

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 538 141**

51 Int. Cl.:

A61H 3/00

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.02.2005 E 10167528 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.03.2015 EP 2226053**

54 Título: **Aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto, aparato de calibración de aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto y programa de calibración**

30 Prioridad:

11.03.2004 JP 2004068790

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

17.06.2015

73 Titular/es:

**UNIVERSITY OF TSUKUBA (100.0%)
1-1-1, TENNODAI
TSUKUBA, IBARAKI 305-8577, JP**

72 Inventor/es:

SANKAI, YOSHIYUKI

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 538 141 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

Aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto, aparato de calibración de aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto y programa de calibración

Campo técnico

5 La presente invención se refiere a un aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto y, más específicamente, a un aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto para asistir o sustituir el movimiento del portador, a un aparato de calibración de un aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto, a un procedimiento de calibración para un aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto y a la modificación de un programa de calibración.

10 **Antecedentes de la técnica**

Los movimientos que pueden ser fácilmente realizados por una persona sana son a menudo extremadamente difíciles de realizar para una persona físicamente inhabilitada que ha perdido su fuerza muscular o una persona mayor con fuerza muscular deteriorada. Por lo tanto, el desarrollo de diversos aparatos de asistencia muscular está siendo promovido en estos días para asistir o sustituir el movimiento de tales personas.

15 Uno de tales aparatos de asistencia muscular es, por ejemplo, un aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto (en adelante en la presente memoria, mencionado sencillamente como "aparato de asistencia de movimiento") que es portado por el usuario (en adelante en la presente memoria, mencionado como "portador").

Tales tipos de aparatos de asistencia de movimiento incluyen uno que está desarrollado con una configuración que incluye un sensor potencial de electricidad muscular (bio-sígnal) asociado a la actividad muscular del portador y un activador para aplicar fuerza de asistencia al portador (por ejemplo, documento no de patente 1).

20 Este aparato de asistencia de movimiento tiene una característica de accionamiento del activador (p. ej., motor) basada en resultados de detección desde la pieza detectora, y de control del activador por un ordenador para aplicar fuerza de asistencia (potencia de asistencia) de acuerdo a la voluntad del portador. En consecuencia, el aparato de asistencia de movimiento puede aplicar fuerza de asistencia al portador en base a la voluntad del portador, y proporcionar una fuerza de asistencia requerida para el movimiento del portador, en cooperación con el movimiento del portador.

Mientras tanto, el aparato de asistencia de movimiento descrito anteriormente genera una fuerza de asistencia para satisfacer una correlación necesaria con respecto a las señales potenciales de electricidad muscular emitidas desde el portador, por ejemplo, suministrando señales de control que tienen una correlación predeterminada con respecto a señales de detección amplificadas de un sensor de potencial de electricidad muscular a un circuito conductor que controla el activador.

30 Es decir, dado que las señales de electricidad muscular y el movimiento correspondiente a la actividad muscular del portador tienen una correlación positiva y su proporción se convierte en un valor cierto, es necesario aplicar una fuerza de asistencia correspondiente a señales de electricidad muscular, a fin de satisfacer tales relaciones. En otras palabras, a menos que la fuerza de asistencia del aparato de asistencia de movimiento satisfaga una cierta relación con respecto a las señales de potencial de electricidad muscular, la fuerza de asistencia aplicada al portador puede llegar a ser demasiada o demasiado poca, y puede afectar adversamente al usuario.

Las señales de potencial de electricidad muscular emitidas por el portador son señales eléctricas débiles. Además, la relación proporcional entre las señales de potencial de electricidad muscular y la fuerza muscular correspondiente a las señales de potencial de electricidad muscular difiere según cada individuo. Además, el valor de resistencia eléctrica de la piel no es constante, incluso para la misma persona, según su condición diaria. En consecuencia, hay muchos casos donde las señales de potencial de electricidad muscular y la fuerza muscular generada de acuerdo a las señales de potencial de electricidad muscular no son constantes. Por lo tanto, el aparato de asistencia de movimiento está instalado con un denominado aparato de calibración, para corregir una variable controlada con respecto a un activador, multiplicando la variable por un coeficiente (parámetro) predeterminado para obtener una señal de control. Más específicamente, se proporciona un aparato de calibración para asociar señales de potencial de electricidad muscular y fuerza de asistencia con una cierta relación y realizar la corrección usando un coeficiente (parámetro) en un caso donde el aparato de asistencia de movimiento es portado por el portador. Este aparato de calibración está configurado para corregir una variable controlada, obteniendo señales de potencial de electricidad muscular generadas cuando se aplica una cierta magnitud de carga al portador, y obteniendo y cambiando el coeficiente (parámetro) descrito anteriormente de acuerdo a la correspondiente relación entre la carga y las señales de potencial de electricidad muscular.

50 En un caso donde el aparato de calibración cambia la carga aplicada al portador paso a paso y proporcionar fuerza muscular al portador para contrapesar la carga en cada paso, el aparato de calibración puede asociar señales de

electricidad muscular y fuerza de asistencia, para establecer una cierta relación basada en las correspondientes relaciones entre la carga y las señales de potencial de electricidad muscular de cada paso.

Como procedimiento de cambio de la carga aplicada al portador paso a paso, hay un procedimiento de preparación de pesas de diversos pesos y de intercambio de las pesas siempre que se detecta una señal de electricidad muscular superficial, o un procedimiento de conexión de un muelle arrollado a la pierna del portador y de cambio de la expansión del muelle arrollado paso a paso.

Con el aparato de asistencia de movimiento que incluye un aparato de calibración que porta estos procedimientos, las señales de potencial de electricidad muscular y la fuerza de asistencia pueden ser asociadas en forma fiable por una cierta relación, de acuerdo a la necesidad. En consecuencia, puede impedirse que la fuerza de asistencia aplicada al portador llegue a ser demasiada o demasiado poca.

Documento no de patente 1: Takao Nakai, Suwoong Lee, Hiroaki Kawamoto y Yoshiyuki Sankai, "Desarrollo de pierna de auxilio energético para prótesis de movimiento, usando EMG y Linux", Segundo simposio asiático de automatización industrial y robótica, BITECH, Bangkok, Tailandia, 17 a 18 de mayo, 2001

El documento EP 1324403 A revela un aplicador para llevar puesto de movimiento humano.

Revelación de la invención

Problema a resolver por la invención

Mientras tanto, según se ha descrito anteriormente, el aparato de asistencia de movimiento descrito anteriormente está configurado para tener un sensor potencial de electricidad muscular, directamente adherido a la piel del portador, y detectar el potencial de electricidad muscular superficial a través de la piel. Dado que el valor de la resistencia eléctrica puede diferir o cambiar incluso con la misma persona, debido, por ejemplo, a una desviación en la posición adherida del sensor de potencial de electricidad muscular o a cambios de condiciones físicas, es necesario realizar la corrección (calibración) anteriormente descrita cada vez que se coloca el aparato de asistencia de movimiento. Por lo tanto, el portador está forzado a realizar procedimientos complicados siempre que el aparato de asistencia de movimiento sea portado por el portador, por ejemplo, en un caso de los procedimientos de calibración descritos anteriormente, intercambiando pesas de distintos pesos o adosando un muelle arrollado y cambiando la magnitud de la expansión del muelle arrollado paso a paso.

Con los procedimientos de calibración convencionales, los procedimientos requeridos para que un portador individual realice la calibración se toman complicados. Esto no solamente requiere una considerable cantidad de tiempo para acabar la calibración, sino que también deposita una carga innecesaria en un portador de musculatura débil. Estos motivos sirven como obstáculo para poner el aparato de asistencia de movimiento en uso práctico y para popularizar el aparato de asistencia de movimiento.

Por lo tanto, teniendo en consideración la situación descrita anteriormente, la presente invención está orientada a resolver los problemas descritos anteriormente corrigiendo parámetros que reduzcan la carga del portador al realizar la calibración.

Medios para resolver el problema

A fin de resolver los problemas descritos anteriormente, la presente invención incluye lo siguiente.

De acuerdo a la presente invención, se proporciona un aparato de calibración de un aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto, que incluye una parte detectora para detectar bio-señales generadas por un portador, un dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento que incluye una fuente de impulso para aplicar una fuerza de asistencia al portador, y una parte de control para controlar la fuente de impulso en base a un parámetro, de modo que la fuerza de asistencia sea aplicada en correspondencia con las bio-señales para realizar la calibración siempre que un portador porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento, estando el aparato de calibración caracterizado por comprender: una primera parte de almacenamiento para almacenar una primera relación correspondiente entre una primera energía generada por el portador y una primera bio-señal generada por el portador en respuesta a una fuerza impulsora aplicada por la fuente de impulso cuando el portador porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento; y una segunda parte de almacenamiento para almacenar una segunda relación correspondiente entre una segunda energía generada por el portador y una segunda bio-señal generada por el portador durante un proceso de realización de un movimiento básico predeterminado; en donde el aparato de calibración está adaptado para realizar una corrección de la energía de asistencia correspondiente a las bio-señales para satisfacer la primera relación correspondiente, siempre que el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento sea portado por el portador, en base a las bio-señales generadas durante el movimiento básico del portador y la segunda relación correspondiente.

En una realización, la primera relación correspondiente incluye la primera energía que tiene una correlación positiva con

respecto a las bio-señales, en donde la segunda relación correspondiente incluye una relación entre cambios de las bio-señales y los cambios de la segunda energía del movimiento básico.

De acuerdo a otro aspecto de la presente invención, se proporciona un programa para la calibración de un aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto, que incluye una parte detectora para detectar bio-señales generadas por un portador, un dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento que incluye una fuente impulsora para aplicar una fuerza de asistencia al portador, y una parte de control para controlar la fuente impulsora en base a un parámetro, de modo que la fuerza de asistencia sea aplicada en correspondencia con las bio-señales para realizar la calibración siempre que un portador porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento, estando el programa adaptado, cuando se ejecuta en un ordenador, para hacer que el ordenador ejecute la calibración del aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto, siempre que un portador porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento, estando el programa caracterizado por comprender:

un primer programa adaptado, cuando es ejecutado en el ordenador, para hacer que el ordenador almacene una primera relación correspondiente entre una primera energía generada por el portador y una primera bio-señal generada por el portador en respuesta a una fuerza impulsora aplicada por la fuente impulsora cuando el portador porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento, y para almacenar una segunda relación correspondiente entre una segunda energía generada por el portador y una segunda bio-señal generada por el portador durante un proceso de realización de un movimiento básico predeterminado; y

un segundo programa adaptado, cuando se ejecuta en el ordenador, para hacer que el ordenador realice una corrección de la fuerza de asistencia correspondiente a las bio-señales, para satisfacer la primera relación correspondiente siempre que el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento sea portado por el portador, en base a la segunda bio-señal generada durante el movimiento básico del portador y la segunda relación correspondiente.

En una realización, la primera relación correspondiente incluye la primera energía que tiene una correlación positiva con respecto a las bio-señales, en donde la segunda relación correspondiente incluye una relación entre cambios de las bio-señales y los cambios de la segunda energía del movimiento básico.

25 **Efecto de la invención**

Con la presente invención, al detectar una bio-señal correspondiente a una fuerza impulsora aplicada como una carga desde la fuente impulsora y fijar un valor de corrección basado en la señal detectada, no se requiere ningún procedimiento laborioso para realizar la calibración, tal como adosar pesos como carga al portador o adosar un muelle arrollado como una alternativa a los pesos. Además, la calibración puede ser automáticamente ejecutada usando la fuerza impulsora procedente de la fuente impulsora proporcionada en el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento. En consecuencia, el tiempo y el esfuerzo requeridos para la calibración pueden ser reducidos significativamente. Esto promoverá adicionalmente la puesta en uso práctico del aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto, y la popularización del aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto.

Además, no se aplica ninguna carga innecesaria para realizar la calibración a un portador que tenga fuerza muscular debilitada, y la calibración puede ser automáticamente realizada por la mera ejecución de movimientos sencillos por parte del portador cuando el portador porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento. Esto permite que el valor de corrección sea fijado de acuerdo al estado del portador y que se aplique con precisión una fuerza impulsora al portador, en cooperación con el movimiento del portador, en base al potencial de electricidad muscular del portador.

Por lo tanto, puede aplicarse una fuerza de asistencia desde la fuente impulsora, de acuerdo a la voluntad del portador durante la ejecución de la calibración. En consecuencia, el movimiento del portador puede ser asistido de forma estable sin aplicar demasiada fuerza de asistencia, o demasiado poca. Por ello, puede ser mejorada adicionalmente la fiabilidad del movimiento de tipo para llevar puesto.

En particular, el portador puede realizar la calibración con facilidad incluso en un caso donde se considere que sea difícil la manipulación de un dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento usado, tal como un caso donde el portador es un principiante. Por lo tanto, incluso en un caso donde el portador tenga dificultad para moverse libremente (tal como una persona físicamente impedida), la calibración puede ser realizada evitando a la vez movimientos difíciles para el portador, y la calibración puede ser realizada de una manera que complemente las deficiencias físicas del portador.

Breve descripción de los dibujos

50 La Fig. 1 es un diagrama de bloques de un sistema de control aplicado a un aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto, de acuerdo a una realización de la presente invención;

la Fig. 2 es un dibujo en perspectiva, visto desde un sector frontal, que muestra un estado donde un aparato de asistencia

de movimiento de tipo para llevar puesto es usado, de acuerdo a una realización de la presente invención;

la Fig. 3 es un dibujo en perspectiva visto desde un sector lateral, que muestra un estado donde un aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto es usado, de acuerdo a una realización de la presente invención;

la Fig. 4 es una vista de un sector lateral de un dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18;

5 la Fig. 5 es una vista posterior de un dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18;

la Fig. 6 es un diagrama de bloques de cada componente de un aparato de asistencia de movimiento 10;

la Fig. 7 es un diagrama que muestra ejemplos de las respectivas tareas y fases;

la Fig. 8 es una vista esquemática de una base de datos de calibración 148;

la Fig. 9 es un diagrama que muestra un proceso de movimiento de las fases A1 a A4 como un ejemplo de movimiento;

10 la Fig. 10 son diagramas para mostrar una posición de detección del potencial de electricidad muscular superficial e_1 a e_4 , en los cuales (A) es un diagrama que muestra una pierna desde el frente y (b) es un diagrama que muestra una pierna desde atrás;

la Fig. 11 son diagramas para mostrar una posición de detección del potencial de electricidad muscular superficial e_1 a e_4 , en los cuales (a) es una vista lateral de una pierna para mostrar el potencial de electricidad muscular superficial al doblar la articulación de la cadera en la dirección de la flecha, y (b) es una vista lateral de una pierna para mostrar el potencial de electricidad muscular superficial al doblar la articulación de la rodilla en la dirección de la flecha;

15

la Fig. 12 es una vista esquemática para mostrar un estado de un flexor de una articulación de rodilla de un portador 12 que porta un dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18;

la Fig. 13 es un gráfico que muestra una fuerza de par de entrada y una fuerza de torsión virtual con respecto a un extensor de una articulación de la cadera derecha;

20

la Fig. 14 es un gráfico que muestra una fuerza de par de entrada y una fuerza de par virtual con respecto a un flexor de una articulación de la cadera derecha;

la Fig. 15 es un gráfico que muestra una diferencia entre el potencial de electricidad muscular superficial y una fuerza de par virtual en un caso donde un portador 12 realiza el mismo movimiento como un movimiento de referencia predeterminado;

25

la Fig. 16 es un gráfico que muestra cambios del ángulo de articulación de una articulación de cadera y cambios del ángulo de articulación de una articulación de rodilla, en correspondencia con un movimiento de inclinación y de extensión;

la Fig. 17 es un gráfico que muestra una fuerza de par virtual de un movimiento de inclinación de una articulación de cadera, una fuerza de par virtual de un movimiento de extensión de una articulación de cadera, una fuerza de par virtual de un movimiento de inclinación de una articulación de rodilla y una fuerza de par virtual de un movimiento de extensión de una articulación de rodilla, en correspondencia con un movimiento de inclinación y de extensión;

30

la Fig. 18 es un gráfico que muestra un potencial de electricidad muscular superficial de un movimiento de inclinación de una articulación de cadera, una fuerza de par virtual de referencia de un movimiento de inclinación de una articulación de cadera, y una fuerza de par estimada de un movimiento de extensión de una articulación de cadera, en correspondencia con un movimiento de inclinación y de extensión;

35

la Fig. 19 es un gráfico que muestra un potencial de electricidad muscular superficial de un movimiento de extensión de una articulación de cadera, una fuerza de par virtual de referencia de un movimiento de extensión de una articulación de cadera, y una fuerza de par estimada de un movimiento de inclinación de una articulación de cadera, en correspondencia con un movimiento de inclinación y de extensión;

la Fig. 20 es un diagrama de flujo para describir un procedimiento de un proceso de control principal ejecutado por un aparato controlador 100;

40

la Fig. 21 es un diagrama de flujo para describir un procedimiento de control de una primera calibración realizada para fijar un valor por omisión en un estado inmóvil;

la Fig. 22 es un diagrama de flujo para describir un procedimiento de control de una calibración de reconfiguración, realizada en correspondencia con un movimiento (movimiento único); y

45

la Fig. 23 es un diagrama de flujo para describir un procedimiento de control de una calibración, en correspondencia con un movimiento de referencia predeterminado.

