección de caídas mediante sensores de aceleración y/o posición. A este respecto, al sobrepasarse un valor límite determinado, como por ejemplo un impacto contra el suelo, se dispara una alarma. Otros procedimientos convencionales intentan evaluar adicionalmente con ayuda de sensores de posición la posición espacial del ser humano o eventuales patrones de movimiento a continuación de un evento de caída previo, para así conseguir una mayor fiabilidad y descartar falsas alarmas. Sin embargo se ha demostrado que mediante dispositivos o procedimientos convencionales sólo puede detectarse una caída o un tambaleo a posteriori y así prácticamente no puede evitarse la propia caída. Sería mejor un dispositivo que pudiera "predecir" una caída o un tambaleo para poder evitar así la propia caída. Un medio de predicción de este tipo podría aplicarse, además de a las sintomatologías mencionadas, también para prevenir por ejemplo una pérdida de control que aparece como consecuencia de fatiga.

Partiendo de este estado de la técnica, la presente invención se basa en el objetivo de crear un dispositivo y un procedimiento que pueda predecir una pérdida del control sobre la musculatura y que pueda colocarse al mismo tiempo fácilmente en un cuerpo humano y sea sencillo de manejar.

Este objetivo se resuelve mediante un dispositivo según la reivindicación 1, un procedimiento según la reivindicación 24 o un programa informático según la reivindicación 28.

La presente invención se basa en el reconocimiento de que una pérdida inminente del control sobre un músculo de un ser humano o un cuerpo humano viene anunciada por una variación de los ruidos o de los patrones de ruido en la musculatura, que pueden ir acompañados a su vez de movimientos de tambaleo. Por tanto, una pérdida de control de un músculo (por ejemplo un músculo de soporte o la musculatura de la pierna) puede predecirse porque un medio detecta ruidos del músculo y un medio adicional capta una aceleración por ejemplo del cuerpo humano o de la cabeza. Los datos detectados (ruidos musculares y aceleración) pueden evaluarse en una unidad de evaluación de manera que puede predecirse una pérdida inminente de control sobre la musculatura a partir de los (típicos) ruidos de la musculatura y de la aceleración.

Por tanto, ejemplos de realización de la presente invención comprenden una fusión de datos de ruidos musculares y datos de medición de aceleración, de modo que se posibilita el aviso a una persona observada en principio ya antes de la caída.

Puede producirse un registro de valores de medición por ejemplo de dos formas:

(a) se colocan sensores individuales para captar ruidos musculares y aceleración corporal por separado en el cuerpo humano;

(b) se coloca un sensor combinado, que comprende el sensor de ruido y el sensor de aceleración, en un punto del cuerpo humano.

En el caso (b), en el que los sensores están realizados como sensor combinado, parece lógica una fijación en el muslo del ser humano. En este caso es posible tanto una detección de patrones de movimiento como la detección de una pérdida de tono, que puede provocar un posible tambaleo. La calidad de la regulación del tono muscular (tensión muscular) se determina a partir del cumplimiento de un punto funcional, que viene determinado por un equilibrio entre la componente de gravedad y la acción de la fuerza como consecuencia de la tensión muscular. En caso de un tono de alta calidad, la tensión muscular es suficientemente alta para resistir la gravedad, pero por otro lado también es suficientemente baja para posibilitar un movimiento armónico. Un espasmo es por ejemplo un aumento brusco del tono y una parálisis constituye por ejemplo una pérdida del tono.

Los patrones de movimiento pueden indicar por ejemplo el estar de pie, caminar o correr o también subir escaleras y pueden detectarse por consiguiente en la unidad de evaluación de manera correspondiente. Además de la fijación del sensor combinado en el muslo del ser humano, opcionalmente también pueden usarse otros puntos del cuerpo humano para la colocación del sensor combinado, por ejemplo en el torso o en la zona del cuello/del hombro. Sin embargo, en la actualidad parece lógica una fijación en el muslo del ser humano.

En el caso (a), en el que los sensores (sensor de aceleración, sensor de ruido) están realizados como sensores individuales, es evidente el enfoque de colocar un micrófono (como sensor de ruido) para el registro de los ruidos musculares también en este caso en el muslo y colocar el sensor de aceleración en la cadera del ser humano. Así pueden clasificarse movimientos del torso (por ejemplo como consecuencia de una caída, giro, etc.). Pero también en este caso, en otros ejemplos de realización, pueden colocarse los sensores individuales en otros puntos que se eligen por ejemplo según un caso de aplicación concreto.

Además de la posibilidad de aplicación ya mencionada como medio de predicción, que puede avisar de una caída inminente, algunos ejemplos de realización pueden constatar por ejemplo mareos por problemas cardíacos. Esto puede producirse por ejemplo mediante un sensor adicional para la detección de ruidos del músculo cardíaco, que registra los mareos por problemas cardíacos que aparecen a menudo con la edad ya antes de la aparición de un mareo manifiesto y puede actuar mediante un procedimiento preventivo. El procedimiento preventivo puede comprender, por ejemplo, una señal de aviso correspondiente, de modo que antes del mareo puedan tomarse medidas de precaución o pueda producirse un aviso.

Además de estos síntomas a consecuencia de una enfermedad o de la edad, algunos ejemplos de realización de la presente invención son adecuados también para identificar cansancio por ejemplo en conductores de automóviles y para detectarlo por los cabeceos. Para este escenario de aplicación pueden disponerse por ejemplo el sensor de ruido o el sensor de aceleración en la cabeza o en la zona del cuello – del hombro. Además de síntomas de cansancio durante la conducción de un vehículo, también pueden detectarse sin embargo estados de agotamiento muscular, por ejemplo tras un esfuerzo corporal (por ejemplo subir escaleras), ya de antemano y realizarse un aviso correspondiente. Los sensores pueden colocarse de manera correspondiente dependiendo de qué región del cuerpo esté afectada por el esfuerzo corporal.

Algunos ejemplos de realización intentan anticipar así una situación crítica y mareos, estados de agotamiento, cansancio, etc. que ya han aparecido, e identificar el breve movimiento de tambaleo asociado a ello debido a una pérdida de tono de la musculatura postural.

Además de los sensores, algunos ejemplos de realización presentan también una unidad de evaluación, que puede estar integrada por ejemplo en una carcasa del sensor combinado o en una carcasa de uno de los sensores individuales (del sensor de movimiento o del sensor de ruido). La unidad de evaluación adquiere a este respecto los datos detectados de los sensores y puede utilizar además una "inteligencia" para constatar un mareo o una caída. La inteligencia puede realizarse, por ejemplo, por medio de un microcontrolador o un chip programable y analiza a este respecto patrones correspondientes de los ruidos o de los datos de aceleración, que pueden predecir que es probable una caída inminente.

Además, la unidad de evaluación puede presentar módulos para el disparo inalámbrico de alarmas, por ejemplo una señal de alarma transmitida a una unidad externa. Esto puede tener lugar, por ejemplo, por Bluetooth. La unidad externa puede representar por ejemplo la señal de alarma de manera óptica o acústica, transmitir una notificación a una central de notificación (por ejemplo a un familiar o a una central de emergencias) y/o también registrar la situación de alarma. Además, en algunos ejemplos de realización, la unidad de evaluación puede almacenar los datos adquiridos o también retransmitirlos a través de una conexión inalámbrica a un medio de almacenamiento correspondiente, de modo que puedan captarse pérdidas de tono a lo largo de un periodo dado de tiempo y así puedan proporcionarse indicios de la existencia de una enfermedad. Una ubicación precisa del sensor combinado o de los sensores en el cuerpo debe determinarse, tal como se ha mencionado, para casos de aplicación concretos mediante estudios correspondientes y puede adaptarse según se desee al caso de aplicación respectivo. Las ubicaciones descritas en el presente documento de los sensores o del sensor combinado son, por consiguiente, únicamente ejemplos y pueden optimizarse de manera correspondiente en cuanto a la eficacia de la predicción.

Una evaluación de los valores de medición puede realizarse de la siguiente manera. Ambos sensores proporcionan sus respectivos valores de medición (ruidos o patrones de ruido, valores de aceleración) al microcontrolador programado de manera correspondiente ("inteligencia"), que realiza una fusión de los datos basándose en un modelo fisiológico-físico. La finalidad de esta fusión es, a este respecto, constatar un movimiento del cuerpo diferente en el sentido de una breve pérdida de control de la posición espacial y así posibilitar la identificación de un mareo o de patrones de movimiento esperados. Para ello, el microcontrolador puede registrar por ejemplo a lo largo de un determinado periodo de tiempo movimientos del cuerpo "normales", que varían de una persona a otra, de modo que mediante una comparación pueden constatarse movimientos del cuerpo "anómalos", que pueden ir acompañados de una pérdida de tono. Puesto que el tono muscular también cambia, por ejemplo, al sentarse, es importante precisamente la combinación con el sensor de aceleración, para constatar sólo determinados eventos (como por ejemplo un mareo), pero no comportamientos totalmente naturales, no motivados por ninguna enfermedad o que no pueden atribuirse a un cansancio.