Explicación de los números de referencia

10	aparato de asistencia de movimiento
12	portador
20	motor impulsor del muslo derecho
22	motor impulsor del muslo izquierdo
24	motor impulsor de la rodilla derecha
26	motor impulsor de la rodilla izquierda
30	faja de cintura
32,	34 batería
36	mochila de control
38a,	38b, 40a, 40b, 42b, 44a, 44b sensor de potencial eléctrico muscular
50a, 50b, 52a, 52b	sensor de fuerza de reacción
54	pieza de asistencia de la pierna derecha
55	pieza de asistencia de la pierna izquierda
56	primer armazón
58	segundo armazón
60	tercer armazón
62	cuarto armazón
64	primera articulación
66	segunda articulación
70, 72, 74, 76	sensor angular
78	primera faja de ajuste
80	segunda faja de ajuste
84	pieza receptora del talón
86	circuito de energía eléctrica
88	interfaz de entrada / salida
100	aparato de control
101 a 108	amplificador diferencial
111 a 114	pieza de detección angular
121 a 124	pieza de detección de fuerza de reacción
130	memoria
140	fuentes impulsora
142	pieza de detección de fenómenos físicos

144	pieza de detección de bio-señales
146	pieza de almacenamiento de datos
148	base de datos de calibración
150	base de datos de señales de comando
152	pieza de identificación de fases
154	pieza de obtención de diferencias
156	pieza de corrección de parámetros
158	pieza de amplificación de energía eléctrica
160	pieza de control
162	pieza de control de calibración
164	pieza de generación de cargas

Modalidad óptima para llevar a cabo la invención

A continuación, a fin de describir la presente invención en mayor detalle, se describe la modalidad óptima de la presente invención, con referencia a los dibujos.

Primera realización

5 La Fig. 1 es un diagrama de bloques que muestra un sistema de control aplicado a un aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto, de acuerdo a una realización de la presente invención.

Según se muestra en la Fig. 1, un sistema de control de un aparato de asistencia de movimiento 10 incluye una fuente impulsora 140 para aplicar fuerza de asistencia a un portador 12, una pieza de detección de fenómenos físicos 142, para detectar el ángulo de articulación (fenómeno físico) correspondiente al movimiento del portador 12, y una pieza de detección de bio-señales 144, para detectar un potencial de electricidad muscular (bio-señal) correspondiente a una fuerza muscular generada por el portador 12.

Una pieza de almacenamiento de datos 146 está cargada con una base de datos de calibración 148, para corregir el parámetro de una señal de comando (señal de control), de acuerdo a la capacidad de detección del potencial de electricidad muscular (bio-señal) correspondiente a la fuerza muscular generada por el portador 12, y una base de datos de comandos 150. Ha de hacerse notar que la base de datos de calibración 148 incluye un primer espacio de memoria (primera pieza de almacenamiento) para almacenar de antemano una primera relación correspondiente entre una fuerza de movimiento (potencia muscular) generada por el portador 12 que porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 (véanse Fig. 2, Fig. 3) y una correspondiente bio-señal (señal de potencial eléctrico muscular), y un segundo espacio de memoria (segunda pieza de almacenamiento) para almacenar de antemano una segunda relación correspondiente entre una fuerza de movimiento (potencia muscular) generada cuando el portador 12 realiza un movimiento básico predeterminado y una correspondiente bio-señal (señal de potencial eléctrico muscular).

Un ángulo de articulación (θ rodilla, θ cadera) detectado por la pieza de detección de fenómenos físicos 142 y una señal de potencial eléctrico muscular (Electromiograma de rodilla, Electromiograma de cadera) detectada por la pieza de detección de bio-señales 144 son ingresados a la base de datos de calibración 148 y a la base de datos de señales de comando 150.

Un aparato controlador 100 incluye una pieza de identificación de fases 152, una pieza de obtención de diferencias 154, una pieza de corrección de parámetros 156, una pieza controladora 160, una pieza controladora de calibración 162 y una pieza generadora de cargas 164. Además, la pieza controladora de calibración 162 realiza la corrección de la potencia de asistencia, de acuerdo a las bio-señales, en base a una bio-señal generada por un movimiento básico del portador 12, y a la segunda relación correspondiente, siempre que el portador 12 porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18.

Es decir, cuando el portador 12 porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 y enciende su conmutador de energía, la pieza de control de calibración 162 ejecuta un proceso de control de calibración, a fin de que la pieza generadora de cargas 164 permita a la pieza amplificadora de energía 158 aplicar una fuerza impulsora de la fuente impulsora 140 como una carga (fuerza de par de entrada) al portador 12, paso a paso, y permite al portador 12 generar potencia muscular para contrapesar la fuerza impulsora.

5 Posteriormente, el portador 12, con la fuerza impulsora aplicada por la fuente impulsora 140, realiza un movimiento de calibración predeterminado (p. ej., la Tarea A, un movimiento para levantarse desde un estado sedente) para generar potencia muscular desde un músculo del esqueleto. Junto con este movimiento de calibración, la pieza de detección de fenómenos físicos 142 detecta un ángulo de articulación y la pieza de detección de bio-señales 144 detecta una señal de potencial eléctrico muscular.

Luego, la pieza de identificación de fases 152 identifica la fase del movimiento de calibración del portador 12 comparando el ángulo de articulación detectado por la pieza de detección de fenómenos físicos 142 con un ángulo de articulación almacenado en la base de datos de calibración 148.

10 Además, al iniciarse el proceso de control de calibración, la pieza de obtención de diferencias 154 compara la carga (fuerza de par de entrada) de la fuente impulsora 140 aplicada por la pieza de generación de cargas 164 y la potencia muscular (fuerza de par estimada) correspondiente a la señal de potencial eléctrico muscular (valor medido) detectada por la pieza de detección de bio-señales 144, obtiene la diferencia entre las dos y obtiene la segunda relación correspondiente anteriormente descrita.

15 Además, en base a la diferencia entre la carga (fuerza de par de entrada) y la potencia muscular (fuerza de par estimada) obtenida por la pieza de obtención de diferencias 154, en correspondencia con la fase identificada por la pieza de identificación de fases 152, la pieza correctora de parámetros 156 corrige un parámetro K para satisfacer la primera relación correspondiente anteriormente descrita.

20 El parámetro de referencia no es corregido en un caso donde no haya ninguna diferencia entre la fuerza de par de entrada aplicada por la pieza generadora de cargas 164 a través de la fuente impulsora 140 y la potencia muscular correspondiente a la señal de potencial eléctrico muscular (valor medido) detectada por la pieza detectora de bio-señales 144. Sin embargo, en un caso donde haya una diferencia entre la fuerza de par de entrada aplicada por la pieza generadora de cargas 164 a través de la fuente impulsora 140 y la potencia muscular correspondiente a la señal de potencial eléctrico muscular (valor medido) detectada por la pieza detectora de bio-señales 144, el parámetro K es corregido de modo que los dos puedan coincidir. En tal caso, se fija un parámetro de corrección K', de modo que la fuerza de par de entrada y la fuerza de par estimada puedan llegar a ser iguales.

Luego, el parámetro corregido por la pieza correctora de parámetros 156 es fijado como el parámetro del portador 12, por la pieza controladora de calibración 162, y realiza la calibración para la próxima fase.

30 En consecuencia, la fuente impulsora 140 es controlada de modo que una fuerza de asistencia, correspondiente a la bio-señal detectada por la pieza detectora de bio-señales 144, pueda ser generada en base al parámetro fijado por la calibración. Por ello, puede lograrse el control para mantener una proporción predeterminada (por ejemplo, 1:1) entre la potencia muscular y la fuerza de asistencia, independientemente de la condición diaria (p. ej., valor de resistencia de la piel) del portador 12, o la desviación de la posición adherida de la pieza detectora de bio-señales 144.

35 Además, la pieza controladora 160 obtiene el ángulo de articulación (θ rodilla, θ cadera) detectado por la pieza detectora de fenómenos físicos 142 y la señal de potencial eléctrico muscular (Electromiograma de rodilla, Electromiograma de cadera) detectada por la pieza detectora de bio-señales 144, calcula la fuerza de asistencia de la fuente impulsora 140, correspondiente al ángulo de articulación y la señal de potencial eléctrico muscular para cada fase, usando el parámetro de corrección K' fijado por la pieza controladora de calibración, y transmite una señal de comando, resultante del cálculo, a una pieza de amplificación de energía eléctrica 158.

40 A continuación, se describe en mayor detalle una configuración ejemplar del aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto 10.

La Fig. 2 es una vista frontal en perspectiva que muestra un estado donde se usa el aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto, de acuerdo a una realización de la presente invención. La Fig. 3 es una vista posterior en perspectiva que muestra el estado donde se usa el aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto, de acuerdo a una realización de la presente invención.

45 Según se muestra en las Figs. 2 y 3, el aparato de asistencia de movimiento 10 es para asistir con un movimiento para caminar a aquellos que tiene dificultad para caminar por sí mismos, por ejemplo, una persona de pierna impedida, incapaz de caminar libremente, debido al deterioro de la potencia muscular de músculos del esqueleto, o un paciente sometido a rehabilitación para caminar. El aparato de asistencia de movimiento 10 detecta bio-señales (potencial eléctrico muscular superficial) creadas al generar potencia muscular, de acuerdo a señales desde el cerebro, y opera para aplicar una fuerza impulsora desde un activador, en base a las señales detectadas.

50 Por lo tanto, el aparato de asistencia de movimiento 10 es completamente distinto a un denominado robot de tipo reproductor, que controla una mano de robot con un ordenador de acuerdo a datos de entrada predeterminados, que también es denominado un traje de robot o un traje energizado.

Cuando el portador 12 que lleva el aparato de asistencia de movimiento 10 realiza un movimiento para caminar, de acuerdo a su propia voluntad, el aparato de asistencia de movimiento 10 aplica una fuerza de par, correspondiente a una bio-señal generada al realizar el movimiento para caminar, como una fuerza de asistencia, para lograr por ello, por ejemplo, caminar usando la mitad de la potencia muscular normalmente requerida para caminar. Por lo tanto, el portador 12 es capaz de soportar su peso completo y caminar, debido a la combinación de su propia potencia muscular y la fuerza de par procedente del activador (en esta realización, se usa un motor impulsor de energía eléctrica).

En tal caso, el aparato de asistencia de movimiento 10 está controlado de modo que la fuerza de asistencia (fuerza de motor), de acuerdo al desplazamiento del baricentro junto con el movimiento para caminar (descrito más adelante), refleje la voluntad del portador 12. Por lo tanto, el activador del aparato de asistencia de movimiento 10 está controlado a fin de no aplicar carga que sea contraria a la voluntad del portador 12, y no obstruir el movimiento del portador 12.

Además, el aparato de asistencia de movimiento 10 puede asistir a un movimiento distinto al movimiento para caminar, tal como un movimiento en el cual el portador 12 se levanta desde un estado sedente en una silla, o un movimiento en el cual el portador 12 se sienta desde un estado erguido. Además, el portador 12 puede ser asistido con energía cuando el portador 12 sube o baja una escalera. Aunque el movimiento de subir una escalera, o de pararse desde una silla, puede ser difícil para alguien con baja potencia muscular, un portador 12 que lleve el aparato de asistencia de movimiento 10 puede moverse sin preocuparse acerca de su potencia muscular reducida, al estar dotado de fuerza de par, de acuerdo a su propia voluntad.

A continuación, se describe una configuración ejemplar del aparato de asistencia de movimiento 10.

Según se muestra en las Figs. 2 y 3, el aparato de asistencia de movimiento 10 tiene un activador (correspondiente a la fuente impulsora 140) incluido en el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 usado por el portador 12. El activador incluye un motor impulsor del muslo derecho 20, situado en la articulación de la cadera derecha del portador 12, un motor impulsor del muslo izquierdo 22, situado en la articulación de la cadera izquierda del portador 12, un motor impulsor de la rodilla derecha 24, situado en la articulación de la rodilla derecha del portador 12, y un motor impulsor de la rodilla izquierda 26, situado en la articulación de la rodilla izquierda del portador 12. Estos motores impulsores 20, 22, 24, 26 son fuentes impulsoras que incluyen servo-motores que tienen sus fuerzas de par controladas por señales de control provenientes del aparato controlador, e incluyen un mecanismo de desaceleración (no mostrado) para desacelerar la rotación del motor hasta un grado de desaceleración predeterminado. Aunque los motores impulsores 20, 22, 24, 26 son pequeños, pueden aplicar una fuerza impulsora suficiente.

Además, las baterías 32, 34, que funcionan como una fuente de alimentación para impulsar los motores impulsores 20, 22, 24, 26, están adosadas a una faja de cintura 30 puesta alrededor de la cintura del portador 12. Las baterías 32, 34 son baterías recargables y están dispuestas por separado a izquierda y derecha, a fin de no obstruir el movimiento para caminar del portador 12.

Además, una mochila de control 36, montada sobre la espalda del portador 12, contiene, por ejemplo, un aparato controlador, un impulsor de motor, un aparato de medición y un circuito de energía (descrito más adelante). Ha de hacerse notar que la parte inferior de la mochila de control 36 está soportada por la faja de cintura 30 y está montada de una manera en la cual el peso de la mochila de control 36 no recarga al portador 12.

Además, el aparato de asistencia de movimiento 10 incluye los sensores de potencial eléctrico muscular 38a, 38b para detectar el potencial eléctrico muscular superficial (Electromiograma de cadera), correspondiente al movimiento del muslo derecho del portador 12, los sensores de potencial eléctrico muscular 40a, 40b para detectar el potencial eléctrico muscular superficial (Electromiograma de cadera), correspondiente al movimiento del muslo izquierdo del portador 12, los sensores de potencial eléctrico muscular 42a, 42b para detectar el potencial eléctrico muscular superficial (Electromiograma de rodilla), correspondiente al movimiento de la rodilla derecha, y los sensores de potencial eléctrico muscular 44a, 44b para detectar el potencial eléctrico muscular superficial (Electromiograma de rodilla), correspondiente al movimiento de la rodilla izquierda.

Cada uno de estos sensores de potencial eléctrico muscular 38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a y 44b es una pieza detectora para medir el potencial eléctrico muscular superficial creado durante la generación de potencia muscular de los músculos del esqueleto, e incluye un electrodo (no mostrado) para detectar el leve potencial generado en los músculos del esqueleto. Ha de hacerse notar que, en esta realización, cada uno de estos sensores de potencial eléctrico muscular 38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a y 44b es adosado adhiriendo un sello adhesivo, que cubre el área que rodea el electrodo, sobre la superficie de la piel del portador 12.

En un cuerpo humano, una sustancia de transmisión sináptica de acetilcolina es liberada hacia la superficie de los músculos que forman los músculos del esqueleto, de acuerdo a comandos desde el cerebro. Como resultado, la permeabilidad iónica del sarcolema cambia, para generar por ello potencial de acción (EMG: Mioelectricidad de Electro-MioGramma). En consecuencia, el potencial de acción provoca la retracción del sarcolema y genera potencia muscular. En consecuencia, la potencia muscular generada durante el movimiento para caminar puede ser estimada detectando el

potencial eléctrico muscular de los músculos del esqueleto. En base a la potencia muscular estimada, puede obtenerse la fuerza de asistencia requerida para el movimiento para caminar.

Además, aunque los músculos se expanden y se contraen cuando la sangre suministra una proteína llamada actina y miosina, la potencia muscular se genera cuando los músculos se contraen. En una articulación donde dos huesos están unidos entre sí de manera giratoria, se proporcionan un flexor para generar una fuerza en una dirección de inclinación de la articulación, y un extensor para generar una fuerza en una dirección de extensión, entre dos huesos.

Además, en un cuerpo humano, hay plurales músculos debajo de la cintura para mover las piernas, tales como los muscoli iliopsoas para elevar los muslos hacia adelante, el musculus gluteus maximus para bajar los muslos, el quadriceps para extender las rodillas y el biceps femoris para doblar las rodillas.

Los sensores de potencial eléctrico muscular 38a, 40a, que están adheridos a la parte próxima frontal del muslo del portador 12, miden el potencial eléctrico muscular correspondiente a la potencia muscular generada cuando la pierna es enviada hacia adelante, detectando el potencial eléctrico muscular superficial de los muscoli iliopsoas.

Los sensores de potencial eléctrico muscular 38b, 40b, que están adheridos a la cadera del portador 12, miden el potencial eléctrico muscular correspondiente a la potencia muscular generada, por ejemplo, al patear la pierna hacia atrás o al subir una escalera, detectando el potencial eléctrico muscular superficial del musculus gluteus maximus.

Los sensores de potencial eléctrico muscular 42a, 44a, que están adheridos al sector frontal sobre las rodillas del portador 12, miden el potencial eléctrico muscular correspondiente a la potencia muscular generada al enviar hacia adelante la parte debajo de las rodillas, detectando el potencial eléctrico muscular superficial del quadriceps.

Los sensores de potencial eléctrico muscular 42b, 44b, que están adheridos al sector trasero sobre las rodillas del portador 12, miden el potencial eléctrico muscular correspondiente a la potencia muscular generada al retraer hacia atrás la parte debajo de las rodillas, detectando el potencial eléctrico muscular superficial del biceps femoris.

En consecuencia, en el aparato de asistencia de movimiento 10, la corriente impulsora a suministrar a cuatro motores impulsores 20, 22, 24 y 26 se obtiene en base al potencial eléctrico muscular superficial detectado por estos sensores de potencial eléctrico muscular 38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a y 44b. Impulsando los motores impulsores 20, 22, 24 y 26 con la corriente impulsora, se aplica fuerza de asistencia para prestar soporte al movimiento para caminar del portador 12.

Además, es necesario detectar la carga aplicada a los pies para realizar el desplazamiento del baricentro, provocado por el movimiento para caminar. Por lo tanto, los sensores de fuerza de reacción 50a, 50b, 52a, 52b (mostrados con líneas discontinuas en las Figs. 2 y 3) se proporcionan sobre los sectores traseros de los pies izquierdo y derecho del portador 12.

Además, el sensor de fuerza de reacción 50a detecta la fuerza de reacción contra la carga del frente del pie derecho, y el sensor de fuerza de reacción 50b detecta la fuerza de reacción contra la carga de la parte trasera del pie derecho. El sensor de fuerza de reacción 52a detecta la fuerza de reacción contra la carga del frente del pie izquierdo, y el sensor de fuerza de reacción 52b detecta la fuerza de reacción contra la carga de la parte trasera del pie izquierdo. Cada sensor de fuerza de reacción 50a, 50b, 52a y 52b, que incluye, por ejemplo, un elemento piezoeléctrico, es capaz de detectar cambios de carga, en correspondencia con el desplazamiento del peso, y detectar si el pie del portador 12 está tomando contacto con el suelo.

A continuación, se describe una configuración del dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18, con referencia a las Figs. 4 y 5.

La Fig. 4 es una vista del sector izquierdo del dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18. La Fig. 5 es una vista posterior del dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18.

Como se muestra en las Figs. 4 y 5, el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 incluye la faja de cintura 30, puesta alrededor de la cintura del portador, una pieza de asistencia de pierna derecha 54, proporcionada en el sector derecho debajo de la faja de cintura 30, y una pieza de asistencia de pierna izquierda 55, proporcionada en el sector izquierdo debajo de la faja de cintura 30.

La pieza de asistencia de pierna derecha 54 y la pieza de asistencia de pierna izquierda 55 están dispuestas simétricamente entre sí, en donde cada una incluye un primer armazón 56 que se extiende debajo de la faja de cintura 30 para soportar la faja de cintura 30, un segundo armazón 58 que se extiende debajo del primer armazón 56 y, formado a lo largo del sector externo de la espinilla del portador 12, un tercer armazón 60 que se extiende debajo del segundo armazón 58 y, formado a lo largo del sector externo de la espinilla del portador 12, un cuarto armazón 62 sobre el cual se coloca el sector inferior del pie (suela de zapato cuando se usa un zapato) del portador 12.

Una primera articulación 64, con una estructura de soporte, está dispuesta entre un extremo inferior del primer armazón

56 y un extremo superior del segundo armazón 58, para conectar de manera giratoria el primer armazón 56 y el segundo armazón 58. La primera articulación 64 está dispuesta en un nivel que coincide con la altura de la articulación de la cadera. El primer armazón 56 está conectado con el sector de soporte de la primera articulación 64, y el segundo armazón 58 está conectado con el sector giratorio de la primera articulación 64.

5 Además, una segunda articulación 66, con una estructura de soporte, está dispuesta entre un extremo inferior del segundo armazón 58 y un extremo superior del tercer armazón 60, para conectar de manera giratoria el segundo armazón 58 y el tercer armazón 60. La segunda articulación 66 está dispuesta en un nivel que coincide con la altura de la articulación de la rodilla. El segundo armazón 58 está conectado con el sector de soporte de la segunda articulación 66, y el tercer armazón 60 está conectado con el sector giratorio de la segunda articulación 64.

10 Por lo tanto, el segundo armazón 58 y el tercer armazón 60 están adosados de una forma capaz de oscilar, teniendo la primera articulación 64 y la segunda articulación 66 como fulcros de rotación con respecto al primer armazón 56 fijado a la faja de cintura 30. Es decir, el segundo armazón 58 y el tercer armazón 60 están configurados para realizar los mismos movimientos que la pierna correspondiente del portador 12.

15 Además, las abrazaderas de motor 68 están proporcionadas en los sectores de soporte de la primera articulación 68 y la segunda articulación 66. La abrazadera de motor 68 incluye una pieza de soporte de motor 68a que sobresale hacia afuera en una dirección horizontal. El motor impulsor 20, 22, 24, 26 está adosado a la pieza de soporte de motor 68a en un estado vertical. De ese modo, el motor impulsor 20, 22, 24, 26 se proporciona de manera que no tenga que sobresalir demasiado hacia el costado, a fin de evitar tomar contacto con los obstáculos circundantes durante el movimiento para caminar.

20 Además, la primera articulación 64 y la segunda articulación 66 están configuradas para permitir que un eje de rotación de los motores impulsores 20, 22, 24, 26 transmita una fuerza de par al segundo armazón 58 y al tercer armazón 60 (sector receptor de impulso) mediante un engranaje.

25 Además, los motores de impulso 20, 22, 24, 26 incluyen un sensor angular 70, 72, 74, 76 (correspondiente a la pieza detectora de fenómenos físicos 142) para detectar un ángulo de articulación. El sensor angular 70, 72, 74 y 76 incluye, por ejemplo, un codificador rotativo que cuenta pulsos en proporción al ángulo de articulación de la primera articulación 64 y la segunda articulación 66, y emite señales eléctricas (como salida del sensor) de acuerdo al número de pulsos correspondientes al ángulo de articulación.

30 El sensor angular 70, 72 detecta el ángulo de rotación entre el primer armazón 56 y el segundo armazón 58, que corresponde al ángulo de articulación (θ cadera) de la articulación de cadera del portador 12. Además, el sensor angular 74, 76 detecta el ángulo de rotación entre el segundo armazón 58 y el tercer armazón 60, que corresponde al ángulo de articulación (θ rodilla) de la articulación de rodilla del portador 12.

35 Ha de hacerse notar que la primera articulación 64 y la segunda articulación 66 están configuradas para rotar dentro de la distancia en la cual pueden rotar la articulación de cadera y la articulación de rodilla del portador 12. La primera articulación 64 y la segunda articulación 66 tienen instalado un mecanismo de detención (no mostrado) para impedir el movimiento excesivo de la articulación de cadera y la articulación de rodilla del portador 12.

40 El segundo armazón 58 tiene adosada una primera faja de sujeción 78, que ha de ser ajustada al muslo del portador 12. Además, el tercer armazón 60 tiene adosada una segunda faja de sujeción 80 que ha de ser ajustada a una parte debajo de la rodilla del portador 12. En consecuencia, la fuerza de par generada por los motores impulsores 20, 22, 24, 26 es transmitida al segundo armazón 58 y al tercer armazón 60 mediante un engranaje, y es además transmitida como fuerza de asistencia a la pierna del portador 12, mediante la primera faja de sujeción 78 y la segunda faja de sujeción 80.

45 Además, un cuarto armazón 62 está conectado de forma giratoria con un extremo inferior del tercer armazón 60, mediante un eje 82. Además, se proporciona una parte receptora del talón 84 a un extremo inferior del cuarto armazón 62, para colocar la parte del talón de la suela del zapato del portador 12 sobre la misma. Además, el segundo armazón 58 y el tercer armazón 60 pueden tener sus longitudes, en la dirección del eje, ajustadas por un mecanismo de tornillo, de modo que la longitud pueda ser ajustada en correspondencia con la longitud de la pierna del portador 12.

50 Cada armazón 56, 58, 60, 64 está formado en metal y está configurado para soportar el peso de las baterías 32, 34 proporcionadas en la faja de cintura 30, la mochila de control 36 y el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18. Es decir, el aparato de asistencia de movimiento 10 está configurado para impedir que el peso del dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18, etc., afecte al portador 12, y está adosado de forma de impedir que al portador 12 que tenga músculos debilitados sea aplicada una carga innecesaria.

La Fig. 6 es un diagrama de bloques de los respectivos componentes incluidos en el aparato de asistencia de movimiento 10. Según se muestra en la Fig. 6, las baterías 32, 34 suministran energía eléctrica a un circuito de suministro de energía 86. El circuito de suministro de energía 86 convierte la energía en un voltaje predeterminado y suministra un voltaje

constante a una interfaz de entrada / salida 88. Además, la capacidad de carga de las baterías 32, 34 es monitorizada por una pieza de advertencia de carga de batería 90. La pieza de advertencia de carga de batería 90 emite una advertencia cuando la capacidad de carga restante se torna menor que una cantidad predeterminada, para informar al portador 12 del cambio o carga de las baterías.

5 Los impulsores de motores primero a cuarto 92 a 95, que impulsan los motores impulsores 20, 22, 24, 26, respectivamente, amplifican los voltajes de impulso correspondientes a las señales de control provenientes del aparato controlador 100 mediante la interfaz de entrada / salida 88, y emiten los voltajes impulsores a los motores impulsores 20, 22, 24 y 26.

10 Las señales de detección del potencial eléctrico muscular superficial, emitidas desde cada sensor de potencial eléctrico muscular 38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 44a, 44b, son amplificadas por los amplificadores de diferencia primero a octavo (correspondientes a la pieza amplificadora de energía eléctrica 158) 101 a 108, luego convertidas en señales digitales por un convertidor de analógico a digital (no mostrado), y luego ingresadas al aparato controlador 100 mediante la interfaz de entrada / salida 88. Ha de hacerse notar que el potencial eléctrico muscular generado por los músculos es leve. Por lo tanto, a fin de que los amplificadores de diferencia primero a octavo 101 a 108 amplifiquen el potencial eléctrico muscular (p. ej., de $30\mu\text{V}$) hasta un voltaje distinguible por un ordenador (p. ej., de aproximadamente 3 V), se requiere una ganancia de 100 dB (10^5).

20 Además, las señales de detección angular emitidas desde los sensores angulares 70, 72, 74, 76 son ingresadas, respectivamente, a las correspondientes piezas de detección angular primera a cuarta 111 a 114. Las piezas de detección angular primera a cuarta 111 a 114 convierten los pulsos detectados en valores de datos angulares, correspondientes a ángulos, usando un codificador giratorio, e ingresan los datos angulares detectados en el aparato controlador 100 mediante la interfaz de entrada / salida 88.

25 Las señales de detección de fuerza de reacción, emitidas desde los sensores de fuerza de reacción 50a, 50b, 52a, 52b, son ingresadas, respectivamente, a las correspondientes piezas detectoras de fuerza de reacción primera a cuarta 121 a 124. Las piezas detectoras de fuerza de reacción primera a cuarta 121 a 124 convierten los voltajes detectados en valores digitales correspondientes a la fuerza, usando los elementos piezoeléctricos, e ingresan los datos de fuerza de reacción detectados en el aparato controlador 100 mediante la interfaz de entrada / salida 88.

30 Una memoria (correspondiente a la pieza de almacenamiento de datos 146) 130 es una pieza de almacenamiento para almacenar los respectivos datos en la misma. La memoria 130 incluye, por ejemplo, un espacio de almacenamiento de bases de datos 130A, para almacenar datos de control en unidades de fases correspondientes a cada patrón de movimiento (tarea), tal como un movimiento para levantarse, un movimiento para caminar o un movimiento para sentarse, y un espacio de almacenamiento de programas de control 130B para almacenar programas de control para controlar cada motor.

35 En esta realización, la base de datos de calibración 148 y la base de datos de señales de comando 150 están almacenadas en el espacio de almacenamiento de bases de datos 130A. Además, según se muestra en la Fig. 8, la base de datos de calibración 148 almacena la primera relación correspondiente entre la fuerza (potencia) muscular $e_{A1}(t)$... y la bio-señal $E_{A1}(t)$... generada por el portador 12 que usa el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18, y el parámetro de referencia K_{A1} Además, en la primera relación correspondiente, la potencia muscular $e_{A1}(t)$... y la bio-señal $E_{A1}(t)$... forman una relación proporcional y tienen una correlación positiva.

40 Además, la base de datos de calibración 148 almacena la segunda relación correspondiente entre la potencia muscular (energía) $e'_{A1}(t)$... y la bio-señal $E_{A1}(\tau)$... generada durante un proceso donde el portador 12 realiza un movimiento básico predeterminado, y el parámetro de corrección K'_{A1} La segunda relación correspondiente es una relación entre los cambios de la bio-señal $E_{A1}(t)$... y los cambios de la potencia muscular (energía) $e_{A1}(t)$... durante un movimiento básico.

45 Además, los datos de control emitidos desde el aparato controlador 100 son emitidos hacia una pieza emisora de datos 132 y una unidad de comunicación 134, mediante la interfaz de entrada / salida 88, para su exhibición en un monitor (no mostrado) o su transferencia a un ordenador de monitorización de datos (no mostrado), por comunicación de datos, por ejemplo.

50 Además, el aparato controlador 100 incluye una pieza controladora autónoma 100A (correspondiente a la pieza controladora 160) que compara el ángulo de articulación detectado por el sensor angular 70, 72, 74, 76 y el ángulo de articulación del parámetro de referencia, para identificar la fase del patrón de movimiento del portador 12, y genera una señal de comando para generar la energía correspondiente a la fase.

Además, el aparato controlador 100 incluye: una pieza generadora de carga 100D que aplica una fuerza impulsora predeterminada desde el motor impulsor (fuente impulsora) 20, 22, 24, 26 como una carga externa; una pieza de fijación de valores de corrección 100E (correspondiente a la pieza correctora de parámetros 156) que detecta una bio-señal generada en respuesta a la fuerza impulsora aplicada con un sensor de potencial eléctrico muscular (parte detectora) 38a,

38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a, 44b, genera un parámetro (por ejemplo, la ganancia de proporción en el control proporcional) para el cálculo por la pieza controladora autónoma 100A, en base a la señal detectada, y fija el parámetro como el único valor de corrección del portador; y una pieza controladora de calibración 100F que controla el movimiento, por ejemplo, de la pieza de fijación de valores de corrección 100E para fijar el parámetro corregido como el único parámetro del portador 12.

La calibración en esta realización incluye, por ejemplo, una calibración por omisión que es realizada cuando el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 es usado por primera vez (p. ej., tras la adquisición) y una calibración reconfigurada, que es realizada cada vez que el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 es usado después de la calibración por omisión.

En la calibración por omisión, un proceso de fijación de valores de corrección es realizado haciendo que el portador 12 permanezca inmóvil en una posición predeterminada (descrita más adelante).

Además, la calibración reconfigurada incluye, por ejemplo, la calibración del estado inmóvil, donde un proceso de actualización de valores de corrección es ejecutado haciendo que el portador 12 genere potencia muscular en un estado inmóvil, o una calibración en movimiento, donde un proceso de actualización de valores de corrección es ejecutado haciendo que un portador de pie 12 se incline y estire sus rodillas una vez desde un estado de inclinación de rodilla.

Al realizar la calibración, la carga aplicada al portador 12 es fijada inicialmente para que sea una carga pequeña, y es aumentada gradualmente junto con la progresión de operaciones de calibración, controlando los motores impulsores 20, 22, 24 y 26, y detectando las bio-señales generadas en respuesta a las fuerzas impulsoras de los motores impulsores 20, 22, 24 y 26. Además, en el aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto 10 de esta realización, es posible seleccionar una cualquiera entre la calibración ejecutada como una calibración por omisión en un estado inmóvil y una calibración de reconfiguración ejecutada como una calibración en movimiento, cada vez que se usa el aparato de asistencia en movimiento de tipo para llevar puesto 10.

A continuación, se describe una operación durante la realización de la calibración por el portador 12, con referencia a las Figs. 7 a 9. La Fig. 7 es un diagrama esquemático que muestra un ejemplo de cada tarea y fase almacenada en cada base de datos.

Según se muestra en la Fig. 7, las tareas que categorizan los movimientos del portador 12 están almacenadas en la memoria 130, por ejemplo, la tarea A, que incluye datos de un movimiento para levantarse, donde el portador 12 efectúa la transición desde un estado sedente a un estado de pie, la tarea B, que incluye datos de un movimiento para caminar, donde el portador 12 camina desde un estado en pie, la tarea C, que incluye datos de un movimiento para sentarse, donde el portador 12 efectúa la transición desde un estado en pie a un estado sedente, y la tarea D, que incluye datos de un movimiento de subida de escalera, donde el portador 12 efectúa la transición desde un estado en pie a un estado de subida de escalera.

Además, están fijados para cada tarea datos de fases plurales que definen la unidad mínima de movimiento. Por ejemplo, en un caso de un movimiento para caminar de la tarea B, hay almacenada una fase B1 que incluye datos de movimiento de un estado donde ambas piernas están alineadas, una fase B2 que incluye datos de movimiento de un estado donde la pierna derecha es llevada hacia adelante, una fase B3 que incluye datos de movimiento de un estado donde la pierna izquierda es llevada hacia adelante, para alinearla con la pierna derecha, y una fase B4 que incluye datos de movimiento de un estado donde la pierna izquierda es llevada hacia adelante, delante de la pierna derecha.

La Fig. 8 es una vista esquemática que muestra una base de datos de calibración 148.

Según se muestra en la Fig. 8, la base de datos de calibración 148 almacena, por ejemplo, el potencial eléctrico muscular superficial $e_{A1}(t)$... detectado de acuerdo a cada fase, dividido en correspondencia con cada tarea A, B, ..., y el parámetro de referencia K_{A1} ... correspondiente al potencial eléctrico muscular.

En esta realización, el portador 12 que lleva el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 realiza una operación de calibración predeterminada. Por ejemplo, según se muestra en la Fig. 9, el portador 12 realiza un movimiento de ponerse de pie desde un estado sedente (fase A1 a A4) como un movimiento básico y luego realiza un movimiento de volver a sentarse (fase A4 a A1).

A continuación, se describe en mayor detalle un principio de calibración de la pieza detectora de bio-señales 144, que detecta el potencial eléctrico muscular correspondiente a la potencia muscular generada por el portador 12.

En un caso donde el portador 12 hace un movimiento sutil, la relación entre el potencial eléctrico muscular superficial y la potencia muscular generada por el portador 12 es esencialmente lineal. En consecuencia, hay un procedimiento desarrollado para estimar la fuerza de par generada por el portador 12 en base al potencial eléctrico muscular superficial medido por las siguientes fórmulas (1) y (2).

Ha de hacerse notar que la fuerza de par estimada es denominada "fuerza de par virtual".

$$\tau_{cadera} = K_1 e_1 - K_2 e_2 \dots (1)$$

$$\tau_{rodilla} = K_4 e_4 - K_3 e_3 \dots (2)$$

5 En las fórmulas (1) y (2), " τ_{cadera} " indica la fuerza de par virtual de la articulación de la cadera, " $\tau_{rodilla}$ " indica la fuerza de par virtual de la articulación de la rodilla, " e_1 - e_4 " indican el potencial eléctrico muscular superficial generado por los músculos, y " K_1 - K_4 " indican parámetros. La articulación de la cadera y la articulación de la rodilla del portador 12 se mueven de acuerdo al equilibrio de expansión y contracción del flexor y el extensor. Según se muestra en la Fig. 10 (A) (B) y Fig. 11 (A) (B), " e_1 " indica el potencial eléctrico muscular superficial del rectus femoris, " e_2 " indica el potencial eléctrico muscular superficial del musculus gluteus maximus, " e_3 " indica el potencial eléctrico muscular superficial del musculus vastus medialis y " e_4 " indica el potencial eléctrico muscular superficial del biceps femoris.