La captación del tono muscular puede tener lugar, tal como se ha mencionado, por ejemplo mediante una evaluación de los ruidos musculares asociados con el mismo y sus patrones de ruido. Estos patrones o patrones de ruido reflejan el respectivo grado de activación del músculo. Para centrarse correctamente en los ruidos musculares o cardíacos puede realizarse a este respecto en paralelo una medición de los ruidos del entorno. Los ruidos de entorno comprenden a este respecto, por ejemplo, cualquier ruido cuyo origen no se encuentre en el cuerpo humano o en el músculo. Tras tener en cuenta la característica de transmisión (otro micrófono, atenuación por la ropa, etc.) éstos pueden sustraerse entonces

de la señal captada de los ruidos corporales. Esta medición diferencial así obtenida de los ruidos aumenta claramente la sensibilidad del dispositivo, aunque necesita un micrófono adicional (en otro punto) para captar los ruidos del entorno. Alternativamente, aprovechando procedimientos algorítmicos también pueden filtrarse ruidos molestos del entorno.

5 La evaluación de los datos del sensor de aceleración lleva a información sobre una evolución de la posición del cuerpo con respecto al campo de gravitación. Esto quiere decir que la aceleración que actúa sobre el sensor de aceleración representa una superposición de la aceleración de la gravitación y de la aceleración relativa (respecto al campo de gravitación) del cuerpo humano o del sensor de aceleración. En caso de una caída se reduce en primer lugar la aceleración que actúa sobre el sensor de aceleración (debido a la aceleración de caída del cuerpo humano), para
10 aumentar a continuación claramente en el instante del impacto contra el suelo. Una caída neta de la aceleración puede ser así un indicio de la existencia de una caída. Pueden identificarse por consiguiente variaciones espontáneas, tal como ya se ha descrito, y su patrón puede permitir concluir un mareo.

Con respecto a la fijación de los sensores o del sensor combinado en un paciente, hay que elegir una realización práctica de manera que, por un lado, se tengan en cuenta los requisitos en cuanto a ergonomía y, por otro lado, la necesidad de una captación de valores de medición fiable. Así, en función del respectivo caso de aplicación, puede
15 elegirse de manera diferente el lugar de fijación de los sensores o del sensor combinado. Aparte de la fijación optimizada ya descrita con respecto al empleo deseado (captación de sensaciones de mareo, captación de cansancio, captación de ruidos cardíacos o insuficiencia cardíaca, etc.), en la fijación de los sensores hay que tener en cuenta también que el paciente no se vea limitado con respecto a su libertad de movimiento de manera inaceptable y, además, que el movimiento natural del paciente no afecte desventajosamente a la fijación de los sensores (sujeción firme
20 también con movimiento naturales).

En comparación con los procedimientos convencionales, la evaluación de dos modalidades dependientes sólo indirectamente aumenta la fiabilidad del sistema y ofrece la posibilidad, tal como se ha mencionado, de predecir una eventual caída inminente u otros eventos, que van acompañados de una pérdida de tono momentánea. Ejemplos de ello comprenden síntomas de cansancio agudos, aclaración de síntomas poco claros de origen cardiológico, detección de
25 enfermedades motoras o estados de agotamiento.

Ejemplos de realización de la presente invención son ventajosos por tanto con respecto al estado de la técnica, porque se combina la captación de aceleración mediante una captación de ruido de la musculatura o de un músculo determinado. Por tanto se combina de manera inteligente la captación de aceleración por un lado del estado de la técnica mediante una captación de ruido. Puesto que una debilitación inminente del tono del músculo se manifiesta ya
30 en un patrón de ruido de la musculatura, es posible por tanto, en particular, obtener un aviso con antelación, lo que no pueden ofrecer los procedimientos o métodos convencionales. Así, un dispositivo según la invención puede utilizarse de manera práctica no sólo para la predicción de caídas o mareos, sino también en el caso de un aviso a tiempo en caso de síntomas de cansancio, que representan en particular para conductores de vehículos una fuente de peligro especial. Mediante un registro permanente de los datos de medición pueden examinarse y registrarse adicionalmente a lo largo de un día pérdidas de tono distribuidas de una musculatura determinada, lo que puede llevar posteriormente a una
35 conclusión sobre determinadas enfermedades.

Ejemplos de realización de la presente invención se explican a continuación con respecto a los dibujos adjuntos. Muestran:

40 la figura 1, una representación esquemática de una captación de valores de medición en un ser humano y su evaluación;

la figura 2A, una posible distribución de sensores en diferentes puntos del cuerpo humano;

la figura 2B, posibles posiciones de un sensor combinado;

la figura 2C, posibles posiciones de un sensor de aceleración;

la figura 2D, posibles posiciones de un sensor de ruido;

45 la figura 3, una posible captación de datos combinada; y

las figuras 4A-C, ejemplos de realización de una evaluación de datos de aceleración y ruido.

Con respecto a la siguiente descripción, debe tenerse en cuenta que en los distintos ejemplos de realización los elementos funcionales iguales o con la misma función presentan los mismos números de referencia y por tanto la descripción de estos elementos funcionales en los distintos ejemplos de realización, representados a continuación, son intercambiables entre sí.
50

La figura 1 muestra una captación de valores de medición en un ser humano 100 o en otro cuerpo de un ser vivo, que por un lado comprende una captación de ruidos musculares mediante un sensor 110 de ruido y, por otro lado, comprende una captación de una aceleración mediante un sensor 120 de aceleración. El sensor 110 de ruido puede presentar, por ejemplo, en el caso más sencillo, un micrófono que transmite señales 115 a una unidad 130 de

evaluación. El sensor 120 de aceleración capta una aceleración relativa respecto a la aceleración de gravitación así como la aceleración propia del cuerpo, que aparece debido a la variación del tono y transmite también datos 125 de aceleración correspondientes a la unidad 130 de evaluación. Mediante una combinación de ambos datos y su evolución temporal (patrón), la unidad 130 de evaluación determina datos 135 de evento (señales de aviso), pudiendo señalar los datos 135 de evento por ejemplo un tambaleo, sensaciones de mareo, mareos, síntomas de cansancio, etc. En otros ejemplos de realización se colocan sensores de aceleración adicionales y/o sensores de ruido adicionales en el ser humano, pudiendo captar los sensores de aceleración adicionales aceleraciones de otras partes del cuerpo del ser humano 100 y los sensores de ruido adicionales, por ejemplo, ruidos de entorno o ruidos de otros órganos (corazón).

La figura 2A muestra al ser humano 100 con una zona 102 del cuello – de la cabeza, dos brazos 103, un torso 104 con un corazón 105, una zona 106 de la columna vertebral, una zona 107 coxal y dos piernas 108. En el ser humano 100 pueden colocarse en diferentes regiones del cuerpo o puntos del cuerpo el sensor 110 de ruido y el sensor 120 de aceleración (representados por líneas discontinuas). Si el sensor 120 de aceleración y el sensor 110 de ruido están alojados en un sensor 200 combinado, este sensor combinado puede colocarse por ejemplo en una pierna o muslo 108 (línea continua). La unidad 130 de evaluación puede estar dispuesta o bien en el sensor 110 de ruido o bien en el sensor 120 de aceleración y por ejemplo presentar un microcontrolador 131 (una inteligencia), una unidad 132 de transmisión (por ejemplo basada en Bluetooth) y una antena 133. La unidad de evaluación también puede estar dispuesta en el sensor 200 combinado o en su carcasa.

La figura 2B muestra posibles puntos de fijación del sensor 200 combinado, que puede estar dispuesto por ejemplo en una pierna 108 o el muslo. Además, también es posible disponer el sensor 200 combinado en otro punto del cuerpo, siempre que éste resulte favorable para la captación de los datos, por ejemplo en una región 106 de la columna vertebral para captar los ruidos de la musculatura de soporte o en la proximidad del corazón 105 para captar ruidos cardiacos o en la zona 102 del cuello – de la cabeza, por ejemplo para captar síntomas de cansancio (cabeceo). Estas disposiciones alternativas están indicadas mediante líneas discontinuas.

La figura 2C muestra posibles puntos de fijación del sensor 120 de aceleración. Estas posiciones se refieren en particular a la posibilidad cuando el sensor 120 de aceleración y el sensor 110 de ruido están dispuestos por separado en cada caso en diferentes puntos del cuerpo. El sensor 120 de aceleración puede estar dispuesto, por ejemplo, en la zona 107 coxal, en la zona 102 del cuello – de la cabeza o en una zona 104' del hombro.