En el cálculo de la fuerza de par virtual, se usan los valores filtrados a través de un filtro digital, teniendo en cuenta el ruido. En esta realización, los valores filtrados a través de un filtro de paso bajo son obtenidos como los valores del potencial eléctrico muscular superficial.

15 En la calibración del sistema de control para detectar el potencial eléctrico muscular superficial, cada parámetro K de la siguiente Fórmula (3) extrae la fuerza de par virtual del músculo correspondiente por las Fórmulas (1) y (2).

$$\tau = Ke \dots (3)$$

Es decir, en la calibración de esta realización, el valor del parámetro K de la Fórmula (3) se calcula de modo que el valor del potencial eléctrico muscular superficial se haga 1 cuando la potencia generada por un músculo de destino es de 1 Nm. Este valor es actualizado.

20 En consecuencia, en esta realización, ya sea en caso de la calibración por omisión o de la calibración de reconfiguración, el valor del parámetro descrito anteriormente es corregido usando los resultados de detección de los sensores de potencial eléctrico muscular 38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a, 44b.

A continuación, se describe la calibración de reconfiguración. Esta calibración puede ser aplicada a un único movimiento, donde el portador 12, en un estado sedente, mueve sus rodillas desde un estado inclinado a un estado extendido, puede reducir la carga del portador 12 y puede completar la calibración en poco tiempo.

25 La Fig. 12 es una vista esquemática que muestra el estado de un flexor de una articulación de rodilla del portador 12 que lleva el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18.

Según se muestra en la Fig. 12, en un estado donde el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 es usado por el portador 12, una fuerza de par de entrada τ_m es aplicada como una carga a la articulación de la rodilla, usando los motores impulsores 20, 22, 24, 26. El portador 12 mantiene un estado inmóvil, sin mover la articulación de la rodilla, aplicando potencia muscular para contrapesar la fuerza de par de entrada τ_m . En tal estado, puede decirse que la fuerza de par de entrada τ_m , aplicada desde los motores impulsores 20, 22, 24, 26 y la potencia muscular τ_h , generada por el portador 12, son iguales. En consecuencia, puede satisfacerse la siguiente Fórmula (4).

$$\tau_m(t) = \tau_h(t) \dots (4)$$

35 Dado que la potencia muscular generada por el portador 12, de acuerdo a la Fórmula (3), puede ser indicada como

$$\tau_h = Ke \dots (5),$$

la Fórmula (4) puede ser reescrita como

$$\tau_m = Ke \dots (6),$$

A continuación, se describe un procedimiento de realización de la calibración por omisión en el estado inmóvil.

40 La calibración por omisión en un estado inmóvil se realiza con las siguientes etapas.

(Etapa 1) Se mide un potencial eléctrico muscular superficial e cuando el portador 12 está generando potencia muscular afrontando la fuerza impulsora (fuerza de par τ_m) de los motores impulsores 20, 22, 24, 26.

(Etapa 2) Se obtiene un parámetro K para satisfacer la Fórmula (6), usando un procedimiento de cuadrados mínimos, en base al potencial eléctrico muscular superficial e medido y la correspondiente fuerza de par de entrada τ_m .

45 La fórmula que usa el procedimiento de cuadrados mínimos para obtener el parámetro K se muestra con la Fórmula (7)

dada a continuación.

$$K = \Sigma \tau_m(t)e(t) / \Sigma e^2(t) \dots (7)$$

5 En consecuencia, puede obtenerse un parámetro K que satisface una relación donde, por ejemplo, el valor del potencial eléctrico muscular superficial se hace 1 cuando el portador 12, que tiene su articulación de la rodilla inclinada en aproximadamente 90 grados en un estado sedente inmóvil, genera una potencia de 1 Nm, según se muestra en la Fig. 12. En este estado inmóvil, los motores impulsores 20, 22, 24, 26 aplican una fuerza impulsora (fuerza de par τ_m) como una carga (fuerza de par de entrada) al portador 12 paso a paso, mientras el portador 12 genera una potencia muscular que contrapesa la fuerza impulsora para mantener el estado inmóvil.

10 A continuación, se describe un procedimiento de realización de la calibración de reconfiguración de movimientos básicos predeterminados.

La calibración de reconfiguración para un único movimiento se realiza con las siguientes etapas.

(Etapa 1) El portador 12 gira la articulación de la rodilla de modo que el ángulo de la rodilla cambie de 90 grados a 180 grados, y luego la articulación de la rodilla es devuelta a su posición original, de modo que el ángulo de la rodilla cambie de 180 grados a 90 grados.

15 (Etapa 2) El motor impulsor 20, 22, 24, 26 aplica una fuerza impulsora (fuerza de par τ_m) de acuerdo al ángulo de la articulación de la rodilla, detectado por el sensor angular 74, 76.

(Etapa 3) Se mide el potencial eléctrico muscular superficial e, generado al extender y retraer la rodilla el portador 12.

(Etapa 4) Se obtiene el parámetro K que satisface la Fórmula (6), usando el procedimiento de cuadrados mínimos, en base al potencial eléctrico muscular superficial medido y a la correspondiente fuerza de par de entrada τ_m .

20 A continuación, se describe el principio de ejecución de la calibración por omisión descrita anteriormente, con referencia a las Figs. 13 a 15.

Por ejemplo, se obtiene un parámetro K aplicando una fuerza de par de 8 Nm, 16 Nm, 24 Nm y 32 Nm al portador 12 desde los motores impulsores 20, 22, 24, 26. Las Figs. 13 y 14 muestran los resultados de calcular la fuerza de par virtual a partir del potencial eléctrico muscular superficial generado a partir de la calibración, usando el parámetro K obtenido y comparando la fuerza de par virtual con la correspondiente fuerza de par de entrada. Ha de hacerse notar que la Fig. 13 es un gráfico que muestra la fuerza de par de entrada (a) y la fuerza de par virtual (b) con respecto al extensor de la articulación de la cadera derecha. La Fig. 14 es un gráfico que muestra la fuerza de par de entrada (1) y la fuerza de par virtual (b) con respecto al flexor de la articulación de la cadera derecha.

30 Por referencia a la fuerza de par de entrada del gráfico (a) y a la fuerza de par virtual del gráfico (b), mostrados en la Fig. 13, y a fuerza de par de entrada del gráfico (a) y la fuerza de par virtual del gráfico (b), mostrados en la Fig. 14, puede entenderse que hay una coincidencia relativa entre la fuerza de par virtual calculada usando el parámetro K, usando el procedimiento anteriormente descrito, y la fuerza de par de entrada aplicada en correspondencia con el movimiento.

35 Además, según se muestra en el gráfico (a) de la Fig. 13, para la fuerza de par de entrada proveniente de los motores impulsores 20, 22, 24, 26, los motores impulsores están controlados para hacer que el valor de su fuerza de par aumente paso a paso junto con el transcurso del tiempo. Es decir, por lo tanto, los motores impulsores 20, 22, 24, 26 son impulsados inicialmente con un pequeño valor de fuerza de par. Además, la fuerza de par de entrada es aplicada de manera pulsada, a intervalos de tiempo predeterminados. Además, el valor de la fuerza de par está controlado para aumentar paso a paso.

40 En consecuencia, puede impedirse que una fuerza de par excesiva sea aplicada cuando el portador 12 usa el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18. Al aumentar el valor de la fuerza de par paso a paso, se reduce la carga en la generación de potencia muscular para afrontar la fuerza de par de entrada. Por ello, puede reducirse la carga sobre los músculos durante la calibración.

45 Además, según se muestra en las Figs. 13 y 14, pueden alcanzarse los mismos resultados para las articulaciones de cadera izquierda y derecha, y las articulaciones de rodilla izquierda y derecha. Además, en el caso de generar fuerza de asistencia a partir de la fuerza de par virtual, usando el parámetro K según lo descrito anteriormente, los motores impulsores 20, 22, 24, 26 pueden aplicar una fuerza impulsora de 1 Nm como fuerza de asistencia con respecto a la potencia muscular de 1 Nm generada por el portador 12. Por ello, el portador 12 puede moverse usando la mitad de la potencia muscular requerida para realizar un movimiento predeterminado.

50 Además, en esta realización, dado que es necesario generar potencia muscular para afrontar la fuerza de par de entrada en el caso donde el portador 12 que lleva el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 realiza la

calibración, la calibración se realiza controlando la fuerza impulsora de los motores impulsores 20, 22, 24, 26, a fin de impedir que se aplique demasiada carga al portador 12.

Es decir, en esta realización, haciendo que el portador 12 realice un movimiento predeterminado (por ejemplo, véase la Fig. 9 o la Fig. 12) para realizar la calibración del potencial eléctrico muscular superficial, la calibración del potencial eléctrico muscular superficial puede ser realizada sin aplicar una gran carga sobre el portador 12.

Por ejemplo, en el caso donde un movimiento predeterminado se realiza dos veces, la fuerza de par virtual ha de ser igual a la potencia muscular generada desde cada articulación en correspondencia con el movimiento. Por lo tanto, almacenando patrones de fuerza de par virtual correspondientes a movimientos de referencia, como datos de referencia en la memoria 130 de antemano, el proceso de corrección de parámetros durante la calibración puede ser llevado a cabo eficazmente.

De tal modo, la siguiente Fórmula (8) puede ser satisfecha en el caso donde " $\tau_i(t)$ " es la fuerza de par virtual obtenida cuando el portador 12 realiza un movimiento predeterminado usando el parámetro K obtenido por la calibración del portador 12, y " $e'(t)$ " es el potencial eléctrico muscular superficial cuando el movimiento es realizado de nuevo.

$$\tau_i(t) = Ke'(t) \dots (8)$$

Con referencia a la Fig. 15, en el caso de realizar la calibración del potencial eléctrico muscular superficial, se mide el potencial eléctrico muscular superficial generado durante el caso donde el portador 12 realiza el mismo movimiento que el movimiento predeterminado de referencia (ilustrado como una línea continua en el gráfico (a) de la Fig. 15), y luego se determina el parámetro K' de manera que la fuerza de par virtual (ilustrada como una línea discontinua en el gráfico (b) de la Fig. 15) se haga igual a la fuerza de par de entrada.

La siguiente Fórmula (9), empleada para calcular el parámetro K' usando un procedimiento de cuadrados mínimos, es la misma que la Fórmula (7) descrita anteriormente.

$$K' = \Sigma \tau_m(t)e'(t) / \Sigma e'^2(t) \dots (9)$$

Dado que la fuerza de par virtual τ_i se obtiene por calibración, usando el aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto 10, puede decirse que el parámetro obtenido K' es igual al obtenido por calibración usando el aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto 10. En consecuencia, puede aplicarse una fuerza de asistencia de 1 Nm al portador 12 en respuesta a una potencia muscular de 1 Nm generada por el procedimiento de calibración correspondiente al movimiento predeterminado del portador 12.

A continuación, las Figs. 17 y 18 muestran resultados de experimentos en el caso donde, por ejemplo, un movimiento de inclinación y extensión (según se muestra en la Fig. 16) es el movimiento básico usando una calibración de acuerdo a una realización de la presente invención.

El gráfico (a) de la Fig. 17 muestra ángulos de articulación de una articulación de cadera que cambian en correspondencia con un movimiento de inclinación y de extensión, y el gráfico (b) de la Fig. 17 muestra ángulos de articulación de una articulación de rodilla que cambian en correspondencia a un movimiento de inclinación y estiramiento.

En la Fig. 18, el gráfico (a) muestra una fuerza de par virtual de un movimiento de inclinación de una articulación de cadera, en asociación con un movimiento de inclinación y de extensión, el gráfico (b) muestra una fuerza de par virtual de un movimiento de extensión de una articulación de cadera, en asociación con un movimiento de inclinación y de extensión, el gráfico (c) muestra una fuerza de par virtual de un movimiento de inclinación de una articulación de rodilla, en asociación con un movimiento de inclinación y de extensión, y el gráfico (d) muestra una fuerza de par virtual de un movimiento de estiramiento de una articulación de rodilla, en asociación con un movimiento de inclinación y de extensión.

Luego, en el caso donde el movimiento de inclinación y de extensión descrito anteriormente es realizado como el movimiento básico, se obtienen resultados de corrección del flexor y del extensor de la articulación de la cadera derecha, mostrada en las Figs. 18 y 19, al realizar la calibración de acuerdo al movimiento de inclinación y de extensión. En la Fig. 18, el gráfico (a) muestra el potencial eléctrico muscular superficial de un movimiento de extensión de una articulación de cadera, en asociación con un movimiento de inclinación, el gráfico (b) muestra una fuerza de par virtual de referencia de un movimiento de extensión de una articulación de cadera, en asociación con un movimiento de inclinación, y el gráfico (c) muestra una fuerza de par virtual de un movimiento de extensión de una articulación de cadera, en asociación con un movimiento de inclinación. Además, en la Fig. 19, el gráfico (a) muestra el potencial eléctrico muscular superficial de un movimiento de inclinación de una articulación de cadera, en asociación con un movimiento de inclinación, el gráfico (b) muestra una fuerza de par virtual de referencia de un movimiento de inclinación de una articulación de cadera, en asociación con un movimiento de inclinación, y el gráfico (d) muestra una fuerza de par estimada de un movimiento de inclinación de una articulación de cadera, en asociación con un movimiento de inclinación.

De acuerdo a los gráficos (a) a (c), mostrados en las Figs. 18 y 19, puede entenderse que la fuerza de par virtual usada como referencia y la fuerza de par estimada del parámetro K' , obtenida de la calibración, tienen ondas de amplitud similar, y que la fuerza de par estimada, en asociación con el movimiento de inclinación y de extensión, tiene esencialmente el mismo tamaño que el de la fuerza de par virtual obtenida del potencial eléctrico muscular superficial.

5 En consecuencia, en esta realización, el portador 12 puede realizar la calibración del potencial eléctrico muscular superficial realizando un movimiento predeterminado. Por ello, puede impedirse que al portador 12 se aplique una carga excesiva, y el parámetro K' , para obtener una fuerza de par virtual (es decir, el potencial eléctrico muscular superficial calibrado), puede ser calculado instantáneamente.

10 Ha de hacerse notar que la fuerza de par aplicada como carga al portador 12 puede ser fijada de acuerdo a la potencia física de cada individuo. Por ejemplo, fijando de antemano el valor del límite superior de carga y el valor del límite inferior de carga, la carga durante la calibración puede ser ajustada a fin de impedir que sea aplicada una carga excesiva al portador 12.

A continuación, se describe un procedimiento de un proceso de control principal ejecutado por el aparato controlador 100, con referencia al diagrama de flujo mostrado en la Fig. 20.

15 Según se muestra en la Fig. 20, cuando el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 es usado por el portador 12 y su conmutador de energía eléctrica (no mostrado) es encendido en la Etapa S11 (en adelante en la presente memoria, se omite la palabra "Etapa"), el aparato controlador 100 determina si la operación de encender el conmutador de energía eléctrica es por primera vez en S12. En el caso donde es la primera vez en S12, el aparato controlador 100 efectúa la transición a una modalidad por omisión en S13, y lleva a cabo un proceso de calibración de la modalidad por omisión descrita anteriormente (correspondiente a la parte de calibración en la Reivindicación 1) en S14.

20 Es decir, en S14, las bio-señales correspondientes a la fuerza impulsora aplicada como carga por los motores impulsores 20, 22, 24, 26 son detectadas a partir de las señales de detección del potencial eléctrico muscular superficial emitidas desde cada sensor de potencial eléctrico muscular 38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a, 44b, y los valores de corrección son obtenidos en base a las señales de detección. En S15, la carga es aumentada aumentando el voltaje aplicado a los motores en un grado. Luego, en S16, se determina si la carga ha alcanzado o no un valor de límite superior predeterminado. En el caso donde la carga no ha alcanzado un valor de límite superior en S16, el procedimiento vuelve a la S14 descrita anteriormente, para repetir los procesos de S14 a S16.

Además, en el caso donde la carga ha alcanzado el valor de límite superior en S16, un parámetro K' , obtenido por la calibración descrita anteriormente, se fija en S17.

30 En la S17 posterior, se obtiene un valor de corrección correspondiente a la potencia muscular del portador 12, a partir de la calibración en un estado inmóvil (como en la Fig. 12 que muestra al portador 12 usando el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18). Es decir, en S15, se obtiene un parámetro K de modo que el valor del potencial eléctrico muscular superficial se haga 1 en el caso donde el portador 12 genera una fuerza de 1 Nm cuando está en un estado sedente inmóvil, con sus articulaciones de rodillas inclinadas en aproximadamente 90 grados. En esta calibración por primera vez, el portador 12 genera una potencia muscular que afronta la fuerza impulsora (fuerza de par τ_m) aplicada como carga (fuerza de par de entrada) por los motores impulsores 20, 22, 24, 26.

En consecuencia, haciendo que cada sensor de potencial eléctrico muscular detecte bio-señales generadas con respecto a la fuerza impulsora aplicada por la fuente impulsora, y generando un parámetro para un proceso de cálculo basado en las señales detectadas, el parámetro es fijado en la base de datos 148 como un valor de corrección inherente del portador.

40 Por ello, en base a la correspondiente relación entre las bio-señales y la energía generada por un proceso de un movimiento básico predeterminado del portador 12 (segunda relación correspondiente), la fuerza de asistencia puede ser corregida en correspondencia con las bio-señales, siempre que el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 es usado por el portador 12 de manera que la correspondiente relación entre las bio-señales y la energía generada por el portador 12 (primera relación correspondiente) sea satisfecha.

45 Luego, efectúa la transición a una modalidad de control normal, para llevar a cabo un proceso de control de fuerza de asistencia en S18. Luego se continúa en la modalidad de control normal hasta que el conmutador de energía eléctrica sea apagado en la Etapa 19.