La figura 2D muestra posibles disposiciones del sensor 110 de ruido, partiéndose en este ejemplo de realización, al igual que en la figura 2C, de que el sensor 110 de ruido y el sensor 120 de aceleración se fijan por separado en el cuerpo humano 100. Posibles disposiciones del sensor 110 de ruido son, a este respecto, el muslo o la pierna 108, la zona 106 de la columna vertebral, cerca del corazón 105 u otras zonas del cuerpo humano no mostradas en la figura 2D (por ejemplo la zona 102 de la cabeza – del cuello).

En los ejemplos de realización de las figuras 2C y 2D, la unidad 130 de evaluación puede estar dispuesta o bien en el sensor 110 de ruido o bien en el sensor 120 de aceleración o alojarse en su carcasa. Por tanto, también están integrados los submódulos, el microcontrolador 131 (“inteligencia”) y la unidad 132 de transmisión (Bluetooth) en el caso de sensores individuales según aspectos de ergonomía en todos los sensores o en el caso de un sensor combinado en su carcasa. Para poder comunicarse entre sí, los sensores dispuestos por separado (sensor 110 de ruido y sensor 120 de aceleración) necesitan en cada caso una unidad 132 de transmisión, para poder intercambiar datos. La transmisión puede realizarse por cable o de manera inalámbrica. Por otro lado puede ser suficiente con que el microcontrolador 131 esté integrado sólo en uno de los sensores (o su carcasa). También es posible, empleando las unidades 132 de transmisión, transmitir los datos a una unidad externa, pudiendo fijarse la unidad externa también en el ser humano o en otro lugar (también más alejado del ser humano). Mediante el empleo de varios sensores de aceleración es posible además aumentar la precisión de medición, pudiendo estar dispuestos sensores de aceleración por ejemplo en la zona 107 coxal y en la zona 104' del hombro.

Para la colocación o para la fijación, el sensor 200 combinado o el sensor 120 de aceleración y/o el sensor 110 de ruido y/o la unidad 130 de evaluación pueden presentar un medio de fijación o un medio de colocación, que presentan por ejemplo a su vez un cierre de velcro, adhesivo, sujeción mediante cinta elástica.

A continuación se describen diversos ejemplos de realización de cómo puede realizarse la captación y evaluación de datos. En la figura 3 se describe en primer lugar la posibilidad más sencilla, en la que se captan en primer lugar sólo datos de ruido, mientras que la figura 4 describe una captación y evaluación en paralelo que si bien es más compleja, ofrece una serie de ventajas.

La figura 3 muestra un ejemplo de realización de un procedimiento, en el que se captan por ejemplo de manera constante (continua) o a intervalos de tiempo regulares los ruidos musculares y sólo cuando aparecen particularidades que acompañan a una pérdida de tono, se genera una señal 115' de consulta. Como consecuencia se realiza una consulta del sensor 120 de aceleración y sólo cuando el sensor 120 de aceleración también constata particularidades por ejemplo dentro de un intervalo de tiempo (ventana de tiempo) predeterminado como por ejemplo tambaleo, cabeceo, se produce la emisión de la señal 135 de aviso o de los datos de evento. La ventana de tiempo puede comprender por ejemplo 0,1 segundos, 0,5 segundos, 1 segundo o 5 segundos. Siempre que dentro de la ventana de tiempo el sensor 120 de aceleración no constata ninguna particularidad, puede ignorarse por ejemplo la señal de ruido.

Las figuras 4A a 4C describen posibles ejemplos de realización de la unidad 130 de evaluación, describiendo la figura 4A en primer lugar la estructura de datos con la que la unidad 130 de evaluación puede analizar datos y extraer conclusiones correspondientes (generación de una señal de aviso, notificación a una central de notificación, etc.).

La unidad 130 de evaluación obtiene en primer lugar los datos 125 de aceleración del o de los sensor(es) 120 de aceleración, que pueden referirse a varias aceleraciones (por ejemplo aceleraciones a lo largo de direcciones espaciales diferentes) o a aceleraciones con respecto a diferentes sensores 125 de aceleración. En la figura 4A se muestra un ejemplo, en el que se adquieren siete datos 125 de aceleración, de los que por ejemplo tres valores B1, B2, B3 de aceleración se refieren a las tres direcciones espaciales de la aceleración por ejemplo de la cadera, otros tres valores B4, B5, B6 de aceleración se refieren a las tres direcciones espaciales de la aceleración de la región 102 del hombro y otros tres valores B7, B8, B9 de aceleración (B8 y B9 no se muestran en la figura 4A) se refieren a las tres direcciones espaciales de la aceleración del muslo 108. Los datos de aceleración indicados aquí representan únicamente ejemplos y en general para cada sensor 125 de aceleración pueden captarse también sólo una o dos o las tres aceleraciones (con respecto a las tres direcciones espaciales). También pueden emplearse más o menos sensores 125 de aceleración. El registro de datos comprende además, tal como se muestra en la figura 4A, tres datos G1, G2, G3 de ruido, que pueden corresponder por ejemplo a un ruido del músculo 108 del muslo, del músculo 105 cardíaco y del ruido de entorno.

En general se captan N datos, pudiendo captarse en otros ejemplos de realización más o menos datos de los mostrados. De este modo o bien puede tener lugar una predicción más precisa o una detección de estados críticos o bien, por otro lado (en caso de captarse menos datos) puede reducirse el esfuerzo computacional de la unidad 130 de evaluación.

Los datos 115, 125 de ruido y aceleración pueden detectarse además en distintos instantes. Por ejemplo puede detectarse un registro de datos en un primer momento t_1 , un segundo momento t_2 , un tercer momento t_3 ,... hasta un séptimo momento t_7 , pudiendo adaptarse el ritmo de tiempo o el ritmo de sincronía al que se captan datos a la situación dada. Por ejemplo, pueden captarse datos a un ritmo de un segundo o a un ritmo en un intervalo entre 1/15 y 2 segundos. En otros ejemplos de realización este ritmo puede ajustarse de manera variable, de modo que, adaptado a la situación dada (movimiento más rápido o más lento), se posibilite una constatación eficaz de un estado crítico.

En la figura 4B se muestra cómo pueden procesarse los datos 115 de ruido y los datos 125 de aceleración en la unidad 130 de evaluación, designándose el número de datos que se captan en un instante dado mediante N. En el ejemplo de realización de la figura 4B se introducen en primer lugar los datos 115, 125 de velocidad y de aceleración en una primera unidad M_1 de modelo, en una segunda unidad M_2 de modelo, en una tercera unidad M_3 de modelo, en una cuarta unidad M_4 de modelo y las unidades M_i ($i = 1, 2, 3, 4, \dots$) de modelo adquieren por ejemplo los datos de la manera representada en la figura 4A, es decir por ejemplo a un ritmo predefinido se adquieren en momentos predefinidos t_n datos, de modo que se obtiene la matriz mostrada en la figura 4A, en la que los distintos datos se escriben en diferentes filas, y los datos, que se adquieren en distintos instantes, se disponen en diferentes columnas.

Las distintas unidades M_i de modelo se basan en distintos modelos, pudiendo referirse los modelos a diferentes actividades del ser humano, que pueden comprender por ejemplo caminar, subir escaleras, correr o montar en bicicleta u otras actividades. Además un modelo puede referirse a una emergencia, es decir, simular un patrón típico de una caída. Con ayuda de los modelos puede calcularse ahora, tomando como base los datos en los momentos t_1 a t_n a modo de ejemplo, un registro de datos para el siguiente momento t_{n+1} . Esto puede realizarse por ejemplo mediante una convolución. El registro de datos anteriormente calculado corresponde a este respecto al estado más probable que adoptará el sistema empleando el modelo correspondiente en el momento subsiguiente t_{n+1} . Estos datos así calculados previamente o estimados m_i ($i = 1, 2, 3, 4, \dots$) se introducen en unidades V_i de comparación, comparando la unidad V_i de comparación los datos previamente calculados m_i , que se refieren al momento t_{n+1} , con los datos realmente medidos en el momento t_{n+1} . Las unidades V_i de comparación proporcionan entonces como resultado valores porcentuales p_i , con los que el modelo tomado como base coincide con los valores realmente medidos. Los valores porcentuales p_i así obtenidos se introducen mediante lectura a continuación en una unidad MA de elección de modelo y la unidad MA de elección de modelo elige, con ayuda de los porcentajes p_i obtenidos, el modelo que presenta la mayor coincidencia porcentual con los valores realmente medidos.