50 Además, en el caso donde la operación de encender el conmutador de energía eléctrica es por segunda vez, o posteriores, en S12, efectúa la transición a la modalidad de reconfiguración descrita anteriormente, en S20. Luego, en S21, se lleva a cabo una calibración de fijación del valor de corrección (correspondiente a la parte de calibración en la Reivindicación 1) para un movimiento (único movimiento) del portador 12, y se fija un valor de corrección (parámetro K') en correspondencia con la potencia muscular del portador 12, obtenida a partir del movimiento de calibración (según se muestra en la Fig. 16). Luego, se llevan a cabo los procesos de las S17 a S19 anteriormente descritos.

Sin embargo, ha de hacerse notar que esta realización no está limitada a llevar a cabo la calibración para un movimiento después de la segunda vez, o posteriores. La calibración de fijación del valor de corrección puede ser realizada después de la segunda vez, o posteriores, de la misma manera que el estado inmóvil de la primera vez.

5 A continuación, se describe un proceso de control para cada modalidad de fijación del valor de corrección, con referencia a las Figs. 21 a 23.

La Fig. 21 es un diagrama de flujo que muestra un procedimiento de control de una calibración de una primera vez, que es ejecutada como valor por omisión. Ha de hacerse notar que, en el caso de calibración por primera vez, el valor de corrección descrito anteriormente se fija haciendo que el portador 12 genere una potencia muscular para mantener un estado sedente inmóvil con respecto a la carga proveniente del motor.

10 Como se muestra en la Fig. 21, el aparato controlador 100 proporciona una fuerza impulsora (fuerza de par de entrada) como una carga, suministrando una corriente impulsora predeterminada a los motores impulsores 20, 22, 24, 26, en correspondencia con el estado inmóvil sedente del portador 12. En consecuencia, el portador 12 genera una potencia muscular en el estado sedente para afrontar la fuerza impulsora de los motores impulsores 20, 22, 24, 26.

15 Luego, en S32, se obtienen las señales del potencial eléctrico muscular del portador 12 a partir de cada sensor de potencial eléctrico muscular 38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a, 44b. Luego, en S33, en base a las señales del potencial eléctrico muscular medido, se estima una fuerza de par virtual por cálculo.

20 Luego, en S34, la fuerza de par de entrada, aplicada como carga, es comparada con la fuerza de par virtual descrita anteriormente. Luego, en S35, se calcula la proporción entre la fuerza de par de entrada y la fuerza de par virtual. Luego, en S36, se lee un parámetro correspondiente a cada fase, almacenado en la base de datos de calibración 148 descrita anteriormente, para multiplicar la proporción descrita anteriormente por este parámetro, para obtener por ello un valor de corrección (parámetro de corrección) de las señales de control suministradas a los impulsores de motor 92 a 95. Luego, en S37, el parámetro de corrección es fijado como el parámetro para el control autónomo (correspondiente a la parte de fijación del valor de corrección en la Reivindicación 2).

25 En consecuencia, el portador 12 que lleva el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 puede realizar automáticamente la calibración de bio-señales en un estado sedente, sin requerir ningún procedimiento laborioso para realizar la calibración, tal como adosar pesos como carga para el portador, o adosar un muelle arrollado como alternativa a los pesos. En consecuencia, el tiempo y el esfuerzo requeridos para la calibración pueden ser reducidos significativamente. Esto promoverá además el poner en uso práctico el aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto 10, y popularizar el aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto 10.

30 Además, el valor de corrección puede ser fijado en correspondencia con el estado del portador 12 que tenga potencia muscular debilitada, sin aplicar carga excesiva en el portador 12 para realizar la calibración. Esto permite que el valor de corrección sea fijado de acuerdo al estado del portador 12, y que una fuerza impulsora sea aplicada con precisión al portador 12, en cooperación con el movimiento del portador 12, en base al potencial eléctrico muscular del portador 12.

35 Por lo tanto, puede aplicarse una fuerza de asistencia proveniente de la fuente impulsora, de acuerdo a la voluntad del portador 12 durante la ejecución de la calibración. En consecuencia, el movimiento del portador 12 puede ser asistido de forma estable sin aplicar demasiada fuerza de asistencia, o demasiado poca. Por ello, puede mejorarse adicionalmente la fiabilidad del movimiento de tipo para llevar puesto.

40 En particular, el portador 12 puede realizar la calibración con facilidad, incluso en el caso donde se considera que la manipulación de un dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 usado sea difícil, tal como el caso donde el portador 12 es un principiante. Por lo tanto, incluso en el caso donde el portador 12 tenga dificultad para moverse libremente (tal como una persona físicamente impedida), la calibración puede ser realizada, evitando a la vez movimientos difíciles para el portador 12, y la calibración puede ser realizada de una manera que complementa las deficiencias físicas del portador.

45 A continuación, se describe la calibración anteriormente descrita de la modalidad de reconfiguración 1, con referencia a la Fig. 22.

50 La Fig. 22 es un diagrama de flujo que muestra un procedimiento de control de una calibración de reconfiguración para un movimiento (movimiento único). Ha de hacerse notar que el portador 12 mueve sus rodillas desde un estado inclinado hasta un estado extendido una vez, mientras está en una posición sedente, en el caso de realizar la calibración para un movimiento. Además, los potenciales eléctricos musculares de referencia, correspondientes a movimientos de calibración, están almacenados en la memoria 130.

Como se muestra en la Fig. 22, el aparato controlador 100 determina si hay o no alguna señal de detección proveniente de los sensores angulares 74, 76 de las articulaciones de rodilla en S41. En el caso donde los sensores angulares 74, 76

detectan cambios del ángulo de articulación de la segunda articulación 66, junto con el movimiento de extensión de rodilla del portador 12 en un estado sedente (según se muestra en la Fig. 16), se fija un ángulo de movimiento de la rodilla, en base a las señales de detección procedentes del sensor angular 74, 76 en S42.

5 Luego, en S43, se lee un potencial eléctrico muscular de referencia, correspondiente al ángulo de movimiento de la rodilla, en la memoria 130. Luego, en S44, se leen los valores medidos del potencial eléctrico muscular del portador 12, desde cada sensor de potencial eléctrico muscular 38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a, 44b. Luego, en S45, se comparan el potencial eléctrico muscular de referencia y el valor medido del potencial eléctrico muscular.

10 Luego, en S46, se calcula la proporción entre el potencial eléctrico muscular de referencia y el valor medido del potencial eléctrico muscular. Luego, en S47, se calcula un valor de corrección (parámetro de corrección) de la señal de control proporcionada a los impulsores de motor 92 a 95, leyendo un parámetro correspondiente al ángulo de movimiento de la rodilla en la base de datos de calibración 148, y multiplicando el parámetro por la proporción descrita anteriormente. Luego, en S48, se fija el parámetro de corrección con el parámetro para el control autónomo (correspondiente a la parte de fijación del valor de corrección en la Reivindicación 2).

15 En consecuencia, en la calibración para la segunda vez, o posteriores, el parámetro K' puede ser corregido moviendo la rodilla en un estado sedente (un movimiento), sin usar la fuerza impulsora de los motores impulsores 20, 22, 24, 26. Por ello, la carga física del portador 12 puede ser reducida considerablemente, y el tiempo requerido en la preparación de la calibración después de usar el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 puede ser acortado. En consecuencia, la calibración para la segunda vez, o posteriores, permite que se comience temprano a caminar.

20 A continuación, se describe la calibración anteriormente descrita de la modalidad de reconfiguración 2, con referencia a la Fig. 23. En la modalidad de reconfiguración 2, el portador 12 realiza un movimiento de referencia, poniéndose de pie desde un estado sedente (fase A1 a A4) y volviendo luego a un estado sedente (fase A4 a A1) (Véase la Fig. 9).

25 Según se muestra en la Fig. 23, el aparato controlador 100 determina si hay o no alguna señal de detección proveniente de los sensores angulares 70, 72, 74, 76 del dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18, en S51. En el caso donde los sensores angulares 70, 72, 74, 76 detectan cambios del ángulo de articulación de las articulaciones primera y segunda 64, 66, a lo largo del movimiento mostrado en la Fig. 9, se fija un movimiento de referencia del portador 12 en S52, seleccionando una tarea almacenada en la base de datos de calibración 148, de acuerdo a las señales de detección provenientes de los sensores angulares 70, 72, 74, 76.

30 Luego, se leen potenciales eléctricos musculares de referencia, correspondientes a los movimientos de referencia de las articulaciones primera y segunda 64, 66, en la memoria 130. Luego, se leen los valores medidos del potencial eléctrico muscular del portador 12, desde cada sensor de potencial eléctrico muscular 38a, 38b, 40a, 42a, 42b, 44a, 44b en S54. Luego, el potencial eléctrico muscular de referencia y el potencial eléctrico muscular medido son comparados en S55.

35 Luego, se calcula la proporción entre el potencial eléctrico muscular de referencia y el valor medido del potencial eléctrico muscular, en S56. Luego, en S57, se calcula un valor de corrección (parámetro de corrección) de la señal de control proporcionada a los impulsores de motor 92 a 95, leyendo un parámetro correspondiente al ángulo de movimiento de la rodilla en la base de datos de calibración 148, y multiplicando el parámetro por la proporción descrita anteriormente. Luego, en S58, se fija el parámetro de corrección como el parámetro para el control autónomo (correspondiente a la parte de fijación del valor de corrección en la Reivindicación 2).

40 Luego, en S59, se determina si la tarea del movimiento de calibración está acabada o no. En el caso donde hay una fase restante en S59, la siguiente fase se actualiza en S60, y los procesos de la S53 descritos anteriormente, y los siguientes, son realizados de nuevo.

Además, en el caso donde la tarea del movimiento de calibración está acabada, se termina la operación de calibración.

45 En consecuencia, en la calibración por segunda vez, o posteriores, el parámetro K' puede ser corregido sin usar la fuerza impulsora de los motores impulsores 20, 22, 24, 26. Por ello, la carga física del portador 12 puede ser reducida considerablemente, y el tiempo requerido en la preparación de la calibración después de usar el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento 18 puede ser acortado.

50 Por lo tanto, puede ser realizada la calibración adecuada para el individuo, tal como la realización de la calibración del potencial eléctrico muscular superficial de acuerdo a un movimiento de inclinación y de extensión del portador 12, o la realización de la calibración de acuerdo a un movimiento de referencia, donde el portador 12 se inclina y extiende sus rodillas en un estado sedente. En consecuencia, incluso en el caso donde el portador 12 es una persona físicamente impedida, la calibración puede ser realizada de acuerdo a un movimiento dado que puede ser realizado por la persona físicamente impedida, o de acuerdo a un movimiento de referencia de otros movimientos (tareas).

Aplicabilidad industrial

Ha de hacerse notar que la realización descrita anteriormente no está limitada al ejemplo descrito anteriormente de un aparato de asistencia de movimiento, configurado para proporcionar una fuerza de asistencia a las piernas del portador 12. Por ejemplo, la presente invención puede ser aplicada a un aparato de asistencia de movimiento, configurado para asistir el movimiento de los brazos.

- 5 Además, aunque la realización descrita anteriormente describe una configuración de transmisión de una fuerza de par de un motor eléctrico como fuerza de asistencia, la presente invención puede ser aplicada a un aparato que genera una fuerza de asistencia por una fuente impulsora distinta a un motor eléctrico.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato de calibración (162, 148) de un aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto (10), que incluye una parte detectora (144) para detectar bio-señales generadas desde un portador (12), un dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento (18), que incluye una fuente impulsora (140) para aplicar una fuerza de asistencia al portador (12), y una parte de control (100) para controlar la fuente impulsora (140) en base a un parámetro, de modo que la fuerza de asistencia sea aplicada en correspondencia con las bio-señales para realizar la calibración siempre que un portador (12) porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento (18), estando el aparato de calibración (162, 148) **caracterizado por** comprender:
- 5 una primera parte de almacenamiento (148) para almacenar una primera relación correspondiente entre una primera energía, generada por el portador, y una primera bio-señal, generada por el portador en respuesta a una fuerza impulsora aplicada por la fuente impulsora cuando el portador porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento; y
- 10 una segunda parte de almacenamiento (148) para almacenar una segunda relación correspondiente entre una segunda energía, generada por el portador, y una segunda bio-señal, generada por el portador durante un proceso de realización de un movimiento básico predeterminado;
- 15 en el que el aparato de calibración (162, 148) está adaptado para realizar una corrección de la fuerza de asistencia correspondiente a las bio-señales, para satisfacer la primera relación correspondiente, siempre que el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento (18) sea portado por el portador (12), en base a la segunda bio-señal generada durante el movimiento básico del portador (12) y la segunda relación correspondiente.
- 20 2. El aparato de calibración del aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto (10), según la reivindicación 1, **caracterizado porque** la primera relación correspondiente incluye la primera energía que tenga una correlación positiva con respecto a las bio-señales, en donde la segunda relación correspondiente incluye una relación entre cambios de las bio-señales y los cambios de la segunda energía del movimiento básico.
3. Un programa para la calibración de un aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto (10), que incluye una parte detectora (144) para detectar bio-señales generadas desde un portador (12), un dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento (18) que incluye una fuente impulsora (140) para aplicar una fuerza de asistencia al portador (12), y una parte de control (100) para controlar la fuente impulsora (140) en base a un parámetro, de modo que la fuerza de asistencia sea aplicada en correspondencia con las bio-señales para realizar la calibración siempre que un portador (12) porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento (18), estando el programa adaptado, cuando es ejecutado en un ordenador, para hacer que el ordenador ejecute la calibración del aparato de asistencia de movimiento de tipo para llevar puesto (10) siempre que un portador (12) porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento (18), estando el programa **caracterizado por** comprender:
- 25 un primer programa (S14) adaptado, cuando es ejecutado en el ordenador, para hacer que el ordenador almacene una primera relación correspondiente entre una primera energía generada por el portador (12) y una primera bio-señal generada por el portador en respuesta a una fuerza impulsora aplicada por la fuente impulsora (140) cuando el portador (12) porta el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento, y que almacene una segunda relación correspondiente entre una segunda energía generada por el portador (12) y una segunda bio-señal generada por el portador durante un proceso de realización de un movimiento básico predeterminado; y
- 30 un segundo programa (S17) adaptado, cuando es ejecutado en el ordenador, para hacer que el ordenador realice una corrección de la fuerza de asistencia correspondiente a las bio-señales, para satisfacer la primera relación correspondiente siempre que el dispositivo para llevar puesto de asistencia de movimiento sea portado por el portador, en base a la segunda bio-señal generada durante el movimiento básico del portador y la segunda relación correspondiente.
- 40 4. El programa según la reivindicación 3, **caracterizado porque** la primera relación correspondiente incluye que la primera energía tenga una correlación positiva con respecto a las bio-señales, en en el que la segunda relación incluye una relación entre cambios de las bio-señales y los cambios de la segunda energía del movimiento básico.
- 45