Un modelo dado, como por ejemplo cuando camina un ser humano 100, puede tener lugar por ejemplo a diferente velocidad. Por consiguiente es lógico que las unidades V_i de comparación presenten una realimentación para modificar de manera correspondiente el modelo empleado o un parámetro del modelo empleado. Esta realimentación puede tener lugar mediante los datos de realimentación r_i y puede contener un parámetro (estiramiento temporal o acortamiento temporal por ejemplo) con el que se modifica el modelo tomado como base. Este parámetro r_i puede determinarse por la unidad V_i de comparación por ejemplo porque la unidad V_i de comparación realiza una optimización con respecto al parámetro tomado como base del modelo, de modo que se maximiza la coincidencia porcentual p_i . Para el ejemplo dado de cuando camina un ser humano 100 esto puede suceder de modo que la unidad V_i de comparación varía la velocidad al caminar del ser humano 100 hasta que la coincidencia porcentual p_i presenta un valor máximo.

La figura 4C muestra otro ejemplo de realización de la evaluación de los datos 115, 125 de ruido y de aceleración. Se parte de nuevo de que el registro de datos contiene en total N datos, que se adquieren uno tras otro en instantes dados t_n ($n = 1, 2, 3, \dots$). Estos registros de datos se introducen en el ejemplo de realización, tal como se muestra en la figura

4C, en las unidades MV_i de prueba de modelo, suponiéndose en este ejemplo de realización que están presentes cuatro unidades MV_i de prueba de modelo, cuyo número puede variar sin embargo en otros ejemplos de realización. Las unidades MV_i de prueba de modelo adquieren ahora a su vez los datos 115, 125 de ruido y de aceleración de la manera mostrada en la figura 4A, de modo que se produce una matriz con N filas y n columnas, estando dispuestos los datos de distinto tipo en diferentes filas y los datos de distintos instantes en diferentes columnas de la matriz. La matriz de datos así obtenida presenta ahora para cada actividad o movimiento del ser humano 100 un patrón característico (pudiendo estar a su vez el patrón característico acortado o estirado temporalmente).

Las unidades MV_i de prueba de modelo someten a prueba ahora el patrón de datos adquirido con los diferentes modelos, es decir la unidad MV_1 de prueba de modelo compara los datos adquiridos (es decir los datos en la matriz, tal como se representa en la figura 4A) con el primer modelo, la segunda unidad MV_2 de prueba de modelo somete a prueba el registro de datos con el segundo modelo, etc. En general, las unidades MV_i de prueba de modelo no conseguirán un 100% de coincidencia de los registros de datos medidos o de la matriz de datos de la figura 4A con las estructuras de datos tomadas como base de los modelos y las unidades MV_i de prueba de modelo emitirán un valor de coincidencia porcentual p_i . El valor de coincidencia porcentual p_i indica en qué porcentaje coinciden los datos realmente medidos o la matriz de datos con el modelo o los modelos tomado/s como base. Las unidades MV_i de prueba de modelo pueden variar así a su vez internamente parámetros del modelo tomado como base con el fin de que los valores de coincidencia porcentual p_i obtenidos sean máximos. Los valores de coincidencia porcentual p_e obtenidos se introducen a su vez en una unidad MA de elección de modelo, eligiendo la unidad MA de elección de modelo a su vez el modelo que presenta una coincidencia lo mejor posible de la matriz de datos medida con el modelo tomado como base.

La adquisición paralela de los datos o la comparación paralela de los datos adquiridos con los modelos tomados como base permite ahora que un cambio de la actividad del ser humano 100 por ejemplo de caminar a subir escaleras o a sentarse se muestre porque los valores de coincidencia porcentual p_i cambian de repente, de modo que la unidad MA de elección de modelo puede iniciar el modelo tomado como base de manera dinámica. Sin embargo, cuando la unidad MA de elección de modelo identifica un patrón de datos que indica un estado crítico (por ejemplo el modelo de caída o mareo) la unidad MA de elección de modelo puede emitir una señal 135 de aviso, o transmitir una notificación correspondiente a una central de emergencias (central de notificación). Con respecto al conductor de un vehículo, la unidad MA de elección de modelo al constatar un estado (o modelo) que indica fatiga del conductor del vehículo (por ejemplo cabeceo), puede emitir una señal de aviso correspondiente al conductor del vehículo para indicarle su estado crítico.

En la evaluación de los registros de datos o de la matriz de datos en la unidad 130 de evaluación puede utilizarse por ejemplo un filtro de Kalman. Basándose en modelos predeterminados, un filtro de Kalman utiliza una ecuación de estado con cuya ayuda pueden estimarse estados futuros del sistema. Esto es en particular práctico en el sentido de que un filtro de Kalman ofrece la posibilidad de filtrar errores o ruidos correspondientes y está predestinado además para aplicaciones en tiempo real. Además, con un filtro de Kalman es posible cambiar dinámicamente el modelo mediante modificaciones de parámetros para de este modo alcanzar una mejor coincidencia de los estados estimados con respecto a los estados reales.

En otros ejemplos de realización puede ser práctico que no todos los modelos se procesen en paralelo con una misma intensidad, sino que a lo largo de periodos de tiempo en los que un modelo dado describe muy bien la situación, los demás modelos sólo se sometan a prueba a intervalos de tiempo superiores, y que sólo en el caso de un posible cambio de modelo, debido a probabilidades de coincidencia p_i que disminuyen bruscamente, los modelos alternativos vuelvan a someterse a prueba con toda intensidad. También es posible someter a prueba en un momento dado siempre sólo un modelo con respecto a la coincidencia con los valores realmente medidos y sólo cuando las probabilidades de coincidencia p_i se encuentran por debajo de un umbral determinado, someter a prueba otros modelos sucesivamente. Esto puede suceder hasta que vuelva a obtenerse un modelo dominante. En otros ejemplos de realización la unidad 130 de evaluación adapta los modelos a las características naturales del ser humano 100. Así, después de un tiempo, mediante una inteligencia de este tipo, cada uno de los modelos (por ejemplo caminar, subir escaleras, estar de pie, estar tumbado, etc.) se adapta individualmente al ser humano 100.

Así, los ejemplos de realización de la presente invención se refieren en particular a un procedimiento y a un dispositivo para constatar una pérdida de tono o una pérdida de tono inminente de la musculatura de un ser humano. Los ejemplos de realización presentan diferentes combinaciones de detectores de valores de medición (sensores 110 de ruido y sensores 120 de aceleración), que pueden estar dispuestos de manera individual o múltiple en diferentes puntos del cuerpo y además los ejemplos de realización proporcionan un procedimiento para constatar un estado de mareo o un síntoma de cansancio u otros estados del cuerpo humano que llevan a una pérdida de tono inminente, pudiendo utilizarse un procedimiento algorítmico correspondiente. El procedimiento algorítmico correspondiente presupone a este respecto por ejemplo la coincidencia de dos eventos, por un lado la aparición de ruidos musculares correspondientes y, por el otro, la captación de una aceleración correspondiente (un valor límite de aceleración o patrón), por ejemplo a consecuencia de una caída, cabeceo u otros movimientos corporales repentinos. Los ruidos musculares correspondientes pueden corresponder por ejemplo a un valor límite de ruido o a que se sale de un ancho de banda (por ejemplo en la representación de frecuencia) del patrón de ruido. El dispositivo es por tanto sensible a ruidos musculares muy elevados o muy reducidos. El valor límite de aceleración puede corresponder por ejemplo a un impacto del cuerpo humano 100 u otros movimientos corporales bruscos (cabeceo).

A diferencia de los procedimientos o dispositivos convencionales que sólo se basan en la captación de datos de aceleración, los ejemplos de realización de la presente invención proporcionan por tanto un grado elevado de seguridad y fiabilidad con respecto a la detección de estados patológicos o no deseados de manera correspondiente del cuerpo humano.