FIG.1

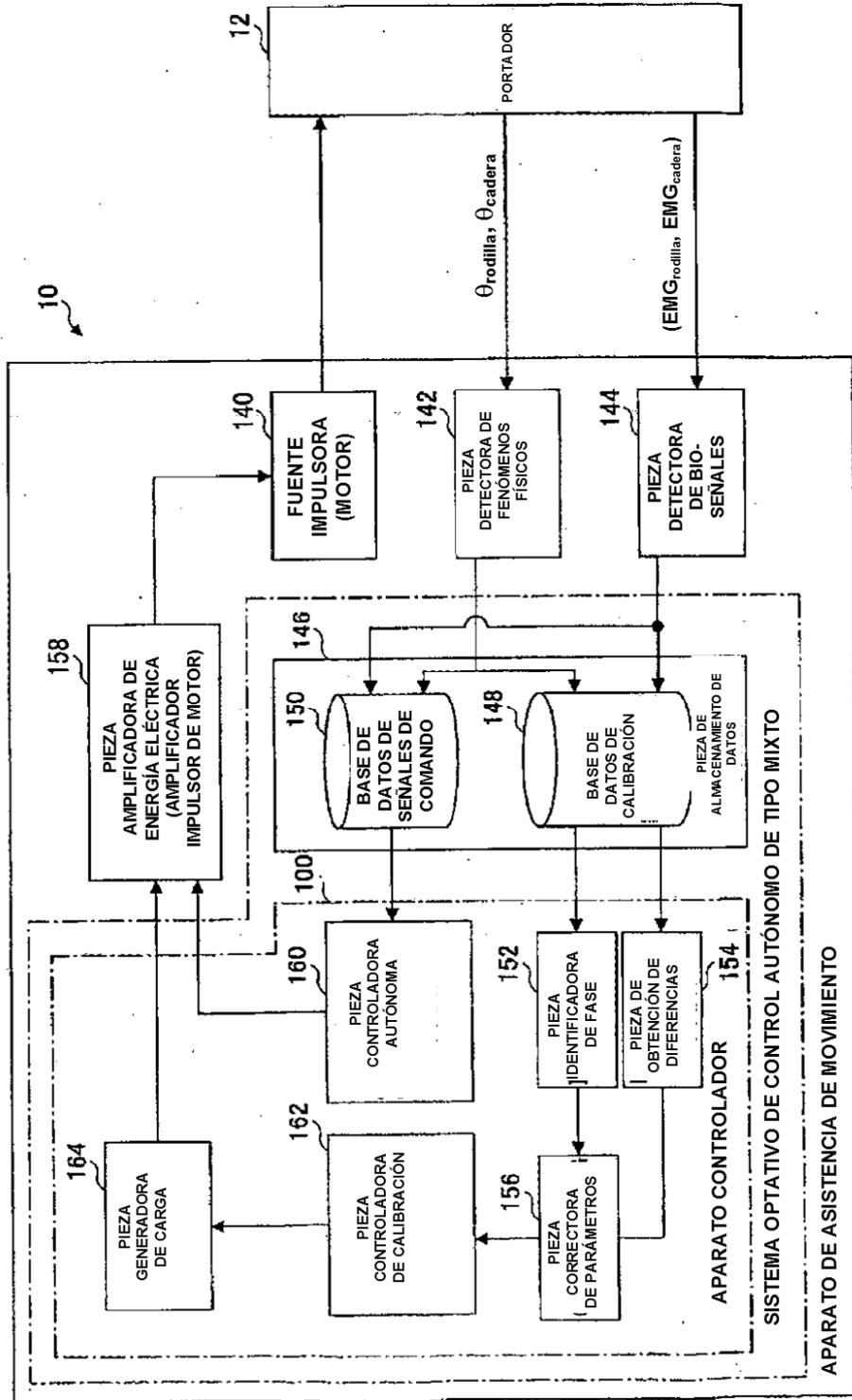


FIG.2

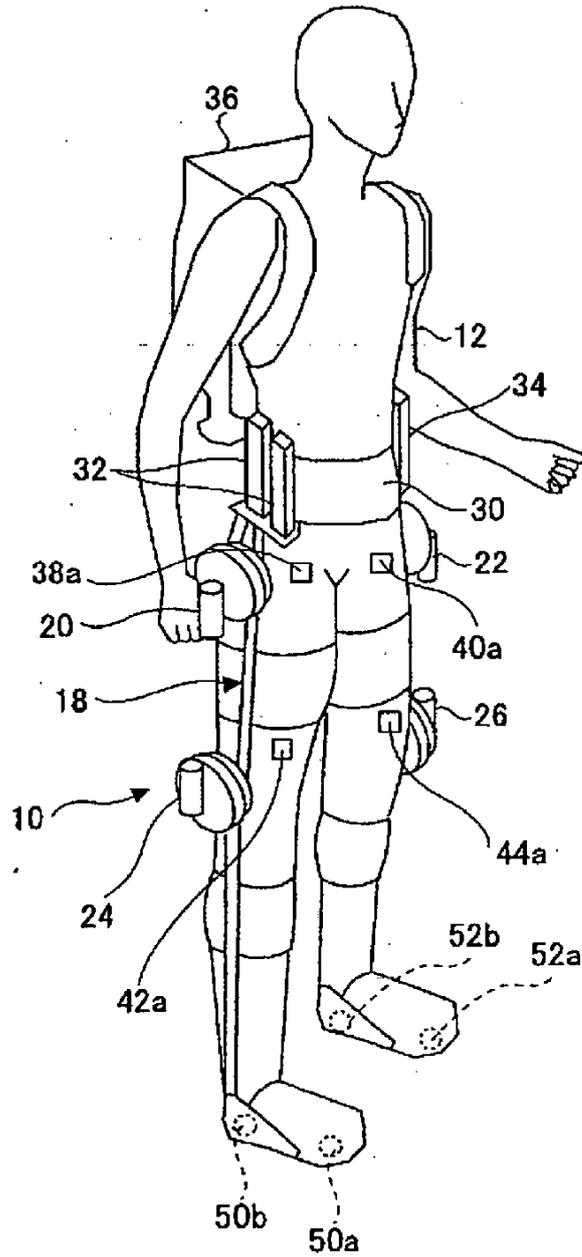


FIG.3

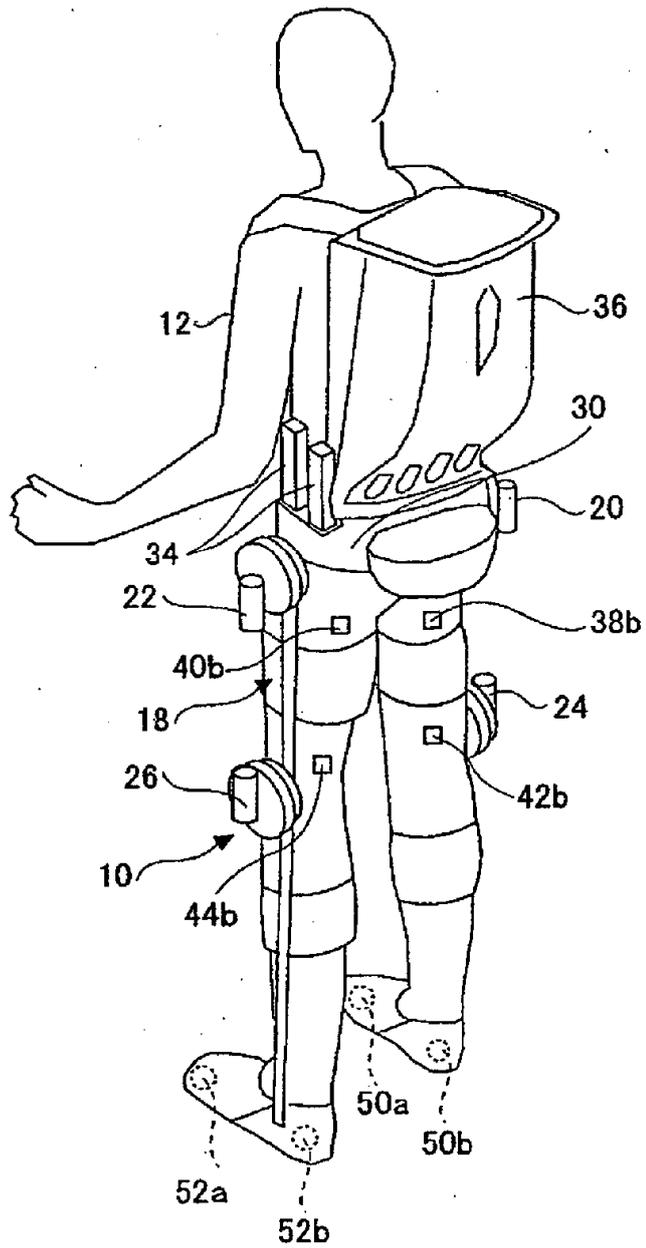


FIG. 4

18

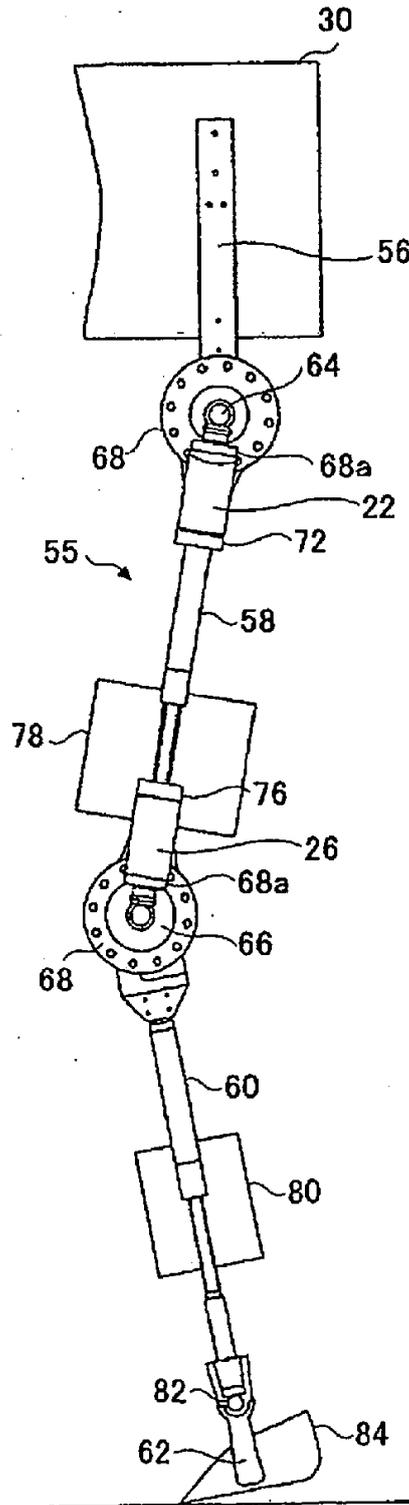


FIG.5

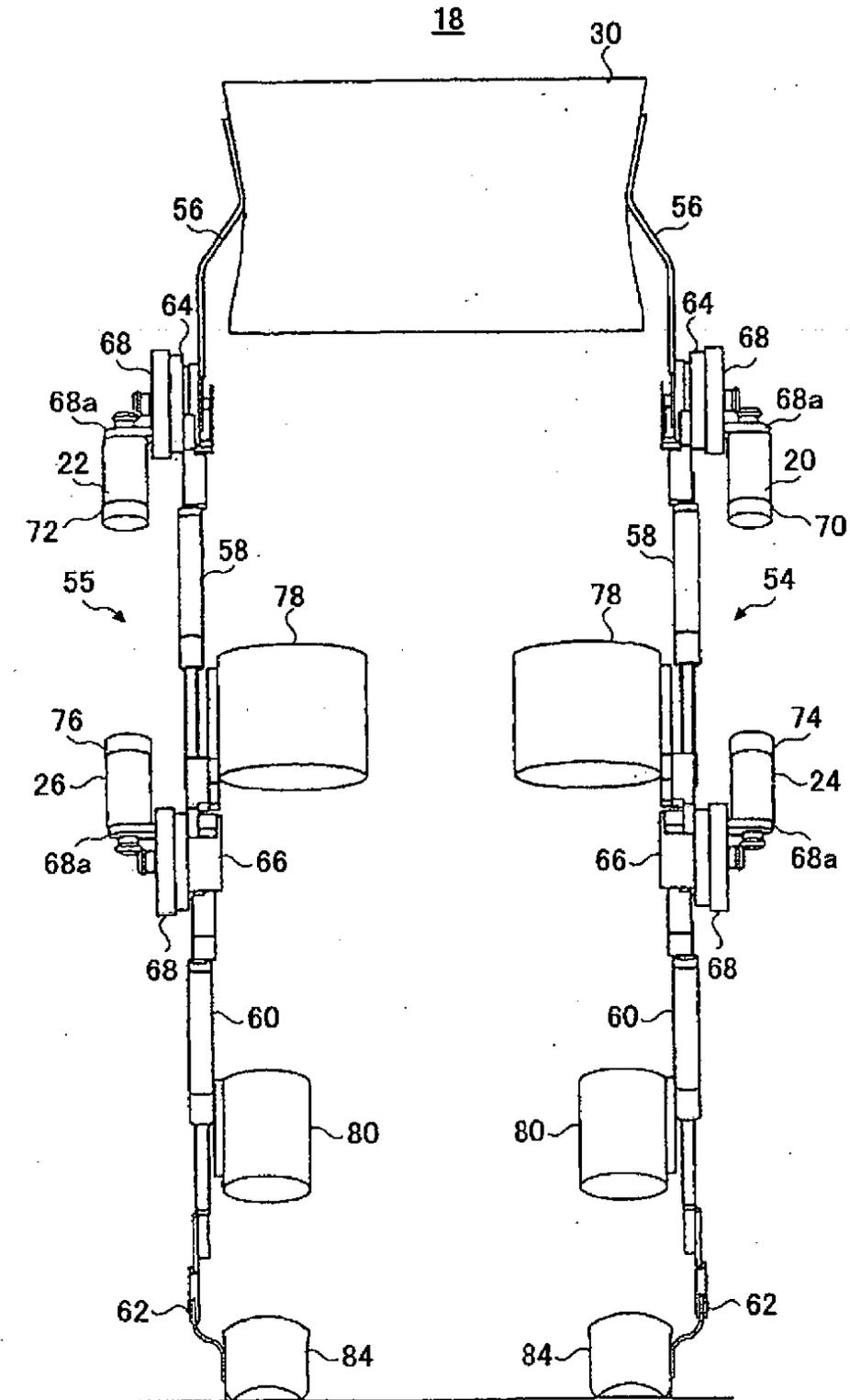


FIG.6

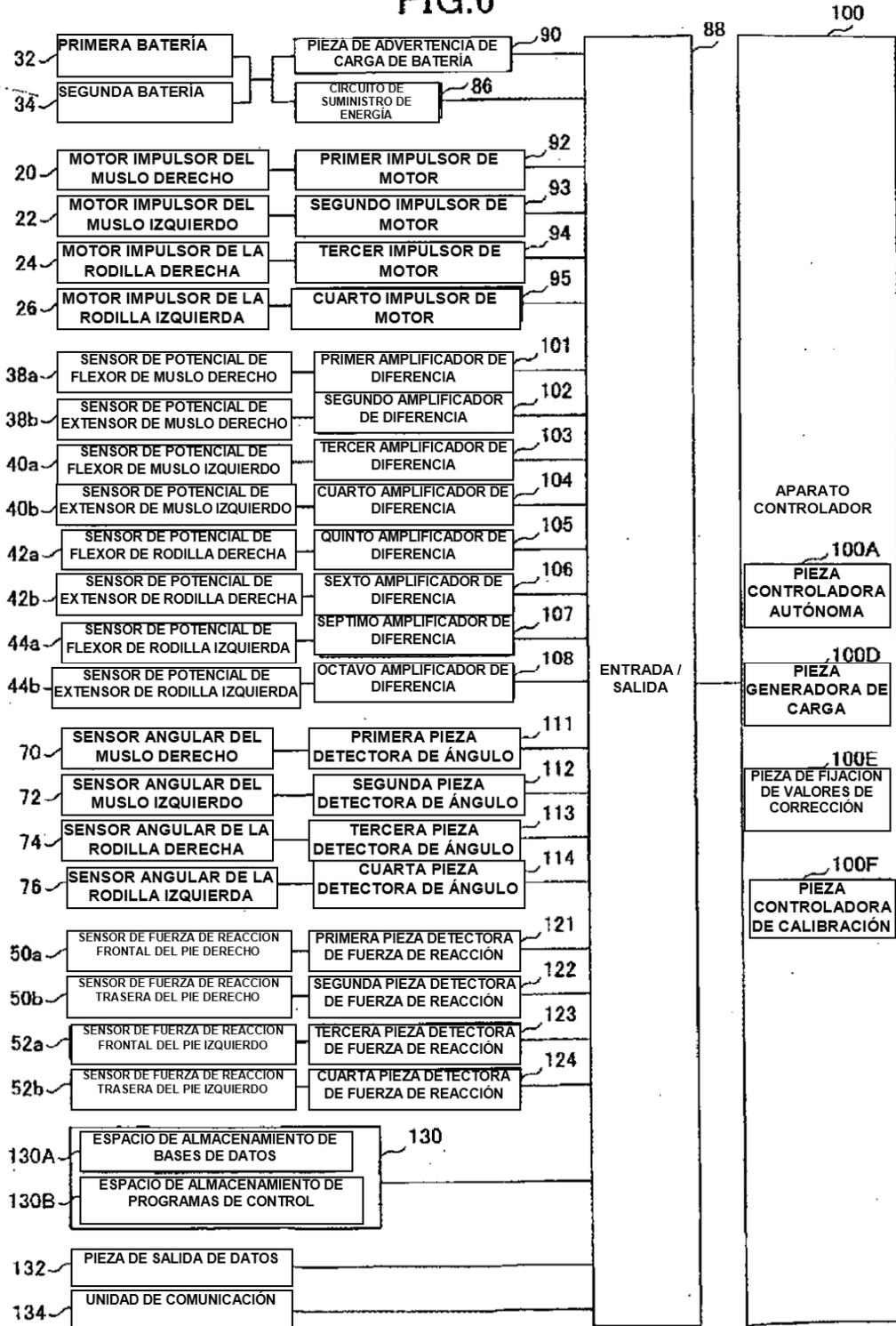
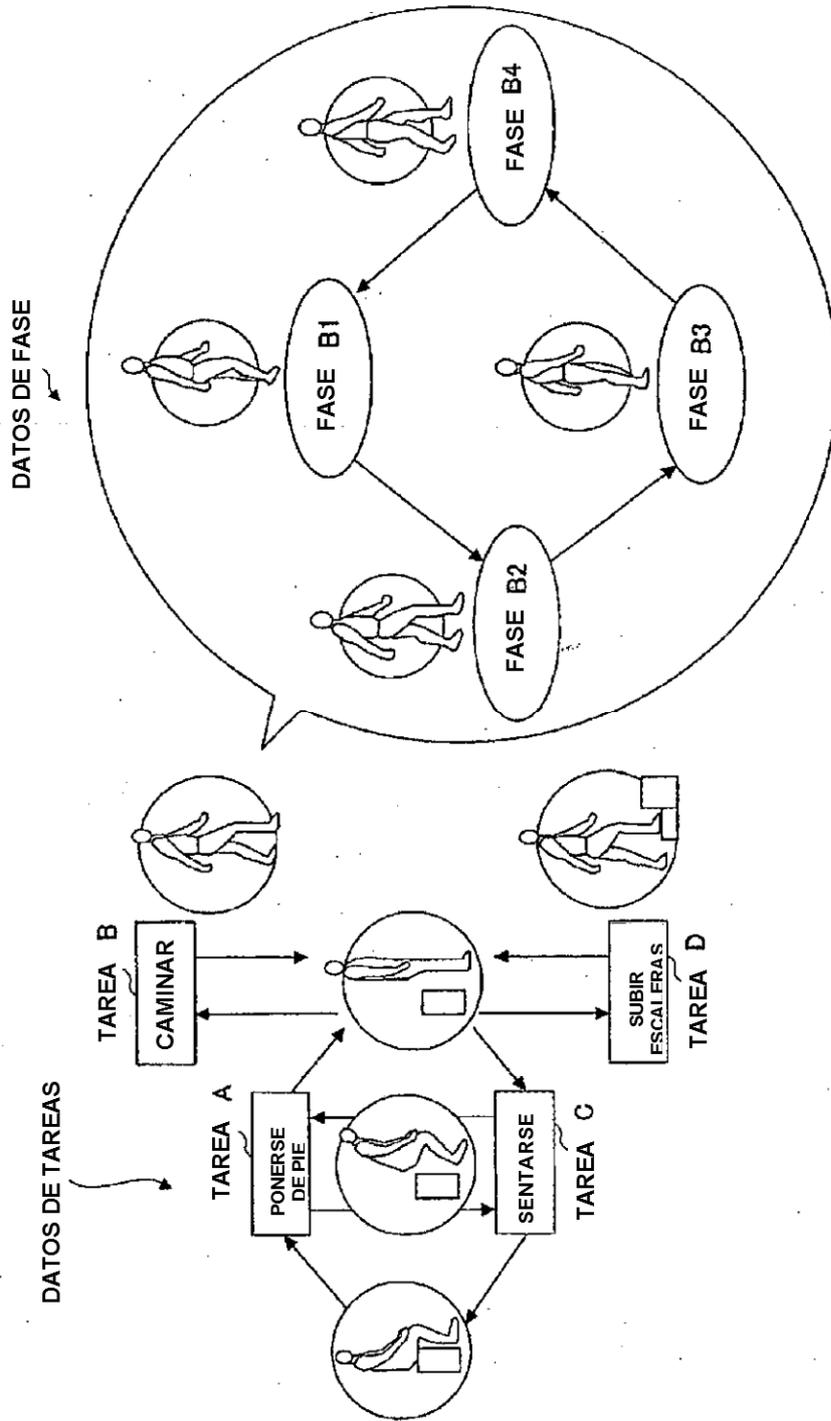


FIG.7



BASE DE DATOS DE CALIBRACIÓN

148

	FUERZA MUSCULAR	EMGrodilla	PARAMETRO	..
TAREA A (CARGA 1)	FASE A1	eA1(t)	KA1	..
	FASE A2	eA2(t)	KA2	..
	FASE A3	eA3(t)	KA3	..
	FASE A4	eA4(t)	KA4	..
TAREA B (CARGA 2)	FASE B1
	FASE B2
	FASE B3
	FASE B4
∴	∴	∴	∴	∴

FIG.8

FIG.9

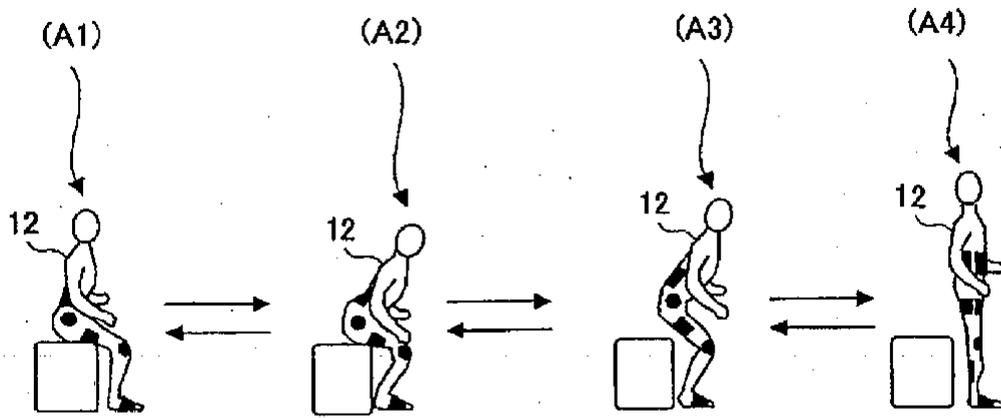


FIG.10

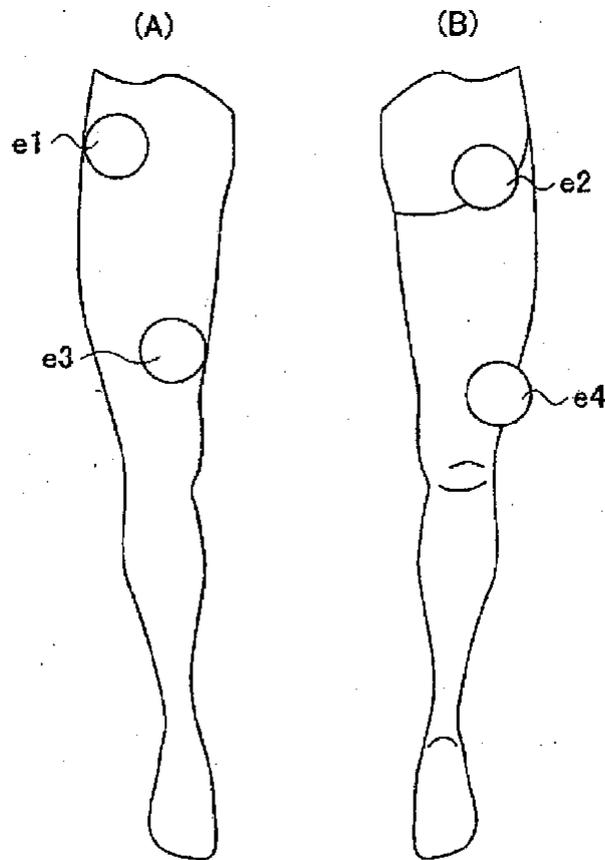


FIG.11

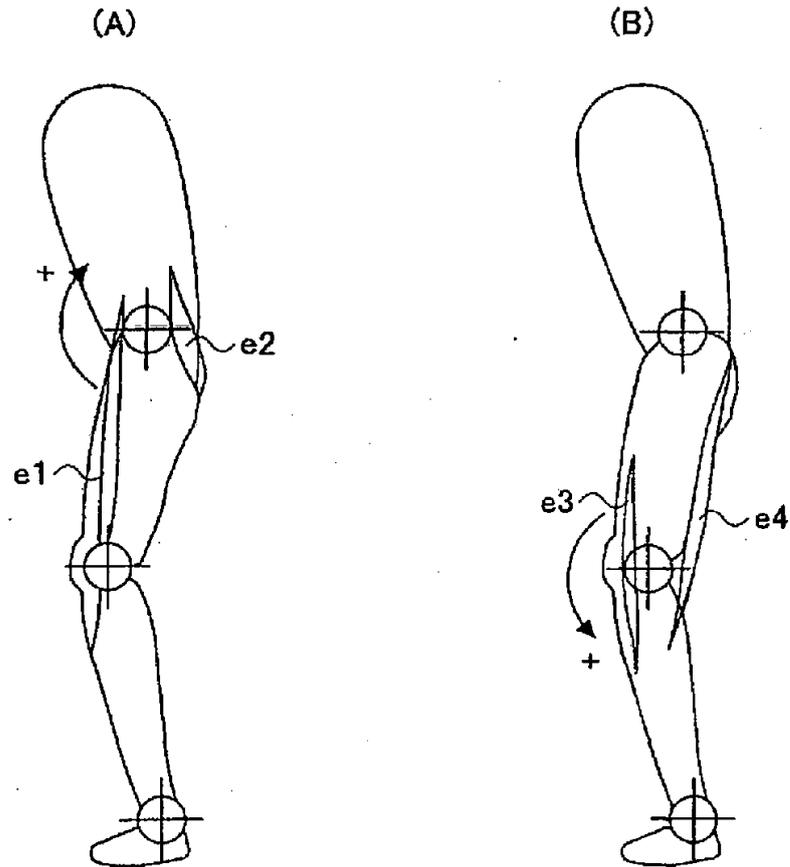


FIG.12

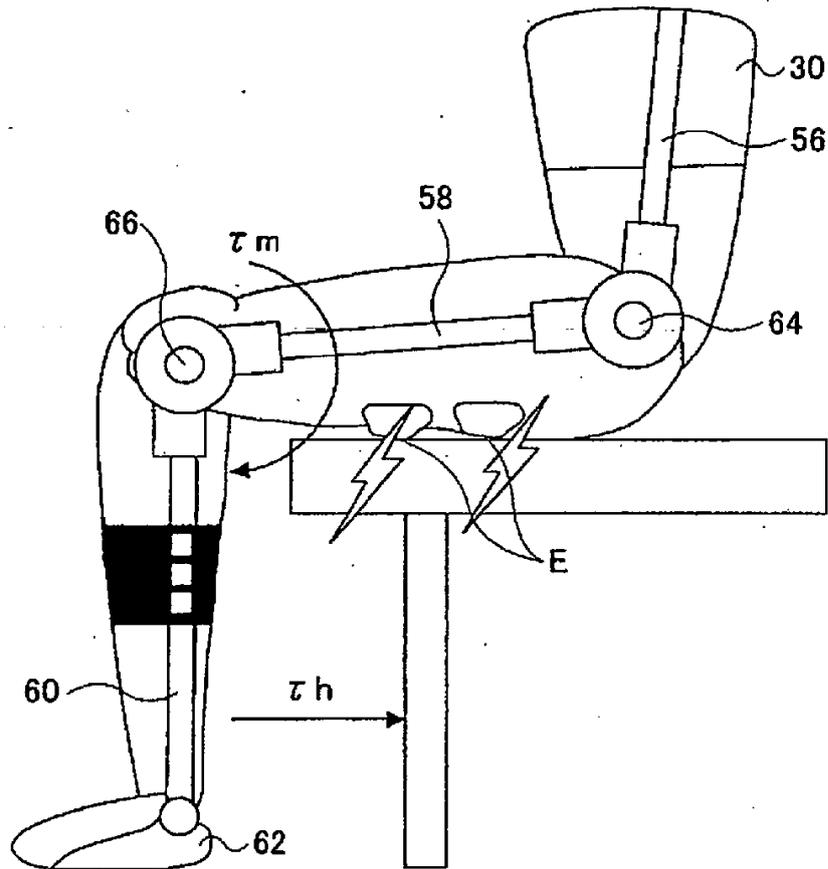


FIG.13