- 5 En particular se indica que, en función de las circunstancias, el esquema según la invención también puede implementarse en software. La implementación puede realizarse en un medio de almacenamiento digital o una memoria *flash* no volátil, en particular un disquete o un CD con señales de control legibles electrónicamente, que pueden actuar conjuntamente con un sistema informático programable de manera que se realiza el procedimiento correspondiente. En
- 10 general, la invención consiste por tanto también en un producto de programa informático con un código de programa almacenado en un soporte legible por máquina para la realización del procedimiento según la invención, cuando el producto de programa informático se ejecuta en un ordenador. Dicho de otro modo, la invención puede realizarse por tanto como un producto de programa informático con un código de programa para la realización del procedimiento cuando el programa informático se ejecuta en un ordenador o en un denominado sistema incrustado.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para predecir una pérdida del control sobre un músculo de un ser humano (100), con:
un medio (110) para detectar un ruido muscular;
un medio (120) para captar una aceleración del ser humano (100); y
5 un medio (130) para evaluar el ruido y la aceleración, para constatar a partir del ruido y de la aceleración una pérdida inminente del control sobre el músculo.
2. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el medio (110) de detección está configurado para detectar el ruido de un músculo de soporte o un músculo de la pierna y en el que el medio (130) de evaluación está configurado para constatar una pérdida inminente de control del músculo de soporte o del músculo de la
10 pierna.
3. Dispositivo según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que el medio (130) de evaluación está configurado para emitir, en caso de constatar una pérdida inminente del control de la musculatura, una señal (135) de aviso que pueda captar el ser humano (100).
4. Dispositivo según la reivindicación 3, en el que la señal (135) de aviso comprende una señal luminosa y/o una señal acústica y/o un estímulo perceptible.
15
5. Dispositivo según la reivindicación 3 o la reivindicación 4, en el que el medio (130) de evaluación está configurado para transmitir la señal (135) de aviso a una central de notificación predeterminada.
6. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el medio (130) de evaluación está configurado para captar el ruido y la aceleración a intervalos de tiempo y combinarlos en un registro de datos.
20
7. Dispositivo según la reivindicación 6, en el que el medio (130) de evaluación está configurado para comparar el registro de datos con un registro de datos modelo y determinar un valor de coincidencia porcentual, para deducir un movimiento actual del ser humano (100), correspondiendo el registro de datos modelo a un registro de datos que puede generarse mediante un movimiento determinado del ser humano (100).
8. Dispositivo según la reivindicación 7, en el que el registro de datos modelo presenta un parámetro y en el que el medio (130) de evaluación está configurado para variar el parámetro para maximizar un valor de coincidencia porcentual.
25
9. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el medio (130) de evaluación está diseñado para almacenar datos del medio (110) para detectar un ruido y/o datos del medio (120) para captar una aceleración.
30
10. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el medio (130) de evaluación presenta un medio (132) de transmisión y el medio (132) de transmisión está configurado para adquirir o transmitir a una unidad central datos del medio (110) para detectar un ruido y/o datos del medio (120) para captar una aceleración.
11. Dispositivo según la reivindicación 10, en el que el medio (132) de transmisión adquiere datos de manera inalámbrica o los transmite de manera inalámbrica.
35
12. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el medio (110) de detección y el medio (120) de captación y el medio (130) de evaluación están alojados conjuntamente en un sensor (200) combinado.
13. Dispositivo según la reivindicación 12, en el que el sensor (200) combinado presenta un medio para su colocación en un muslo o pierna (108) del ser humano (100).
40
14. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el medio (110) de detección presenta un medio para su colocación en un muslo (108) y el medio (120) para captar una aceleración presenta un medio para su colocación en una zona (10'7) coxal del ser humano (100).
15. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, que presenta además un medio adicional para captar ruidos del músculo cardíaco y el medio adicional puede colocarse cerca del corazón (105) del ser humano (100) y el medio (130) de evaluación está configurado para realizar la constatación de la pérdida del control también a partir de los ruidos del músculo cardíaco.
45
16. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el medio (110) de detección y el medio (120) de captación o el sensor (200) combinado presentan un medio para su colocación en una región
50

- (102) del cuello – de la cabeza, para constatar un cabeceo como consecuencia de una fatiga del ser humano (100).
- 5 17. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el medio (110) de detección y/o el medio (120) de captación presenta un emisor inalámbrico, estando el emisor inalámbrico diseñado para transmitir datos de sensor al medio (130) de evaluación.
18. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el medio (130) permite una transmisión de datos por Bluetooth.
- 10 19. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, que presenta además un medio adicional para detectar ruidos adicionales, que tienen su origen fuera del ser humano (100), y estando el medio (130) de evaluación diseñado para recibir datos del medio adicional para detectar ruidos adicionales y calcular una diferencia de ruido entre los ruidos y los ruidos adicionales.
20. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el medio (120) para captar una aceleración está diseñado para determinar una evolución temporal de una posición del torso (104) del ser humano (100) con respecto al campo de gravitación.
- 15 21. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el medio (130) de evaluación está diseñado para recibir datos del medio (110) para detectar un ruido a intervalos de tiempo predeterminados y está diseñado además para obtener, al alcanzarse un valor límite de ruido, datos adicionales del medio (120) para captar una aceleración, para generar a partir de los mismos, al sobrepasarse un valor límite de aceleración, una señal (135) de aviso.
- 20 22. Dispositivo según la reivindicación 21, en el que el valor límite de ruido representa un ancho de banda de un patrón de ruido y en el que el valor límite de aceleración comprende una vulneración de un determinado valor de aceleración.
- 25 23. Dispositivo según la reivindicación 21 o la reivindicación 22, en el que el medio (130) de evaluación está diseñado para captar datos de aceleración desde el medio (120) para captar la aceleración dentro de un predeterminado intervalo de tiempo tras el cual el medio (110) de detección ha detectado un ruido por encima o por debajo del valor límite de ruido, y generar, al sobrepasarse el valor límite de aceleración, la señal (135) de aviso.
- 30 24. Procedimiento para predecir una pérdida del control sobre un músculo de un ser humano (100), con:
detectar un ruido muscular;
captar una aceleración del ser humano; y
evaluar el ruido y la aceleración, para constatar a partir del ruido y la aceleración una pérdida inminente del control sobre la musculatura.
- 35 25. Procedimiento según la reivindicación 24, en el que la etapa de detectar el ruido tiene lugar en un primer punto del cuerpo y la etapa de captar la aceleración tiene lugar en un segundo punto del cuerpo y el procedimiento presenta además una etapa de optimización, comprendiendo la etapa de optimización una variación del primer y/o del segundo punto del cuerpo, de modo que se consiga una mejor detección del ruido y una mejor captación de la aceleración.
- 40 26. Procedimiento según la reivindicación 25, en el que la etapa de optimización se realiza de manera que puedan detectarse con claridad ruidos que indican una posible pérdida de tono.
- 45 27. Procedimiento según una de las reivindicaciones 24 a 26, que presenta además:
detectar ruidos del entorno; y
calcular una señal de diferencia,
situándose una fuente de los ruidos de entorno fuera del músculo y presentando un origen distinto de la pérdida de tono, y calculándose la señal de diferencia a partir del ruido del músculo y el ruido de entorno, de modo que aumenta una sensibilidad a ruido muscular como consecuencia de una pérdida inminente de tono.
28. Programa informático con un código de programa para realizar el procedimiento según la reivindicación 24, cuando el programa se ejecuta en un dispositivo según la reivindicación 1.