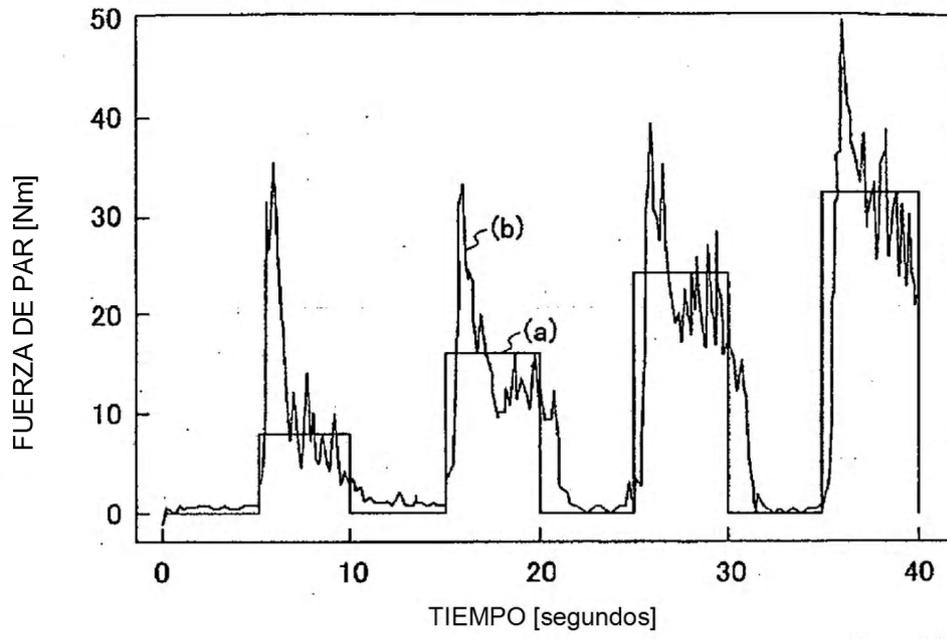


FIG.14

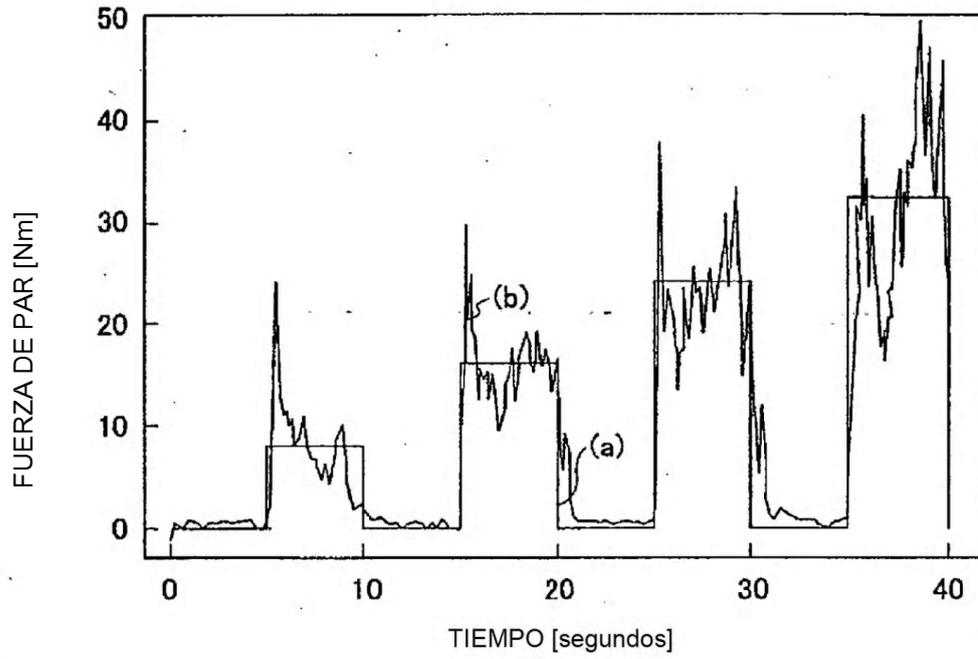


FIG.15

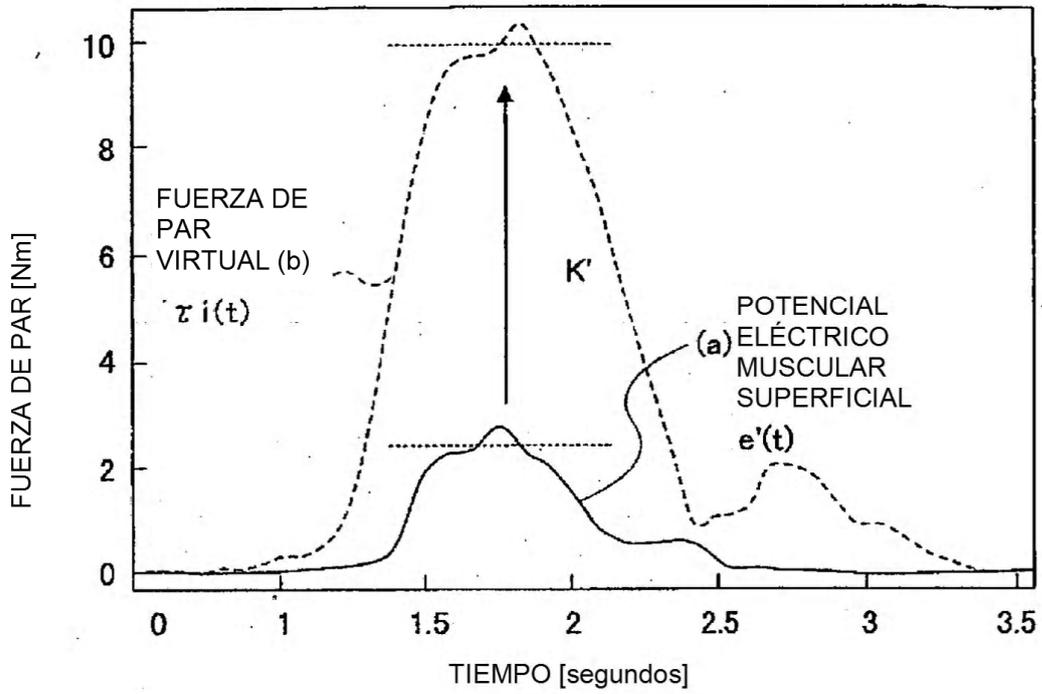


FIG.16

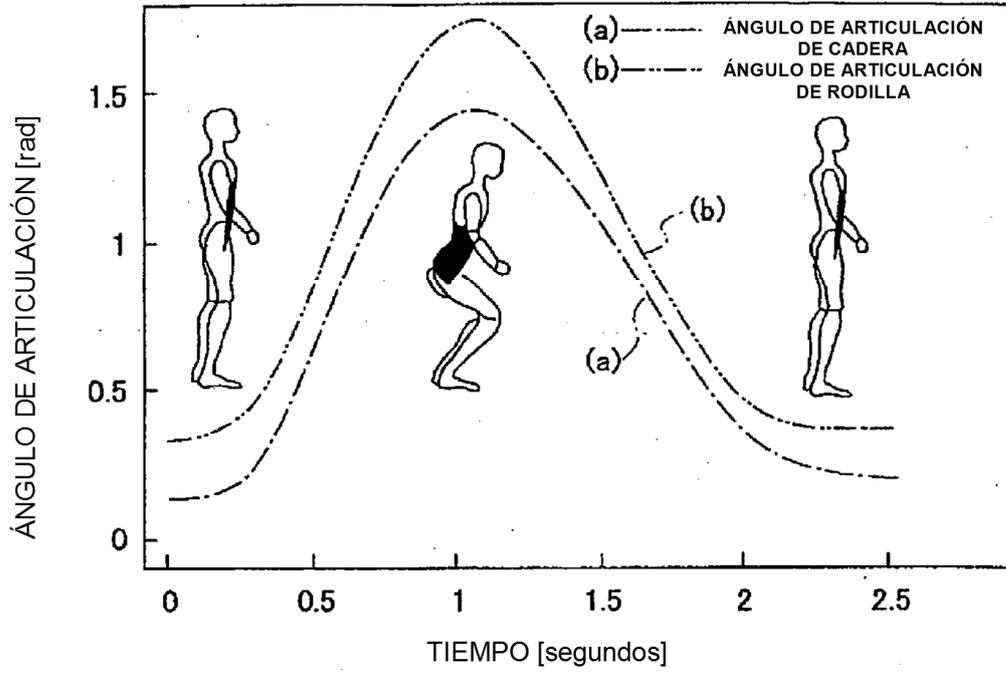


FIG.17

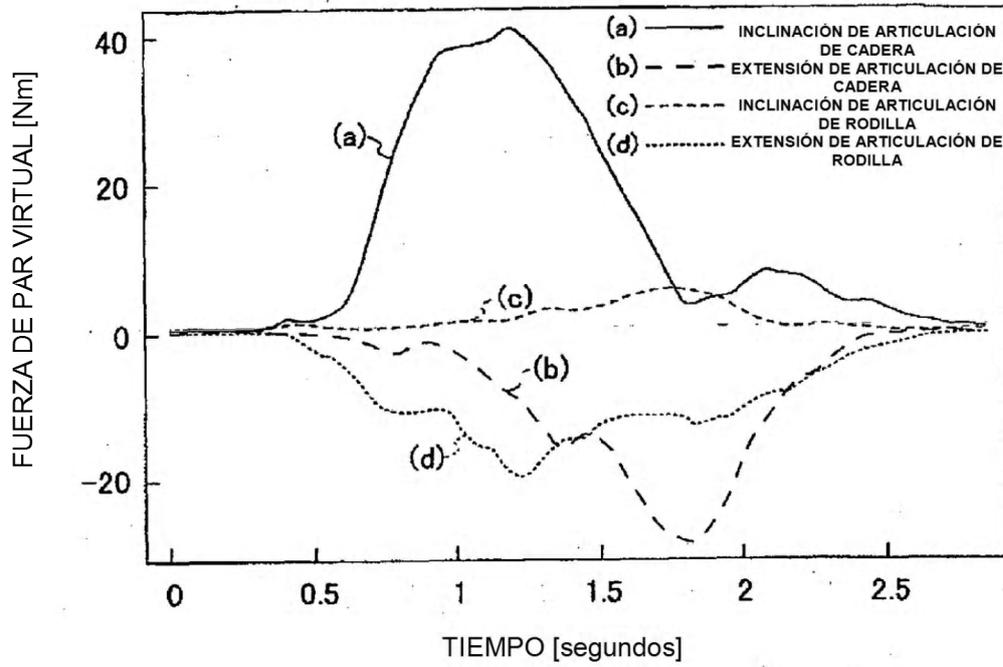


FIG.18

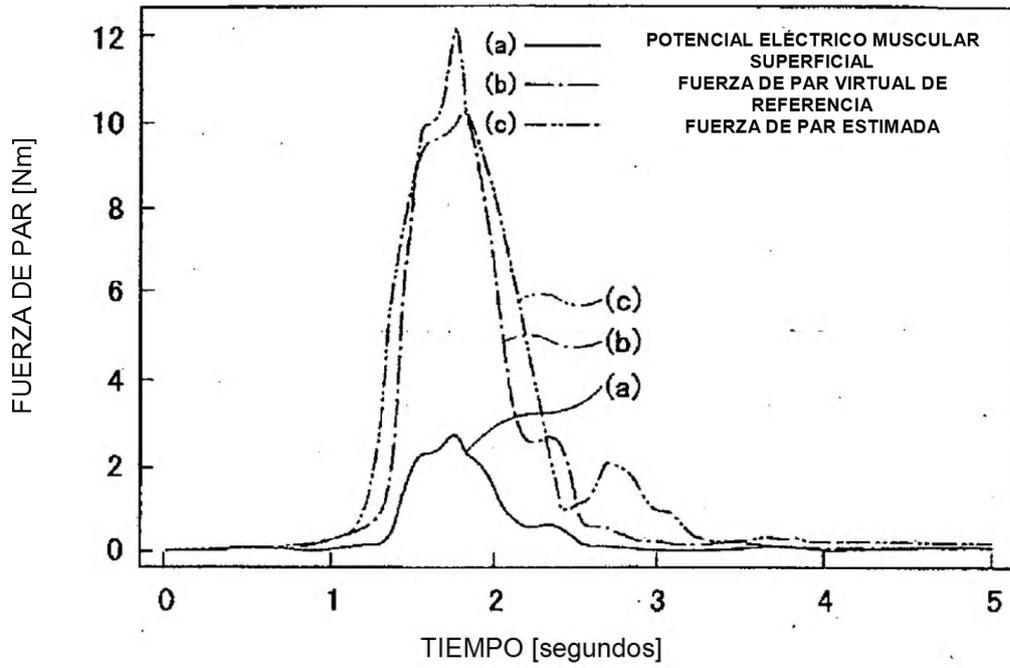


FIG.19

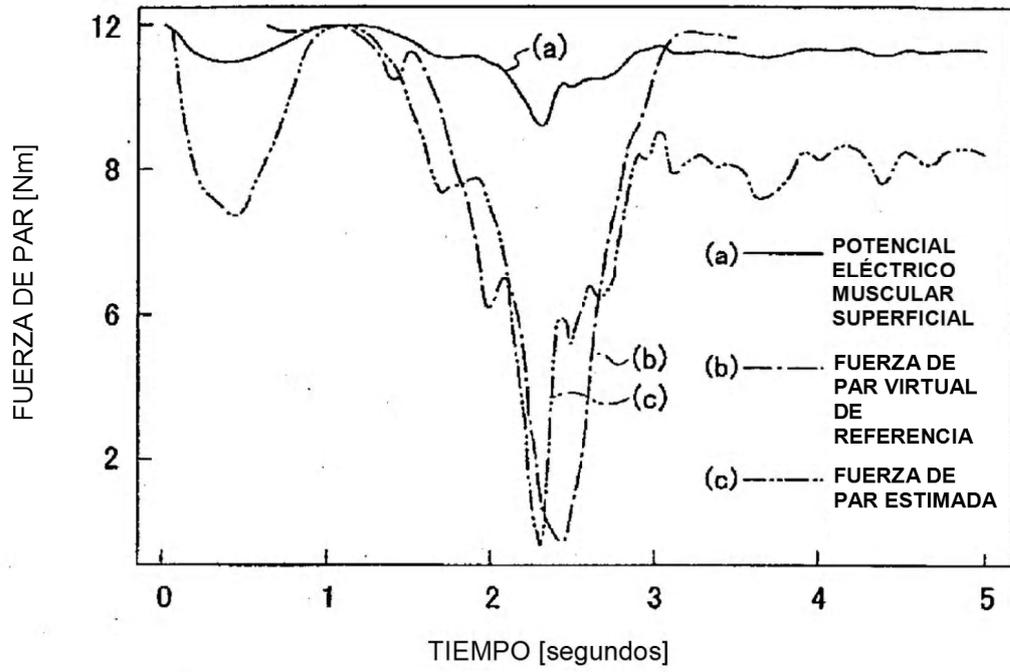


FIG.20

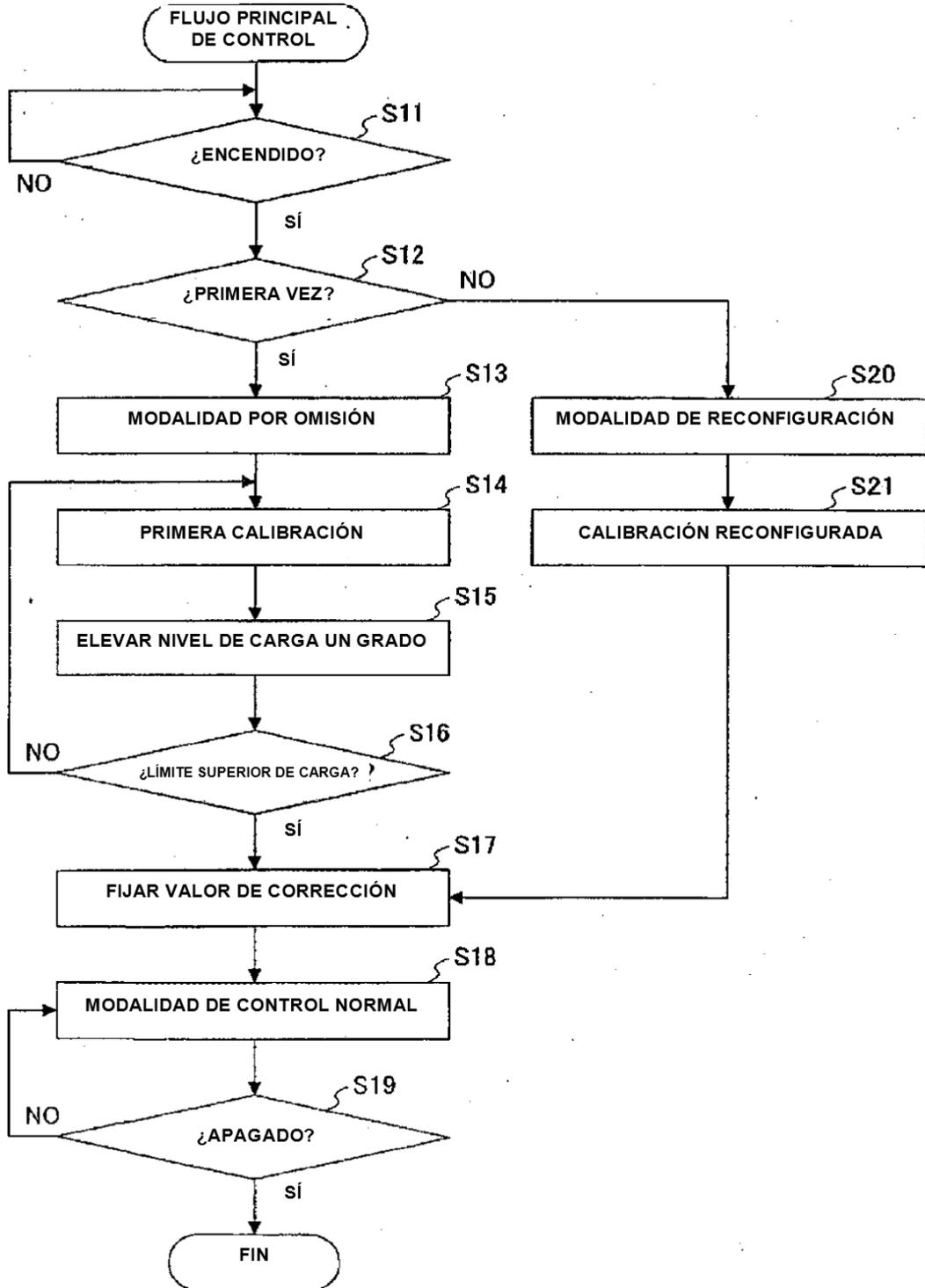


FIG.21

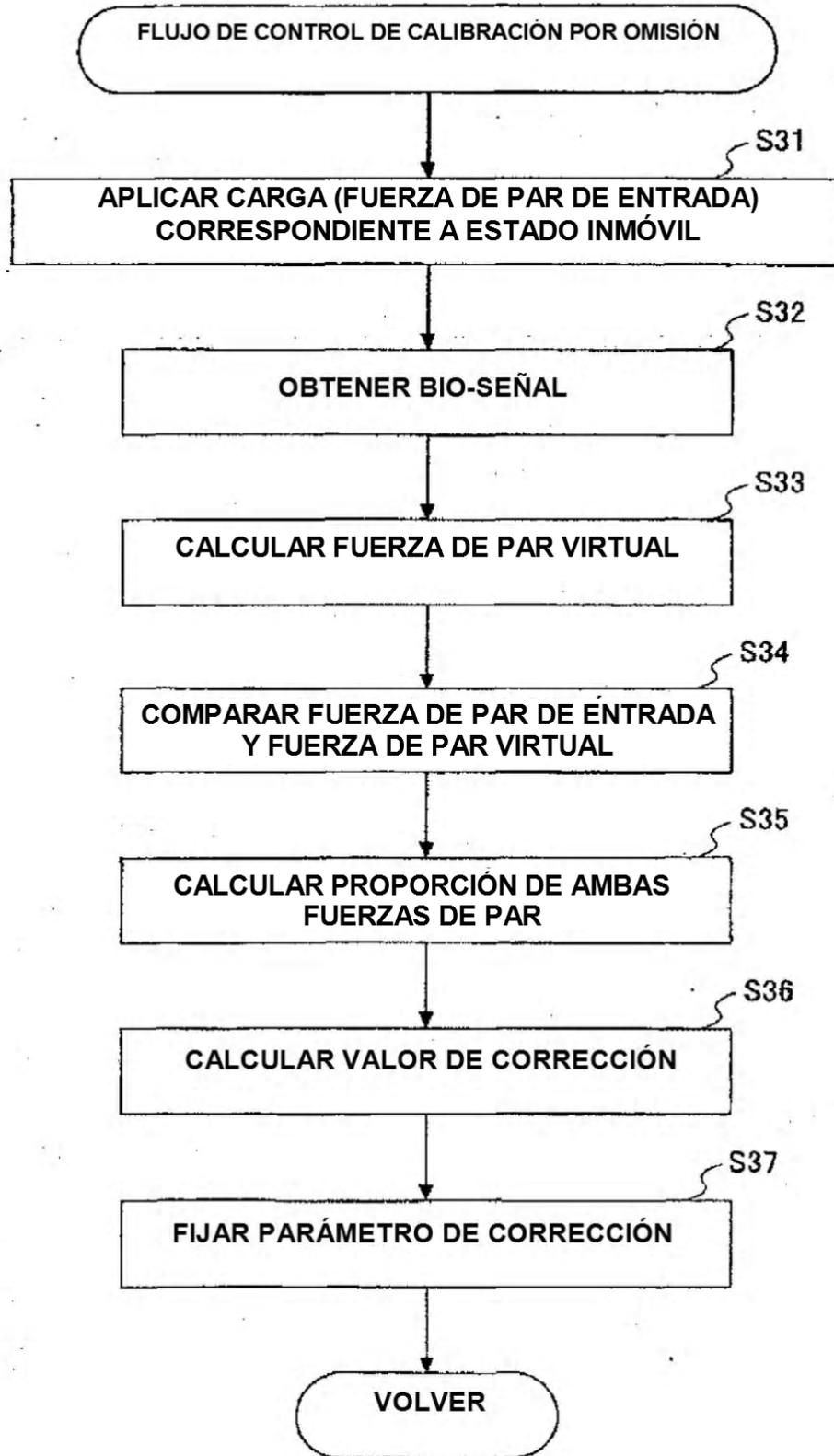


FIG.22

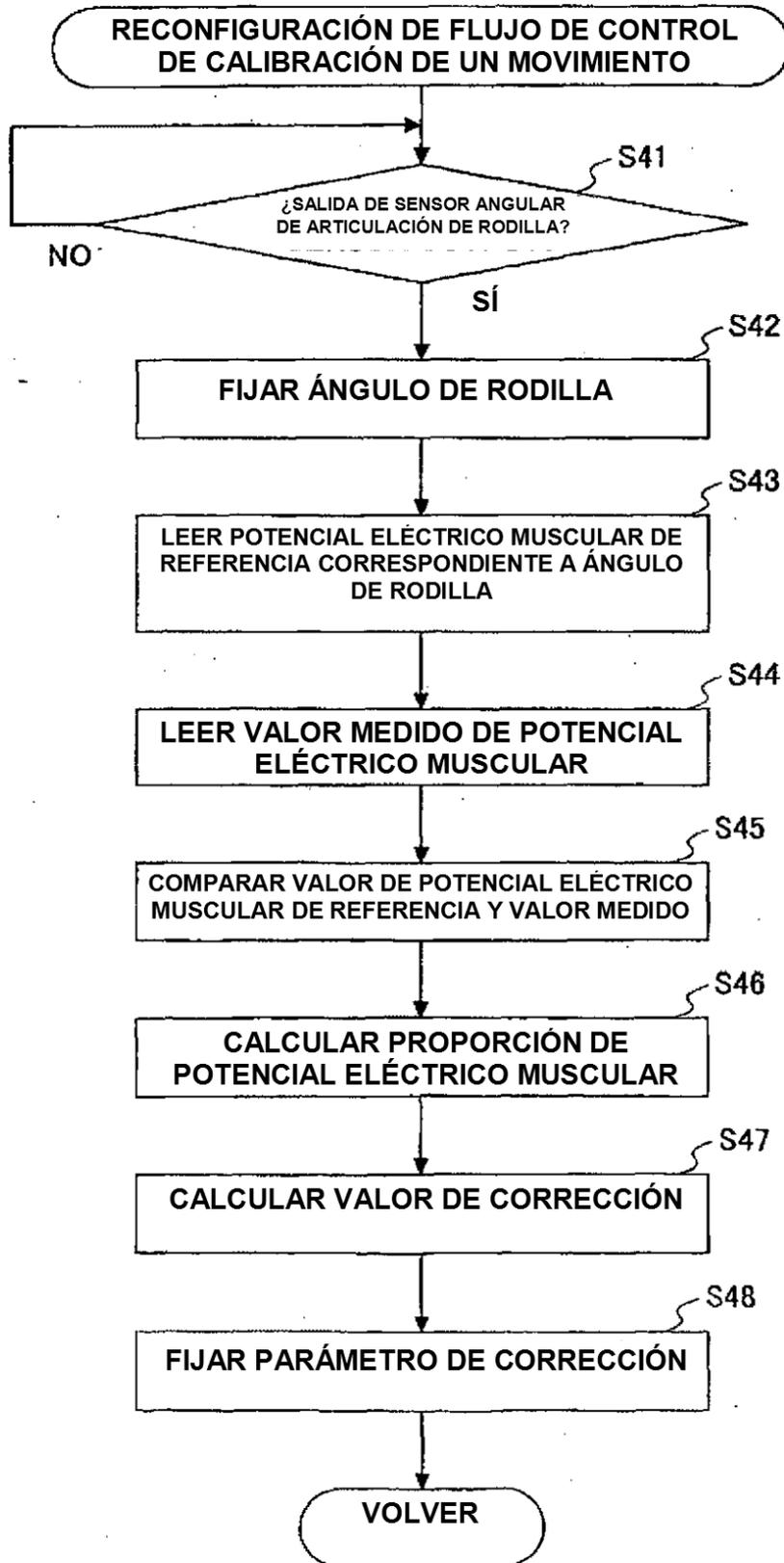


FIG.23