FIG 1

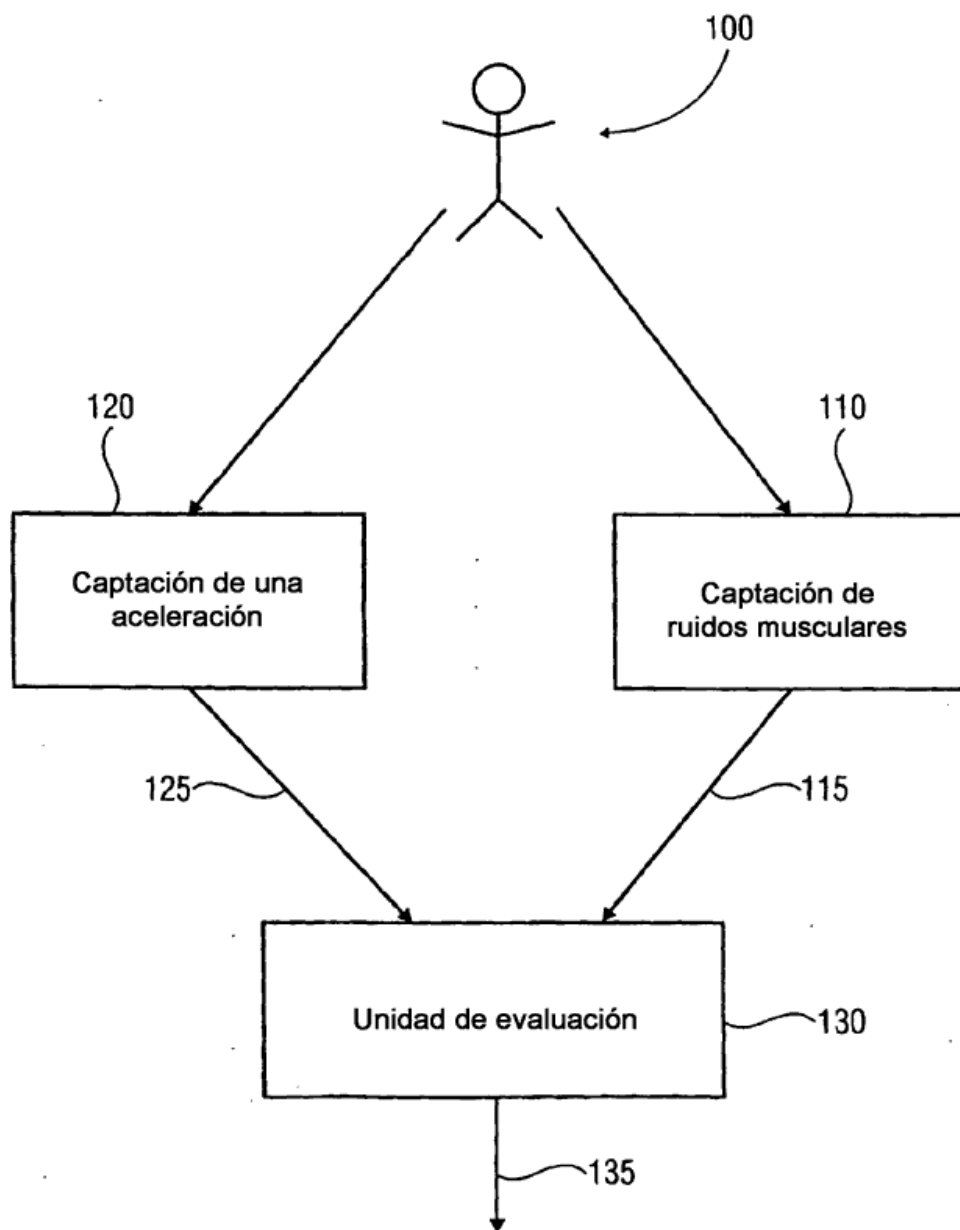


FIG 2A

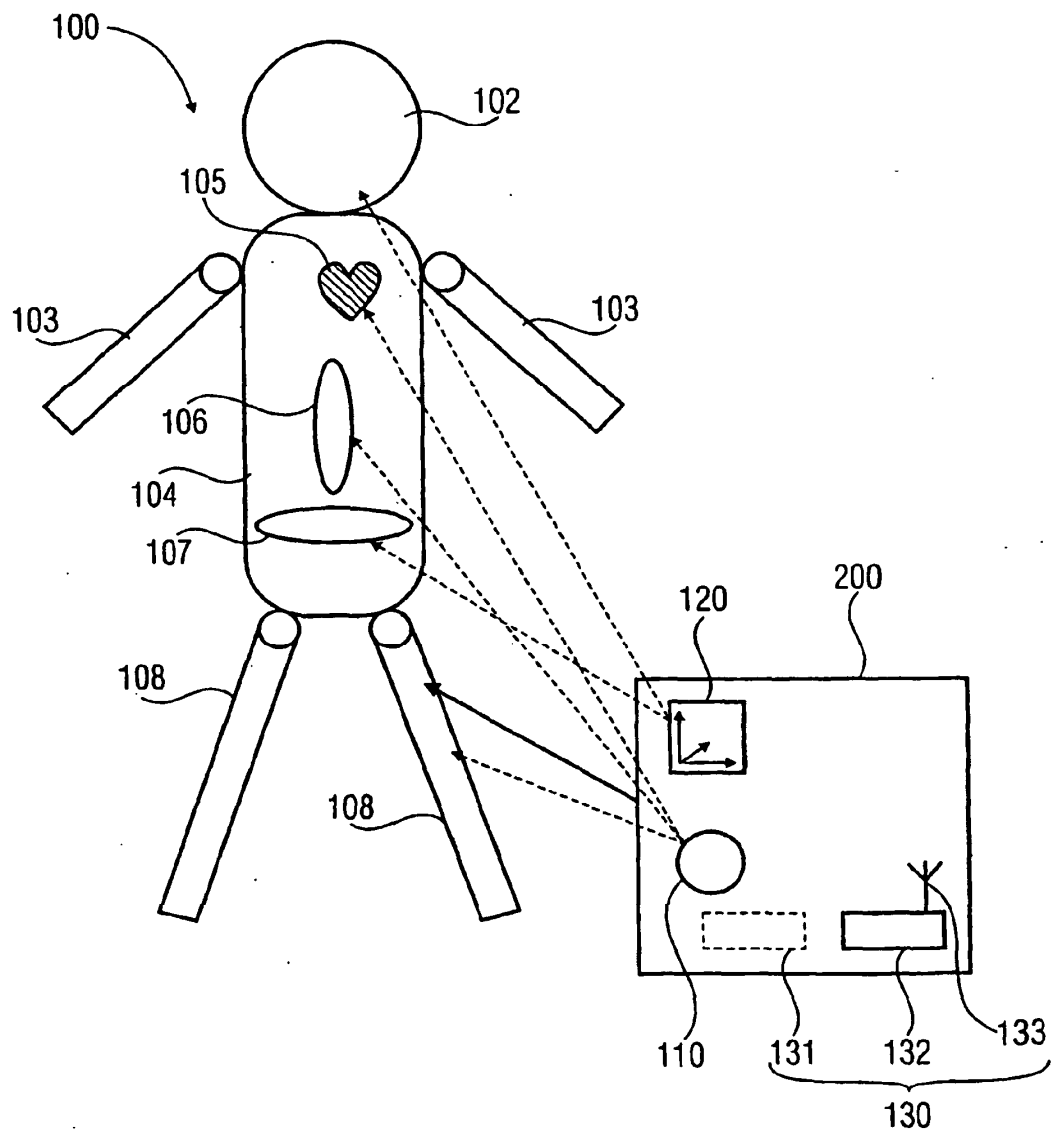


FIG 2B

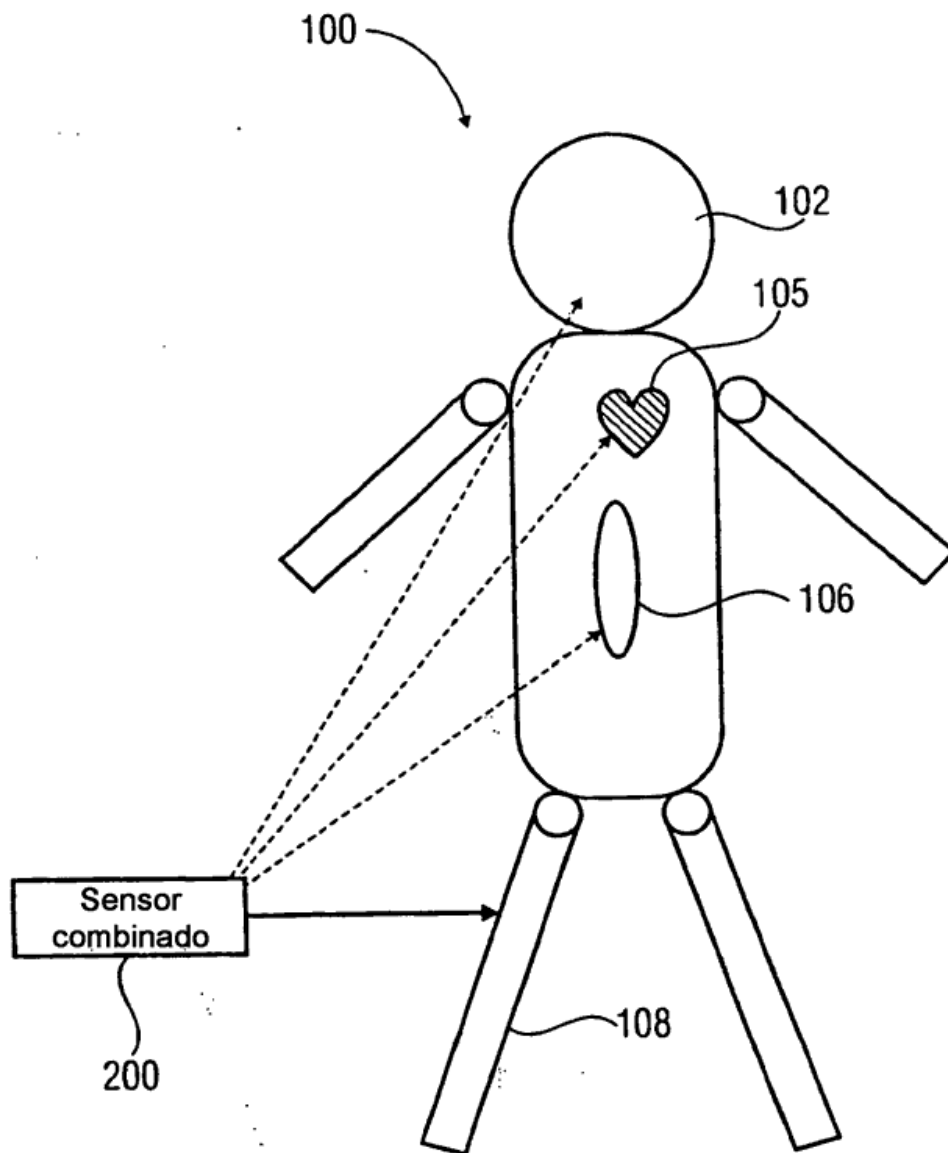


FIG 2C

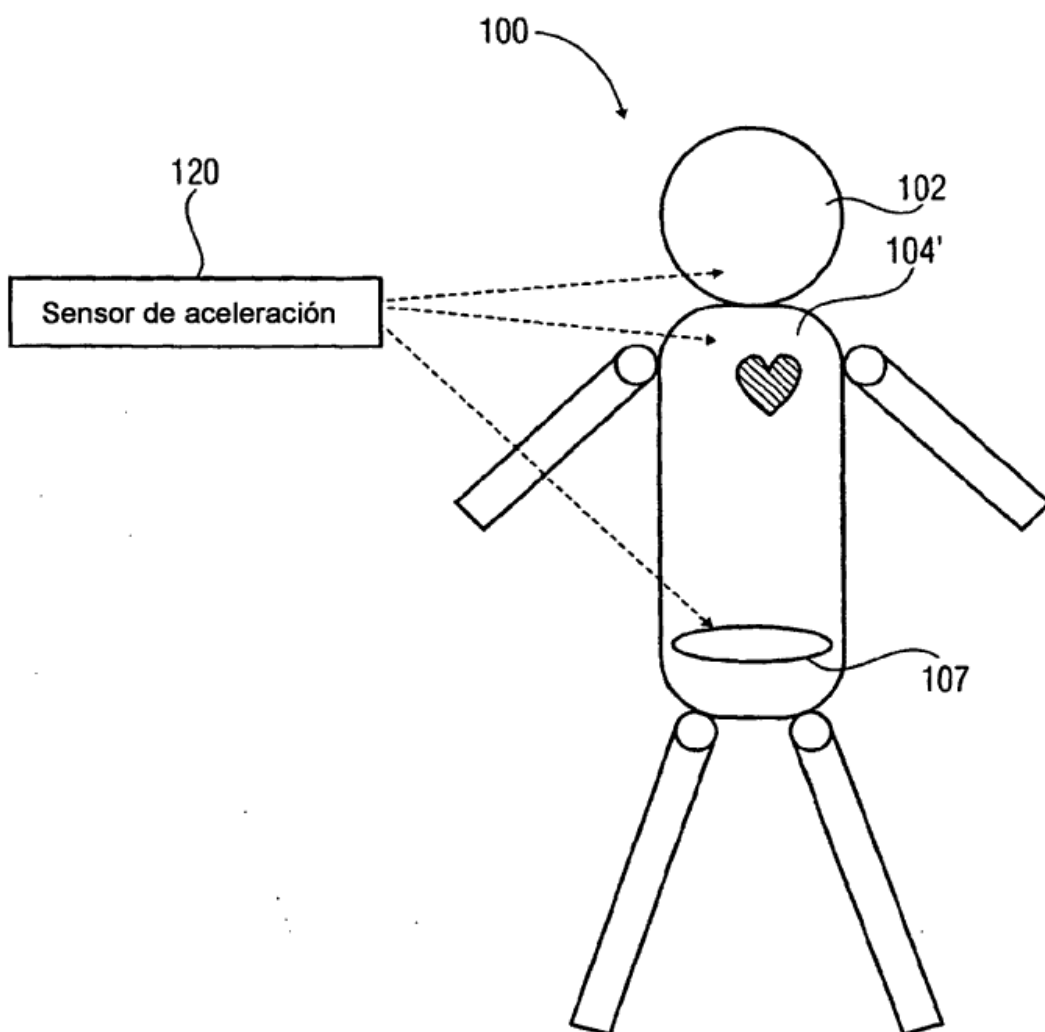


FIG 2D

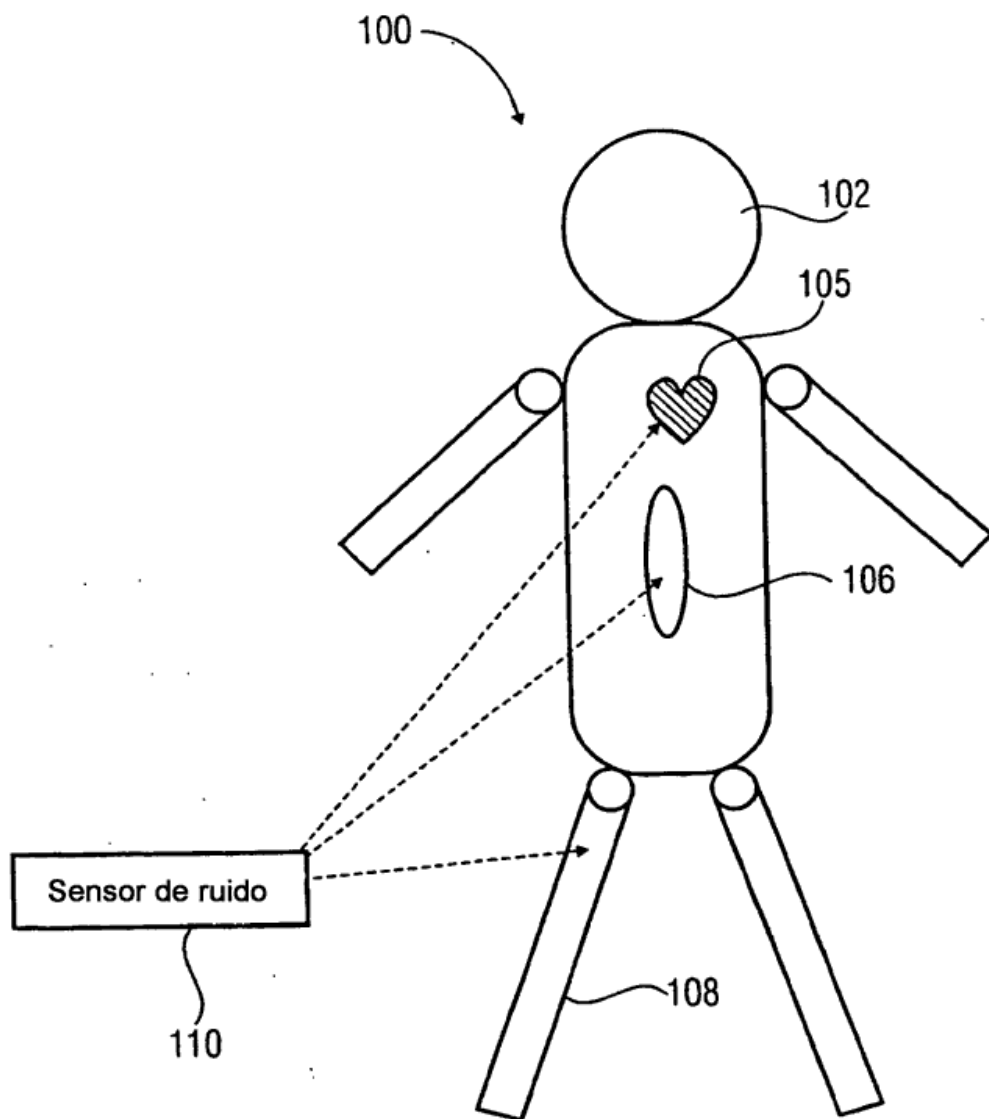


FIG 3

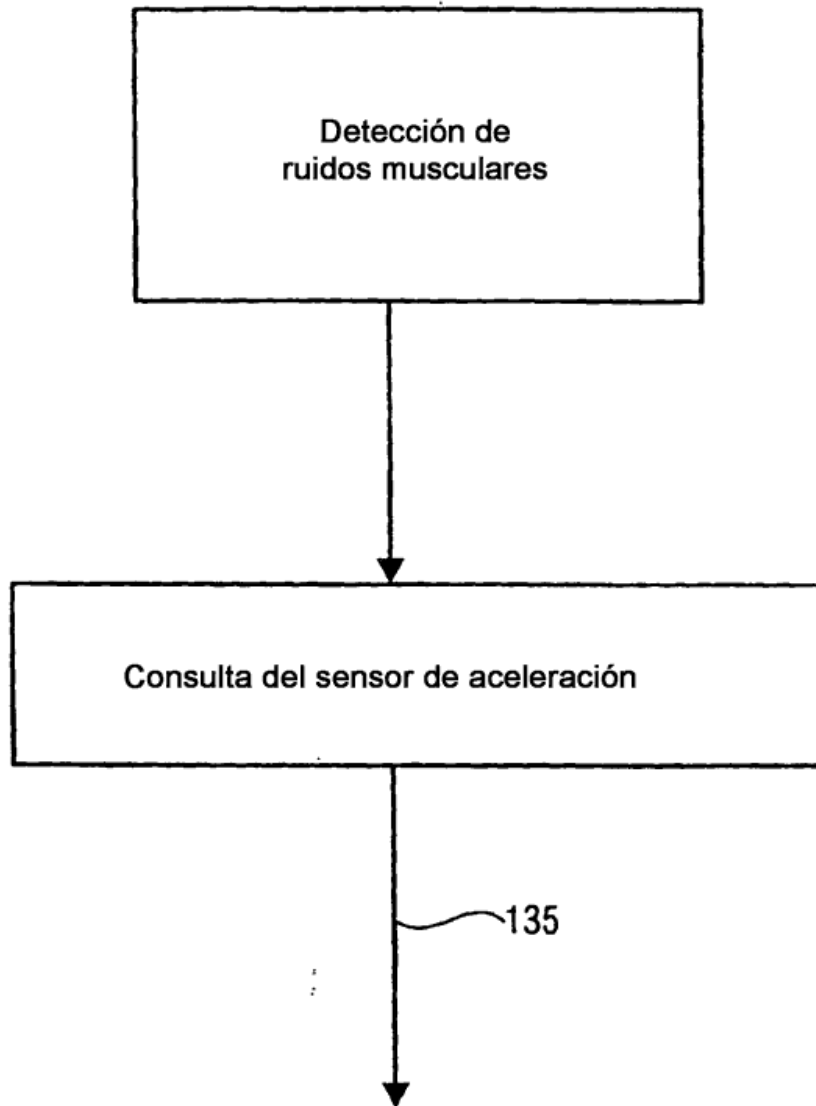


FIG 4A

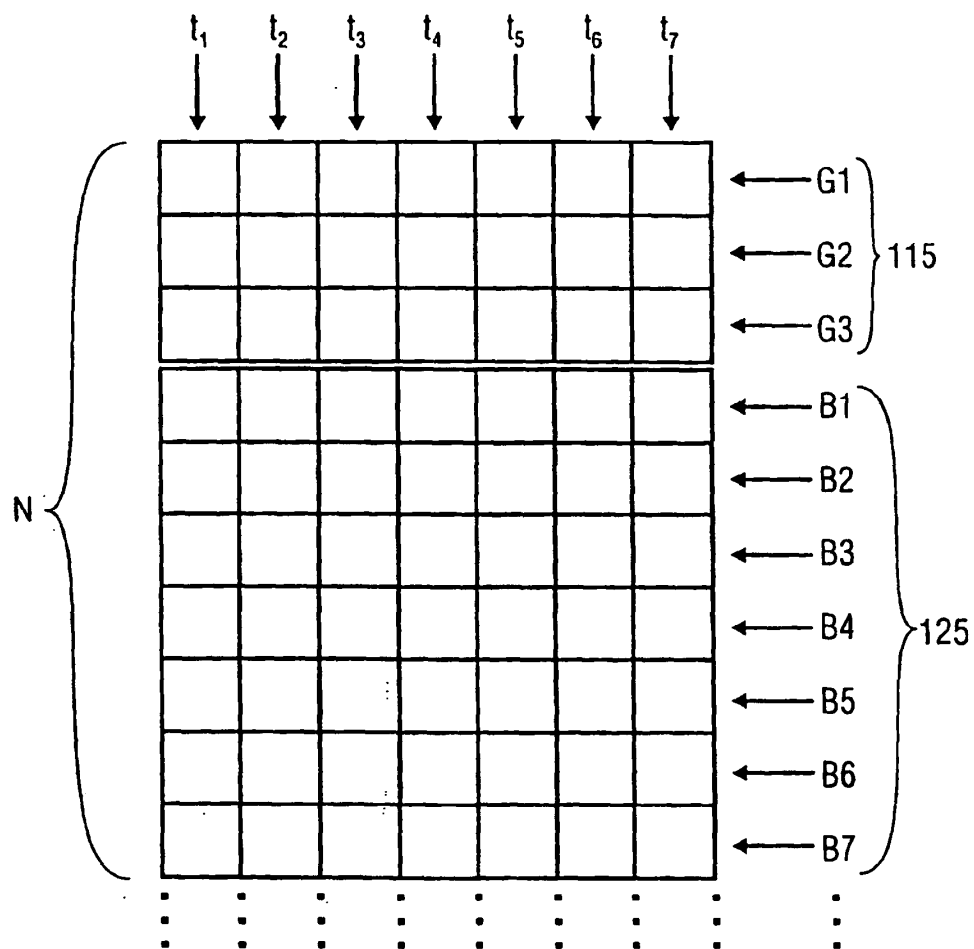


FIG 4B

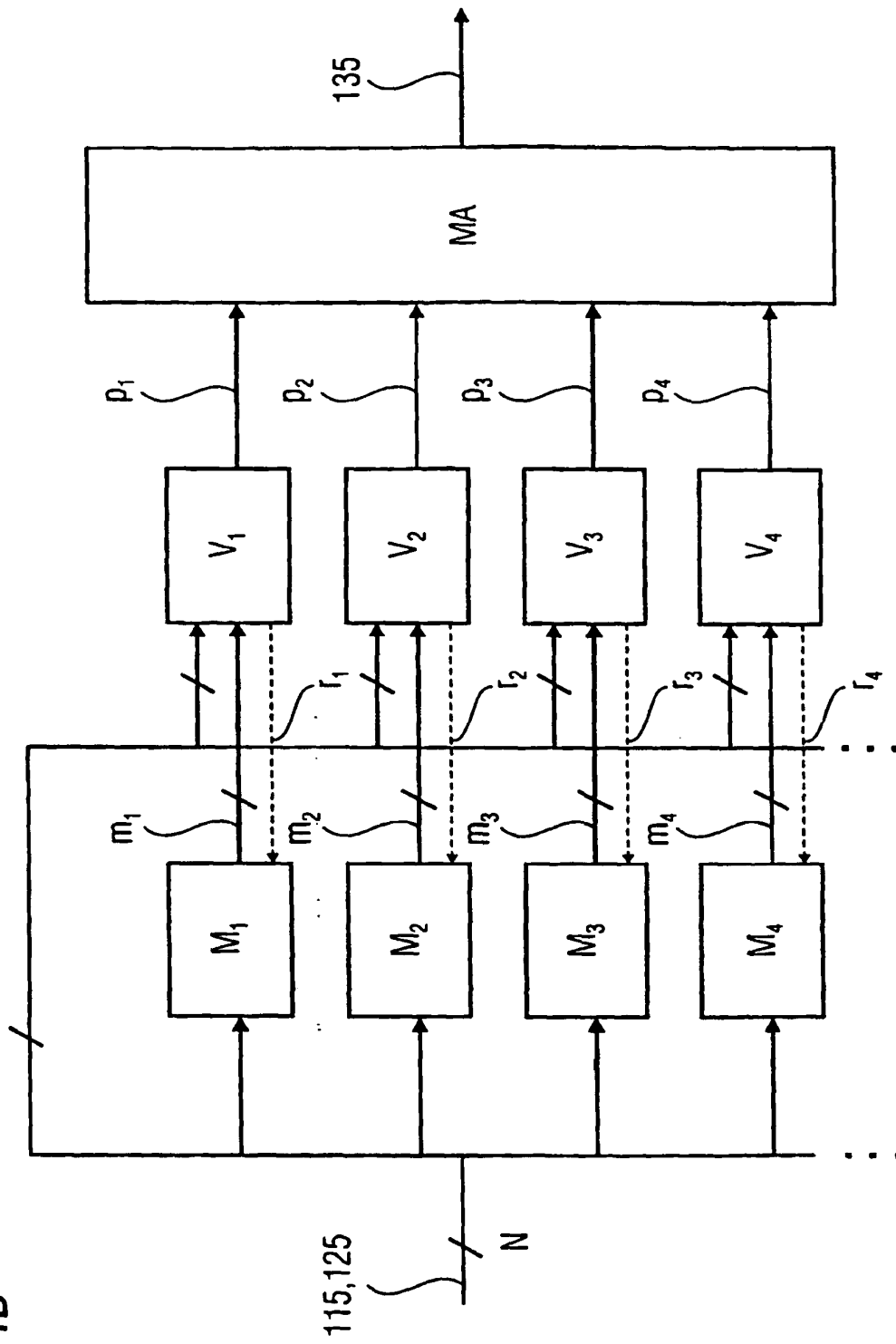


FIG 4C

